



Modélisation du mouvement intersegmentaire in-vivo du rachis cervical.

N. Hoang

► To cite this version:

N. Hoang. Modélisation du mouvement intersegmentaire in-vivo du rachis cervical.. domain_other. Université de Technologie de Compiègne, 2008. Français. NNT: . tel-00410435

HAL Id: tel-00410435

<https://theses.hal.science/tel-00410435>

Submitted on 20 Aug 2009

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.

Université de technologie de Compiègne

**Thèse de
Bio-Ingénierie Biomécanique Biomatériaux
Intitulée**

**Modélisation du mouvement intersegmentaire
in-vivo du rachis cervical**

**Présentée par
Tuan Nghia HOANG**

Soutenue le 05 decembre 2008 devant le jury composé de:

Mme. V. BERRY-KROMER (Rapporteur)
M. P. GORCE
Mme. M.C. HO BA THO (Directeur de thèse)
M. F. MARIN (Directeur de thèse)
M. A. RASSINEUX (Président)
M. J. VAN DER SLOTEN (Rapporteur)

À ma famille et à ma copine,

REMERCIEMENTS

Je tiens à remercier tout particulièrement, ma directrice de thèse, Madame le professeur Marie-Christine HO BA THO, directrice du laboratoire biomécanique et bioingénierie, UMR CNRS 6600, de l'Université de Technologie de Compiègne, de l'attention, du soutien et de l'enseignement qu'elle a porté à mon travail de doctorant.

Je remercie vivement, mon co-directeur de thèse, Monsieur Frédéric MARIN, maître de conférences de l'Université de Technologie de Compiègne, pour avoir encadré mon travail pendant ces années de thèse. C'est grâce à lui que j'ai pu parfaire et mener à bien ces études.

J'exprime mes sincères remerciements à Madame Valérie BERRY-KROMER, maître de conférences de l'Institut National Polytechnique de Lorraine et Université Henri Poincaré-Nancy1 et Monsieur Jos VANDER SLOTEN le professeur du Katholieke Universiteit Leuven, qui ont bien voulu accepter de juger et d'être les rapporteurs de ce travail.

J'aimerais également remercier Monsieur le professeur Alain Rassineux, du laboratoire Roberval à l'Université de Technologie de Compiègne, qui m'a fait l'honneur d'exercer les fonctions de président du jury.

Je remercie, Monsieur le professeur Philippe GORCE de l'Université du Sud Toulon-Var, qui a fait l'honneur de participer au jury.

Je remercie bien sûr Hélène pour ses conseils et son travail de correction en tant que mon professeur de français. Je tiens à remercier Viet, c'est avec lui que j'ai eu tant de discussions fructueuses pendant ma thèse.

Sans oublier tous les collègues et les personnels du laboratoire biomécanique et bioingénierie dont l'aide et le soutien m'ont été précieux au cours de mon travail, et notamment: Tuan, Laurie, Morgan, Yann, Maximilien, Vincent, Clotilde, Oualid, Laetitia.

Un remerciement particulier, à tous mes amis à même promotion 42xf de l'école supérieur de génie civil Hanoï et à mes amis à Compiègne, pour tous les moments agréables passé ensemble.

Introduction	1
1. Chapitre I: Revue bibliographique de la biomécanique du rachis cervical.....	4
1.1. Anatomie des structures du rachis cervical	6
1.1.1. Structure osseuse du rachis cervical	6
1.1.2. Disques intervertébraux.....	9
1.1.3. Structures ligamentaires	10
1.1.4. Structures musculaires.....	12
1.2. Mouvement du rachis cervical.....	15
1.2.1. Définition des principales orientations:.....	15
1.2.2. Mouvement intersegmentaire	17
1.2.3. Mouvement global	18
1.3. Biomécanique du rachis cervical.....	19
1.3.1. Cinématique du rachis cervical.....	20
1.3.2. Propriétés mécaniques des structures anatomiques.....	26
1.3.3. Comportement mécanique de l'unité fonctionnelle.....	34
1.3.4. Chargement mécanique du rachis cervical.....	35
1.3.5. Synthèse de la biomécanique du rachis cervical.....	39
1.4. Modèles biomécaniques du rachis cervical	40
1.4.1. Modèle de corps rigides.....	41
1.4.2. Modèle de corps déformables	42
1.4.3. Synthèse sur les modèles du rachis cervical:.....	44
1.5. Synthèse bibliographique.....	44
2. Chapitre II: Modélisation du rachis cervical.....	46
2.1. Données expérimentales.....	48
2.1.1. Protocole d'acquisition.....	48
2.1.2. Sujets étudiés.....	50
2.1.3. Traitement des données expérimentales.....	50
2.1.4. Méthode de recalage des données expérimentales.....	54
2.1.5. Étude des erreurs des données expérimentales	58
2.2. Modèle ostéo-articulaire.....	63
2.2.1. Hypothèses du modèle.....	63
2.2.2. Modèle géométrique.....	63
2.2.3. Conditions aux limites.....	64
2.2.4. Propriété mécanique de l'unité fonctionnelle	64
2.2.5. Conditions de chargement.....	65
2.2.6. Processus de calcul.....	65
2.3. Modèle musculo-squelettique.....	69
2.3.1. Hypothèses du modèle.....	69
2.3.2. Modèle géométrique.....	69
2.3.3. Conditions aux limites.....	73
2.3.4. Propriétés mécaniques.....	74
2.3.5. Processus de calcul	77
3. Chapitre III: Résultats.....	79
3.1. Résultats expérimentaux.....	82
3.1.1. Modèle géométrique de l'acquisition radiographique.....	82
3.1.2. Résultats de recalage avec la correction.....	84
3.1.3. Amplitudes du mouvement.....	85

3.2. Etude des erreurs des données expérimentales.....	87
3.2.1. Erreurs de la segmentation.....	88
3.2.2. Erreurs de la mesure du mouvement externe.....	91
3.2.3. Erreurs de la méthode de recalage.....	93
3.3. Modèle ostéo-articulaire	95
3.3.1. Cas test (A, B de littérature).....	95
3.3.2. Modèle ostéo-articulaire avec A, B de l'optimisation.....	97
3.4. Modèle musculo-squelettique.....	102
3.4.1. Modèle standard.....	102
3.4.2. Modèle corrigé	106
4. Chapitre IV: Discussion.....	110
4.1. Discussion des données expérimentales.....	112
4.1.1. Modèle géométrique.....	112
4.1.2. Mesure du mouvement externe et méthode de recalage.....	114
4.2. Discussion du modèle ostéo-articulaire.....	114
4.2.1. Discussion des hypothèses du modèle.....	114
4.2.2. La stabilité numérique des réponses du modèle.....	121
4.2.3. Réponse du modèle ostéo-articulaire.....	125
4.2.4. Conclusion du modèle ostéo-articulaire.....	134
4.3. Exploitation biomécanique du modèle ostéo-articulaire	136
4.3.1. Intérêt de la méthodologie du modèle ostéo-articulaire.....	136
4.3.2. Cinématique intersegmentaire.....	137
4.3.3. Cinétique intersegmentaire.....	140
4.4. Discussion du modèle musculo-squelettique.....	143
5. Chapitre V: Conclusions et perspectives.....	148
5.1. Conclusions.....	148
5.2. Perspectives.....	150

Références.....	144
------------------------	------------

Symboles et notations

C_i	: vertèbres Cervicales (i de 0 à 7)
C_0	: la tête
C_1	: première vertèbre cervicale (Atlas)
C_2	: deuxième vertèbre cervicale (Axis)
$C_3, C_4, \dots, C_7$	: vertèbres du rachis cervical inférieur
T_1	: première vertèbre Thoracique
RCS	: R achis C ervical S upérieur (C_0 - C_2)
RCI	: R achis C ervical I nférieur (C_3 - C_7)
UF	: U nité F onctionnelle
CoR	: centre de rotation (C enter o f R otation)
RoM	: amplitude du mouvement (R ange o f M otion)
L.D.C	: L oi D e C omportement
Modèle OA	: modèle O stéo- A rticulaire
Modèle MS	: modèle M usculo- S quelettique
Θ	: angle de rotation
M	: M oment
F	: F orce

Introduction

Le rachis cervical est une structure anatomique complexe et compacte du corps humain. Il se compose, anatomiquement, de sept vertèbres, de disques intervertébraux et de systèmes ligamentaires et musculaires. Cette structure assure plusieurs fonctions biomécaniques: il supporte le poids de la tête et maintient sa posture stable; il permet une mobilité importante de la tête; il contient et protège la moelle épinière du système nerveux central.

Dans le contexte clinique, l'intérêt de l'étude sur le rachis cervical est lié aux pathologies au niveau du cou, elles peuvent être apparaitre de plusieurs natures. D'abord, ce sont les traumatismes des accidents, par exemple ceux d'automobile (coup du lapin, choc), de sport (rugby, plongée, chute) et de travail. Dans ce cas, le rachis cervical dépasse les limites physiologiques, ce qui conduit à une lésion. La dégénérescence et le vieillissement des tissus peuvent également amener à des pathologies du rachis cervical. C'est donc là un réel phénomène de santé publique.

Dans les cas cliniques avec la pathologie du rachis cervical, on a remarqué que peu de blessures sont aussi dévastatrices que celles affectant la moelle épinière, c'est la cause de la douleur non seulement au niveau de la tête et du cou mais aussi au niveau de l'épaule, du bras et de la main. Néanmoins, dans ces cas cliniques ou lorsqu'un patient a une douleur au rachis cervical, comment peut-on classer la gravité et localiser sa pathologie?

Pour répondre à cette question, les méthodes d'investigation du rachis cervical sont très variées. L'objectif de cette étude se situe bien dans la stratégie pour mieux comprendre le fonctionnement du rachis cervical d'un point de vue biomécanique. Pour mettre en évidence la motivation de ces travaux, on regarde, dans cette stratégie, quel niveau des études actuelles ont-elles atteint?

Sur l'aspect de l'évaluation du rachis cervical, actuellement, il existe deux méthodes communes pour le diagnostic et la classification des pathologies du cou, elles sont basées sur l'analyse des paramètres cinématiques in-vivo en utilisant deux techniques différentes: soit avec les images radiographiques, soit avec l'analyse du mouvement de la tête par rapport au thorax. Pourtant, ces méthodes contiennent encore des limitations.

La méthode radiographique permet d'analyser des mouvements intersegmentaires. Les informations obtenues concernent seulement les amplitudes du mouvement entre deux positions statiques (l'une de la position d'extension maximale et l'autre de la position de flexion maximale). Aucune information de mouvement continu n'est déterminée, et aucune connaissance des positions intermédiaires n'est obtenue.

Dans le cas de l'analyse du mouvement, c'est le mouvement continu global qui peut être analysé. Par contre c'est un mouvement externe de la tête par rapport au thorax ou bien le mouvement global du cou, en outre on n'a aucune d'information des mouvements intersegmentaires.

Mais la seule analyse des paramètres cinématiques n'est pas suffisante pour appréhender le fonctionnement du rachis cervical. Les fonctionnements des autres composants (les systèmes musculaires, ligamentaires et les disques intervertébraux) sont aussi nécessaires. Les paramètres cinétiques comme la force et le moment intersegmentaire rendent compte de la contraction des muscles, de la tension des ligaments et de la compression des disques intervertébraux. Mais dans les deux méthodes précédentes purement cinématiques, il n'y a aucune information sur les paramètres cinétiques associés au mouvement. On peut trouver deux principaux types d'études concernant les paramètres cinétiques: les études in-vitro et les études in-vivo.

À partir des études in-vitro, les auteurs ont essayé de décrire le comportement mécanique des segments en construisant la courbe de la relation entre le moment appliqué et l'angle de rotation mesuré. Cependant, les composants des pièces anatomiques utilisés ne sont pas intacts et leurs fonctionnements sont différents par rapport à la situation in-vivo d'un corps humain, par conséquent, ces études in-vitro ne peuvent pas refléter ce qui se passe in-vivo et sont difficilement transposables.

In-vivo, en utilisant les capteurs de force ou le technique EMG, les études effectuées dans la littérature ont estimé les paramètres cinétiques de la structure du rachis cervical. Pourtant, on peut calculer seulement pour la position statique mais il n'y a aucune information associée au mouvement du rachis cervical.

Vu les limitations des méthodes d'analyse clinique mais aussi des études plus fondamentales, nous proposons la réalisation de deux types de modèle du rachis cervical, un modèle ostéo-articulaire et un musculo-squelettique. Les modèles sont utilisés les données expérimentales de la radiologie et du système de mesure du mouvement externe. Ces modèles ont pour objectif de déterminer **la cinématique et le comportement des segments du rachis cervical pendant son mouvement continu in-vivo.**

Ce manuscrit est constitué de cinq chapitres:

Le premier chapitre est une synthèse de la revue bibliographique de la biomécanique du rachis cervical. Ce chapitre est structuré en quatre parties. D'abord, l'anatomie des composants du rachis cervical sera présentée: la structure osseuse, les disques intervertébraux, les structures ligamentaires et musculaires ainsi que le mouvement du rachis cervical. Ensuite, c'est l'état de connaissance de la biomécanique du rachis cervical qui sera détaillé, cette partie se compose de la cinématique intersegmentaire et globale; les propriétés mécaniques des composants anatomiques; le comportement mécanique; et le chargement mécanique du rachis cervical. Puis, les modèles biomécaniques existants du rachis cervical (modèles de corps rigides et modèles éléments finis) seront décrits en regardant la géométrie, les conditions aux limites, les conditions de chargement et la validation des modèles par rapport aux données de la littérature. Et à la fin de ce chapitre, la synthèse bibliographique est réalisée.

Le deuxième chapitre va exposer la modélisation du rachis cervical. L'objectif de ce chapitre est la proposition d'une méthode de modélisation pour déterminer les paramètres

cinématiques et cinétiques intersegmentaires pendant le mouvement continu du rachis cervical in-vivo. Dans un premier temps, les données expérimentales du modèle seront présentées, ce qui concerne un protocole d'acquisition in-vivo permettant la réalisation de clichés radiographiques et de mesurer les paramètres du mouvement continu de la tête par rapport au thorax. Dans un deuxième temps, la construction d'un modèle ostéo-articulaire personnalisé des corps rigides du rachis cervical sera présentée. En se basant sur les hypothèses du modèle, les étapes de sa mise en œuvre sont: le modèle géométrique; les propriétés mécaniques de l'unité fonctionnelle; les conditions aux limites et de chargement; et le processus de calcul. Dans un troisième temps, un modèle musculo-squelettique du rachis cervical sera développé. Cette dernière section débutera par les hypothèses du modèle, puis les étapes de la modélisation seront détaillées: le modèle géométrique; les propriétés mécaniques; les conditions aux limites et de chargement, elle se terminera par le processus de calcul du modèle.

Le troisième chapitre va présenter tous les résultats obtenus et il se compose de quatre parties. La première partie se compose des résultats expérimentaux, elle commencera par le modèle géométrique de l'acquisition radiographique, puis se poursuivra par le résultat du recalage, enfin se terminera par les amplitudes du mouvement. La deuxième partie concerne les résultats à partir de l'étude des erreurs expérimentales: erreurs de segmentation; erreurs de la mesure du mouvement externe et erreurs de la méthode de recalage. La troisième partie présentera les résultats concernant le modèle ostéo-articulaire. La quatrième partie contient les résultats du modèle musculo-squelettique.

Le quatrième chapitre concerne la discussion, il est divisé en quatre parties. D'abord, on discutera sur les données expérimentales du modèle. Ensuite, le modèle ostéo-articulaire sera discuté, ce travail a pour but de justifier les hypothèses utilisées ainsi que les réponses obtenues du modèle ostéo-articulaire. Puis, à partir des nouveaux résultats du modèle, l'exploitation biomécanique du modèle ostéo-articulaire sera abordée en montrant l'intérêt et l'avantage de ce modèle. Enfin on discutera sur la réponse du modèle musculo-squelettique.

Le cinquième chapitre présentera la conclusion et les perspectives de notre étude.

1. Chapitre I: Revue bibliographique de la biomécanique du rachis cervical

Ce chapitre est une synthèse de la revue bibliographique de la biomécanique du rachis cervical. Ce chapitre est structuré en quatre parties. Dans un premier temps, il sera présenté l'anatomie du rachis cervical (paragraphe 1.1) et le mouvement du rachis cervical (1.2), puis l'état de connaissance de la biomécanique du rachis cervical (paragraphe 1.3). Dans un deuxième temps, un modèle biomécanique du rachis cervical sera décrit (paragraphe 1.4), et à la fin de ce chapitre une synthèse bibliographique est réalisée (paragraphe 1.5).

1. Chapitre I: Revue bibliographique de la biomécanique du rachis cervical.....	4
1.1. Anatomie des structures du rachis cervical	6
1.1.1. Structure osseuse du rachis cervical	6
1.1.2. Disques intervertébraux.....	9
1.1.3. Structures ligamentaires	10
1.1.4. Structures musculaires.....	12
1.2. Mouvement du rachis cervical.....	15
1.2.1. Définition des principales orientations:.....	15
1.2.2. Mouvement intersegmentaire	17
1.2.3. Mouvement global	18
1.3. Biomécanique du rachis cervical.....	19
1.3.1. Cinématique du rachis cervical.....	20
1.3.2. Propriétés mécaniques des structures anatomiques.....	26
1.3.3. Comportement mécanique de l'unité fonctionnelle.....	34
1.3.4. Chargement mécanique du rachis cervical.....	35
1.3.5. Synthèse de la biomécanique du rachis cervical.....	39
1.4. Modèles biomécaniques du rachis cervical	40
1.4.1. Modèle de corps rigides.....	41
1.4.2. Modèle de corps déformables	42
1.4.3. Synthèse sur les modèles du rachis cervical:.....	44
1.5. Synthèse bibliographique.....	44
2. Chapitre II: Modélisation du rachis cervical.....	46
2.1. Données expérimentales.....	48
2.1.1. Protocole d'acquisition.....	48
2.1.2. Sujets étudiés.....	50
2.1.3. Traitement des données expérimentales.....	50
2.1.4. Méthode de recalage des données expérimentales.....	54
2.1.5. Étude des erreurs des données expérimentales	58
2.2. Modèle ostéo-articulaire.....	63
2.2.1. Hypothèses du modèle.....	63
2.2.2. Modèle géométrique.....	63
2.2.3. Conditions aux limites.....	64

2.2.4. Propriété mécanique de l'unité fonctionnelle	64
2.2.5. Conditions de chargement.....	65
2.2.6. Processus de calcul.....	65
2.3. Modèle musculo-squelettique.....	69
2.3.1. Hypothèses du modèle.....	69
2.3.2. Modèle géométrique.....	69
2.3.3. Conditions aux limites.....	73
2.3.4. Propriétés mécaniques.....	74
2.3.5. Processus de calcul	77
3. Chapitre III: Résultats.....	79
3.1. Résultats expérimentaux.....	82
3.1.1. Modèle géométrique de l'acquisition radiographique.....	82
3.1.2. Résultats de recalage avec la correction.....	84
3.1.3. Amplitudes du mouvement.....	85
3.2. Etude des erreurs des données expérimentales.....	87
3.2.1. Erreurs de la segmentation.....	88
3.2.2. Erreurs de la mesure du mouvement externe.....	91
3.2.3. Erreurs de la méthode de recalage.....	93
3.3. Modèle ostéo-articulaire	95
3.3.1. Cas test (A, B de littérature).....	95
3.3.2. Modèle ostéo-articulaire avec A, B de l'optimisation.....	97
3.4. Modèle musculo-squelettique.....	102
3.4.1. Modèle standard.....	102
3.4.2. Modèle corrigé	106
4. Chapitre IV: Discussion.....	110
4.1. Discussion des données expérimentales.....	112
4.1.1. Modèle géométrique.....	112
4.1.2. Mesure du mouvement externe et méthode de recalage.....	114
4.2. Discussion du modèle ostéo-articulaire.....	114
4.2.1. Discussion des hypothèses du modèle.....	114
4.2.2. La stabilité numérique des réponses du modèle.....	121
4.2.3. Réponse du modèle ostéo-articulaire.....	125
4.2.4. Conclusion du modèle ostéo-articulaire.....	134
4.3. Exploitation biomécanique du modèle ostéo-articulaire	136
4.3.1. Intérêt de la méthodologie du modèle ostéo-articulaire.....	136
4.3.2. Cinématique intersegmentaire.....	137
4.3.3. Cinétique intersegmentaire.....	140
4.4. Discussion du modèle musculo-squelettique.....	143
5. Chapitre V: Conclusions et perspectives.....	148
5.1. Conclusions.....	148
5.2. Perspectives.....	150

1.1. Anatomie des structures du rachis cervical

Ce paragraphe présente l'anatomie du rachis cervical. Celle-ci se compose de quatre structures: une osseuse (1.1.1), une discale ou les disques intervertébraux (1.1.2), une ligamentaire (1.1.3) et une musculaire (1.1.4)

1.1.1. Structure osseuse du rachis cervical

Le rachis cervical est le premier des quatre tronçons de la colonne vertébrale (Figure 1.1), il se compose de sept vertèbres (de C1 à C7) et de la base de la tête (C0). En raison de la différence entre les géométries et les fonctions, on peut diviser le rachis cervical en deux parties: le rachis cervical supérieur (C0-C1-C2) et le rachis cervical inférieur (C3 à C7).

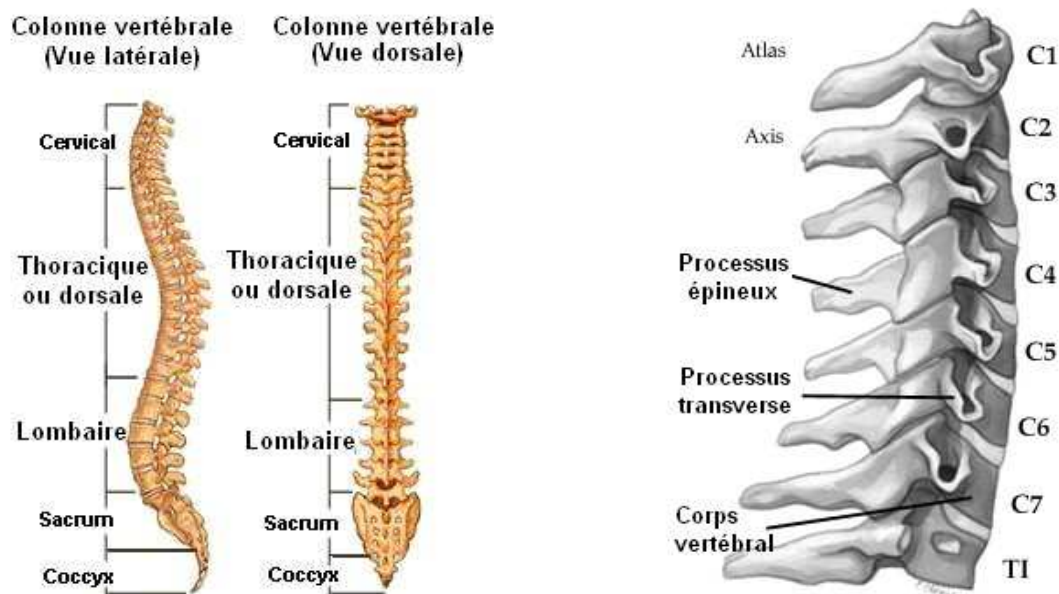


Figure 1.1: Colonne vertébrale (vue latérale et dorsale) et rachis cervical

a) Le rachis cervical supérieur (C0-C1-C2)

Le rachis cervical supérieur est constitué des deux premières vertèbres (C1:Atlas, C2:Axis), très dissemblables aussi bien avec les autres vertèbres cervicales qu'entre elles. On y rajoute souvent l'os occipital du crâne (C0). Ces trois segments sont réunis par une chaîne articulaire complexe assurant un réglage fin de l'orientation de la tête dans l'espace.

Occipital C0 (Figure 1.2): C'est un os plat symétrique situé dans la partie médiane, postérieure et inférieure du crâne. Il a la forme d'un fragment de sphère dont les bords dessinent un losange. L'occipital est traversé dans sa partie inférieure par un large orifice ovale faisant communiquer la cavité crânienne avec le canal rachidien. On distingue quatre parties à l'occipital: une antérieure appelée corps ou apophyse basilaire, deux latérales appelées masses latérales et une postérieure appelée écaille de l'occipital (Figure 1.2).

On trouve sur la face exocrânienne de chacune des masses latérales une saillie convexe de forme elliptique, les condyles de l'occipital qui s'articulent avec l'atlas.

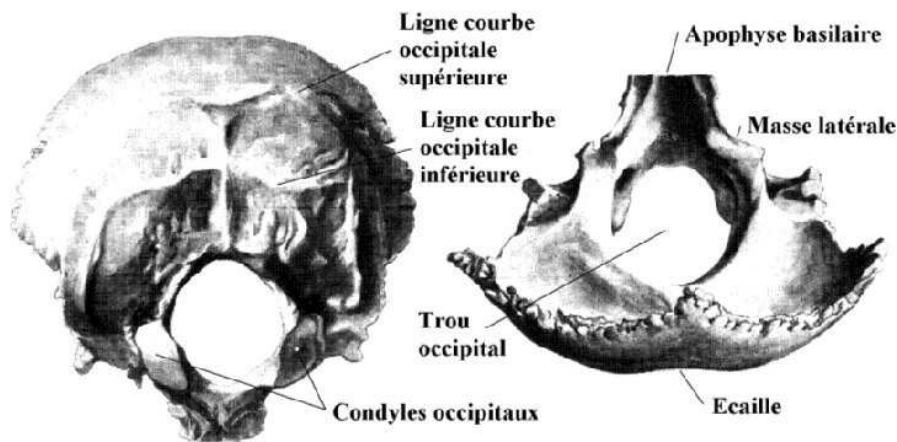


Figure 1.2: Occipital, face exocrânienne et endocrânienne (Rouvière, 1991)

Atlas C1 (Figure 1.3a): Cette première vertèbre de la colonne vertébrale se situe entre l'occipital et l'axis. Elle se compose:

- + L'arc antérieur de l'atlas (1) porte sur sa face postérieure une petite facette articulaire verticale (10).
- + L'arc postérieur de l'atlas (7) est réduit à deux masses latérales (3) avec la facette articulaire supérieure concave (4) et la facette articulaire inférieure convexe (12).
- + Le ligament transverse (9) est une structure très importante, il a le rôle de stabilisateur lors du mouvement entre deux facettes articulaires verticales de C1 et C2.

Axis C2 (Figure 1.3b): Cette vertèbre du rachis cervical se compose:

- + En antérieur, le corps vertébral (6) a une apophyse odontoïde (1) au centre. Cette apophyse constitue deux facettes articulaires antérieure (2) et postérieure (3) qui sont successivement en contact avec la facette verticale et le ligament transverse de C1. Ce corps vertébral supporte aussi deux facettes articulaires supérieures (4) positionnées comme des épaulettes dont les surfaces supérieures sont convexes et en contact avec les surfaces inférieures de l'atlas.
- + En postérieur, c'est un arc qui est constitué de deux lames (8). Au dessous des lames s'implantent les processus articulaires inférieures (7), portant des facettes cartilagineuses orientées en bas et en avant, qui sont en contact avec les facettes supérieures de la troisième vertèbre cervicale C3.

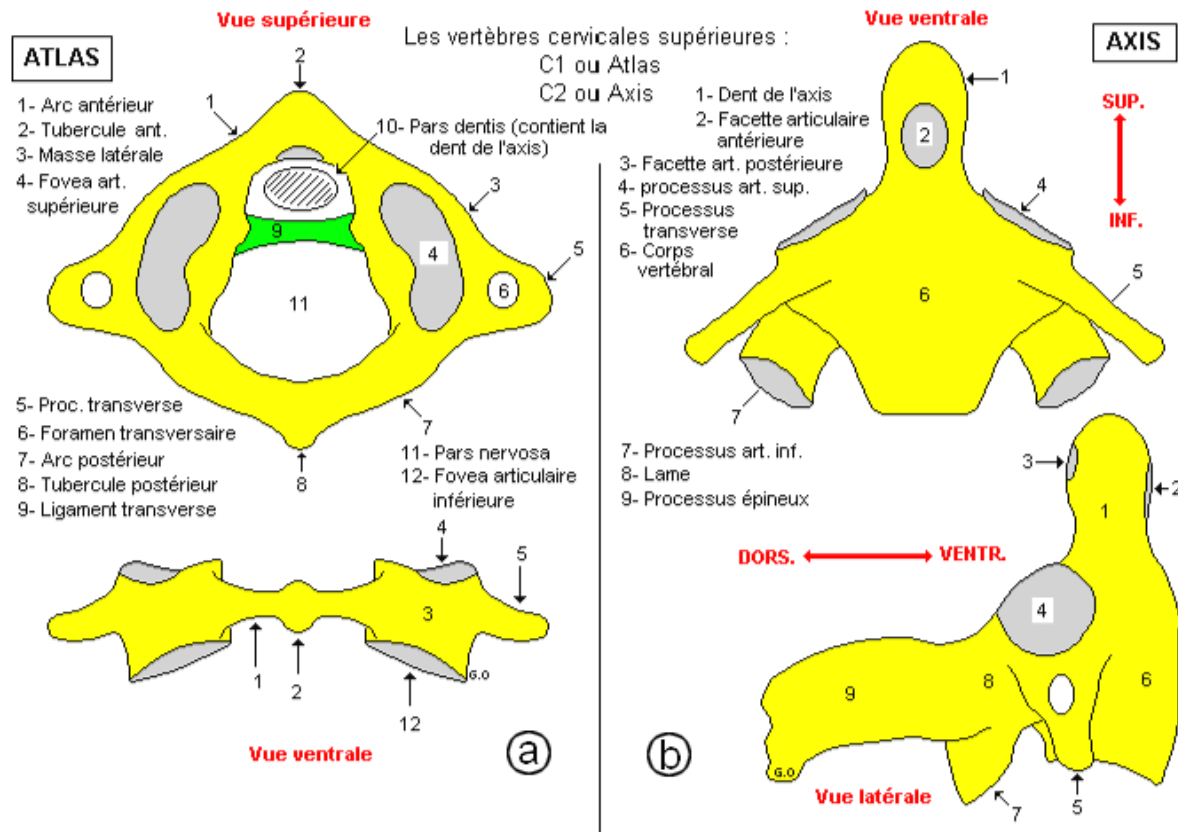


Figure 1.3: Les vertèbres supérieures du rachis cervical: C1 ou Atlas et C2 ou Axis (www.anatomie-humaine.com)

b) Le rachis cervical inférieur (C3 à C7)

Le rachis cervical inférieur est constitué de cinq vertèbres (C3 à C7) de géométrie similaire (Figure 1.4). Ces vertèbres se situent entre le plateau inférieur de l'axis (C2) et le plateau supérieur de la première vertèbre thoracique (T1).

Le corps vertébral antérieur crée un pilier antérieur avec le rôle de support et les arcs postérieurs constituent les deux colonnettes articulaires avec le rôle de contrôle dynamique.

En antérieur, il y a un corps vertébral (1) avec les plateaux supérieur et inférieur (11) en forme de selle de cheval. Les plateaux supérieurs sont limités latéralement par les processus unciformes (2) qui constituent à chaque niveau deux articulations uncovertébrales.

En postérieur, les arcs postérieurs vont créer deux colonnettes articulaires (9) par contact entre les processus articulaires supérieurs (6) et inférieurs (8) correspondantes. D'autre part, les lames (7) et les processus épineux (10) reliés entre-elles avec les ligaments épineux pour diriger et protéger le corps spinal.

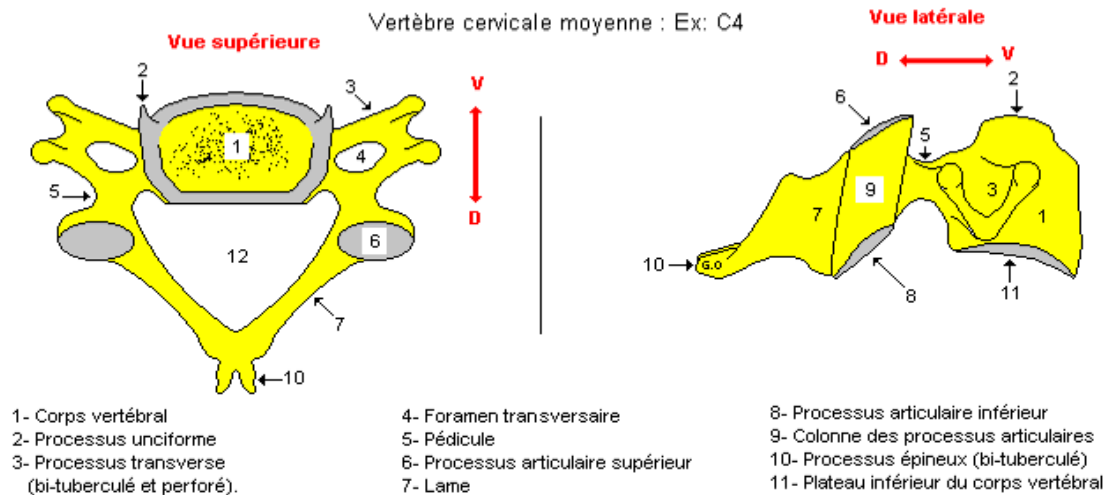


Figure 1.4: Vertèbre cervicale moyenne (www.anatomie-humaine.com)

1.1.2. Disques intervertébraux

Ils sont situés entre les plateaux inférieurs et supérieurs des corps vertébraux de deux vertèbres adjacentes. La structure de chaque disque est en deux parties: le nucleus pulposus (np) et l'annulus fibrosus (af).

Le nucleus pulposus est la partie centrale du disque, c'est une substance gélatineuse composée de 70% à 90% d'eau.

L'annulus fibrosus du disque cervical n'est pas constitué des couches fibreuses concentriques autour du noyau nucleus pulposus contrairement au disque lombaire. Pour le rachis cervical, l'annulus fibrosus est plus épais vers antérieur, tandis qu'en postérieur il est représenté par peu des fibres avec une petite épaisseur d'environ 1mm.

De plus, en postérieur du disque cervical, il apparaît une fissure transversale. Cette fissure se développe à partir de 9 ans jusqu'à atteindre le centre du disque vers l'âge de 30 ans.

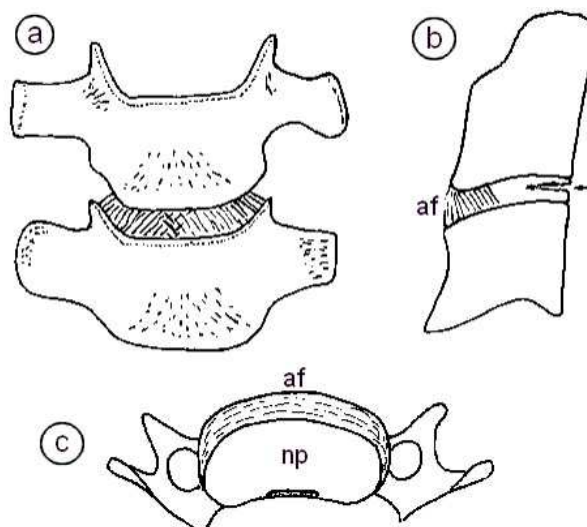


Figure 1.5: Disque intervertébral (Bogduk, 2000)
(a: vue frontale, b: vue latérale, c: coupe horizontale)

1.1.3. Structures ligamentaires

Les ligaments du rachis cervical permettent la stabilisation passive des éléments osseux. Il y a environ une vingtaine de ligaments dans cette structure. Ces ligaments sont classés en différents groupes:

- + Les ligaments antérieurs
- + Les ligaments postérieurs
- + Les ligaments latéraux
- + Les ligaments des arcs postérieurs.

La synthèse des groupes de ligaments du rachis cervical est présentée dans le tableau suivant:

Ligament	Réf.	Ligament	Réf.
Ligaments antérieurs		Ligaments des arcs postérieurs	
Occipito-atloïdien antérieur (membrana atlantooccipitalis anterior)	1	Occipito-atloïdiens postérieurs (membrana atlantooccipitalis posterior)	12
Occipito-atloïdiens antéro-latéraux	2	Atloïdio-axoïdiens postérieurs (membrana atloïdo-axoïdienne)	13
Atloïdio-axoïdien antérieur	3	Interépineux (ligamentum interspinalla)	14
Vertébral commun antérieur (ligamentum longitudinale antenus)	4	Cervical postérieur (ligamentum nuchae)	15
Ligaments postérieurs		Capsules de l'articulation zygapophysaire (capsulae articulares)	16
Occipito-odontoïdien médian (ligamentum apicis dentis)	5	Jaunes (ligamenta flava)	17
Cruciforme (ligamentum cruciforme atlantis)	6	Ligaments du rachis cervical inférieur	
Transverse de C1 (ligamentum transversum atlantis)	6a	Vertébral commun antérieur (ligamentum longitudinale anterus)	4
Occipito-transversaire	6b	Vertébral commun postérieur (ligamentum longitudinale posterius)	8
Transverso-axoïdien	6c	Interépineux	14
Occipito-axoïdien (membrana tectoria)	7	Capsules articulaires	16
Vertébral commun postérieur (ligamentum longitudinale posterius)	8	Ligaments jaunes	17
Ligaments latéraux		Intertransversaires (ligamenta intertransversaria)	18
Occipito-odontoïdiens latéraux (ligamenta alaria)	9	Capsules unco-vertébrales	19
Capsules de l'articulation occipito-atloïdienne	10	Susépineux (ligamentum supraspinale)	20
Occipito-atloïdien latéraux	10b		
Capsules de l'articulation atloïdo-axoïdienne	11		

Tableau 1.1: Ligament du rachis cervical (Bonneau, 2003)

Les figures 1.6 et 1.7 présenteront les ligaments du rachis cervical. Les annotations des figures se rapportent au tableau 1.1.

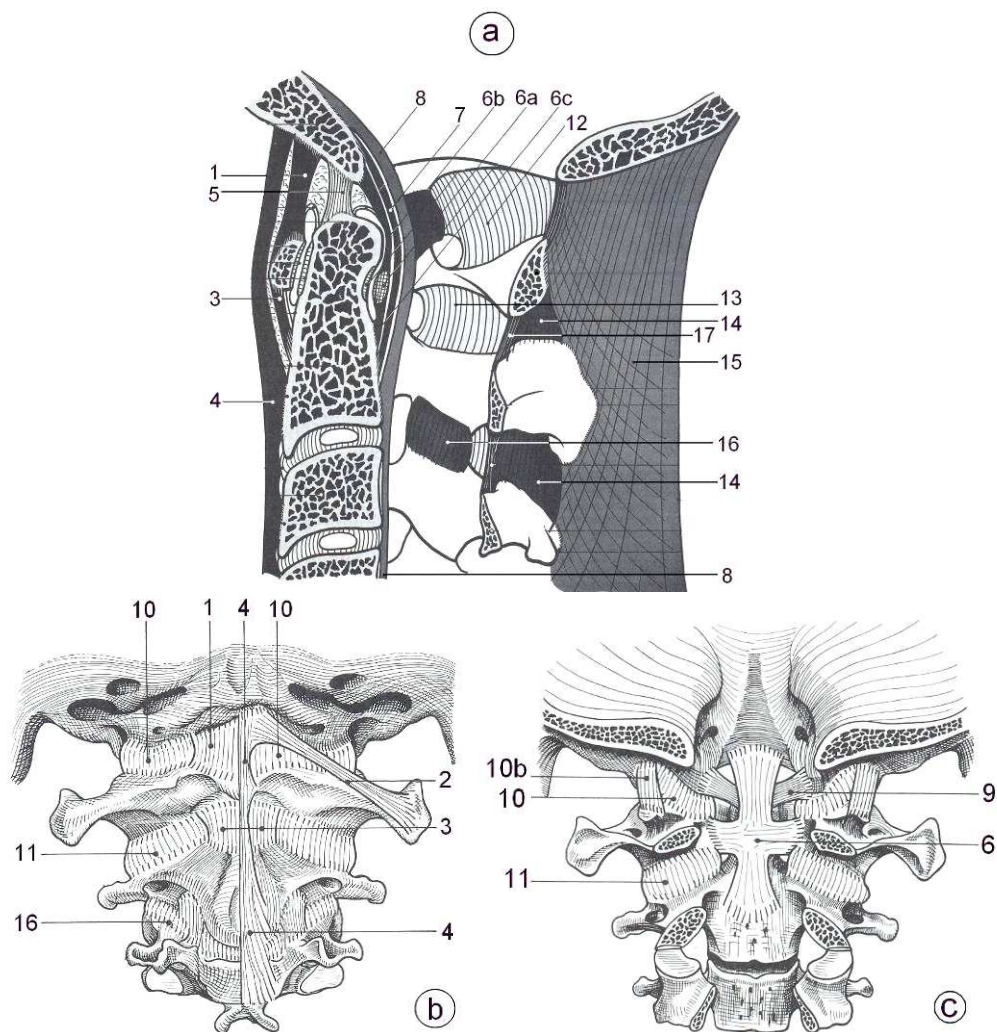


Figure 1.6: Ligaments du rachis cervical supérieur (Kapandji, 1986)
Coupe mi-sagittale (a), vue postérieure sur plan moyen (b), et sur plan superficiel (c)

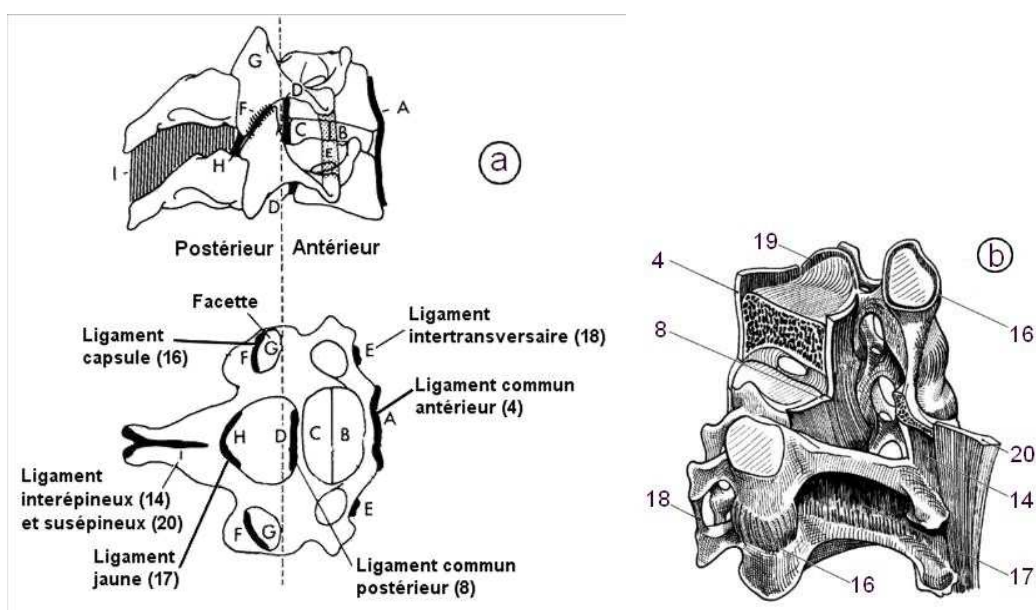


Figure 1.7: Ligaments du rachis cervical inférieur (Kapandji, 1986)

1.1.4.Structures musculaires

La structure musculaire du rachis cervical est très complexe avec 50 à 60 paires de muscles. Ces muscles sont répartis de manière symétrique par rapport au plan sagittal. Ils permettent la mise en mouvement (rôle actif) et la stabilisation (rôle passif) du rachis cervical.

Un travail de classification et de simplification a pour objectif d'aboutir à une cartographie de groupes musculaires (*Bonneau, 2003*). Les muscles du cou peuvent être divisés comme ci-dessous:

- + Muscles rachidiens céphaliques
 - Obliques capitis supérieur
 - Obliques capitis inférieur
 - Rectus capitis major postérieur
- + Muscles rachidiens 'purs' dorsaux
 - Splénius et sacro transversale
 - Spinal transversal
 - Semi spinal capitis
- + Muscles scaphoïdes rachidiens
 - Levator scapulaire
 - Rhomboïdes
 - Trapèzes
- + Muscles céphaliques ventraux
 - Sterno-cléido-mastoïdien
- + Muscles costaux vertébraux ventraux et latéraux
 - Scalènes antérieurs
 - Scalènes moyens
 - Scalènes postérieurs
- + Muscles rachidiens ventraux latéraux

Les figures suivantes présentent les muscles du cou selon une autre conception celle de *Kapandji* (1986). Il a groupé ces muscles du cou en se basant sur leurs positions anatomiques:

- + Muscles sterno-cleido-occipito-mastoïdien (figure 1.8)
- + Muscles pré-vertébraux (figure 1.9)
- + Muscle de la nuque (figure 1.10)
- + Muscles sous-occipitaux (figure 1.11)

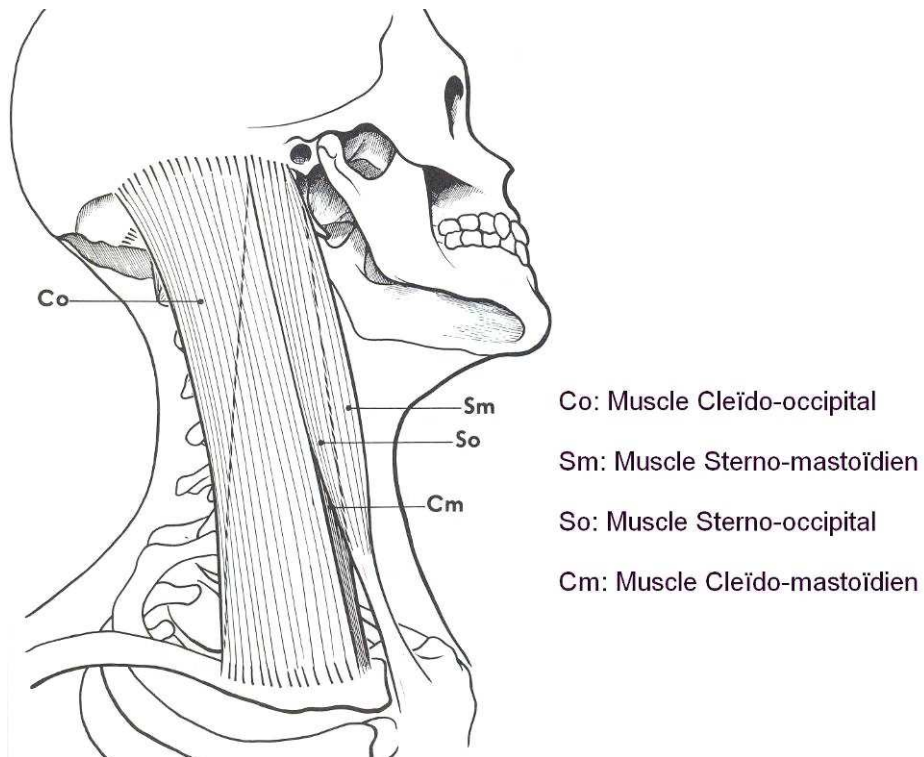


Figure 1.8: Muscles sterno-cleïdo-occipito-mastoïdien (*Kapandji, 1986*)

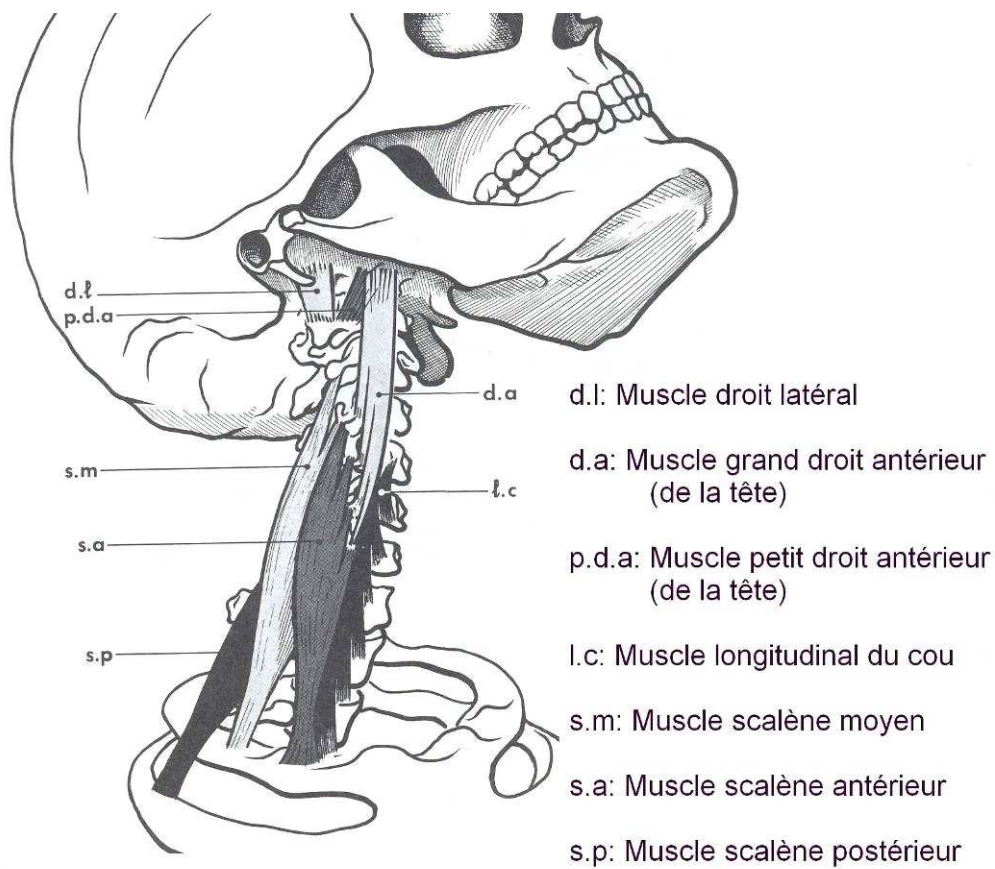
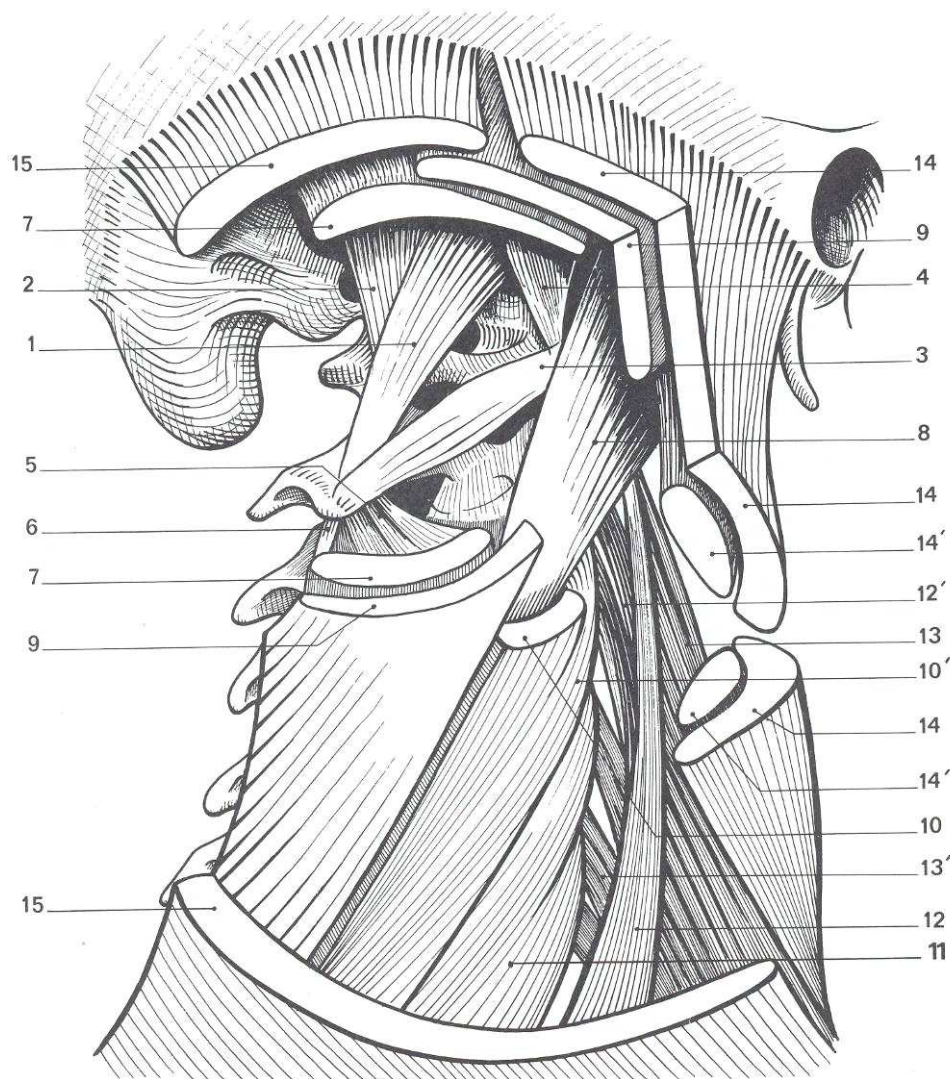


Figure 1.9: Muscles pré-vertébraux (*Kapandji, 1986*)



- | | |
|-----------------------------------|---|
| 1 : Muscle grand droit postérieur | 9 : Muscle splénius capitis |
| 2 : Muscle petit droit postérieur | 10, 10' : Muscle splénius colli |
| 3 : Muscle grand oblique | 11 : Muscle transversaire du cou |
| 4 : Muscle petit oblique | 12 : Muscle angulaire de l'omoplate |
| 5 : Muscle transversaire épineux | 13 : Muscles scalènes moyen et postérieur |
| 6 : Muscle inter-épineux | 14, 14' : Muscles sterno-cleido-occipito-mastoïdien |
| 7 : Muscle grand complexe | 15 : Muscle trapèze |
| 8 : Muscle petit complexe | |

Figure 1.10: Muscle de la nuque (*Kapandji, 1986*)

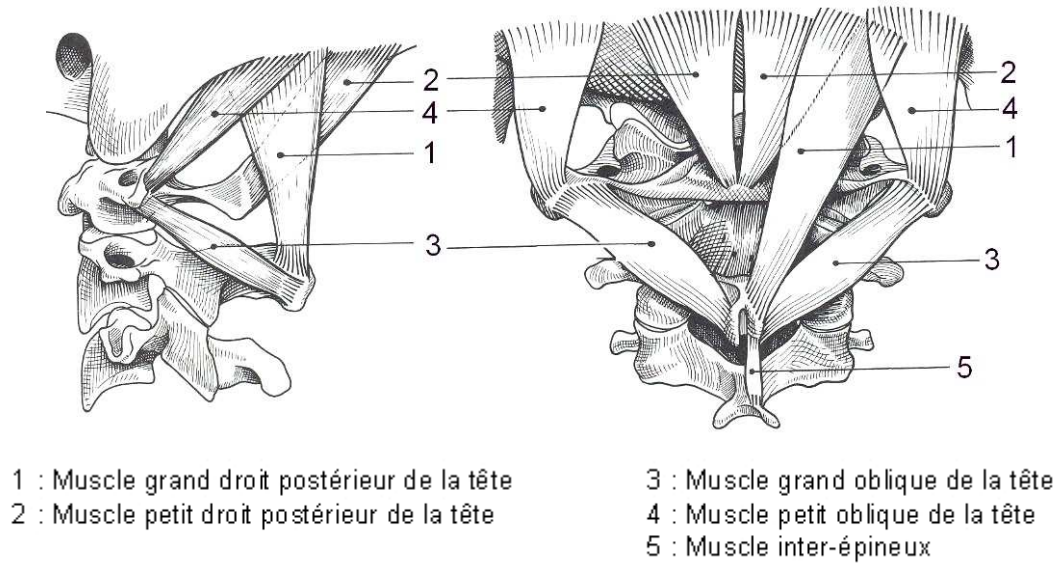


Figure 1.11: Muscles sous-occipitaux vue latérale et postérieure (*Kapandji, 1986*)

1.2.Mouvement du rachis cervical

Ce paragraphe aborde les études du mouvement du rachis cervical. Il commencera par la définition des principales orientations (1.2.1), puis se poursuivra par le mouvement intersegmentaire de chaque unité fonctionnelle (1.2.2) enfin se terminera par le mouvement global de l'ensemble du rachis cervical (1.2.3).

1.2.1.Définition des principales orientations:

Afin de repérer les différentes orientations du rachis cervical, nous allons définir les trois plans anatomiques suivants (figure 1.12):

- + Le plan sagittal (OXZ), il est le plan de symétrie du corps humain;
- + Le plan frontal (OYZ), il est correspond au plan vertical perpendiculaire au plan sagittal;
- + Le plan horizontal (OXY), il perpendiculaire aux deux autres.

Les axes du repère orthonormal OXYZ sont définis par les intersections de ces plans.

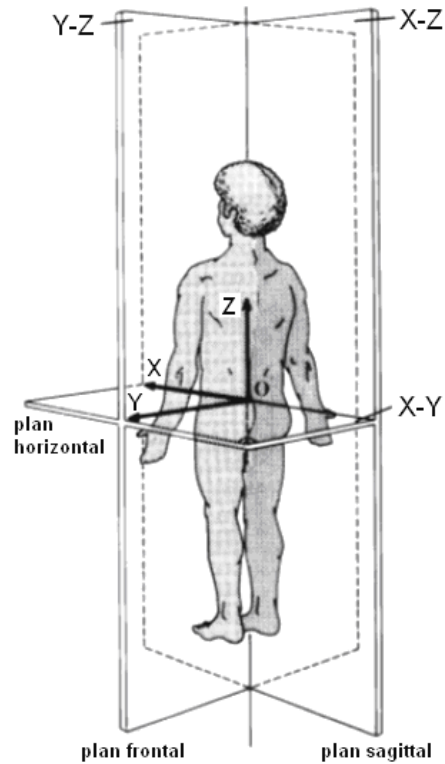


Figure 1.12: Trois plans anatomiques de référence (Kapandij, 1986)

Les mouvements du rachis cervical sont décomposés suivant les trois plans anatomiques ci-dessus (figure 1.13):

- + Le mouvement de flexion/extension dans le plan sagittal;
- + Le mouvement d'inclinaison latérale dans le plan frontal;
- + Le mouvement de rotation axiale dans le plan horizontal.

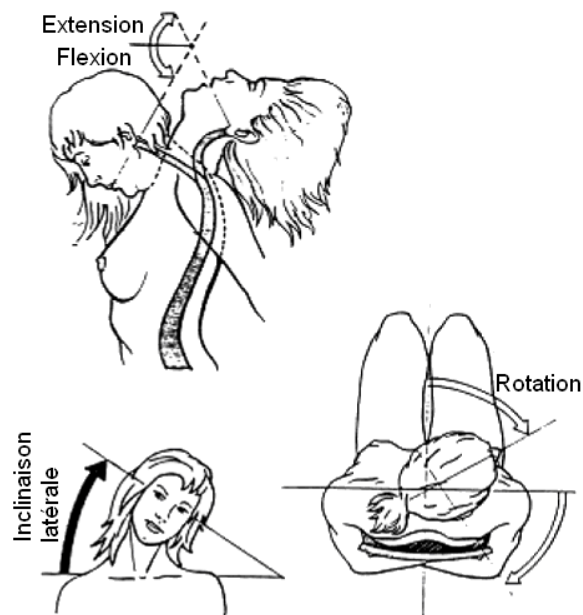


Figure 1.13: Les mouvement du rachis cervical (Kapandij, 1986)

1.2.2. Mouvement intersegmentaire

On va maintenant analyser le mouvement de chaque unité fonctionnelle (deux vertèbres adjacentes) ou bien le mouvement intersegmentaire du rachis cervical.

a) Mouvement de C0-C1

La liaison entre l'occipital et l'atlas peut être assimilée à une articulation sphérique (figure 1.14). Cette liaison permet de réaliser trois types du mouvement suivants:

- + Le mouvement de rotation axiale autour de l'axe QO;
- + Le mouvement de flexion/extension autour de l'axe transversal passant O;
- + Le mouvement d'inclinaison autour de l'axe PO.

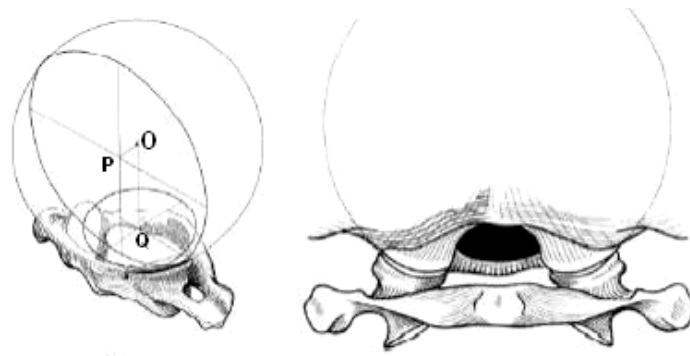


Figure 1.14: Articulacion C0-C1 (Kapandij, 1986)

b) Mouvement de C1-C2 (figure 1.15)

Le mouvement de flexion/extension est réalisé par une combinaison de roulement et de glissement entre les facettes articulaires inférieures de C1 et les facettes articulaires supérieures de C2. Simultanément, il y a un glissement de l'arc antérieur de C1 sur la facette odontoïdienne de C2 selon la direction verticale. Ces mouvements sont stabilisés par les ligaments transverses.

Le mouvement de rotation axiale a lieu autour de l'axe vertical de l'apophyse odontoïde (axe servant de pivot) entre la facette odontoïdienne de C2 et la facette articulaire de l'arc antérieur de C1.

Le mouvement d'inclinaison latérale entre l'atlas et l'axis est impossible.

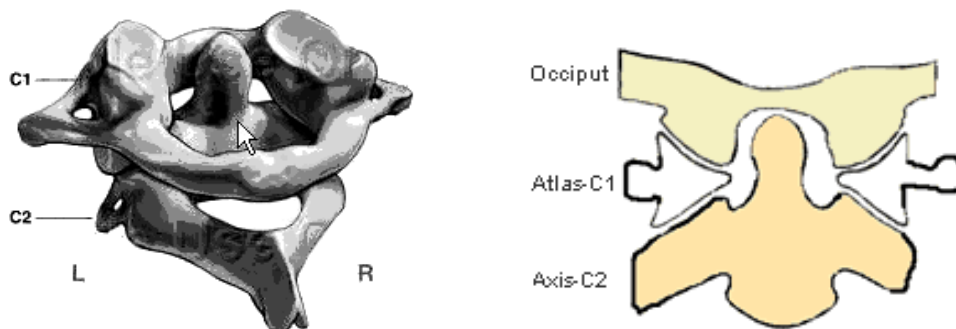


Figure 1.15: C1 et C2 vue globale 3D (www.hughston.com)

c) Mouvement des unités du rachis cervical inférieur

Du fait de l'orientation oblique des facettes articulaires et de la liaison en selle de cheval des plateaux du corps vertébral, il n'existe ni mouvement de rotation axiale pure, ni mouvement d'inclinaison pure au rachis cervical inférieur. Tout glissement de chaque vertèbre inférieure ne peut être qu'en deux types:

- + Glissement global vers le haut (en flexion) ou vers le bas (en extension)
- + Glissement différentiel entraînant un mouvement mixte de rotation-inclinaison.

Le mouvement de flexion/extension: les facettes articulaires et les plateaux du corps vertébral vont glisser dans la même direction (soit vers le haut pour la flexion, soit vers le bas pour l'extension). Les vertèbres tournent autour d'un axe transversal (axe I) passant par le centre de rotation (CoR) (figure 1.16).

La rotation axiale et l'inclinaison latérale sont effectuées simultanément et elles sont équivalentes à une rotation autour d'un axe oblique qui est l'axe mixte (II) de rotation-inclinaison.

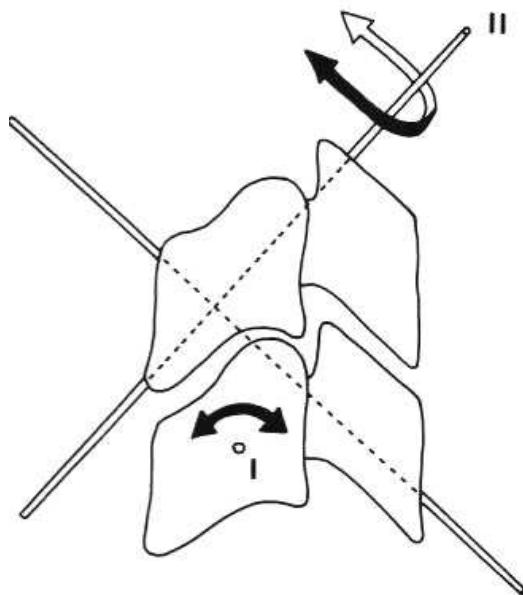


Figure 1.16: Articulation intervertébrale du rachis cervical inférieur (Bogduk, 2000)

1.2.3. Mouvement global

Dans la partie précédente, on a analysé le mouvement de chaque unité fonctionnelle du rachis cervical. Maintenant, on considère la somme des mouvements intervertébraux (ensemble des unités fonctionnelles). Cette combinaison va présenter le mouvement global de la tête. Selon les trois plans anatomiques, ce mouvement du rachis cervical peut être décomposé en trois types principaux: le mouvement de flexion/extension, de rotation axiale et d'inclinaison latérale.

- ❖ Le mouvement de flexion/extension (figure 1.17a) de la tête est l'ensemble des mouvements de flexion/extension des unités fonctionnelles dans le même plan sagittal. Il

n'y a pas de mouvement couplé dans les autres plans pour un rachis cervical non pathologique.

- ❖ L'inclinaison latérale de la tête dans le plan frontal (figure 1.17b) est effectuée par une inclinaison de l'unité C0-C1 et une combinaison de rotation-inclinaison du rachis cervical inférieur, donc il n'y a pas d'inclinaison de l'unité C1-C2.
- ❖ La rotation axiale de la tête dans le plan horizontal (figure 1.17c) est effectuée par une rotation du rachis cervical supérieur et une inclinaison couplée du rachis cervical inférieur.

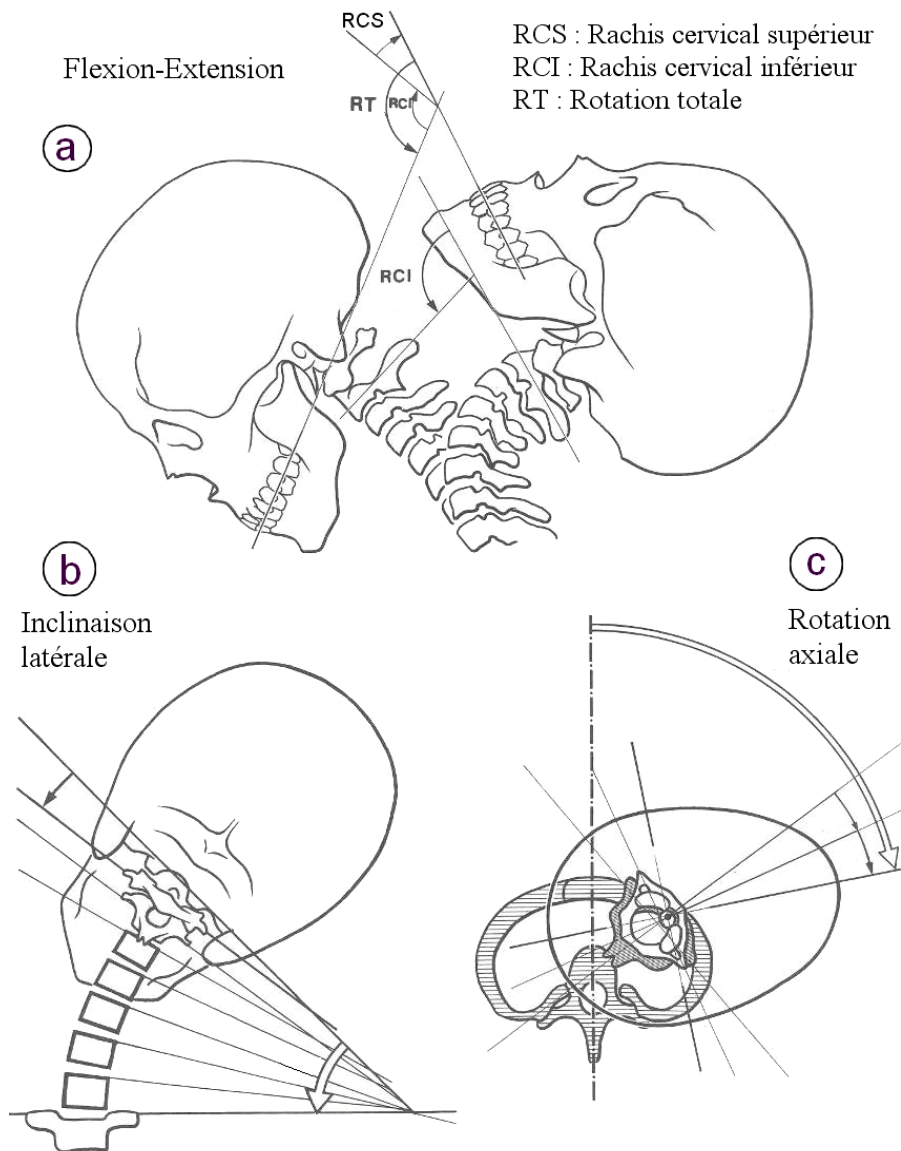


Figure 1.17: Mouvement global de la tête et du rachis cervical (Kapandji, 1986)

1.3.Biomécanique du rachis cervical

Ce paragraphe aborde les études biomécaniques du rachis cervical dans la littérature. Il se compose de cinq parties: la cinématique du rachis cervical (1.3.1), les études de la propriété

mécanique des structures anatomiques (1.3.2), le comportement mécanique de l'unité fonctionnelle (1.3.3), le chargement mécanique (1.3.4) et une synthèse des études biomécaniques du rachis cervical (1.3.5).

1.3.1.Cinématique du rachis cervical

Dans cette partie, on va résumer les différentes études de l'amplitude du mouvement dans la littérature (pour chaque unité fonctionnelle ainsi que le mouvement global). La récapitulation est présentée dans les tableaux 1.1 à 1.4. Nous nous limiterons ici aux résultats concernant uniquement les études avec un rachis cervical sain (normal, non traumatique, non instrumenté).

a) Amplitude du mouvement d'extension/flexion:

Le mouvement d'extension/flexion du rachis cervical est un mouvement planaire dans le plan sagittal. On divise les études précédentes en deux groupes, in-vitro et in-vivo. Les résultats des études in-vitro correspondent au mouvement passif de segment lors d'un moment externe appliqué sur les pièces cadavériques. Les résultats in-vivo sont déduits à partir des deux images radiographiques obtenues des deux positions extrêmes, flexion maximale et extension maximale.

Auteurs		Âge	RCS		Rachis cervical inférieur					Total (CO2)	Total (C27)	Total (CO7)
			C01	C12	C23	C34	C45	C56	C67			
Watier et al. (1997)	in-vitro (M=2Nm)	86	28.7	22.3	7.3	10.8	13.8	13.4	10.8	51	56,1	107,1
Panjabi et al. (1994)	in-vitro (M=1.5Nm)	50	28.8	23.2			15.9	14.9	14.4	52		
White et al. (1990)	in-vitro (M=1.5Nm)		25	25	10	15	20	20	17	50	82	132
Wen et al. (1993)	in-vitro (M=2Nm)	84	28.5	25.5	11.8	14.7	13.3	13.8	12.3	54	65.9	119.9
Moyenne (in-vitro)			51.8		9.7	13.5	15.8	15.5	13.6	51.8	68	119.7
Standard Déviation SD (in-vitro)			3.3		2.3	2.3	3.0	3.1	2.7	3.3	13.0 8	12.45
SD/Moyenne			6%		23 %	17 %	19 %	20 %	20 %	6%	19%	10%
Frobin et al. (2002)	in-vivo	33	13.5	11.3	8.1	13.4	15.7	15	10.6	24.8	62.8	87.6
Holmes et al. (1994)	in-vivo	44			7.7	13.5	17.9	5.6	12.5		57.2	
Louis et al. (1993)	in-vivo		15	10	10	15	20	22	18	25	85	110
Dvorak et al. (1993)	in-vivo	31		14.1	12	17.2	21.1	22.6	21.4		94.3	
Dvorak et al. (1991)	in-vivo	52		14.5	12	17.5	21.5	22.5	21.5		95	
Dvorak et al. (1988)	in-vivo	30		12	10	15	19	20	19		83	
Mikawa et al. (1987)	in-vivo	50			7	13	18	17	15		70	
Penning et al. (1987)	in-vivo		30	30	12	18	20	20	15	60	85	145
Moyenne (in-vivo)			34.8		9.9	15.3	19.2	18.1	16.6	34.8	79.0	127,5
Standard Déviation SD (in-vivo)			16.5		2.1	2.0	1.9	5.7	4.0	16.5	14.1	24,7
SD/Moyenne			47%		21 %	13 %	10 %	32 %	24 %	47%	18%	19%

Tableau 1.1: Synthèse de l'amplitude du mouvement d'extension+flexion (en degrés)

La moyenne: Pour le rachis cervical inférieur, la moyenne d'une unité fonctionnelle des études in-vivo est plus grande que celle de l'unité correspondante des études in-vitro. Mais l'observation est inverse pour le rachis cervical supérieur. L'amplitude de C0-C2 contient 43% de l'amplitude totale C0-C7 dans les études in-vitro, mais ce pourcentage est seul 27% dans les études in-vivo.

L'écart-type (SD): Pour le rachis cervical inférieur, la dispersion des résultats autour de leur moyenne est de 17% à 23% dans les études in-vitro, et de 10% à 32% dans les études in-vivo. Pour le rachis cervical supérieur, les résultats in-vitro sont similaires entre les auteurs (SD=3.3° ou 6%), mais in-vivo ils sont différents (SD=16.5° ou 47%) parce que l'amplitude de C0-C1 n'est pas présentée dans certaines études.

b) Amplitude du mouvement de rotation axiale:

Auteur	Nb	Âge	C01	C12	C23	C34	C45	C56	C67	Total (C02)	Total (C27)	Total (C07)
Watier et al. (1997)	22	66	11	71	9.5	10.8	12.3	9	5.6	82	52.9	134.9
Panjabi et al. (1994)	10	50	13.2	76.6			10.6	10.2	6.2	88.8		
Nowinski et al. (1993)	9	65			5.4	10	11	8.6	5		40	
Wen et al. (1992)	13	64	13.7	73.2	11.1	13.5	15.2	11.2	7.5	88.9	58.5	145.5
Mimura et al. (1989)	20		0	75.2	7.4	5.8	4.2	5.4	6.4	75.2	29.2	104.4
Goel et al. (1988)	9	70				4.6	4.6	4.6	3.4			
Penning et al. (1987)	26	22.6	2	81	6	13	13.6	13.8	10.8	83	57.2	140.2
Dvorak et al. (1987)	12	58	10.3	84.4	8.1					74.7		
Moroney et al. (1984)	4				2.4	2.2	1.2		2			
White et al. (1978)	?		10	80	6	14	14	14	12	90	60	150
Penning et al. (1978)	20		0	70	14	14	14	14	14	70	70	140
Moyenne			10.15	75.9	7.4	10.8	11.65	10.2	6.3	82.5	57.2	140.1
SD			5.9	5.1	3.4	4.5	4.9	3.6	3.8	7.6	13.7	16.2
SD/Moyenne			58%	7%	46%	42%	42%	35%	60%	9%	24%	12%

Tableau 1.2: Synthèse de l'amplitude du mouvement de rotation axiale (en degrés)

La moyenne: l'amplitude de l'unité C1-C2 (75.9°) est beaucoup plus grande par rapport aux autres unités (6.3° à 11.65°). Par conséquent, l'amplitude du rachis cervical supérieur C0-C2 contient 59% de l'amplitude totale C0-C7.

L'écart-type: la dispersion des résultats autour de leur moyenne est seul de 7% pour C1-C2, mais elle est importante (35% à 60%) pour les autres unités.

c) Amplitude du mouvement d'inclinaison:

Auteurs
Watier et al. (1997)
Panjabi et al. (1994)
Wen et al. (1992)
Crisco et al. (1991)
Goel et al. (1988)
Moroney et al. (1984)
Louis et al. (1982)
White et al. (1978)
Penning et al. (1978)
Moyenne
SD
SD/Moyenne

Tableau 1.3: Synthèse de l'amplitude du mouvement d'inclinaison (en degrés)

La moyenne: l'amplitude des unités fonctionnelles varient de 9.1° à 11.3°, il n'y a pas de différence significative dans la cinématique du rachis cervical supérieur comme dans les mouvements de flexion/extension et de rotation axiale.

L'écart-type: la dispersion des résultats autour de leur moyenne est de 16% à 49%, en particulier l'unité C1-C2 la dispersion est 94%.

d) Amplitude du mouvement total du cou:

Ce mouvement global du rachis cervical est aussi le mouvement externe de la tête par rapport au repère thoracique. C'est pourquoi toutes les mesures de ce paramètre cinématique sont réalisées in-vivo en utilisant un système des marqueurs externes du mouvement ou un outil goniométrique.

Auteur
Hakkinen et al. (2005)
Morphett et al. (2003)
Sforza et al. (2002)
Ferrario et al. (2002)
Dvir et al. (2000)
Petersen et al. (2000)
Feipel et al. (1999)
Watier et al. (1997)
Trott et al. (1996)
Louis et al. (1993)
Dvorak et al. (1992)
Wen et al. (1992)
Dvorak et al. (1992)
White et al. (1984)
Penning et al. (1978)
Kapandji et al. (1975)
Moyenne
SD
SD/Moyenne

Tableau 1.4: Synthèse de l'amplitude du mouvement total du cou (en degrés)

A cause de la précision élevée des outils utilisés dans la mesure des mouvements externes, les résultats obtenus sont similaires entre les études, ce qui présente un faible écart-type avec la dispersion de 10% à 16% autour de la moyenne.

e) Amplitude du mouvement couplé:

Il est important d'analyser le mouvement couplé dans la cinématique du rachis cervical. Les mouvements de flexion/extension sont presque plans dans le plan mi-sagittal et il n'y a pas de mouvements couplés. Mais il existe un couplage considérable entre la rotation axiale et l'inclinaison latérale, dont les résultats présentés ci-après donnent les valeurs du couplage R en utilisant les rapports entre ces mouvements:

$$R = \frac{Mob_{couplage}}{Mob_{principale}}$$

$Mob_{principale}$ est l'amplitude du mouvement principal.

$Mob_{couplage}$ est l'amplitude du mouvement couplé associé au mouvement principal.

ROTATION AXIALE / INCLINAISON LATÉRALE										
Auteur	Année	N	Age	C0/C1	C1/C2	C2/C3	C3/C4	C4/C5	C5/C6	C6/C7
Wen	1993	13	64	0,44	2,09	0,35	0,48	0,37	0,3	0,18
Lysell	1969	28	52			0,77	0,69	0,67	0,52	0,4
Mestdagh	1969	32	28			0,72	0,69	0,76	0,5	0
Goel	1988	9	70				0,53	0,39	0,5	0,39
Schulte	1989	10	65					0,34	0,33	0,21
Panjabi	1990			0,52	2,33					
Panjabi	1993	7	44	0,32	2,43					
				0.43	2.28	0.61	0.60	0.51	0.4	0.24
moyenne				(0.1)	(0.17)	(0.23)	(0.11)	(0.19)	(0.11)	(0.17)
INCLINAISON LATÉRALE / ROTATION AXIALE										
Wen	1993	13	64	0,51	0,13	0,79	0,63	0,48	0,43	0,41
Lai	1993	20	28	0,87	0,29	0	2	1	0,83	0,83
Mimura	1989	20			0,37	0,05	1	0,74	0,74	0,42
Lysell	1969	28	52			0,9	0,9	0,55	0,56	0,65
Goel	1988	9	70				1	0,74	0,65	0,41
Schulte	1989	10	65					0,68	0,46	0,82
Panjabi	1990			1,13	0,27					
Panjabi	1993	7	44	0,8	0,22					
				0.83	0.26	0.43	1.1	0.70	0.61	0.57
moyenne				(0.25)	(0.09)	(0.48)	(0.52)	(0.18)	(0.16)	(0.2)

Tableau 1.5: Valeurs des rapports de couplage

f) Influence de l'âge sur l'amplitude du mouvement:

Lors d'études goniométriques sur un nombre important de sujets, *Youdas* (1992), *Dvorak* (1987) et *Trott* (1996) ont étudié l'influence de l'âge et du sexe des patients sur la mobilité totale du cou. Le tableau ci-dessous présente les résultats de ces études.

			AGE								
			11-19	20-29	30-39	40-49	50-59	60-69	70-79	80-89	90-97
Femme	Flex/Ext	Youdas	148.0	139.9	125.3	127.0	110.8	106.2	94.0	90.7	90.9
		Trott		133.6	111.6	108.6	105.1	?	?	?	?
		Dvorak	?	149.3	155.9	139.8	126.9	133.2	133.2	133.2	133.2
	Incli latérale	Youdas	95.5	89.0	90.1	83.3	72.4	67.1	54.6	48.9	49.2
		Trott	?	93.1	85.1	78.2	67.8	?	?	?	?
		Dvorak	?	100.0	106.3	88.2	76.1	79.6	79.6	79.6	79.6
	Rotation axiale	Youdas	145.4	146.2	137.6	134.2	124.0	124.9	103.5	103.1	105.3
		Trott	?	149.7	148.6	138.1	133.8	?	?	?	?
		Dvorak	?	182.4	186.0	168.2	151.9	154.2	154.2	154.2	154.2
Homme	Flex/Ext	Youdas	149.6	131.0	115.5	112.0	105.4	98.4	92.9	89.8	88.7
		Dvorak	?	152.7	141.1	131.1	136.3	116.3	116.3	116.3	116.3
	Incli laté	Youdas	91.1	86.3	84.1	73.6	70.5	60.2	50.8	47.3	44.2
		Dvorak	?	101.1	94.7	83.7	88.3	74.2	74.2	74.2	74.2
	Rot axiale	Youdas	146.4	138.8	132.5	126.6	119.0	110.2	99.7	93.2	89.4
		Dvorak	?	183.8	175.1	157.4	166.2	145.6	145.6	145.6	145.6

Tableau 1.6: Mobilité en fonction de l'âge (en degrés)

1.3.2. Propriétés mécaniques des structures anatomiques

On va aborder ici les propriétés mécaniques des structures anatomiques du rachis cervical. Elles sont estimées par différentes techniques via des études in-vitro et in-vivo. Pour chaque composant (os, disque intervertébral, ligament, muscle), on va présenter d'abord ses propriétés géométriques et mécaniques comme le comportement (force/déplacement ou contrainte/déformation), la rigidité, le module d'élasticité..., puis les concepts pour modéliser ces composants proposés par les différents auteurs.

a) Propriété mécanique de l'os:

Les structures osseuses des vertèbres sont caractérisées par un comportement mécanique anisotrope. Ces matériaux sont les composantes les plus rigides du rachis cervical, leurs modules d'Young sont plus élevés que les tissus mous (disque intervertébral, ligament, muscle). Une synthèse de leurs caractéristiques est donnée dans le tableau 1.7.

Matériaux	Module d'Young (Mpa)/Coefficient de Poisson				
	Maurel (1997)	Goel (1998)	Yogananda (1999)	Teo (2001)	Q.H. Zhang (2004)
Os cortical	12000/0.3	10000/0.3	10000/0.29	10000/0.29	12000/0.29
Os spongieux	100/0.2	450/0.25	100/0.29	100/0.29	450/0.29
Eléments postérieurs	6000/0.3	3500/0.25	3500/0.29	3500/0.29	3500/0.29
Plateau	300/0.3	2000/0.20	500/0.40	500/0.40	500/0.4

Tableau 1.7: Propriétés de l'os du rachis cervical

b) Disques intervertébraux:

Les disques intervertébraux sont les composants du comportement passif lors du mouvement du rachis cervical. Ils sont soumis à de multiples vecteurs de force dont la fonction mécanique fondamentale est de répondre à la force compressive lors de sa compression. Pourtant la tête (avec son poids de trois fois plus grand que celui du cou) est orientée de façon excentrique par rapport à la colonne du rachis cervical, donc le disque intervertébral n'est pas sollicité qu'en compression mais également en traction due au moment de flexion.

La géométrie de chaque disque intervertébral est résumée dans le tableau 1.8 en se basant sur l'étude de Yoganandan (2000).

Unité	Aire de disque (mm ²)	Aire de nucléus (mm ²)	Epaisseur moyenne (mm)	Ratio épaisseur posté/anté
C2-3	108-262	54-134	3.8-5.8	0.53-0.61
C3-4	98-442	55-119	4.5-6.0	0.47-0.55
C4-5	118-332	33	4.6-6.5	0.43-0.51
C5-6	129-440	68-148	4.2-7.2	0.41-0.49
C6-7	168-502	139-251	5.0-7.5	0.61-0.69
C7-T1	188-482	121-233	4.5-7.2	0.59-0.67

Tableau 1.8: Caractéristiques des disques intervertébraux (Yoganandan, 2000)

Le test in-vitro de compression et de traction sur l'unité fonctionnelle est effectué comme dans la figure 1.18. À partir de cette étude, le point de rupture du disque intervertébral est identifié (tableau 1.9). À ce point, la déformation est augmentée tandis que la force est diminuée.

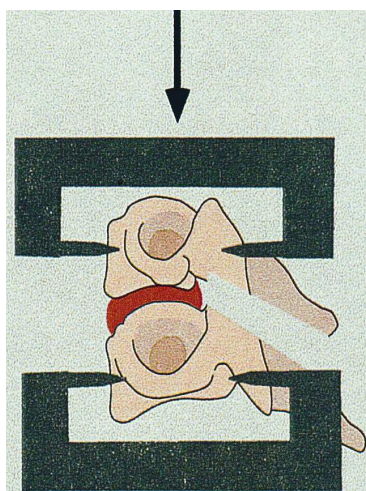


Figure 1.18: Test in-vitro du disque intervertébral en compression et en traction

	Unité	Force (N)	Déplacement (mm)	Rigidité (N/mm)
Test de traction	C2-C3	636	11.4	63.5
	C3-C4	636	12.1	69.8
	C4-C5	571	9.3	66.8
	C5-C6	391	12.7	22
	C6-C7	505	10	69
	C7-T1	535	11.3	82.2
Test de compression	C2-C3	602	1.4	637.5
	C3-C4	683	1.5	765.3
	C4-C5	777	1.6	784.6
	C5-C6	664	1.6	800.2
	C6-C7	673	1.7	829.7
	C7-T1	910	1.6	973.6

Tableau 1.9: Force et déformation à la rupture des disques intervertébraux
(Yoganandan, 2000)

Les concepts de modélisations des composants du disque intervertébral sont résumés dans le tableau 1.10.

Auteurs	Année	Disque composants	Eléments	Propriété de matériaux
Williams et al.	1983	Composite (anulus, nucleus)	Elément flexible	$k : 3.5E + 5 \text{ à } 20E + 5 \text{ N/m}$, $k_{\text{rotation}} : 9-84 \text{ N m/rad}$
Saito et al.	1991	Anulus Nucleus	Triangle 2D Triangle 2D	$E : 40.0$, $p : 0.49$ $E : 200.0$, $p : 0.49$
Kleinberger	1993	Composite anulus, nucleus	Solide	$E : 3.4$, $p : 0.49$
Dauvilliers et al.	1994	Composite anulus et nucleus Anulus fibreux	Solide Ressort non-linéaire	$E : 200.0$, $p : 0.49$ $k : 50 \text{ à } 75 \text{ N/m}$
Yoganandan et al.	1995-1997	Anulus Nucleus pulposus	Solide Solide	$E : 3.4$, $p : 0.4$ $E : 3.4$, $p : 0.49$
Nitsche et al.	1996	Composite anulus, nucleus		$E : 100.0$, $p : 0.4$
de Jager et al.	1997	Composite anulus, nucleus	Elément linéaire viscoélastique	$k : 68-492 \text{ N/mm}$, $p : 0.45$ $k : 0.21-0.42 \text{ N m/deg}$, $c : 1000 \text{ N s/m}$, 1.5 N ms/rad
Maurel et al.	1997	Composite anulus Couches fibreux latérales Anulus fibreux antérieur et postérieur	Solide Câble (tension) Câble (tension)	$E : 2.5 \text{ MPa}$, $p : 0.45$ $E : 10.0 \text{ MPa}$ $E : 110.0 \text{ MPa}$
Yang et al.	1998	Anulus Nucleus	Solide Solide	$E : 98.0 \text{ MPa}$, $p : 0.45$ $G_1 : 2 \text{ MPa}$ $G_2 : 1.4 \text{ MPa}$ $K : 2200$
Goel et al.	1998	Anulus substance Anulus fibreux Nucleus pulposus	Solide Câble (tension) Solide	$E : 4.2 \text{ MPa}$, $p : 0.45$ $E : 450.0 \text{ MPa}$, $p : 0.30$ $E : 1.0 \text{ MPa}$, $p : 0.499$
Kumaresan et al.	1997-2000	Anulus substance Anulus Nucleus pulposus	Solide Câble (tension) Fluide	$E : 4.7$, $p : 0.45$ $E : 500.0$ $K : 1666.7$

k: Rigidité; E: Module d'élasticité; p : coefficient de Poisson
G1, G2: Modules de cisaillement; c: Coefficient de frottement

Tableau 1.10: La modélisation du disque intervertébral

c) Ligaments:

Les ligaments sont aussi les composants du comportement passif lors du mouvement du rachis cervical. Ils sont des structures uniaxiales qui n'ont généralement qu'une résistance en traction. Leur rôle est de permettre la stabilité du rachis cervical lors de mouvements physiologiques d'une vertèbre par rapport à une autre, et de protéger la moelle épinière en limitant les mouvements non physiologiques.

La géométrie et le module d'élasticité des ligaments du rachis cervical inférieur sont présentés dans les tableaux 1.11 et 1.12 selon l'étude de *Yoganandan* (2000).

Ligament		Aire (mm ²)	Longueur (mm)
C2-C5	LCA	11.1 (1.9)	18.8 (1.0)
	LCP	11.3 (2.0)	19.0 (1.0)
	LJ	46.0 (5.8)	8.5 (0.9)
	LIE	13.0 (3.3)	10.4 (0.8)
C5-T1	LCA	12.1 (2.7)	18.3 (0.5)
	LCP	14.7 (6.8)	17.9 (0.5)
	LJ	48.9 (7.9)	10.6 (0.6)
	LIE	13.4 (1.0)	9.9 (0.7)

LCA: Ligament Commun Antérieur,

LCP: Ligament Commun Postérieur

LJ: Ligament Jaune, LIE: Ligament InterEpineux

Tableau 1.11: Géométrie des ligaments du rachis cervical inférieur

Ligament		E1 (MPa)	E2 (MPa)	ϵ_{12}
C2-C5	LCA	43.8	26.3	12.9
	LCP	40.9	22.2	11.1
	LJ	3.1	2.1	40.7
	LIE	4.9	3.1	26.1
C5-T1	LCA	28.2	28.4	14.8
	LCP	23	24.6	11.2
	LJ	3.5	3.4	35.3
	LIE	5	3.3	27.0

LCA: Ligament Commun

Antérieur, LCP: Ligament Commun Postérieur

LJ: Ligament Jaune, LIE: Ligament InterEpineux

Tableau 1.12: Module d'Young des ligaments du rachis cervical inférieur

Le test in-vitro du ligament en traction est représenté à la figure 1.19.

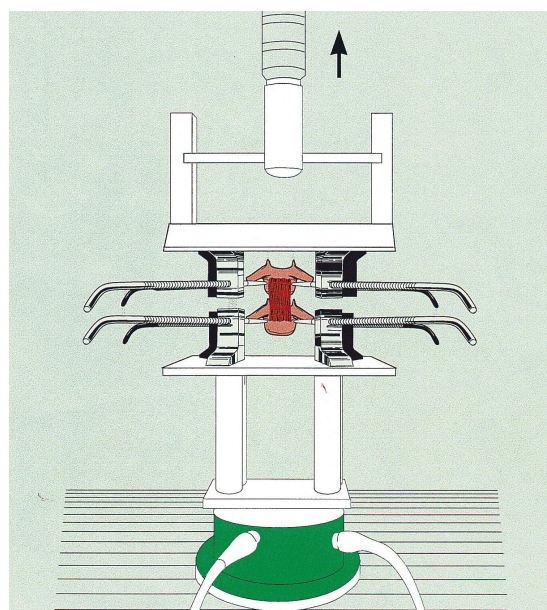


Figure 1.19: Test in-vitro du ligament en traction

Le comportement du ligament est non-linéaire, la courbe donnant la force en fonction du déplacement, lors d'essais quasi-statiques, a une forme sigmoïdale (Figure 1.20). Une première partie de la courbe (OA), appelée zone neutre, est telle qu'une petite force provoque un grand déplacement. Puis la rigidité augmente, la courbe devient quasi-linéaire (AB), c'est la zone appelée quasi-linéaire. Enfin la dernière partie (BC), terminée par le point rupture C, est appelée la zone plastique.

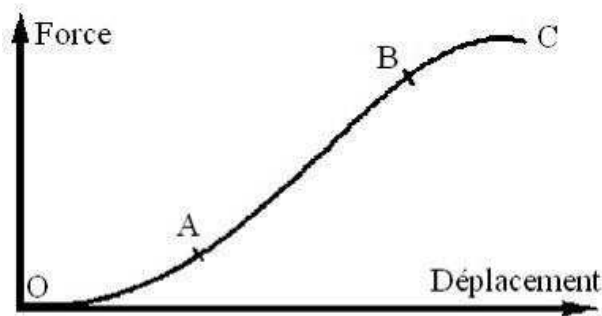


Figure 1.20: Comportement du ligament

- ❖ **Caractéristiques mécaniques des ligaments du rachis cervical supérieur:** Les études expérimentales de *Chazal* (1985) (sur un ligament commun antérieur) et *Yoganandan* (2000) (sur neuf ligaments au total) proposent des caractéristiques mécaniques pour ces ligaments dont nous donnons les valeurs au point de rupture dans le tableau 1.13.

Niveau	Ligament	Point rupture (Chazal 1985)		Point rupture (Yoganandan 2000)	
		Force (N)	Déplacement (mm)	Force (N)	Déplacement (mm)
C0-C1	LOAA	233	18.9	232(23)	18.9(2.7)
	LOAP	83	18.1	83(17)	18.1(2.7)
	CA			320(129)	9.9(8.4)
C1-C2	LCA	281	12.3	263(152)	11.8(7)
	LJ	113	8.7	111(85)	9.6(4.3)
	CA			314(143)	9.3(4.5)
C0-C2	LOOM	214	11.5	214(115)	8.0(5.3)
	LOOL	357	14.1	357(220)	14.1(7.2)
	LCv	436	25.2	436(69)	12.5(4.9)
	LOA	76	11.9	76(44)	11.9(2.5)
	CA	315	11.4		

LOAA : Lig. occipito-atloïdien Ant., LOAP : Lig. occipito-atloïdien Post.,
LCA : Lig. vertébral commun Ant., LJ : Lig. jaune,
LOOM : Lig. occipito-odontoïdien médian,
LOOL : Lig. occipito-odontoïdien Lat., LCv : Portion verticale du Lig. cruciforme,
LOA : Lig. occipito-axoïdien, CA : Capsule articulaire

Tableau 1.13: Force/déplacement à la rupture des ligaments du RCS

- ❖ **Caractéristiques mécaniques des ligaments du rachis cervical inférieur:** Les études expérimentales de *Yoganandan* (sur 25 ligaments au total) proposent des caractéristiques mécaniques pour ces ligaments dont nous donnons les valeurs au point de rupture comme dans le tableau 1.14.

Ligament		Contrainte (Mpa)	Déformation (%)	Rigidité (N/mm)
C2-C5	LCA	8.36 (1.76)	30.8 (5.0)	16.0 (2.7)
	LCP	6.29 (2.28)	18.2 (3.2)	25.4 (7.2)
	LJ	2.64 (0.79)	77.0 (25)	25.0 (7.0)
	LIE	2.97 (0.76)	60.9 (11)	7.74 (1.6)
C5-T1	LCA	12.0 (1.41)	35.4 (5.9)	17.9 (3.4)
	LCP	12.8 (3.38)	34.1 (8.8)	23 (2.4)
	LJ	2.64 (0.34)	88.4 (13)	21.6 (3.7)
	LIE	2.88 (0.74)	68.1 (14)	6.4 (0.7)

LCA: Ligament

Commun Antérieur, LCP: Ligament Commun Postérieur

LJ: Ligament Jaune, LIE: Ligament InterEpineux

Tableau 1.14: Contrainte/déformation et rigidité à la rupture des ligaments du RCI

Les concepts de modélisations des ligaments sont résumés dans le tableau 1.15.

Auteurs	Année	Ligaments	Eléments	Propriété de matériau
Williams and Belytschko	1983	LCA, LCP, LJ	Ressort non-linéaire	$T = K_1 e^{K_2 d}$ T-Force ligament, d-élongation K1, K2-constantes
Saito et al.	1991	LCA, LCP, LJ LIE, LSE	Elément 2D linéaire	E=185 MPa, p=0.36 (tension), 0.45 (compression)
Kleinberger	1993	LCA, LCP, LJ LIE, LSE	Ressort linéaire	K (N/mm)= LCA: 33; LCP: 20.4; LIE: 25.3 LSE: 23.7; LJ: 27.2 p=0.49
Dauvilliers et al.	1994	LCA, LCP, LJ LIE, LSE	Ressort linéaire	K=50N/m pour tous ligaments
Yoganandan et al.	1995-1997	LCA, LCP, LJ LIE, LC	Elément 1D linéaire	E (MPa)= LCA: 11.9-54.5; LCP: 12.5-30; LIE: 1.5-3.4; LC: 2-1.7; LF: 1.5-2.4 p=0.39
Nitsche et al.	1996	LCA, LCP, LJ LIE, LSE, LIT	Membrane linéaire	E=25.2 MPa; p=0.22
de Jager et al.	1997	LCA, LCP, LJ LIE, LC	Elément 1D non-linéaire	$F_l = [F_{el}(e) + b_l de/dt ; e > 0],$ $[0 ; e < 0]$ F_l – Force ligament b_l – Coef de frottement (300 Ns/m) e – Déformation F_{el} – Force de courbe non-linéaire
Maurel et al.	1997	LCA, LCP, LJ LIE, LSE, LC	Câble linéaire	E (MPa)= LCA: 10; LCP: 20; LC: 20 LJ: 50; LIE: 3; LSE: 3
Yang et al.	1998	LCA, LCP, LJ LIE, LSE, LC, LIT, LA	Membrane et élément 1D	E (MPa)= LCA: 11.4; LCP: 9.12; LC: 22.8 LJ: 5.7; LIE: 4.56; LSE: 8.55 LIT: 17.1; LA: 11.4 p=0.4
Goel et al.	1998	LCA, LCP, LJ LIE, LC	Câble bilinéaire	E (MPa)= LCA: 15(<12%) 30(>12%); LCP: 10(<12%) 20(>12%); LIE: 4(20-40%) 8(>40%); LC: 7(<30%) 30(>30%); LJ: 5(<25%) 10(>25%) p=0.3
Kumaresan et al.	2000	LCA, LCP	Ressort non-linéaire	K=7.5 N/mm; E=4.31 MPa
Kumaresan et al.	1997-2000	LCA, LCP, LJ LIE, LC	Câble non-linéaire	

Tableau 1.15: La modélisation des ligaments du rachis cervical

d) Muscles

Le muscle est caractérisé par un comportement à la fois passif et actif. Ils sont des structures uniaxiales qui ont non seulement une résistance en traction mais aussi une force physiologique activée lors de sa contraction.

+ **Le muscle passif** possède le comportement non-linéaire viscoélastique typique des structures biologiques.

Knudsen (1953) donne un modèle simple:

$$\sigma = \frac{E_0}{\alpha} (e^{\alpha \varepsilon} - 1)$$

Avec, σ : Contrainte en Mpa

ε : Déformation

α : Paramètre empirique

E_0 : Module à l'origine

Des modèles plus précis comme celui de *Van Ee* (2000) sont basés sur des résultats expérimentaux. La force musculaire est obtenue en superposant le comportement expérimental en contraction excentrique et les mesures quasi-statique effectuées par *Myers* (1995):

$$F_m = PCSA \left(44.48.SL_0 \left(\frac{\Delta L}{0.7L_0} + 1 \right) - 88.8 \right)$$

Avec:

F_m : Force musculaire (N)

$PCSA$: Section (Physiologic Cross Section Area) (cm²)

SL_0 : Longueur du sarcomère au repos (μ m)

L_0 : Longueur au repos du muscle entre les points d'insertion (m)

ΔL : Variation de longueur du muscle entre les points d'insertion (m)

+ **Le muscle actif**: On présente généralement la relation du comportement sous la forme suivante, où la contribution des deux composantes (passif et actif) est mise en évidence.

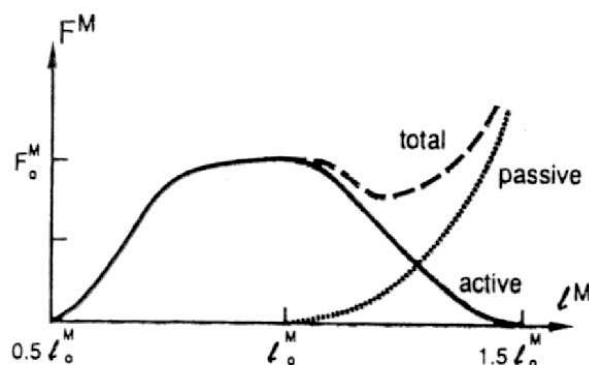


Figure 1.21: Comportement de muscle (*Zajac*, 1989)

Le tableau 1.16 présente la section moyenne des muscles du rachis cervical dans l'étude de *Van Ee* (2000) sur 24 groupes musculaires de six cadavres.

Groupe	Muscle	Section moyenne (male 50 ^{me} percentile - cm ²)
Splenius	Splenius capitis	3.09
	Splenius cervicis	1.43
Semispinalis	Semispinalis capitis	5.52
	Semispinalis cervicis	3.06
Trapèze (total)		13.73
	Partition 1 ⁽¹⁾	3.77
	Partition 2 ⁽²⁾	9.96
Longissimus	Longissimus capitis	0.98
	Longissimus cervicis	1.49
Iliocostalis		1.04
Obliques	Superior oblique capitis	0.88
	Inferior oblique capitis	1.95
Elévateur de la scapula		3.12
Erecteurs de la tête	Major post. rectus capitis	1.68
	Minor post. rectus capitis	0.92
Rhomboïde	Rhomboïde majeur	2.46
	Rhomboïde mineur	1.02
Sternocleidomastoïdien		4.92
Longus capitis		1.37
Scalènes	Scalène ant.	1.88
	Scalène médial	1.36
	Scalène post.	1.05
Hyoïdes	Omoïdoïde	0.75
	Sternohyoïde	0.58
	Sternothyroïde	0.65
	Thyroïdoïde	0.37

⁽¹⁾ Fibres horizontales d' une origine spinale vers une insertion scapulaire

⁽²⁾ Fibres prenant leur origine à la base du crâne

Tableau 1.16: Section moyenne des muscles du rachis cervical

1.3.3.Comportement mécanique de l'unité fonctionnelle

Pour déterminer les propriétés mécaniques du rachis cervical, un grand nombre d'auteurs ont étudié la conception d'un comportement des unités fonctionnelles. Ce comportement va présenter la relation entre l'angle de rotation Θ et le moment associé M pour chaque unité fonctionnelle (deux vertèbres adjacentes). Cette description est importante du fait du couplage en comportement induit par la présence des tissus mous. Lors de l'expérimentation, le moment est appliqué à la vertèbre sus-jacente pendant que la vertèbre sous-jacente est fixée. Pour chaque valeur du moment appliqué, l'angle de rotation correspondante est mesuré et puis une courbe moment-rotation est construite (figure 1.22).

Toutes les études dans la littérature sont effectuées in-vitro sur les pièces anatomiques et on remarque que la courbe obtenue est le comportement des unités pendant leurs mouvements passifs lors de la sollicitation en moment imposé. Cette sollicitation n'est pas l'effet physiologique généré par la contraction des muscles actifs sur le corps humain.

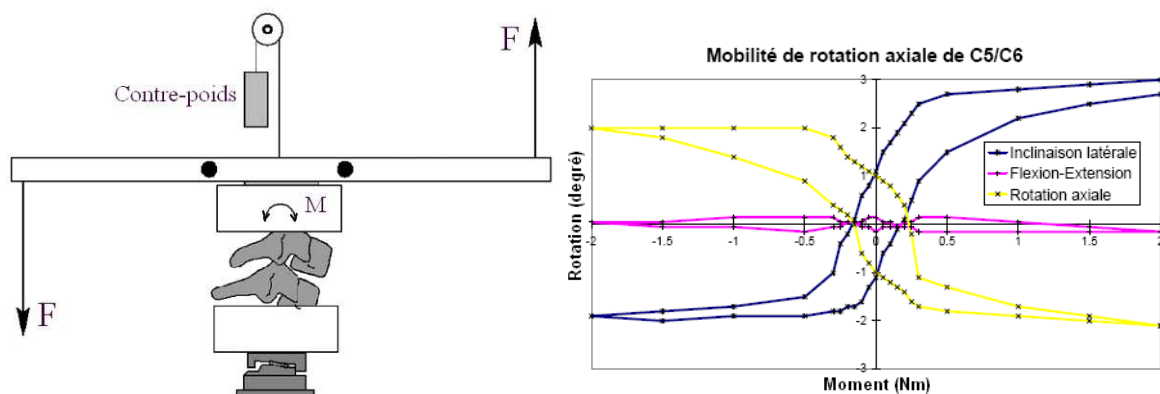


Figure 1.22: Protocole expérimental et courbe du comportement de l'unité C5-C6 en rotation axiale (Watier, 1997)

On trouve seulement les études expérimentales in-vitro du mouvement de flexion/extension de *Wheeldon* (2004) et *Nightingale* (2002, 2006), dans lesquelles le comportement de l'unité fonctionnelle du rachis cervical est établi par la formule mathématique. Ces auteurs ont utilisé la fonction nonlinéaire proposée par *Simon* (1984): $\Theta = A \cdot \ln(B \cdot M + 1)$ avec A et B les deux coefficients constants de chaque unité fonctionnelle. Ces coefficients sont déterminés par la méthode de recalage pour la meilleure superposition entre la courbe mathématique de la formule et la courbe obtenue du comportement expérimental. Le tableau 1.17 ci-dessous présente les valeurs de A, B de *Wheeldon* (2004) et *Nightingale* (2002, 2006) pour chaque unité fonctionnelle en flexion/extension avec une amplitude de moment de 2Nm et 3.5Nm.

Auteurs	<i>Nightingale</i> (2002)				<i>Wheeldon</i> (2004)				<i>Nightingale</i> (2006)			
Charges	M=±3,5Nm				M=±2,0Nm				M=±3,5Nm			
Sujets	16 femmes (50.8 ans, SD=8.8)				5 hommes+2 femmes (33.4 ans, SD=11.7)				16 hommes (66 ans, SD=7.2)			
	Extension		Flexion		Extension		Flexion		Extension		Flexion	
	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B
C0-C2	4.08	231.43	11.57	3.76					4.33	60.81	7.86	7.91
C2-C3					1.90	6.35	4.56	3.22				
C3-C4	4.66	1.64	4.59	3.72	2.50	2.56	2.63	11.78				
C4-C5					3.54	1.36	2.94	7.34	4.17	1.93	2.77	6.32
C5-C6	4.76	1.70	3.73	10.65	2.04	4.44	4.02	5.25				
C6-C7					1.96	8.42	4.58	2.83				
C7-T1	4.85	0.81	2.48	4.90	4.76	0.45	1.56	8.72	3.87	1.54	3.01	2.41

Tableau 1.17: Coefficients A et B de comportement $\Theta = A \cdot \ln(B \cdot M + 1)$ proposés par l'étude in-vitro de *Wheeldon* (2004) et *Nightingale* (2002, 2006)

1.3.4.Chargement mécanique du rachis cervical

Dans les études du mouvement cinématique du rachis cervical, en particulier la modélisation, le chargement mécanique est une donnée indispensable. Ce paramètre mécanique représente

le rôle actif de la structure musculaire. Dans les études précédentes, on peut le diviser en deux types: le chargement utilisé dans les essais in-vitro (a) et le chargement déterminé in-vivo (b).

a) Essai in-vitro

Pour ces études expérimentales, les auteurs utilisent le protocole d'essai sur les segments anatomiques du rachis cervical. Ces pièces anatomiques sont congelées après prélèvement entre -20° et -90° . La plupart des auteurs enlèvent tous les tissus musculaires lors des expérimentations, tandis que tous les tissus ligamentaires, capsulaires et discaux sont conservés intacts (figure 1.23a). Le rôle actif des muscles est remplacé par un moment externe. Ce moment est appliqué à la vertèbre sus-jacente pendant que la vertèbre sous-jacente est fixée. On remarque que ce moment n'est pas la force physiologique générée par la contraction des muscles sur le corps humain.

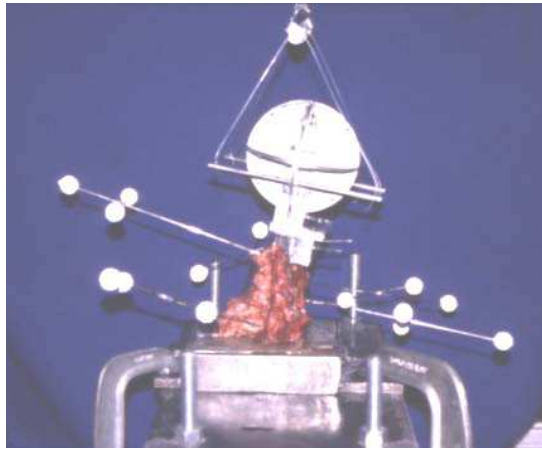


Figure 1.23a: Protocole d'essai in-vitro du segment cervical (Watier 1997, Nightingale 2002, 2006 et Wheeldon 2004)

D'autre part, certains auteurs (Kettler 2002, Panjabi 2001, Bernhardt 1999) ont essayé de simuler l'effet des muscles passifs en utilisant des câbles prétendus dans leurs protocoles (figure 1.23b, c).

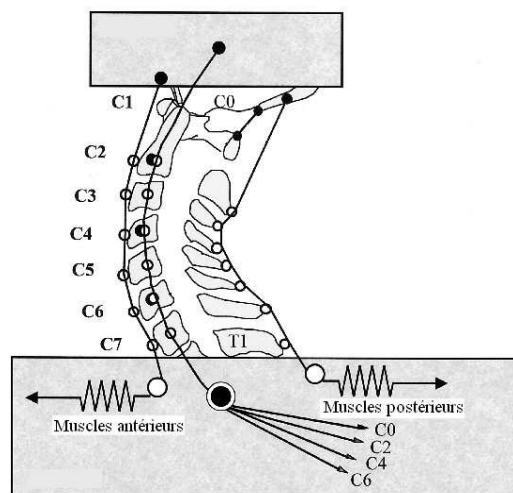


Figure 1.23b: Protocole d'essai in-vitro du segment cervical (Panjabi 2001)

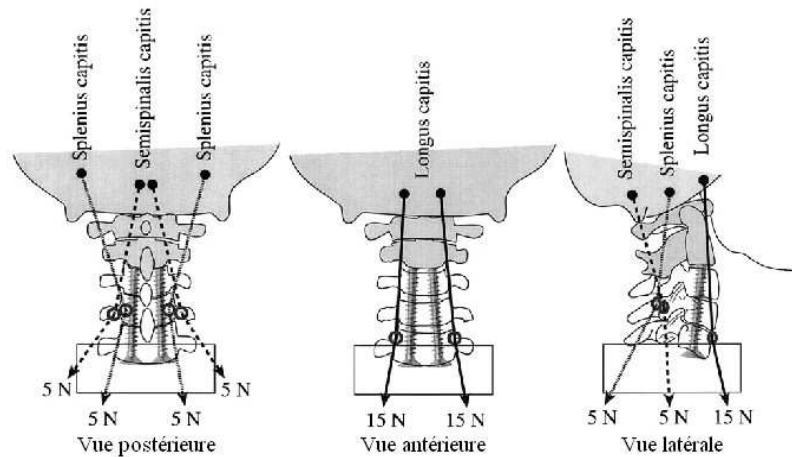


Figure 1.23c: Protocole d'essai in-vitro du segment cervical (*Kettler 2002*)

Le tableau 1.18 est la synthèse des valeurs de chargement utilisées dans les études in-vitro ainsi que dans la modélisation du rachis cervical.

Auteur	Etude	M	Note
R.W.Nightingale (2002)	In vitro (femme) C02, C34, C56, C71	-3,5 à 3,5 (Nm) (steps: 0,5 Nm) flexion-extension	L.D.C $\Theta = A \cdot \ln(BM+1)$ +Musculaires sont enlevés. +Ligaments et disques sont intacts.
Wheeldon (2004)	In vitro Toutes UF de RCI	0,33/0,5/1,0/1,5/2,0 Nm	
R.W.Nightingale (2006)	In vitro (homme) C02, C45, C67	-3,5 à 3,5 (Nm) (steps: 0,5 Nm) flexion-extension	
M.M Panjabi (2001)	In vitro C0-T1	3.6 Nm flexion-extension 240 N de pré-compression	Simulation l'effet de muscles passifs par les câbles pré-tensions
A.Kettler et al (2002)	In vitro (C0-C2)	$\pm 1,5$ Nm flexion-extension; $\pm 0,5$ Nm rotation axiale	
P.Bernhardt (1999)	In vitro	$\pm 2,0$ Nm flexion-extension	
E.C.Teo, H.W.Ng (2004)	Modèle EF C4-C6 et C56	1,8 Nm pour modèle intact 1,8 Nm pour modèle de disque segmenté	Modèle non linéaire
Tobias Pitzen (2002)	Modèle EF C4-C7 et C56	$\pm 2,5$ Nm flexion-extension	
Sung Kyu Ha (2005)	Modèle EF C3-C6 avec disque prothèse	± 1 Nm flexion-extension-rotation-inclinaison	Modèle non linéaire
N.Maurel (1997)	Modèle EF C3-C7	0 à 1,6 Nm (Pas: 0,1 Nm) non facette articulaire posté	Modèle non linéaire
		0 à 2 Nm (steps: 0,2 Nm) model intact	

Tableau 1.18: Chargement in-vitro et dans la modélisation du rachis cervical

On observe une variation de l'amplitude du moment utilisé de 0.5Nm à 3.6Nm. Les moments sont appliqués de façon quasi-statique avec un intervalle de 0.1Nm à 0.5Nm.

b) Essai in-vivo:

Les auteurs utilisent des protocoles différents (figure 1.24a et 1.24b) pour mesurer la force générée au niveau du rachis cervical. Les forces de contractions maximales des muscles (100% MVC: Maximum Voluntary Contraction) sont aussi déterminées en utilisant la technique des électrodes EMG (ElectroMagnetoGraphic).



Figure 1.24a: Protocole d'essai in-vivo de chargement du rachis cervical (*Gabriel, 2002*)

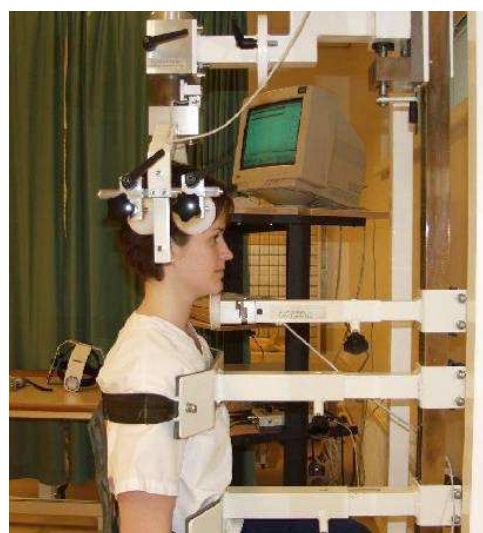
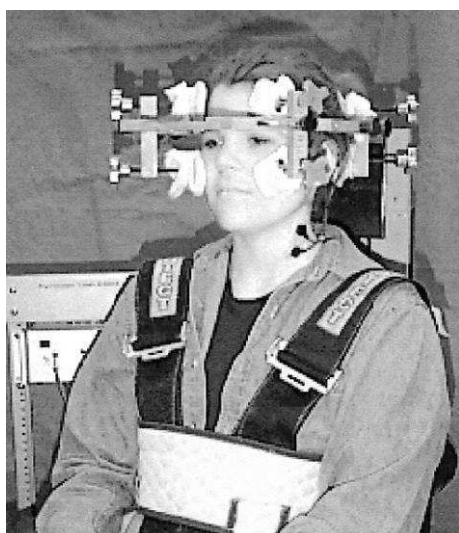


Figure 1.24b: Protocole d'essai in-vivo (*Vasavada 2001 et Ylinen 1999*)

Auteur	Date	Sujets		Flexion		Extension	
		Nombre	Age	Moyen	SD	Moyen	SD
A.N.Vasavada	2007	Male	25.8 (5.3)	149	44	244	69
				197	44	292	69
		Female	21.6 (3)	82	26	173	31
				127	25	219	32
D.A.Gabriel	2004	11 male	26 (3)	150	8	219	11
		7 female	27 (7)				
R.Asgar	2002	6 male	18 - 20			332.3	29.7
J.Ylinen	1999	33	18 - 35	95	43.9	195	62.9

Tableau 1.19: Force de contractions maximales des muscles in-vivo du rachis cervical

(100% MVC: Maximum Voluntary Contraction)

	Sujets	Point mesuré de moment	Moment Extension	Moment Flexion	Moment Rotation Axiale	Moment Inclinaison
Berg et al. (1994)	17 F		23 ± 8	13 ± 5	8 ± 3	
Choi et al. (1999)	10M	C4-C5	28 ± 3	18 ± 3		17 ± 3
Harms et al. (1988)	10 F	C7-T1	29			
		mastoid	11			
Jordan et al. (1999)	50M	C7-T1	55 ± 14	30 ± 9		
	50 F	C7-T1	48 ± 15	21 ± 8		
Lee et al. (1989)	9	C4-C5	29 ± 7	19 ± 4		
Leggett et al. (1991)	53M	Thyroid cartilage	38			
	20 F		22			
Mayoux et al. (1991)	5M, 10F	C7-T1	53 ± 12			
Moroney et al. (1988)	10M	C4-C5	30 ± 15	12 ± 7	10 ± 3	15 ± 8
	4 F	C4-C5	17 ± 7	6 ± 3	6 ± 2	8 ± 4
Pollock et al. (1993)	14M, 5F	Thyroid cartilage	34 ± 10			
Queisser et al. (1994)	12M	C7-T1	60 ± 9			
Vasavada et al. (2001)	11M	C7-T1	52 ± 11	30 ± 5	15 ± 4	36 ± 8
		C4	35 ± 8	19 ± 4	14 ± 4	25 ± 6
		mastoid	24 ± 7	13 ± 3	15 ± 4	17 ± 5
	5 F	C7-T1	21 ± 12	15 ± 4	6 ± 3	16 ± 8
		C4	15 ± 8	10 ± 2	6 ± 3	10 ± 5
		mastoid	10 ± 5	6 ± 1	6 ± 3	6 ± 3

Tableau 1.20: Moment de contractions maximales des muscles in-vivo du rachis cervical
(100% MVC: Maximum Voluntary Contraction)

1.3.5.Synthèse de la biomécanique du rachis cervical

La cinématique du rachis cervical:

Le paramètre analysé le plus commun des études précédentes est l'amplitude du mouvement intersegmentaire (RoM), c'est un paramètre statique entre deux positions extrêmes du rachis cervical. Au contraire, aucune information de mouvement intersegmentaire continu ne peut être trouvé dans la littérature. Seulement les mouvements continus de la tête sont analysés en utilisant les marqueurs de mouvement, mais c'est un mouvement global du rachis cervical.

In-vitro, les résultats des études précédentes ont montré une grande disparité de l'amplitude du mouvement (RoM). On remarque d'une part que différentes acquisitions et protocoles ont été utilisés. Les conditions de préservation, le chargement appliqué ont certainement des influences importantes sur le résultat obtenu. D'autre part, l'hétérogénéité parmi les groupes de sujets est une limitation des études in-vitro. Il est difficile de trouver des sujets jeunes, de tailles et de poids identiques.

In-vivo, les résultats sont obtenus directement sur les sujets vivants. Les images radiographiques sont le plus fréquemment utilisées, elles permettent un repérage précis des vertèbres, d'où les angles de rotation sont déduits. Cependant, vu la limitation du dosage

permis d'irradiation utilisée, il est impossible d'obtenir ici la cinématique tout au long du mouvement mais seulement entre des positions extrêmes. On ne trouve pas d'études concernant la cinématique du rachis cervical par les autres techniques d'imagerie.

La plupart des auteurs se mettent d'accord sur une grande mobilité au niveau de rachis cervical supérieur: le ratio entre l'amplitude du mouvement du rachis cervical supérieur et celle de toute la colonne cervicale est environ de 30% à 48% en flexion/extension, de 13% à 24% en inclinaison latérale et de 50% à 72% en rotation axiale.

Propriétés mécaniques des composants du rachis cervical:

Pour tous les composants du rachis cervical (os, disque intervertébral, ligament, muscle), leurs propriétés mécaniques sont présentées dans les études précédentes, ce sont l'aire de section, la longueur, la force/déformation à la rupture, la rigidité, le module d'élasticité.... Pourtant, toutes ces propriétés sont obtenues à partir des études expérimentales in-vitro de chaque composant isolé. Dans un autre aspect in-vivo, lorsque les composants travaillent ensemble dans le fonctionnement du rachis cervical dans le corps humain, les connaissances sont encore très limitées.

Comportement mécanique:

In-vitro, les études expérimentales utilisent des pièces anatomiques du rachis cervical avec un moment appliqué sur la vertèbre du haut et la vertèbre du bas étant fixée. Ces études in-vitro peuvent nous donner le comportement de chaque unité fonctionnelle dans la gamme de force appliquée.

In-vivo, on ne trouve aucune étude concernant le comportement du rachis cervical pendant son mouvement.

Chargement mécanique du rachis cervical:

Une diversité de la valeur utilisée dans les études in-vitro a été observée, il varie de 0.5Nm par *Kettler* (2002) à 3.6Nm par *Panjabi* (2001). Seul le chargement externe est appliqué par les expérimentateurs sur leurs protocoles, mais il n'y a pas d'explication de relation entre ces valeurs et la force physiologique du corps humain.

In-vivo, les auteurs utilisent des protocoles avec des dispositifs différents pour mesurer la force générée au niveau du rachis cervical pendant son mouvement. Les activités des forces de contraction musculaires sont aussi déterminées en utilisant les mesures EMG. Ces études ne permettent pas de déterminer la direction et le sens de l'effort musculaire ainsi que les bras de levier mis en jeu pour chaque muscle. On remarque que les activités des forces déterminées in-vivo sont beaucoup plus grandes que celles utilisées in-vitro.

1.4.Modèles biomécaniques du rachis cervical

La modélisation consiste à créer un modèle géométrique et mécanique du comportement cinématique et dynamique du rachis cervical. Les modèles nécessitent donc trois informations complémentaires: la géométrie, les propriétés mécaniques et les conditions aux limites et de chargement. Par ailleurs les modèles peuvent être personnalisés ou paramétrés. Dans la suite de ce paragraphe, je ferais un inventaire exhaustif des modèles possibles du rachis cervical. Il existe principalement deux types de technique pour le modéliser en biomécanique: un modèle de corps rigides (1.4.1) et un modèle de corps déformables (modélisation par éléments finis) (1.4.2).

1.4.1. Modèle de corps rigides

Ce type de modèle se compose de corps rigides (vertèbres cervicales), de ressorts linéaires ou non-linéaires (tissus mous) et de liaisons intervertébrales. Les équations mathématiques du comportement sont définies à chaque connecteur. Ces équations nous donnent les relations entre le déplacement de chaque unité fonctionnelle et la force externe appliquée au modèle. La réponse du modèle permet l'analyse cinématique et cinétique du rachis cervical.

Une récapitulation des modèles de corps rigides utilisés dans la littérature est présentée dans les tableaux 1.21a et 1.21b:

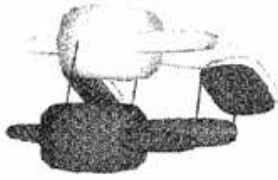
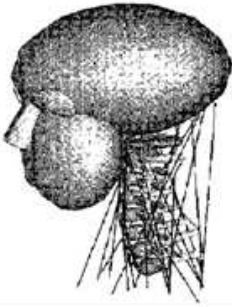
Auteurs		De Jager (1996)		Camacho (1997)
Modèle		C34 et C02	C0-T1	C0-T1
Composants	Vertèbre	Corps rigide		Corps rigide
	Disques	Ressort 3D non-linéaire, viscoélastique (6 ddl)		Ressort non-linéaire
	Facettes	Contact avec frottement		Ressort non-linéaire
	Ligaments	Ressort 2D non-linéaire viscoélastique (1 ddl)		Ressort non-linéaire
	Muscle	Sans muscle	Muscles de type Hill (1ddl)	
Logiciel		3D-MADYMO		3D-DYNA
Géométrie		In-vivo, image radiographique (Nissan et Gilad, 1984)		In-vitro, CT scan
Chargement et Condition aux limites		Charge petite: 20N et 1.8Nm; Charge grande: 500N et 20Nm; T1 fixe	Choc frontal: 15g imposé à T1 Choc latéral: 7g imposé à T1	Vitesse imposé 3.2m/s T1 fixe
Validation		Expérimental de Moroney (1988) et Panjabi (1991) en déplacement, rotation et Dvorak(1991) en CoR	Expérimental de Ewing (1972) sur les volontaires NBDL	Expérimental de Nightingale (1991)
Illustration				

Tableau 1.21a: Modèles de corps rigides du rachis cervical

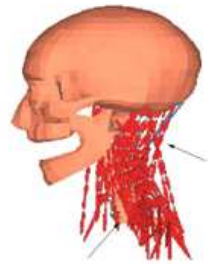
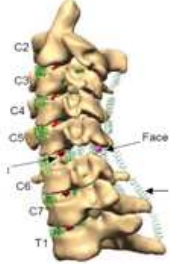
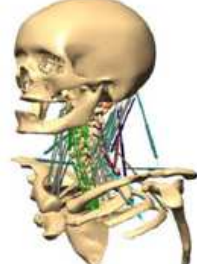
Auteurs	Van der Horst (2002)	Hyung Soo Ahn (2005)	Jun Yan (2006)
Modèle	C0-T1	C2-T1	C0-T1
Composants	Vertèbre	Corps rigide	Corps rigide
	Disques	Ressort 3D non-linéaire, viscoélastique (6 ddl)	Connecteur non-linéaire, viscoélastique (6 ddl)
	Facettes	Ressort 3D non-linéaire, viscoélastique (3 ddl)	Ressort non-linéaire
	Ligaments	Ressort 2D non-linéaire viscoélastique (1 ddl)	Ressort 2D non-linéaire viscoélastique (1 ddl)
	Muscle	Muscles de type Hill (1 ddl)	Elément de barre (1 ddl)
Logiciel	3D-MADYMO	VisualNastran-4D	VisualNastran-4D
Géométrie	In-vivo (Nissan et Gilad, 1984)	In-vitro, CT scan (Ackerman, 2000)	In-vitro, CT scan (Ackerman, 2000)
Chargement et Condition aux limites	Charge petite: 20N et 1.8Nm; Charge grande: 500N et 20Nm; T1 fixe	C2 fixe; Déplacement imposé à T1	T1 fixe; Déplacement imposé à C0;
Validation	Expérimental de Moroney (1988) et Panjabi (1991) en déplacement, rotation et Dvorak(1991) en CoR	Expérimental de DiAngelo (2004), White (1990) en RoM; Penning (1987) en CoR; Schwab (2003) en comportement global	Expérimental de White (1990) en pourcentage de l'amplitude du mouvement
Illustration			

Tableau 1.21b: Modèles de corps rigides du rachis cervical

1.4.2.Modèle de corps déformables

Le modèle de corps déformables permet de représenter des géométries complexes et de simuler les composantes en détail. La réponse du modèle est la contrainte et la déformation de tous les composants. Les comportements mécaniques des matériaux (os, disques, ligaments) utilisés sont obtenus à partir de la littérature (décrite précédemment dans les tableaux 1.10, 1.15). On constate une diversité de leur utilisation selon les auteurs. Les validations sont réalisées en comparaison avec les données de la littérature (tableau 1.1).

Une récapitulation des modèles par éléments finis de la littérature est présentée dans les tableaux 1.22a et 1.22b:

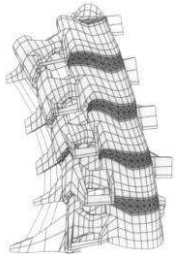
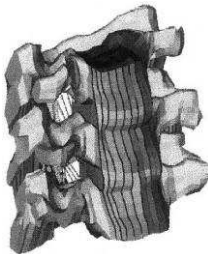
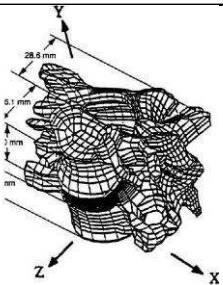
Numéro	1	2	3
Auteur	Maurel et al. 1997	Yoganadan, Kumaresan et al. (1996,98,99)	Goel et al. 1998
Modèle	C3-C7 (palpeur)	C4-C6 (CT Scan)	C5-C6 (CT Scan)
	Ansys (1506 éléments, 1803 nœuds)	Ideas-Abaqus (12712 éléments, 15577 nœuds)	Abaqus (4219 nœuds)
Conditions aux limites	Fixation de C7	Fixation de C6	Fixation de C6
Chargement	M = 2Nm	M = 1.8Nm	M=1.8Nm, N=73.6N
Validation	Littérature de Moroney (1988)	Expérimentation et littérature de Nissan (1984) et Panjabi (1990)	Littérature de Panjabi (1990)
Illustration			

Tableau 1.22a: Modèles par éléments finis du rachis cervical

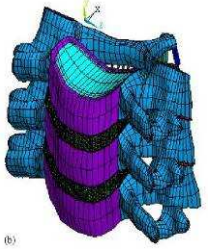
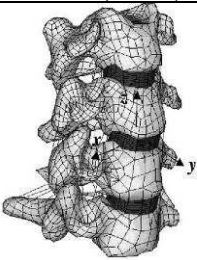
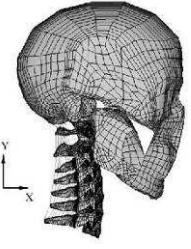
Numéro	4	5	6
Auteur	Teo et al. Ng et al. (2001,2005,2006)	Ha et al. 2005	Q.H.Zang et al. 2004
Modèle	C4-C6 (CT scan)	C3-C6 (CT Scan)	C0-C7 (CT Scan)
	Ansys (7730 éléments et 11180 nœuds)	Ansys (4199 barres et 33619 solides)	Ansys(22094 éléments et 29638 nœuds)
Conditions aux limites	Fixation de C6	Fixation de C6	Fixation de C7
Chargement	M=1.8Nm, N=73.6N	M=1.8Nm, N=73.6N	M=1Nm, N=50N
Validation	Littérature de Pelker (1991), Moroney (1988) et MEF Goel	Littérature de Moroney (1988), Pelker (1991)	Littérature de Panjabi (1990)
Illustration			

Tableau 1.22b: Modèles par éléments finis du rachis cervical

1.4.3.Synthèse sur les modèles du rachis cervical:

Pour les deux types de modèles les géométries sont obtenues par CT Scan pour les modèles in vitro. Selon notre étude bibliographique, un seul modèle de corps rigide est proposé in vivo utilisant la radiographie.

Les propriétés mécaniques des composants sont souvent détaillées dans les modèles de corps déformables (éléments finis), cependant elles reflètent un comportement in vitro.

Pour les modèles de corps rigide la structure musculaire n'est pas toujours intégrée dans les modèles. En effet certains auteurs ne considèrent que le rôle passif des muscles lors d'une sollicitation en moment externe du modèle (ce sont les modèles sans muscle). Seulement, *Ahn* (2005) et *Yan* (2006) utilisent une analyse dynamique inverse pour considérer le mouvement actif des muscles. Cependant, le mouvement imposé dans leur analyse dynamique inverse est obtenu à partir de données de test in-vitro (cadavériques).

Les conditions aux limites: tous les modèles ont utilisé la fixation de vertèbre en bas.

Pour les deux types de modèle, les conditions de chargement utilisées consistent à représenter le moment appliqué à la vertèbre du haut du modèle, par conséquent tous les niveaux du modèle sont soumis au même moment. De plus, il n'y a pas d'explication de relation entre cette sollicitation du modèle et la force physiologique du corps humain ceci ne reflète pas à la situation in-vivo où les moments ont des amplitudes différentes pour chaque unité fonctionnelle.

La validation: Les modèles du rachis cervical sont souvent validés par la comparaison du mouvement obtenu par le modèle et celui obtenu à partir des essais in-vitro dans les mêmes conditions de chargement. Cependant l'amplitude de chargement est faible ($M=1$ à 3Nm ; $N=40$ à 73.6N), seul les modèles de corps rigides de *De Jager* (1996) et *Van der Horst* (2002) ont été considérés dans le cas de charge élevée ($M=20\text{Nm}$; $N=500\text{N}$). En particulier, les modèles de corps rigides de *De Jager* et de *Ahn* sont les deux seuls modèles validés par la comparaison de la localisation du centre finis de rotation (CFR) pour chaque unité fonctionnelle versus les données in-vivo de *Dvorak et Penning*. On notera que dans tous les modèles, il n'y a aucune validation au niveau de la cinématique globale de la tête.

1.5.Synthèse bibliographique

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

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

Pour la cinématique, le paramètre analysé le plus commun des études précédentes est l'amplitude du mouvement intersegmentaire (RoM), c'est un paramètre statique entre deux

positions extrêmes du rachis cervical. Au contraire, **aucune information de mouvement intersegmentaire continu n'a été trouvée dans la littérature**. Seulement les **mouvements continus de la tête sont analysés en utilisant les marqueurs de mouvement in-vivo**, mais c'est un mouvement global du rachis cervical.

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

Pour le chargement mécanique du rachis cervical, on peut trouver une diversité de la valeur utilisée dans les études in-vitro, il varie de 0.5Nm par *Kettler* (2002) à 3.6Nm par *Panjabi* (2001). C'est seulement **le chargement externe que les expérimentateurs appliquent à ses protocoles, mais il n'y a pas d'explication de relation entre ces valeurs et la force physiologique du corps humain**. **In-vivo**, seule la **résultante des forces** de contraction des muscles sont déterminées en utilisant les capteurs de force. Ces études ne permettent pas de déterminer la direction et le sens de l'effort musculaire ainsi que les bras de levier mis en jeu pour chaque muscle. Seulement, elles nous donnent la valeur de la force totale générée par la contraction maximale de l'ensemble des muscles extenseurs du rachis cervical. On remarque que les forces déterminées in-vivo sont beaucoup plus grandes que celles utilisées in-vitro.

En terme de la modélisation du rachis cervical, les modèles de la littérature sont encore limités. Pour la compréhension du comportement des structures du rachis cervical pendant son mouvement, la construction des modèles est indispensable. La plupart de ces modèles utilisent des données in-vitro; les chargements appliqués aux modèles varient dans un grand intervalle et il n'y a pas d'explication de relation avec la force physiologique du corps humain. La validation est souvent obtenue par la comparaison avec les données expérimentales in-vitro de la littérature, ce qui ne se synchronise pas avec les données d'entrées du modèle.

Etant donné la complexité anatomique et mécanique, nous nous proposons d'analyser un mouvement simple de flexion/extension in vivo et de développer des modèles personnalisés de corps rigides. Pour développer des modèles personnalisés, un protocole expérimental a été développé pour l'obtention simultanée des données géométriques et des acquisitions de cinématiques externes. Puis, les deux types de modèle corps rigides sont développés, modèle ostéo-articulaire et musculo-squelettique.

2. Chapitre II: Modélisation du rachis cervical

Dans ce chapitre, une méthode de modélisation du mouvement intersegmentaire en flexion/extension in-vivo du rachis cervical est présentée. D'abord, les données expérimentales sont construites en utilisant les images radiographiques couplées à des mesures cinématiques externes. Puis, les deux types de modèle corps rigides sont développés, modèle ostéo-articulaire et musculo-squelettique. Ce chapitre sera exposé en trois paragraphes. D'abord, il est présenté le protocole d'acquisition (paragraphe 2.1), puis la construction d'un modèle ostéo-articulaire (paragraphe 2.2) et enfin une présentation du modèle musculo-squelettique (paragraphe 2.3).

1. Chapitre I: Revue bibliographique de la biomécanique du rachis cervical.....	4
1.1. Anatomie des structures du rachis cervical	6
1.1.1. Structure osseuse du rachis cervical	6
1.1.2. Disques intervertébraux.....	9
1.1.3. Structures ligamentaires	10
1.1.4. Structures musculaires.....	12
1.2. Mouvement du rachis cervical.....	15
1.2.1. Définition des principales orientations:.....	15
1.2.2. Mouvement intersegmentaire	17
1.2.3. Mouvement global	18
1.3. Biomécanique du rachis cervical.....	19
1.3.1. Cinématique du rachis cervical.....	20
1.3.2. Propriétés mécaniques des structures anatomiques.....	26
1.3.3. Comportement mécanique de l'unité fonctionnelle.....	34
1.3.4. Chargement mécanique du rachis cervical.....	35
1.3.5. Synthèse de la biomécanique du rachis cervical.....	39
1.4. Modèles biomécaniques du rachis cervical	40
1.4.1. Modèle de corps rigides.....	41
1.4.2. Modèle de corps déformables	42
1.4.3. Synthèse sur les modèles du rachis cervical:.....	44
1.5. Synthèse bibliographique.....	44
2. Chapitre II: Modélisation du rachis cervical.....	46
2.1. Données expérimentales.....	48
2.1.1. Protocole d'acquisition.....	48
2.1.2. Sujets étudiés.....	50
2.1.3. Traitement des données expérimentales.....	50
2.1.4. Méthode de recalage des données expérimentales.....	54
2.1.5. Étude des erreurs des données expérimentales	58
2.2. Modèle ostéo-articulaire.....	63
2.2.1. Hypothèses du modèle.....	63

2.2.2. Modèle géométrique.....	63
2.2.3. Conditions aux limites.....	64
2.2.4. Propriété mécanique de l'unité fonctionnelle	64
2.2.5. Conditions de chargement.....	65
2.2.6. Processus de calcul.....	65
2.3. Modèle musculo-squelettique.....	69
2.3.1. Hypothèses du modèle.....	69
2.3.2. Modèle géométrique.....	69
2.3.3. Conditions aux limites.....	73
2.3.4. Propriétés mécaniques.....	74
2.3.5. Processus de calcul	77
3. Chapitre III: Résultats.....	79
3.1. Résultats expérimentaux.....	82
3.1.1. Modèle géométrique de l'acquisition radiographique.....	82
3.1.2. Résultats de recalage avec la correction.....	84
3.1.3. Amplitudes du mouvement.....	85
3.2. Etude des erreurs des données expérimentales.....	87
3.2.1. Erreurs de la segmentation.....	88
3.2.2. Erreurs de la mesure du mouvement externe.....	91
3.2.3. Erreurs de la méthode de recalage.....	93
3.3. Modèle ostéo-articulaire	95
3.3.1. Cas test (A, B de littérature).....	95
3.3.2. Modèle ostéo-articulaire avec A, B de l'optimisation.....	97
3.4. Modèle musculo-squelettique.....	102
3.4.1. Modèle standard.....	102
3.4.2. Modèle corrigé	106
4. Chapitre IV: Discussion.....	110
4.1. Discussion des données expérimentales.....	112
4.1.1. Modèle géométrique.....	112
4.1.2. Mesure du mouvement externe et méthode de recalage.....	114
4.2. Discussion du modèle ostéo-articulaire.....	114
4.2.1. Discussion des hypothèses du modèle.....	114
4.2.2. La stabilité numérique des réponses du modèle.....	121
4.2.3. Réponse du modèle ostéo-articulaire.....	125
4.2.4. Conclusion du modèle ostéo-articulaire.....	134
4.3. Exploitation biomécanique du modèle ostéo-articulaire	136
4.3.1. Intérêt de la méthodologie du modèle ostéo-articulaire.....	136
4.3.2. Cinématique intersegmentaire.....	137
4.3.3. Cinétique intersegmentaire.....	140
4.4. Discussion du modèle musculo-squelettique.....	143
5. Chapitre V: Conclusions et perspectives.....	148
5.1. Conclusions.....	148
5.2. Perspectives.....	150

2.1. Données expérimentales

Pour avoir les données de la modélisation, une expérimentation est réalisée en se basant sur deux techniques les plus utilisées dans l'analyse du mouvement du rachis cervical: **les images radiographiques et les marqueurs externes du mouvement**. Ces données sont obtenues à partir d'un protocole d'acquisition et de mesure. Puis, les données obtenues du protocole (images radiographiques et mesure du mouvement externe) sont traitées séparément. Enfin, une méthode de recalage permettra de combiner ces données dans un même repère.

2.1.1. Protocole d'acquisition

Nous avons mis en œuvre un protocole original, ce qui doit permettre la réalisation simultanée de clichés radiographiques et de mesurer le mouvement externe de la tête par rapport au thorax. Les étapes du protocole sont: installation du sujet (a), acquisition des clichés radiographiques avec mesure simultanée de la posture de la tête par rapport au thorax (b), acquisition du mouvement externe par les marqueurs Zébris (c), fin des acquisitions (d).

a) Installation du sujet (figure 2.1)

1. Explication du sujet de l'étude.
2. Préparation du sujet par le port d'un bonnet pour stabiliser les cheveux.
3. Mise en place des marqueurs Zébris sur la tête (1) et le thorax (2).
4. Installation du sujet pour l'acquisition des images radiographiques: le sujet est placé entre l'émetteur et la plaque d'acquisition de l'appareil radiographique (4).
5. Installation du récepteur Zébris (3) et tester la bonne réception.
6. Le sujet est en position neutre, fixation d'un objet de référence de 5cm dans l'axe du rachis cervical (5).
7. Le sujet est prêt pour l'acquisition.
8. Création d'un dossier Sj-xxx pour stocker les acquisitions.



Figure 2.1: Installation du sujet
(1: Marqueurs de la tête; 2: Marqueurs du thorax ; 3: Emetteur d'ultrason Zébris;
4: Matériel de radiographie; 5: Mesure de 5 cm).

b) Acquisition des clichés radiographiques

L'acquisition des clichés radiographiques est réalisée simultanément avec mesure de la posture de la tête par rapport au thorax.

1. Le sujet est assis en position neutre, puis réalisation du cliché dans cette position, acquisition radiographique et enregistrement simultané des marqueurs Zébris (fichier de nom: Rstat)
2. Le sujet est en position de flexion, puis réalisation du cliché, acquisition radiographique et enregistrement simultané des marqueurs Zébris (fichier de nom: Rflex)
3. Le sujet est en position d'extension, puis réalisation du cliché, acquisition radiographique et enregistrement simultané des marqueurs Zébris (fichier de nom: Rext)



*Figure 2.2: Protocole d'acquisition
(à gauche: extension maximale; au centre: position neutre; à droite: flexion maximale)*

c) Acquisition du mouvement externe continu

L'acquisition du mouvement continu de flexion/extension est réalisée par les capteurs Zébris.

1. Dans la continuité des acquisitions radiographiques, le sujet revient à la position neutre puis enregistrement de sa position statique (fichier de nom: stat)
2. Enregistrement des 5 mouvements de flexion/extension (fichier de nom: Flexext)
3. Enregistrement des 5 mouvements de rotation axiale (fichier de nom: Axrot).

d) Fin des acquisitions

1. Retrait des marqueurs Zébris, du bonnet et décollage de l'objet de référence.
2. Stockage et archivage des données:
 - + Récupération des images radiographiques en format DICOM (CD radiographique de sujet Sj-xxx).
 - + Export des fichiers d'acquisitions Zébris en format.txt pour traitement.

2.1.2.Sujets étudiés

Le protocole de la manipulation a été réalisé pour les six sujets volontaires. Ce sont des sujets sains sans antécédent pathologique ou traumatique, dont les caractéristiques sont montrées dans le tableau 2.1.

N°	Nom	Age	Sexe	Poids (kg)	Mesure (m)
1	Sj01-NH	27	Homme	63	1.76
2	Sj02-MS	27	Homme	64	1.75
3	Sj03-VT	26	Homme	63	1.68
4	Sj04-JV	23	Homme	68	1.78
5	Sj05-HC	27	Femme	62	1.67
6	Sj06-PP	39	Homme	59	1.72

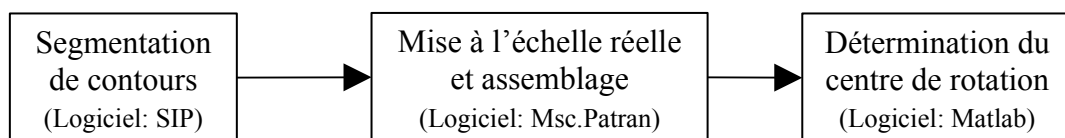
Tableau 2.1: Caractéristiques des sujets étudiés

2.1.3.Traitement des données expérimentales

Les données obtenues du protocole sont traitées séparément. La géométrie intersegmentaire est construite à partir des images DICOM par un processus de segmentation dans le repère radiographique. Les mesures du mouvement externe sont analysées dans le repère des marqueurs Zébris. Puis, une méthode de recalage permettra de combiner ces données expérimentales dans un même repère.

2.1.3.1.Acquisitions radiographiques

Les acquisitions radiographiques obtenues du protocole sont traitées pour le modèle géométrique de chaque sujet. Le contour de chaque vertèbre est détecté par la segmentation des clichés radiographiques. Ensuite, l'assemblage des données géométriques va être présenté. A la fin de cette partie, on va aborder la définition du centre de rotation (CoR) et la localisation des liaisons intersegmentaires. Ces étapes sont présentées dans le schéma suivant:



a) Segmentation du contour des vertèbres

À partir des clichés radiographiques, les contours de chaque vertèbre (C2, C3,..., C7, T1) sont segmentés par un logiciel de traitement numérique des images médicales SIP (HoBaTho, 1993). Chaque vertèbre est détectée par 25 points et sur lesquels le contour est numérisé par un polynôme de Hermite dans un fichier de format neutre.out (figure 2.3). Les contours de

chaque sujet pour les trois positions (neutre, flexion maximale et extension maximale) sont mis à l'échelle réelle via l'utilisation d'objet de référence de 5 cm.

b) Assemblage des données géométriques

Après la segmentation, les contours des vertèbres sont en format.out (aux trois positions de flexion maximale, d'extension maximale et neutre).

Ils sont importés dans le logiciel

Msc.Patran (MSC.Software, USA). Ces contours sont assemblés en se basant sur la superposition de la première vertèbre thoracique T1. Nous obtenons le modèle géométrique du rachis cervical qui se compose des contours de toutes les vertèbres pour les trois positions avec la superposition de T1 (figure 2.4).

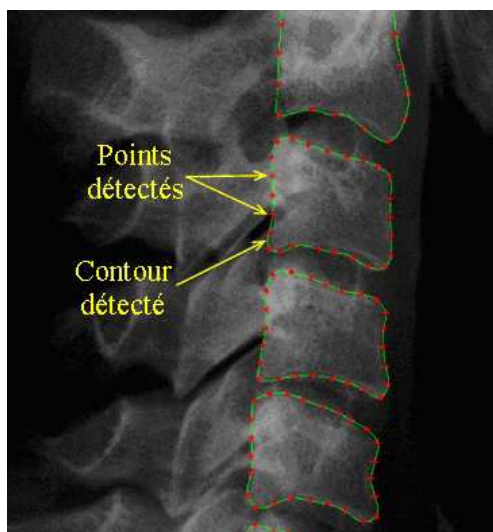


Figure 2.3: Segmentation des contours (SIP)

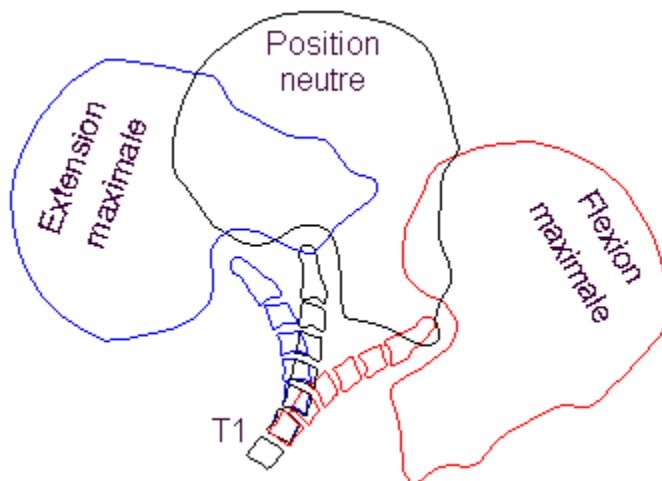


Figure 2.4: Assemblage (sur T1) du modèle géométrique

c) Centres de rotation (CoR):

Définition du CoR: Dans un plan, quand un solide indéformable se déplace d'une position à une autre, sa trajectoire va tracer un arc dont le centre s'appelle centre de rotation (CoR). Selon la notion de *N.Bogduk* (2000), le centre de rotation est déterminé uniquement pour chaque unité fonctionnelle entre deux positions extrêmes: flexion maximale et extension maximale (figure 2.5).

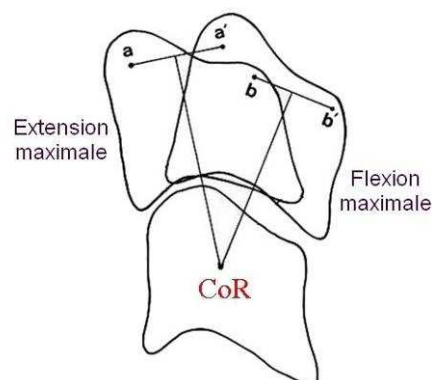


Figure 2.5: Centre de rotation CoR (*Bogduk*, 2000)

Dans notre étude, à l'aide de la position neutre, on déterminera les deux centres de rotation: CoR en extension et CoR en flexion.

Détermination du CoR en extension: pour une unité fonctionnelle $C_{i,i+1}$, nous avons deux contours en position de neutre N_i , N_{i+1} et deux contours en position d'extension E_i , E_{i+1} . Donc, le centre de rotation en mouvement d'extension est déterminé comme suit (figure 2.6):

- + Recalage E_i , E_{i+1} pour que E_{i+1} soit superposé à N_{i+1} .
- + CoR en extension est déterminé selon la définition de *Bogduk* par l'intersection des deux médiatrices aa' et bb' entre E_i et N_i (figure 2.5).

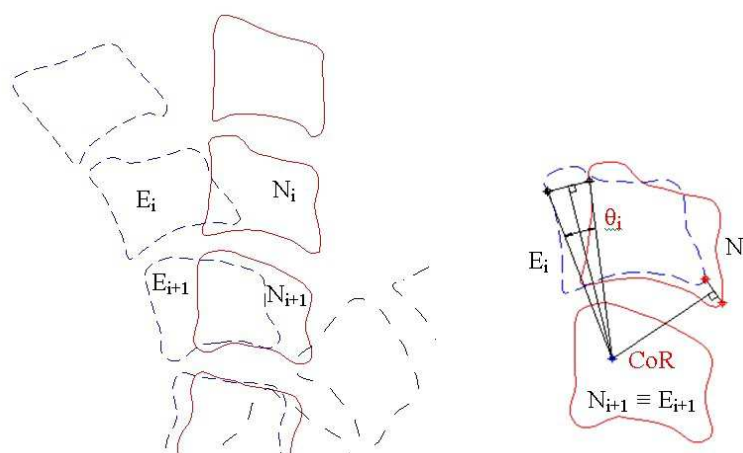


Figure 2.6: Centre de rotation CoR et angle de rotation d'unité $C_{i,i+1}$ entre extension

Détermination du CoR en flexion: la méthode est la même que celle en extension mais entre la position neutre et la position de flexion maximale.

2.1.3.2. Mesure du mouvement externe

Les coordonnées des marqueurs Zébris de la tête et du thorax sont enregistrées simultanément (c.f partie 2.1.1) en trois positions statiques de flexion maximale (Rflex), d'extension maximale (Rext) et neutre (Rstat). Ces positions sont strictement les mêmes que celles

obtenues par radiographie car l'enregistrement est réalisé en même temps que la réalisation des clichés.

Les enregistrements Zébris contiennent les coordonnées X, Y, Z des trois marqueurs de la tête et du thorax dans le repère de mesure (que nous nommerons ici global). La méthode de traitement des données Zébris est composée des étapes suivantes:

1. Calcul de la transformation du repère global vers un repère local associé aux marqueurs du thorax.
2. Transfert des coordonnées X, Y, Z des marqueurs de la tête dans le repère local associé aux marqueurs du thorax.
3. Calcul du plan des moindres carrés contenant les marqueurs de la tête dans le repère local des marqueurs du thorax.
4. Projection de tous les marqueurs dans le plan des moindres carrés.

L'enregistrement des mouvements continus de flexion/extension (Flexext) est différé des enregistrements statiques (c.f partie 2.1.1c). Dans le plan des moindres carrés, il nous donne une trajectoire continue (Figure 2.7). Les trois marqueurs Zébris construisent un triangle, le mouvement de ce triangle est considéré comme un solide indéformable, il peut être décrit par les coordonnées (X, Y) du premier marqueur M1 et l'angle d'orientation φ .

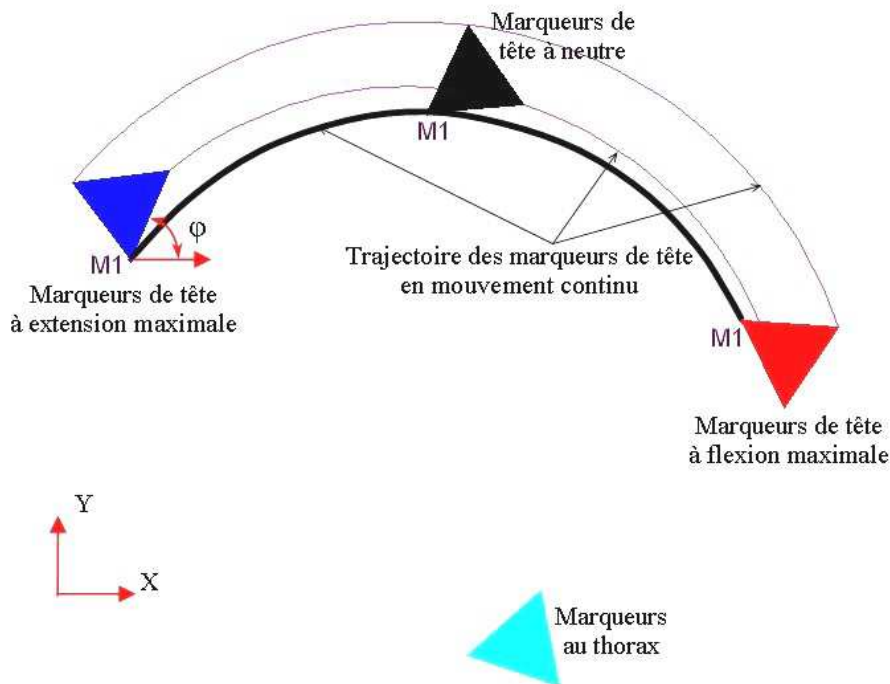


Figure 2.7: Trajectoire des marqueurs tête Zébris

L'ensemble des coordonnées (X, Y) dans le plan des moindres carrés est interpolé par un polynôme de degré 4. Ceci est réalisé par la fonction d'interpolation de Matlab. Ce mouvement continu est paramétré par le système des équations (2.1) et (2.2) qui définissent les coordonnées (X, Y) du marqueur M1 en fonction de la variable φ :

$$X(\varphi) = a_4\varphi^4 + a_3\varphi^3 + a_2\varphi^2 + a_1\varphi + a_0 \quad (2.1)$$

$$Y(\varphi) = b_4\varphi^4 + b_3\varphi^3 + b_2\varphi^2 + b_1\varphi + b_0 \quad (2.2)$$

2.1.4.Méthode de recalage des données expérimentales

Nous avons des données dans deux repères différents: le modèle géométrique des contours des vertèbres dans le repère radiographique et les données Zébris du mouvement externe dans le plan des moindres carrés. Le recalage a pour but de combiner ces deux données interne et externe dans un même repère.

2.1.4.1.Méthode de recalage

Pour chaque sujet, on détermine les deux ensembles des trois centres de rotation globale: le premier correspondant à C0 des données radiographiques (figure 2.8) et le deuxième aux marqueurs Zébris en positions statiques (figure 2.9). Les trois centres de rotation sont:

- + CoR_1: entre la position d'extension maximale et la position neutre
- + CoR_2: entre la position neutre et la position de flexion maximale
- + CoR_3: entre la position d'extension maximale et la position de flexion maximale

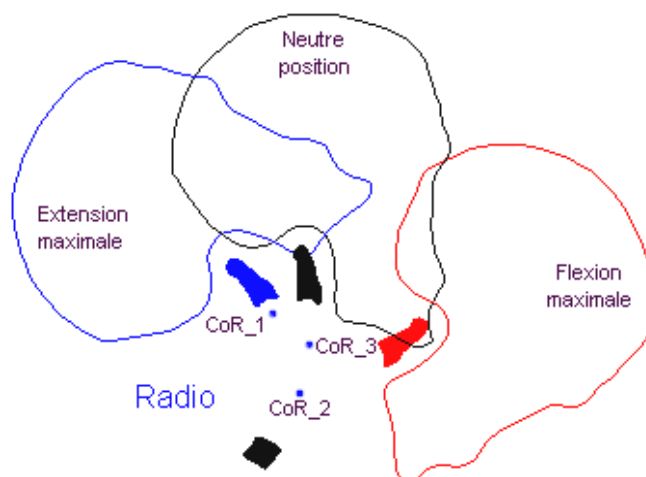


Figure 2.8: CoR global de la tête avec les données radiographiques

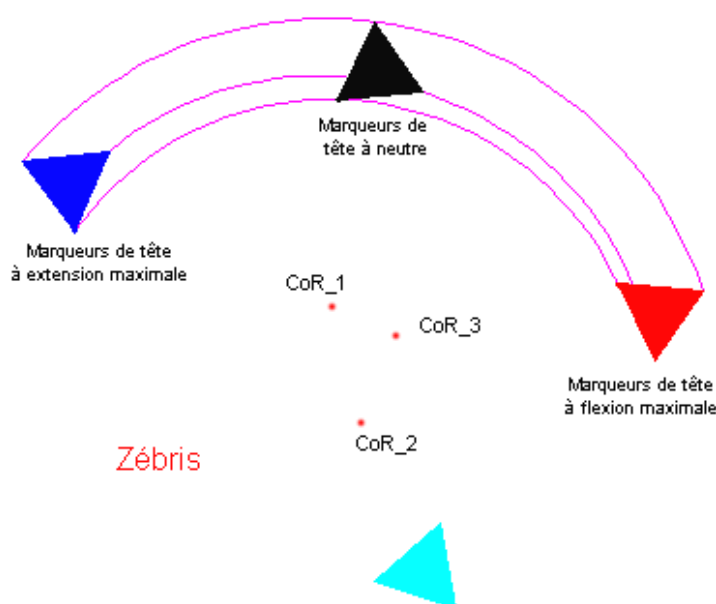


Figure 2.9: CoR global de marqueurs Zébris de la tête

Compte tenu du fait que les enregistrements Zébris statiques et les clichés radiographiques ont été réalisés simultanément, et de la nature invariante des CoR, il existe une correspondance entre les CoR obtenus avec des images radiographiques et les CoR obtenus avec les acquisitions Zébris.

Le recalage est exécuté par l'algorithme de RMS (Root Mean Square) dans Matlab. La condition est de minimiser la différence entre deux ensembles des centres de rotation globale. Nous obtenons, dans un même repère (figure 2.10), les informations du mouvement intersegmentaire en trois positions extrêmes (mouvement interne) et les informations du mouvement continu de la tête (mouvement externe).

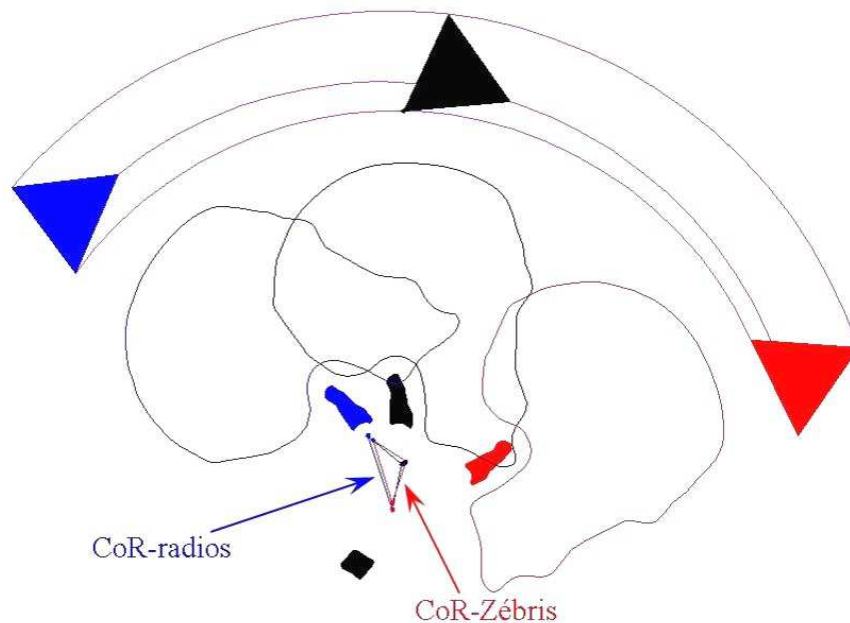


Figure 2.10: Recalage des données radiographiques et Zébris par deux systèmes de CoR global

2.1.4.2. Correction de recalage:

Dans cette partie, on va analyser d'abord les erreurs possibles de la méthode de recalage (a). Puis on proposera une méthode de correction de recalage (b).

a) Erreurs de la méthode de recalage

Pour évaluer le résultat du recalage, nous considérons les paramètres suivants:

- ❖ Angles de rotation globale à partir de chaque donnée (figure 2.11): Zébris (α_Z , β_Z) et image radiographique (α_R , β_R).

A et B sont les deux points de référence de la tête. Ils sont fixés sur le contour de C0 pendant son mouvement.

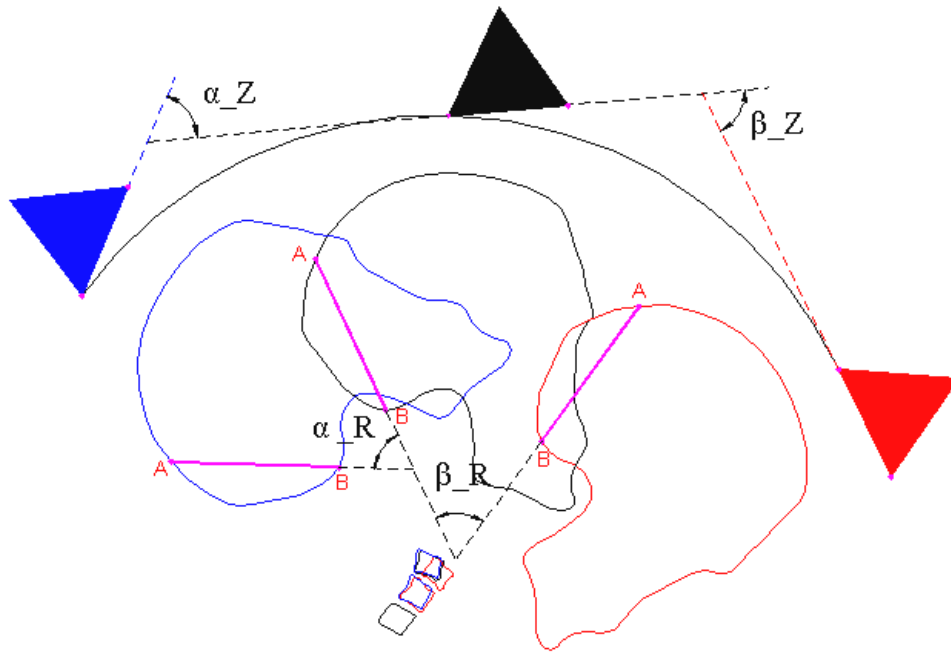


Figure 2.11: Angles de rotation globale

- ❖ Paramètres de recalage entre les deux données aux positions d'extension maximale, neutre et de flexion maximale (figure 2.12). Ils se composent:
 - + (D_{ext} , D_{neut} , D_{flex}): Distance entre les deux points références A (du repère radiographique) et M1 (du repère Zébris) en chaque position.
 - + (φ_{ext} , φ_{neut} , φ_{flex}): Angle entre les deux droites AB et AM1 en chaque position.

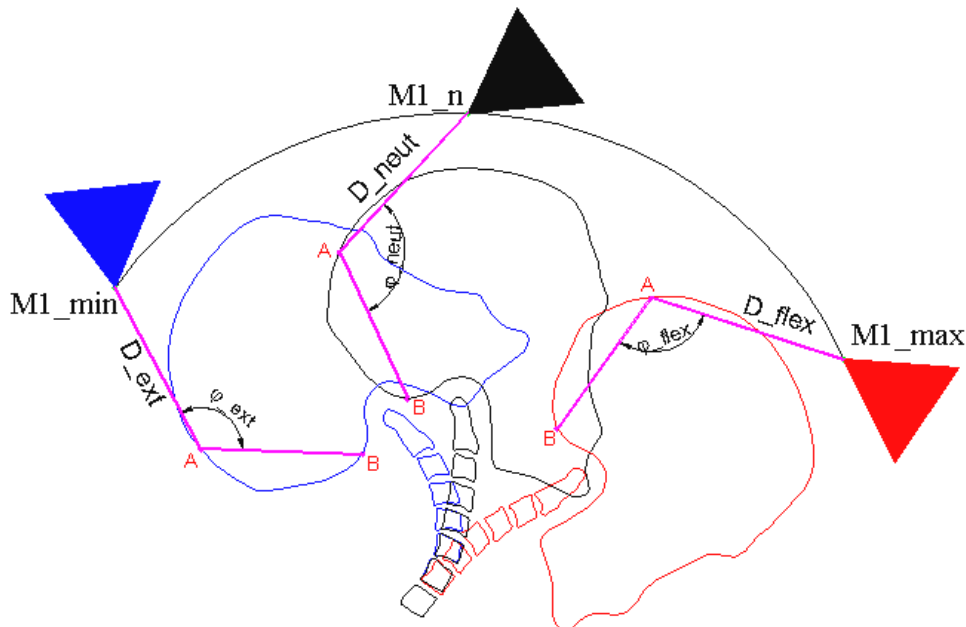


Figure 2.12: Paramètres de recalage (M1 est le premier marqueur Zébris)

En se basant sur les paramètres ci-dessus, on définit les erreurs de recalage:

1. La différence d'amplitude de rotation globale déterminée par chaque donnée Zébris et image radiographique: erreurs E1 et E2

$$E1 = |\alpha_Z - \alpha_R| \quad (2.3)$$

$$E2 = |\beta_Z - \beta_R| \quad (2.4)$$

2. La différence entre les deux repères Zébris et radiographique lors du recalage: erreurs entre positions extension/neutre E3, E4 et flexion/extension E5, E6 :

$$E3 = |D_{\text{ext}} - D_{\text{neut}}| \quad (2.5)$$

$$E4 = |\varphi_{\text{ext}} - \varphi_{\text{neut}}| \quad (2.6)$$

$$E5 = |D_{\text{flex}} - D_{\text{ext}}| \quad (2.7)$$

$$E6 = |\varphi_{\text{flex}} - \varphi_{\text{ext}}| \quad (2.8)$$

Il est maintenant proposé une correction afin de minimiser les erreurs E_i ($i \in [1,6]$) des équations ci-dessus.

b) Méthode de correction:

❖ Concordance de l'angle de rotation globale:

D'abord, on détermine les nouvelles positions du marqueur M1 sur sa trajectoire de sorte que les erreurs E1 et E2 soient nulles. Les angles de rotation globale entre les deux systèmes radiographiques et Zébris sont concordés tel que (figure 2.13):

+ Angle d'extension globale est égale à α ($= \alpha_R$)

+ Angle de flexion globale est égale à β ($= \beta_R$)

Les positions de (M1_e et M1_f) sur la courbe de trajectoire sont déterminées en utilisant les équations (2.1) et (2.2) (c.f partie 2.1.3.2) en attribuant α et β en fonction de la variable φ . C'est-à-dire:

+ Coordonnées de M1_e sont: $X = a_4 \alpha^4 + a_3 \alpha^3 + a_2 \alpha^2 + a_1 \alpha + a_0$

$$Y = b_4 \alpha^4 + b_3 \alpha^3 + b_2 \alpha^2 + b_1 \alpha + b_0$$

+ Coordonnées de M1_f sont: $X = a_4 \beta^4 + a_3 \beta^3 + a_2 \beta^2 + a_1 \beta + a_0$

$$Y = b_4 \beta^4 + b_3 \beta^3 + b_2 \beta^2 + b_1 \beta + b_0$$

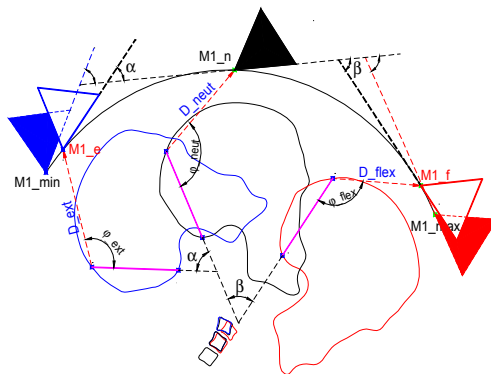


Figure 2.13: Concordance de l'angle de rotation globale

❖ Optimisation des erreurs:

Après la concordance de l'angle de rotation globale, on peut définir la correction comme un problème d'optimisation: chercher les coordonnées de (M1_e, M1_n, M1_f) pour minimiser les erreurs E_i ($i \in [3,6]$), avec la contrainte de respecter la position relative entre ces trois points (M1_e, M1_n, M1_f). La dernière contrainte permet à la trajectoire des marqueurs Zébris de se déplacer dans le plan comme un solide indéformable, cela conserve la forme de la courbe. Les bornes des coordonnées sont ± 5 cm et $\pm 10^\circ$ autour des positions initiales.

Le problème d'optimisation pour faire la correction est le suivant:

+ Variables: Coordonnées de (M1_e, M1_n, M1_f)

$$M1_e = [X_e, Y_e] \quad ; \quad M1_n = [X_n, Y_n] \quad ; \quad M1_f = [X_f, Y_f]$$

+ Fonction objective: $f(E3, E4, E5, E6) = \sqrt{\sum_{i=3}^6 E_i^2} \rightarrow \min$

+ Contrainte: Courbe (M1_e, M1_n, M1_f) est toujours solide

$$\text{Distance M1_e et M1_n: } D_1 = \sqrt{(X_e - X_n)^2 + (Y_e - Y_n)^2} = \text{constante}$$

$$\text{Distance M1_f et M1_n: } D_2 = \sqrt{(X_f - X_n)^2 + (Y_f - Y_n)^2} = \text{constante}$$

$$\text{Distance M1_e et M1_f: } D_3 = \sqrt{(X_e - X_f)^2 + (Y_e - Y_f)^2} = \text{constante}$$

+ Bornes des variables de:

$$\text{Déplacement: } \Delta X = \Delta Y = \pm 5 \text{ cm} ;$$

$$\text{Rotation: } \Delta \alpha = \pm 10^\circ \text{ (autour des positions initiales)}$$

L'optimisation est réalisée avec l'algorithme des moindres carrés dans Matlab.

2.1.5. Étude des erreurs des données expérimentales

En marge de la construction proprement dite du modèle, nous avons étudié les erreurs pendant les étapes de construction du modèle. Les erreurs proviennent de la segmentation (a), de la détermination de localisation des centres de rotation CoR (b), de la mesure du mouvement externe (c) et de la méthode de recalage (d).

a) Erreur de segmentation:

Plusieurs résultats dans l'étude cinématique sont dépendants du modèle géométrique. C'est pourquoi la précision de la segmentation est un paramètre important à considérer. Pour évaluer cette précision, on répète plusieurs fois la procédure de segmentation pour une même unité et on compare la différence entre les résultats par des paramètres géométriques. Nous avons effectué la segmentation six fois d'une unité fonctionnelle représentative de façon indépendante (exemple: unité C3C4).

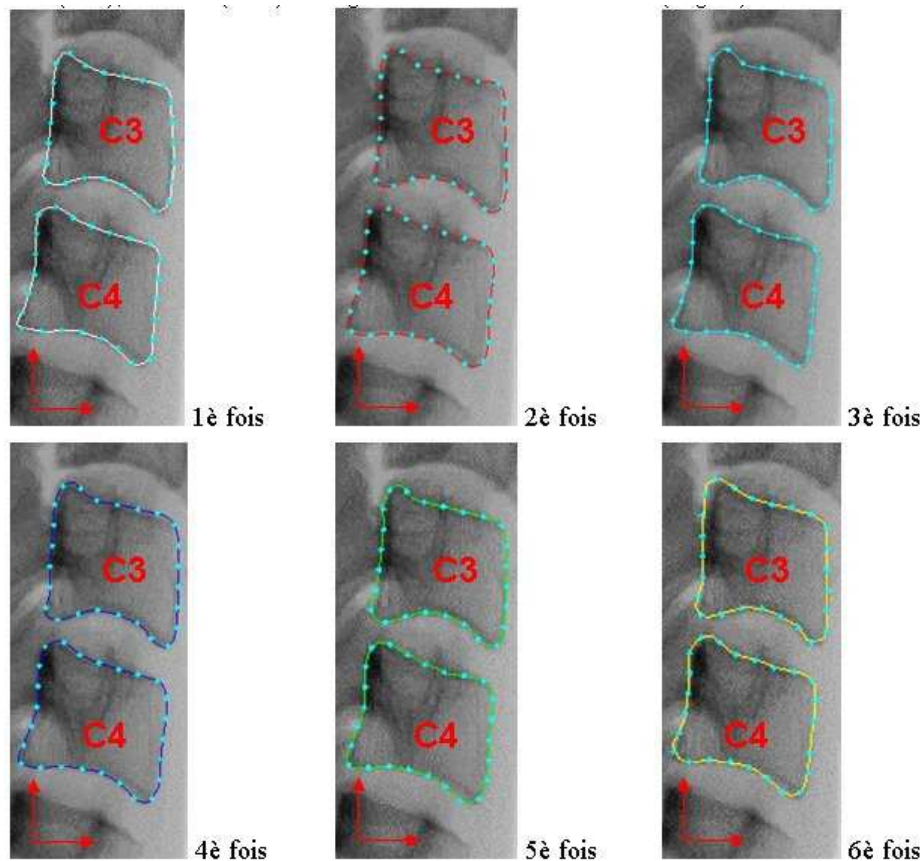


Figure 2.14: Segmentation par 6 fois indépendantes de l'unité fonctionnelle C3C4

Les paramètres géométriques choisis sont: le périmètre, l'aire ainsi que l'angle de rotation. La comparaison de ces paramètres va nous donner les erreurs de la méthode de segmentation. Ces erreurs sont calculées en valeur absolue et en pourcentage.

b) Erreur de localisation des centres de rotation (CoR):

Comme l'amplitude du mouvement (RoM), le centre de rotation intersegmental (CoR) est un des paramètres cinématiques le plus utilisé pour déterminer si une unité fonctionnelle est pathologique ou non. Mais du point de vue géométrique, on sait qu'une petite variation de contour détecté va faire une différence importante sur la position du CoR. Donc, comme pour l'étude des erreurs de la segmentation, il est aussi nécessaire de vérifier l'erreur obtenue lorsque l'on détermine la position du centre de rotation (CoR). Pour étudier cette erreur, nous avons fait des statistiques en effectuant la procédure de détermination du CoR 40 fois. L'unité fonctionnelle est choisie aléatoire: C3C4 du sujet Sj02-MS (figure2.15a et 2.15b).



Figure 2.15a: Détermination de CoR pour l'unité C3C4 (1^è à 20^è fois)

Les coordonnées du CoR sont déterminées par rapport à un repère de référence, ce repère est fixé aux images avant la segmentation. Les 40 résultats de CoR sont superposés en se basant sur ce repère de référence. Cette superposition et les statistiques des coordonnées du CoR nous donnent l'erreur de la méthode de détermination CoR.



Figure 2.15b: Détermination de CoR pour l'unité C3C4 (21^e à 40^e fois)

La localisation des centres de rotation intersegmentaire déterminés pour les sujets dans notre étude est comparée avec les résultats de *Penning* (1987) et *Amevo* (1992). En faisant plusieurs clichés radiographiques des deux positions extrêmes flexion/extension, ils ont défini une position moyenne du CoR et une zone standard dans laquelle le CoR se situe.

c) Erreur de mesure du mouvement externe

Dans le traitement des mesures du mouvement externe, le mouvement continu de la tête est effectué en cinq fois d'aller-retour entre les positions de flexion maximale et extension maximale.

Après le recalage des données dans le repère des marqueurs au thorax, on obtient la trajectoire des marqueurs de la tête (courbes en rouge). Cette trajectoire est définie par une courbe moyenne (courbe en bleu) en utilisant une fonction d'interpolation de degré quatre (c.f partie 2.1.3.2). Donc, on doit déterminer les deux types des erreurs:

- + La dispersion (écart-type, SD) des courbes réelles autour de la courbe moyenne.
- + La corrélation de la fonction d'interpolation par rapport aux données mesurées.

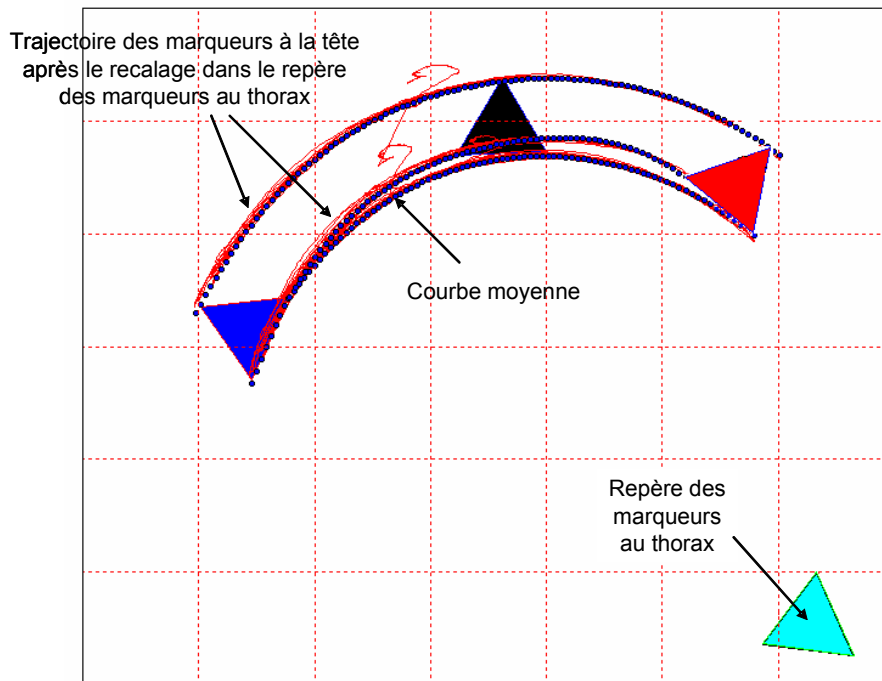


Figure 2.16: Dispersion des mesures du mouvement externe (en rouge) autour la courbe moyenne de trajectoire (en bleu).

d) Erreur de recalage avec correction:

Les erreurs de recalage sont définies comme dans les équations (2.5), (2.6), (2.7), (2.8) de partie précédente (c.f 2.1.4.2). Ces erreurs sont estimées avant et après la correction.

2.2.Modèle ostéo-articulaire

En utilisant les données expérimentales, un modèle ostéo-articulaire a été modélisé pour analyser le mouvement continu en flexion/extension du rachis cervical. Dans ce modèle, chaque vertèbre est un corps rigide non déformable. Les liaisons intersegmentaires sont des articulations localisées aux centres de rotation. Les conditions aux limites sont définies par la trajectoire imposée du mouvement de la tête C0 par rapport au thorax pendant la fixation de la première vertèbre thoracique T1. La réponse des composants passifs (disque intervertébral, structure ligamentaire, muscles passifs) est intégrée dans une loi de comportement de l'unité fonctionnelle. La résultante des efforts musculaires est considérée dans les conditions de chargement. Ainsi dans ce modèle les muscles ne sont pas modélisés, seuls les vertèbres et les liaisons articulaires sont modélisées d'où l'appellation de modèle ostéo-articulaire.

Le modèle ostéo-articulaire de corps rigides a été réalisé avec le logiciel Msc.Adams (MSC.Software), c'est un logiciel pré-post processeur permettant de modéliser la cinématique et la dynamique des systèmes mécaniques. Cette partie débutera par les hypothèses du modèle (2.2.1). Puis, ce sont les étapes de sa mise en œuvre: la géométrie du modèle (2.2.2), les conditions aux limites (2.2.3), les propriétés mécaniques de l'unité fonctionnelle (2.2.4), les condition de chargement (2.2.5) et le processus de calcul du modèle (2.2.6).

2.2.1.Hypothèses du modèle

(H1) Le mouvement de flexion/extension du rachis cervical est un mouvement planaire.

(H2) Le centre de rotation intersegmentaire est unique pendant le mouvement continu de la position neutre à la position flexion maximale (ou de la position neutre à la position extension maximale).

(H3) Conditions aux limites: La première vertèbre thoracique T1 est fixée et la trajectoire du mouvement de la tête C0 par rapport au thorax est une courbe unique.

(H4) Le comportement mécanique de chaque unité fonctionnelle est une fonction non-linéaire sous la formule proposée par *Simon* (1984): $\Theta_i = A_i \ln(B_i M_i + 1)$. Dans cette formule Θ_i est l'angle de rotation intersegmentaire. M_i est le moment intersegmentaire, celui-ci présente le rôle actif de la structure musculaire. Deux coefficients A_i , B_i présentent la rigidité de chaque unité fonctionnelle du rachis cervical, ou bien la réponse de l'ensemble des composants passifs du rachis cervical (disques intervertébraux, ligaments et muscles passifs).

(H5) Conditions de chargement: La contraction des muscles cervicaux actifs va générer la force pour activer le mouvement du rachis cervical. La résultante maximale des efforts musculaires est utilisée selon les résultats expérimentaux de *Gabriel* (2004) lors de sa mesure in-vivo, $F_{\text{extension}} = 219 \pm 11$ N et $F_{\text{flexion}} = 150 \pm 8$ N.

2.2.2.Modèle géométrique

Les données expérimentales sont utilisées pour la géométrie du modèle ostéo-articulaire. Le contour de chaque vertèbre est considéré comme un corps rigide non-déformable. La liaison intersegmentaire est une articulation localisée au centre de rotation.

Importation des données expérimentales dans le logiciel de modélisation Msc.Adams: Les modèles géométriques dans Msc.Patran et Msc.Adams sont numérisés par les fichiers en format comparabilité et échangeable entre eux, donc le transfert du modèle géométrique (c.f 2.1.3.1) se fera de Msc.Patran à Msc.Adams. Enfin, nous obtenons dans l'environnement de Msc.Adams: les contours des vertèbres (C0, C2,..., C7, T1) en trois positions (neutre, flexion maximale, extension maximale) et les deux ensembles des centres de rotations intersegmentaires en flexion, en extension, qui sont la localisation des liaisons articulaires des unités fonctionnelles.

2.2.3. Conditions aux limites

Les conditions aux limites permettent le contrôle du modèle. Dans notre cas, nous avons choisi de contrôler le mouvement global de la tête pendant la fixation de la première vertèbre thoracique T1. Ce mouvement est obtenu par les mesures expérimentales du déplacement continu de la tête en flexion/extension par rapport au thorax.

Après le recalage et la correction de recalage (c.f 2.1.4), on a intégré la trajectoire de la tête dans le même repère que la géométrie radiographique. Le logiciel Msc.Adams nous permet de modéliser cette trajectoire par un déplacement imposé. Cette procédure est:

- + Fixation de T1: Le mouvement global de la tête obtenu par système Zébris est relatif au thorax. C'est pourquoi, avant d'imposer ce mouvement au modèle, on doit fixer la première vertèbre thoracique T1.

- + Intégration du mouvement continu global par le déplacement imposé à C0. Ce mouvement est paramétré par le système des équations (2.1) et (2.2) qui définit les coordonnées (X, Y) du marqueur M1 correspondants à la variable φ :

$$X(\varphi) = a_4\varphi^4 + a_3\varphi^3 + a_2\varphi^2 + a_1\varphi + a_0 \quad (2.1)$$

$$Y(\varphi) = b_4\varphi^4 + b_3\varphi^3 + b_2\varphi^2 + b_1\varphi + b_0 \quad (2.2)$$

2.2.4. Propriété mécanique de l'unité fonctionnelle

Dans Msc.Adams, chaque vertèbre est considérée comme un corps rigide non-déformable. Les liaisons entre deux vertèbres adjacentes sont définies comme suit:

Les liaisons mécaniques: la liaison entre deux vertèbres adjacentes est définie par une articulation. L'axe de rotation est perpendiculaire au plan sagittal passant par le centre de rotation CoR de flexion/extension pendant le mouvement correspondant de flexion/extension.

L'angle de rotation intersegmental θ_i : avec ce type de liaison articulaire. Dans le mouvement intersegmentaire, le paramètre cinématique est l'angle de rotation intersegmental. Cet angle de rotation θ_i est défini par l'angle relatif entre les deux positions d'une vertèbre C_i par rapport au repère de référence d'une vertèbre sous-jacente C_{i+1} (c.f figure 2.6).

La loi de comportement de l'unité fonctionnelle: il est ajouté à la liaison articulaire un comportement pour caractériser les propriétés mécaniques de l'unité fonctionnelle. Ce comportement va présenter la relation entre l'angle de rotation Θ et le moment associé M pour chaque unité fonctionnelle. Nous utilisons la fonction non-linéaire proposée par Simon (1984):

$$\theta = A \cdot \ln(B \cdot M + 1)$$

Avec, A et B les deux coefficients constants de chaque unité fonctionnelle.

Ces deux coefficients A, B vont définir le comportement mécaniques des unités fonctionnelles. Dans ce modèle ostéo-articulaire, on va considérer en deux cas: un cas utilise A, B proposés, à partir des études expérimentales in-vitro, par *Wheeldon* (2004) et *Nightingale* (2002) (c.f 1.3.3), et un autre cas dans lequel A, B sont des inconnues à identifier. On va exposer plus détaillé ces deux cas dans le processus de calcul ci-dessous.

2.2.5. Conditions de chargement

La contraction des muscles cervicaux actifs va générer la force pour activer le mouvement du modèle. Dans ce modèle ostéo-articulaire, les muscles actifs ne sont pas modélisés, mais seulement on suppose que: La valeur maximale de la force musculaire doit être la même que celle des résultats expérimentaux in-vivo de *Gabriel* (2004) lors de sa mesure de force de la contraction maximale (MVC: Maximum Voluntary Contraction) des muscles cervicaux in-vivo (c.f 1.3.4b). Conditions de chargement du modèle:

$$\begin{aligned} &+ F_{\text{extension}}^{\text{max}} = 219 \pm 11 \text{ N} \\ &+ F_{\text{flexion}}^{\text{max}} = 150 \pm 8 \text{ N} \end{aligned}$$

2.2.6. Processus de calcul

En résumant les étapes précédentes de modélisation, le modèle ostéo-articulaire de corps rigides du rachis cervical dans Msc.Adams peut être défini comme suit (figure 2.17):

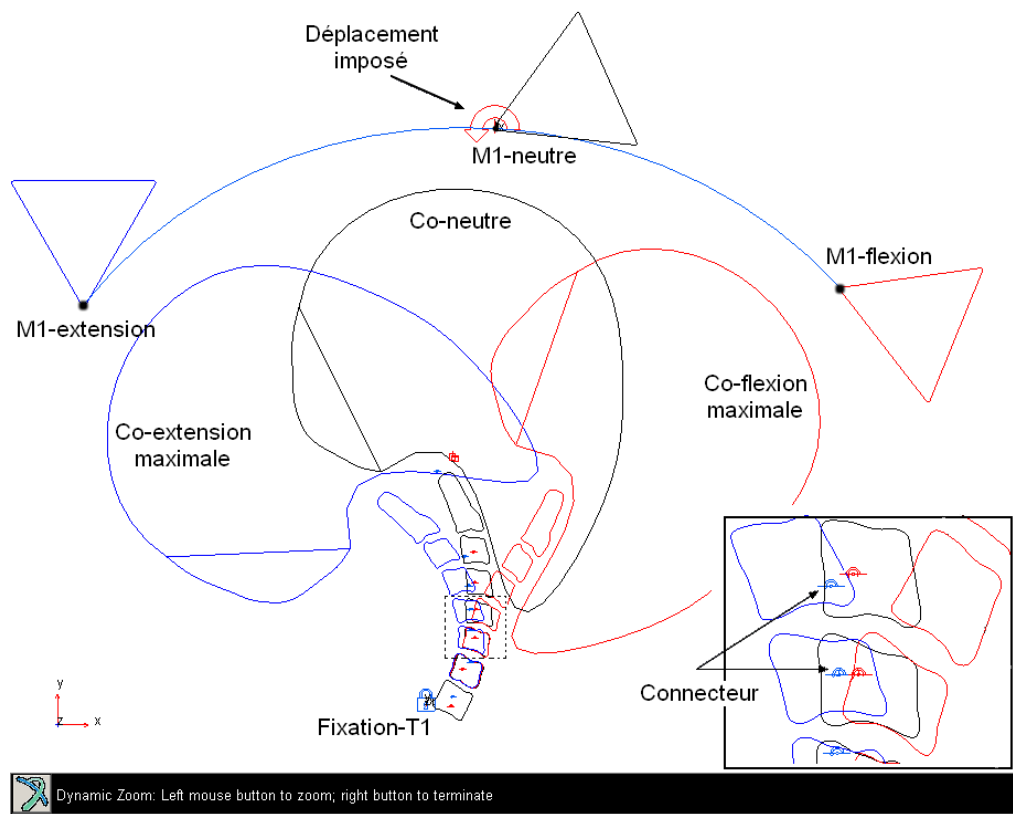


Figure 2.17: Modèle ostéo-articulaire de corps rigides (Msc.Adams)

+ Chaque vertèbre est un corps rigide non-déformable.

+ Liaisons intersegmentaires sont des articulations dont l'axe de rotation est perpendiculaire au plan sagittal et passant le centre de rotation CoR.

+ Conditions aux limites: T1 est fixé. Déplacement imposé à C0 par les équations (2.1) et (2.2) sur le marqueur Zébris M1.

+ Loi de comportement de l'unité fonctionnelle:

$$\Theta_i = A_i \cdot \ln(B_i \cdot M_i + 1)$$

Avec, Θ_i : angle de rotation intersegmental ;

M_i : moment intersegmental ;

A_i et B_i : coefficients constants pour chaque unité fonctionnelle.

+ Conditions de chargement: les valeurs de force des muscles en contraction maximale sont $F_{\text{extension}}^{\text{max}} = 219 \pm 11 \text{ N}$ et $F_{\text{flexion}}^{\text{max}} = 150 \pm 8 \text{ N}$.

La simulation du modèle est effectuée à partir de la position neutre. Sous la condition de sollicitation différente du modèle, le calcul du modèle nous donnera les résultats de la simulation. Les positions extrêmes obtenues du résultat expérimental sont les conditions pour contrôler cette réponse de la simulation.

Le modèle ostéo-articulaire est calculé en deux cas:

+ Un cas test dans lequel A_i , B_i utilisés sont les valeurs proposées dans la littérature.

+ Un deuxième cas est un problème d'identification. Dans ce cas, A_i , B_i sont deux inconnues à déterminer avec l'objectif pour la superposition entre les résultats de la simulation et l'expérimentation.

a) Cas test (A, B de littérature):

Les coefficients A_i , B_i utilisés sont les valeurs proposées dans la littérature par *Wheeldon* (2004) et *Nightingale* (2006) (c.f partie 1.3.3), cette simulation a pour but de comparer les études de ces auteurs par rapport à la situation in-vivo obtenue de notre étude.

Auteurs	<i>Wheeldon</i> (2004), <i>Nightingale</i> (2006)			
Charges	$M=\pm 2,0\text{Nm}$			
Sujets	5 h+2 f (33.4 ans, SD=11.7)			
	Extension		Flexion	
	A	B	A	B
C0-C2	4.33	60.81	7.86	7.91
C2-C3	1.90	6.35	4.56	3.22
C3-C4	2.50	2.56	2.63	11.78
C4-C5	3.54	1.36	2.94	7.34
C5-C6	2.04	4.44	4.02	5.25
C6-C7	1.96	8.42	4.58	2.83
C7-T1	4.76	0.45	1.56	8.72

Tableau 2.2: Coefficients A et B de comportement $\Theta=A.\ln(B.M+1)$ proposés par l'étude in-vitro de *Wheeldon* (2004) et *Nightingale* (2006)

Dans ce cas, les comportements des segments sont tous définis, la seule donnée d'entrée possible est le chargement externe. On va tester avec le sujet Sj02_MS pour trois cas de chargement externe différents:

- + Cas test 1: Chargement in-vitro de *Wheeldon* (2004), $M = 2 \text{ Nm}$ à C0.
- + Cas test 2: Chargement in-vivo de *Gabriel* (2004), $F_{\text{extension}} = 219 \text{ N}$ et $F_{\text{flexion}} = 150 \text{ N}$ à C0.
- + Cas test 3: Expérimentation de l'étude actuelle, déplacement imposé à C0.

On remarque que les conditions aux limites dans les cas test 1 et 2 sont seulement la fixation de T1, par contre la condition du déplacement imposé à C0 doit être négligée.

b) Cas d'identification A_i , B_i

Pour déterminer A_i , B_i , on va aborder un problème d'optimisation conditionnelle.

Lors d'un déplacement imposé à C0, avec chaque valeur de A_i , B_i , on obtient le résultat de la simulation comme dans la figure 2.18. D'où l'objectif du problème d'optimisation posé qui est de déterminer A_i , B_i en satisfaisant la superposition des résultats de la simulation et de l'expérimentation.

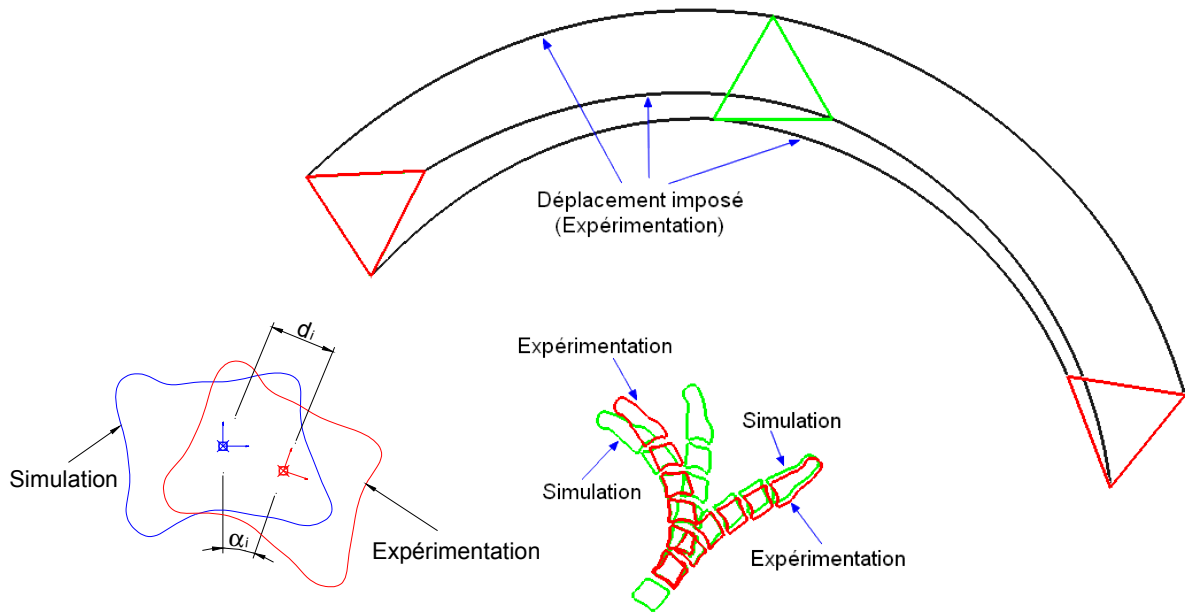


Figure 2.18: Comparaison des résultats de la simulation et de l'expérimentation

La fonction objective (à minimiser) du problème d'optimisation est définie comme suit :

$$F_{\text{objective}} = \sum_{i=2}^7 [d_i + \alpha_i]$$

d_i : La distance du centre de section de la vertèbre C_i entre résultat de la simulation et celui de l'expérimentation.

α_i : L'angle des axes principaux de la vertèbre C_i entre résultat de la simulation et celui de l'expérimentation.

Dans ce modèle, on suppose que la force musculaire est correspondante à la force générée pendant le déplacement imposé et que cette force puisse atteindre la valeur maximale à la fin de la simulation. Ces valeurs sont $F_{\text{extension}}^{\text{max}} = 219 \pm 11 \text{ N}$ et $F_{\text{flexion}}^{\text{max}} = 150 \pm 8 \text{ N}$. Cette condition de chargement est intégrée dans la contrainte du problème d'optimisation.

➔ Pour déterminer A_i et B_i , on peut définir un problème d'optimisation conditionnelle suivant:

Variables : A_i, B_i

Fonction objective : $F_{\text{objective}} = \sum_{i=2}^7 [d_i + \alpha_i]$ à minimiser

Contrainte (condition de force maximale):

$$F_{\text{extension}}^{\text{max}} = 219 \pm 11 \text{ N}$$

$$F_{\text{flexion}}^{\text{max}} = 150 \pm 8 \text{ N}$$

2.3.Modèle musculo-squelettique

Dans la partie précédente, un modèle ostéo-articulaire du rachis cervical a été présenté. Dans ce type du modèle, on a supposé que la propriété des composants cervicaux (disque intervertébral, ligament et muscle passif) est caractérisée par un comportement mécanique de l'unité fonctionnelle. Tandis que l'action musculaire est considérée seulement par la force générée pendant un mouvement imposé à C0. D'autre part, la valeur de cette force doit utiliser le résultat de la littérature (*Gabriel, 2004*) par une mesure de la force de la contraction maximale des muscles cervicaux in-vivo.

Pour affiner la modélisation de la structure musculaire du rachis cervical et comprendre son activation, un modèle musculo-squelettique du rachis cervical sera proposé dans cette partie en simulant le rôle actif de la force musculaire. Dans ce modèle, la structure des muscles cervicaux est modélisée et elle va créer la force musculaire pour activer le mouvement du modèle, pendant que la réponse des autres composants est intégrée au comportement d'une liaison de type Hybrid III (*Foster, 1977*). On va établir deux modèles musculo-squelettique: un modèle standard et un modèle corrigé. La différence entre les deux modèles est la localisation des liaisons: dans le modèle standard ces liaisons se trouvent aux centres des disques intervertébraux, dans le modèle corrigé les liaisons se trouvent aux centres de rotation intersegmentaire (données obtenues à partir du modèle ostéo-articulaire).

Cette partie débutera par les hypothèses du modèle (2.3.1). Puis, ce sont les étapes de sa mise en œuvre: la construction du modèle géométrique (2.3.2), les conditions aux limites (2.3.3), les propriétés mécaniques (2.3.4), et le processus de calcul du modèle (2.3.5).

2.3.1.Hypothèses du modèle

(H1) Le mouvement flexion/extension du rachis cervical est un mouvement planaire.

(H2) Le centre de rotation intersegmentaire est unique pendant le mouvement continu de la position neutre à la position flexion maximale (ou de la position neutre à la position extension maximale).

(H3) Conditions aux limites: La première vertèbre thoracique T1 est fixée et la trajectoire du mouvement de la tête C0 par rapport au thorax est une courbe unique.

(H4) La rigidité du rachis cervical est due aux réponses de l'ensemble des composants passifs du rachis cervical (disques intervertébraux, ligaments et muscles passifs). Le comportement mécanique de chaque unité fonctionnelle est une fonction non-linéaire de type Hybrid III.

(H5) Conditions de chargement: La contraction des muscles cervicaux actifs va générer la force pour activer le mouvement du rachis cervical.

2.3.2.Modèle géométrique

LifeMod permet de créer un modèle géométrique du corps humain à partir de la base de données anthropométriques (figure 2.19). Ce modèle se compose de tous les segments du système squelettique. La géométrie de ces segments est paramétrée. Pour créer ce modèle, il faut déclarer les quatre paramètres morphologiques du sujet: le poids (kg), le taille (mm), le sexe (homme ou femme) et l'âge (mois).

a) *Géométrie des vertèbres cervicales:*

Les paramètres morphologiques utilisés sont ceux du sujet Sj02_MS, dont:

- Le sexe : homme
- L'âge : 28 ans ou bien 336 mois
- La taille : 1.75 m
- Le poids : 64Kg

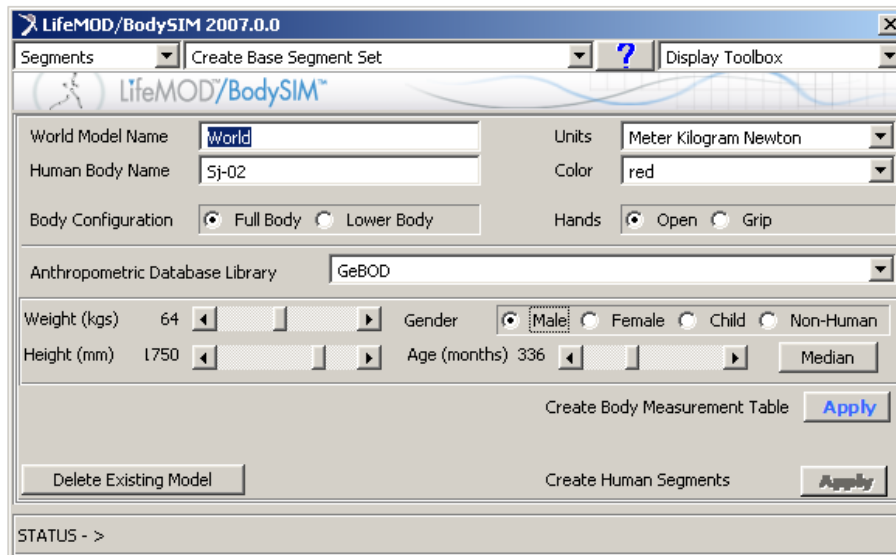


Figure 2.19: Construction du modèle géométrique

On obtient un modèle géométrique du rachis cervical dans lequel chaque vertèbre est un corps rigide en 3D (figure 2.20).

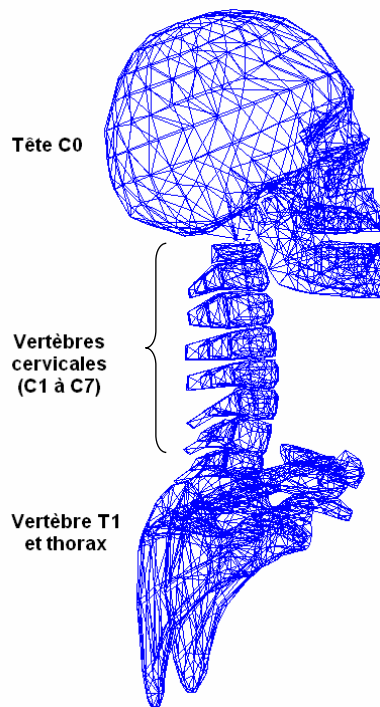


Figure 2.20: Modèle géométrique du rachis cervical dans LifeMod

b) La localisation des liaisons intersegmentaires:

Les liaisons de LifeMod sont définies par trois articulations dont les axes de rotation sont perpendiculaires. Ces articulations permettent la rotation dans les trois plans anatomiques: sagittal, frontal et transversal (Figure 2.21).

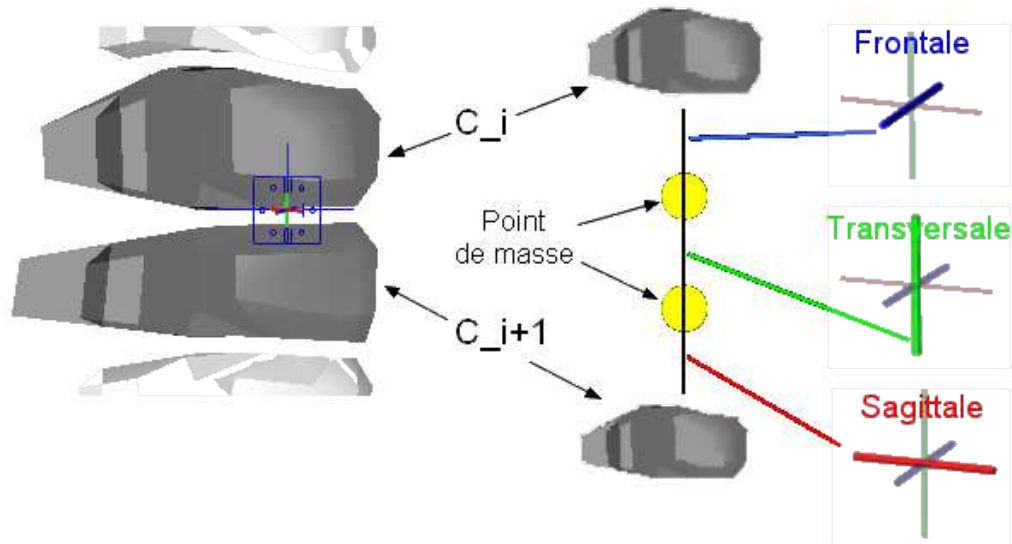


Figure 2.21: Liaisons de LifeMod

La localisation de la liaison est définie en deux cas suivants.

❖ Modèle standard (figure 2.22):

Dans ce modèle, les liaisons se localisent, par défaut du logiciel, aux centres du disque intervertébral de l'unité correspondante.

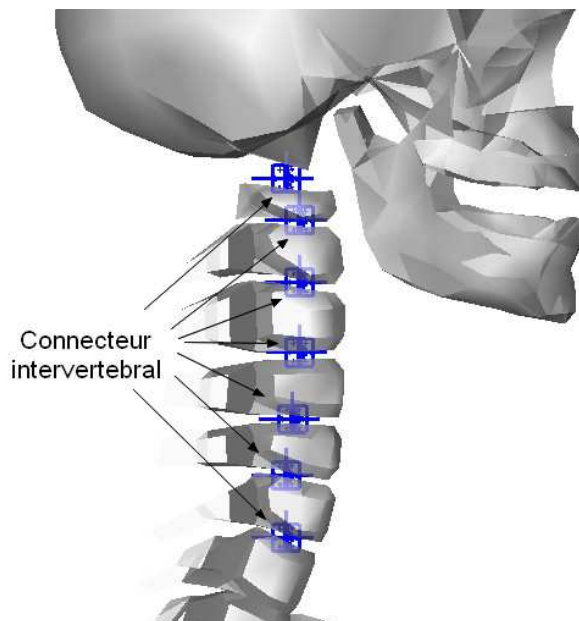


Figure 2.22: Localisation des liaisons du modèle standard

❖ Modèle corrigé (figure 2.23):

Les localisations des liaisons sont corrigées avec les données expérimentales du même sujet Sj02_MS. Les positions des centres de rotation obtenues à partir des données radiographiques du sujet Sj02_MS sont implantées dans le modèle pour les localisations des liaisons intersegmentaires.

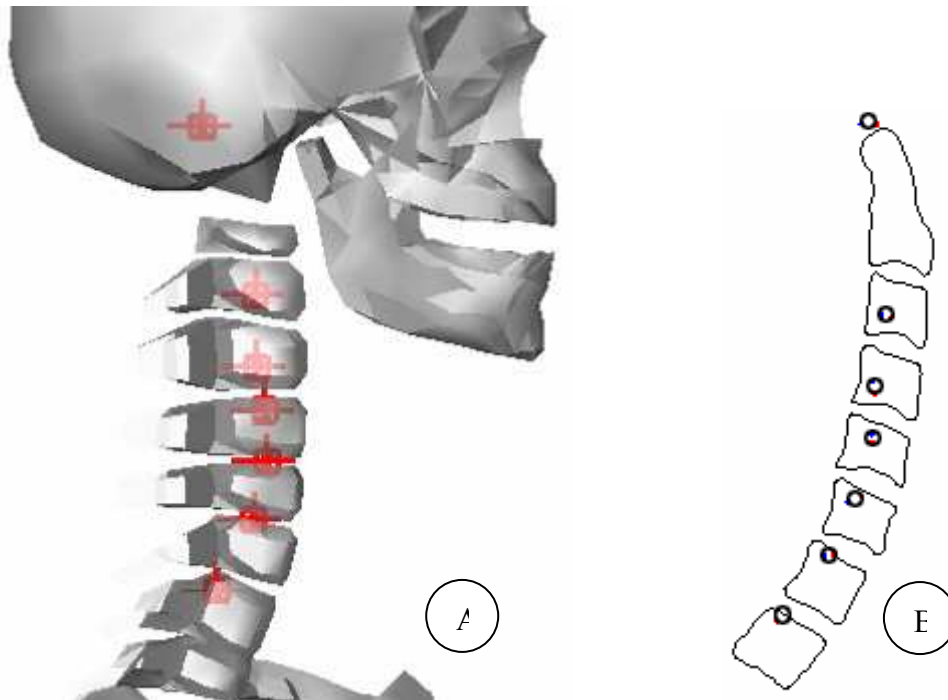


Figure 2.23: Localisation des liaisons du modèle corrigé
A: Le modèle corrigé avec les centres de rotation du sujet Sj02_MS;
B: Résultat expérimental des centres de rotation du sujet Sj02_MS

c) Géométrie des muscles

Pour le rachis cervical, logiciel LifeMod fournit les principaux groupes de muscles cervicaux comme la figure 2.24:

- + Sternocleidomastoideus (1)
- + Scalenus anterior (2)
- + Scalenus medius (3)
- + Scalenus posterior (4)
- + Splenius cervicis (5)
- + Splenius capitis (6)

Les muscles des groupes 1, 5, 6 sont attachés aux thorax et C0.

Les muscles des groupes 2, 3, 4 sont attachés aux thorax et C5.

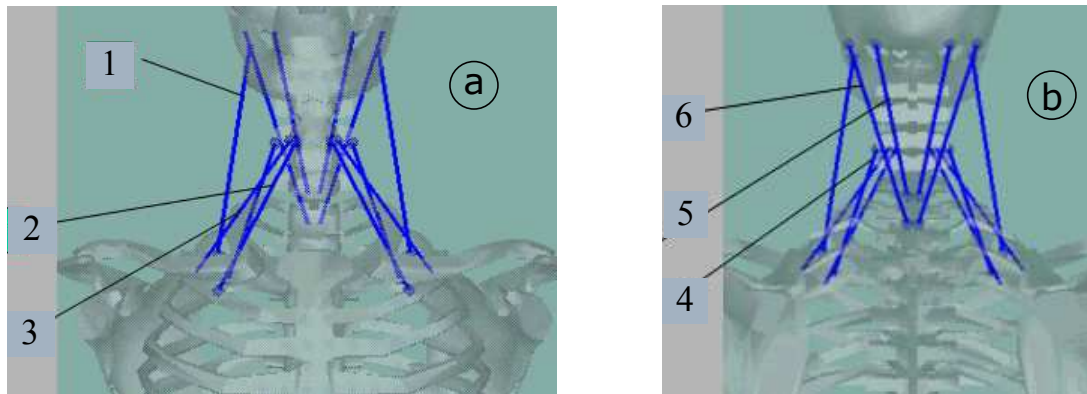


Figure 2.24: Groupes de muscle cervical
(a: vue antérieure ; b: vue postérieure)

Le modèle musculo-squelettique dans le logiciel LifeMode est présenté comme dans la figure 2.25 suivante:

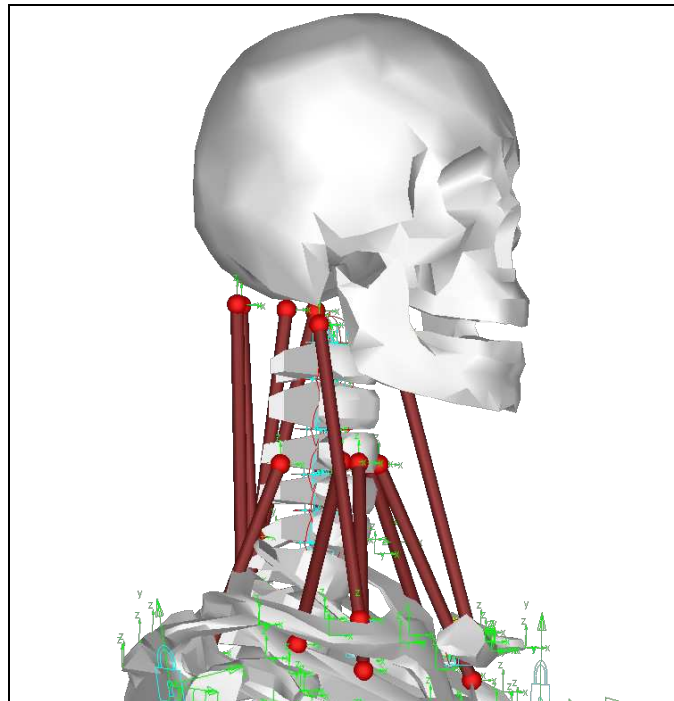


Figure 2.25: Modèle musculo-squelettique du rachis cervical dans LifeMod

2.3.3. Conditions aux limites

Pour la condition aux limites du modèle, nous avons un mouvement continu imposé à la tête pendant la fixation de la première vertèbre thoracique T1. Ce mouvement utilise les données expérimentales du même sujet Sj02_MS dont les paramètres morphologiques sont utilisés pour la géométrie du modèle.

+ Fixation du thorax: Le mouvement global de la tête obtenu par l'expérimentation est relatif au thorax. C'est pourquoi, avant d'imposer ce mouvement au modèle, on doit fixer les vertèbres thoraciques.

+ Mouvement continu global imposé à C0: Ce mouvement est paramétré par le système des équations suivant qui définissent les coordonnées (X, Y) du marqueur M1 correspondants à variable φ (c.f partie 2.2.3):

$$X(\varphi) = a_4\varphi^4 + a_3\varphi^3 + a_2\varphi^2 + a_1\varphi + a_0$$

$$Y(\varphi) = b_4\varphi^4 + b_3\varphi^3 + b_2\varphi^2 + b_1\varphi + b_0$$

2.3.4. Propriétés mécaniques

Dans ce modèle musculo-squelettique, les propriétés des composants anatomiques du rachis cervical sont divisées en deux groupes, passif et actif. D'une part, les réponses des tissus mous passifs (disques intervertébraux, structure ligamentaire, muscles passifs) sont intégrées dans le comportement des liaisons intersegmentaires. D'autre part, c'est le comportement des musculaires qui va caractériser la réponse des muscles actifs.

a) Comportement mécanique des liaisons intersegmentaires

Dans le logiciel LifeMod, la liaison utilisée est de type de Hybrid III (*Foster, 1977*), son comportement est défini par une fonction de la relation entre le moment et l'angle de rotation intersegmentaire. La courbe de ce comportement se compose de deux parties: une partie linéaire entre les limites inférieure et supérieure, au-delà de ces limites c'est la partie non-linéaire (figure 2.26).

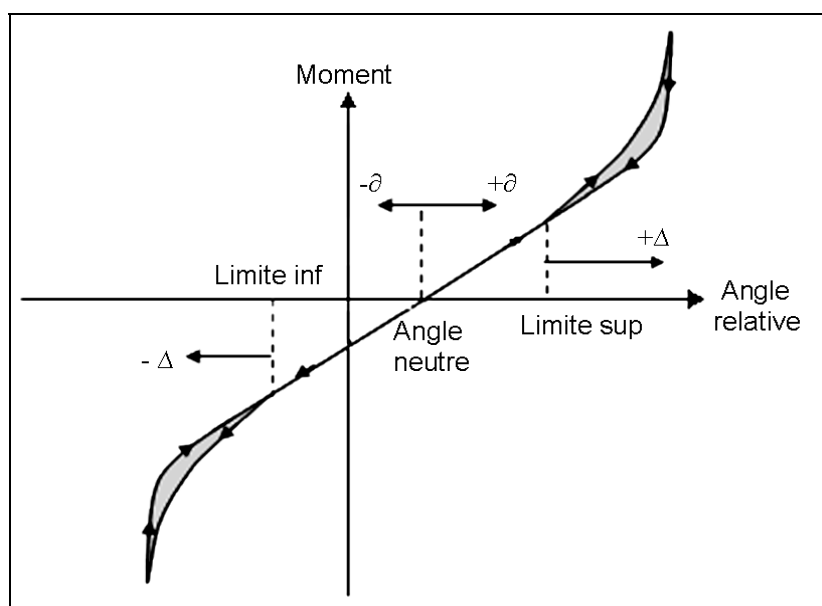


Figure 2.26: Comportement de la liaison Hybrid III (*Foster, 1977*)

La formule de ce comportement est présentée comme suivant:

$$M = -K\theta - C\dot{\theta} + \text{Bistop}(\theta, \dot{\theta}, \Delta_{\text{inf}}, \Delta_{\text{sup}}, [K], e, [C], 1^\circ)$$

Avec:

M	: moment aux liaisons
θ	: angle de rotation
$\dot{\theta}$	: vitesse de rotation
K	: rigidité de la zone linéaire
C	: frottement de la zone linéaire
[K]	: rigidité de la zone non-linéaire
[C]	: frottement de la zone non-linéaire
$\Delta_{\text{inf}}, \Delta_{\text{sup}}$	: angles limites des zones linéaires
e	: facteurs d'échelle
Bistop	: fonction périodique

$$\text{Bistop} = \begin{cases} [K](\Delta_{\text{inf}} - \theta) - [C]\dot{\theta} \cdot \text{Step}(\theta, \Delta_{\text{inf}} - 1, \Delta_{\text{inf}}, 0) & \text{si : } \theta < \Delta_{\text{inf}} \\ 0 & \text{si : } \Delta_{\text{inf}} \leq \theta \leq \Delta_{\text{sup}} \\ [K](\theta - \Delta_{\text{sup}}) - [C]\dot{\theta} \cdot \text{Step}(\theta, \Delta_{\text{sup}}, 0, \Delta_{\text{sup}} + 1, 1) & \text{si : } \theta > \Delta_{\text{sup}} \end{cases}$$

Avec, « Step » une fonction d'interpolation (figure 2.27):

$$\text{Step}(x, x_0, h_0, x_1, h_1) = \begin{cases} h_0 & \text{si : } x < x_0 \\ h_0 + ab^2(3 - 2b) & \text{si : } x_0 \leq x \leq x_1 \\ h_1 & \text{si : } x > x_1 \end{cases}, \text{ avec: } a = (h - h_1) \text{ et } b = (x - x_0)/(x_1 - x_0)$$

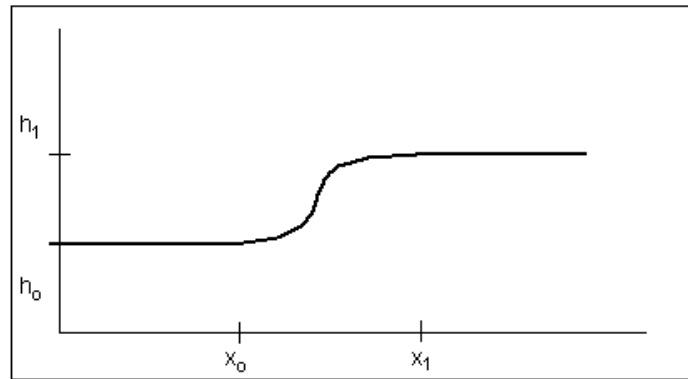


Figure 2.27: Fonction d'interpolation « Step »

Pour notre modèle, les paramètres des liaisons utilisent les valeurs proposées par défaut dans le logiciel LifeMod (Foster 1977, Hatze 1997), pour la rigidité, on utilise, soit la valeur par défaut (cas 1) soit la valeur proposée par Shea (1991) (cas 2):

- C=0.1 Nm.s/deg
- [C]=1 Nm.s/deg

- $\Delta_{inf} = -15^\circ$, $\Delta_{sup} = 15^\circ$

- $e=1$

- $[K]=40$ Nm/degré

- Rigidité de liaison K est défini selon deux cas:

- Cas 1 par défaut dans LifeMod:

$K=1$ Nm/degré pour toutes les unités fonctionnelles en flexion et en extension.

- Cas 2 par l'étude de *Shea* (1991):

$K=1.44$ Nm/degré pour C0-C5 en flexion

$K=0.85$ Nm/degré pour C6-T1 en flexion

$K=2.29$ Nm/degré pour C0-C5 en extension

$K=1.19$ Nm/degré pour C6-T1 en extension

b) Propriété des muscles actifs

Le muscle dans LifeMod est modélisé par des éléments uniaxiaux 1D avec un comportement non-linéaire, ce qui présente le rôle actif de la structure musculaire. Ce comportement permet de simuler la force musculaire F_{muscle} , celle-ci est déterminée en deux étapes de simulation dynamique inverse et directe.

Dans l'étape de simulation dynamique inverse, le modèle est soumis à un déplacement imposé et la force effective du muscle f_{eff} est calculée par la formule ci-dessous:

$$f_{\text{eff}} = P_{\text{gain}} (l_{\text{dés}} - l_{\text{act}}) + D_{\text{gain}} (\dot{l}_{\text{dés}} - \dot{l}_{\text{act}})$$

Avec:

- $l_{\text{dés}}$: longueur désirée du muscle
- l_{act} : longueur actuelle du muscle
- $\dot{l}_{\text{dés}}$: vitesse désirée de changement de longueur
- $\dot{l}_{\text{act}}$: vitesse actuelle de changement de longueur
- P_{gain} : coefficient de correction de la longueur
- D_{gain} : coefficient de correction de la vitesse

Dans l'étape de simulation dynamique directe, la force du muscle F_{muscle} va activer le modèle et sa valeur est déterminée par une fonction filtrage en se basant sur la comparaison entre la force effective obtenue par la simulation inverse f_{eff} et la limitation de force du muscle f_{max} .

$$F_{\text{muscle}} = \begin{cases} f_{\text{max}} & \text{si : } f_{\text{eff}} \geq f_{\text{max}} \\ f_{\text{eff}} + F_{\text{prétendue}} & \text{si : } f_{\text{eff}} < f_{\text{max}} \\ F_{\text{prétendue}} & \text{si : } l_{\text{dés}} < l_{\text{act}} \end{cases}$$

Avec:

$f_{\max} = A \cdot \sigma_{\max}$: limitation ou force physiologie maximale du muscle.

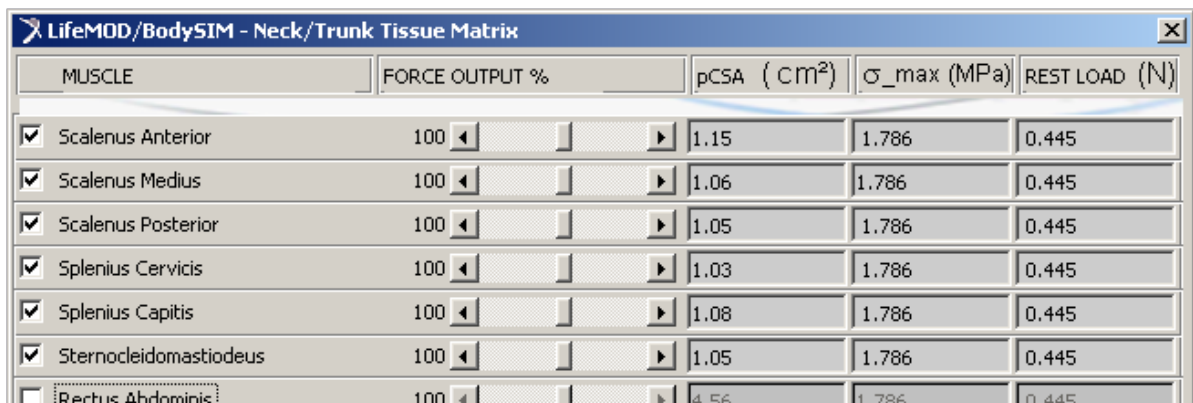
A : aire de la section du muscle

$\sigma_{\max}$: contrainte maximale du muscle

$F_{\text{prétendue}}$: force prétendue des muscles à la position de repos.

Les propriétés des muscles dans notre modèle:

On utilise les propriétés proposées par défaut dans le logiciel LifeMod. L'aire de la section des muscles A (pCSA) est les résultats de l'étude de *Schumacher* (1966) et *Eycleshymer* (1970). La contrainte maximale $\sigma_{\max}$ et la force prétendue des muscles sont définies par les résultats de l'étude de *Hatze* (1981). Les coefficients de correction utilisés sont les valeurs par défaut dans LifeMod : $P_{\text{gain}} = 1e4$ et $D_{\text{gain}} = 1e3$.



MUSCLE	FORCE OUTPUT %	pCSA (cm ²)	$\sigma_{\max}$ (MPa)	REST LOAD (N)
☒ Scalenus Anterior	100	1.15	1.786	0.445
☒ Scalenus Medius	100	1.06	1.786	0.445
☒ Scalenus Posterior	100	1.05	1.786	0.445
☒ Splenius Cervicis	100	1.03	1.786	0.445
☒ Splenius Capitis	100	1.08	1.786	0.445
☒ Sternocleidomastoideus	100	1.05	1.786	0.445
☐ Rectus Abdominis	100	4.56	1.786	0.445

Figure 2.28: Propriétés des muscles

2.3.5.Processus de calcul

Le calcul va consister à résoudre l'équation du principe fondamental de la dynamique:

+ Calcul de la dynamique directe: $F \rightarrow \sum F = m\ddot{r} \rightarrow \int \int \rightarrow r$

+ Calcul de la dynamique inverse: $r \rightarrow \frac{d^2}{dt^2} \rightarrow \sum F = m\ddot{r} \rightarrow F$

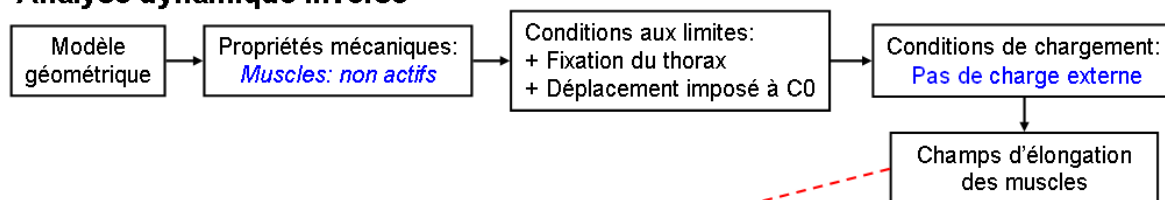
Avec, F : force, m : masse, r : déplacement

Dans un premier temps, on effectue le calcul de la dynamique inverse pour déterminer les efforts musculaires. Dans cette étape de calcul les muscles sont en situation non-activés et le modèle est soumis à un déplacement imposé à C0 (une condition aux limites).

Dans un deuxième temps, les forces musculaires obtenues précédemment vont permettre de générer les forces de contraction (en les utilisant comme conditions de chargement). Ainsi ces forces s'appliquent au modèle pour activer le mouvement du rachis cervical, on effectue un calcul de dynamique directe. Dans ce calcul, la condition de déplacement imposé à C0 est éliminée.

Les différentes étapes de calculs (dynamiques inverse et directe) sont présentées schématiquement dans la figure 2.29.

Analyse dynamique inverse



Analyse dynamique directe

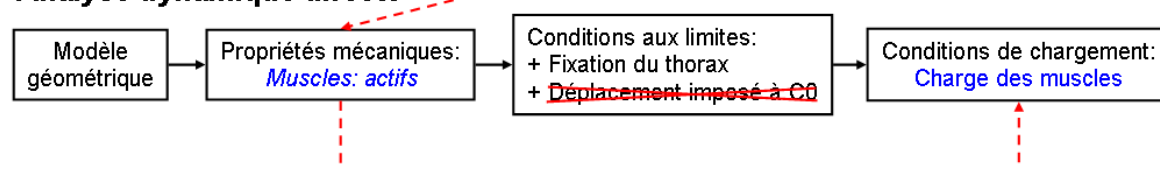


Figure 2.29: Analyse dynamique inverse et directe dans LifeMod

Les descriptions des deux modèles musculo-squelettiques dans LifeMod du rachis cervical peuvent être résumés dans le tableau suivant:

MODELE LifeMod		Modèle standard	Modèle corrigé
Géométrie		Bases de données anthropométriques dans LifeMod avec les paramètres géométriques du sujet Sj02_MS (homme, 28 ans, 1.75m, 64kg)	
Connecteur de type Hybrid III (Foster, 1977)	Localisation des liaisons	Au centre des disques intervertébraux (par défaut)	Au centre de rotation intersegmental de sujet Sj02_MS
	Comportement	$M = -K\theta - C\dot{\theta} + \text{Bistop}(\theta, \dot{\theta}, \Delta_{\text{inf}}, \Delta_{\text{sup}}, [K], e, [C], 1^\circ)$	
	Rigidité	Cas 1	K=1 Nm/degré pour toutes les unités fonctionnelles (par défaut)
		Cas 2 (Shea, 1991)	K=1.44 Nm/degré pour C0-C5 en flexion K=0.85 Nm/degré pour C6-T1 en flexion K=2.29 Nm/degré pour C0-C5 en extension K=1.19 Nm/degré pour C6-T1 en extension
	Facteur de frottement	C=0.1 Nm.s/degré (par défaut)	
	Limite de rigidité	[K]=40 Nm/degré (par défaut)	
	Angles limites	$\Delta_{\text{inf}} = -15^\circ$, $\Delta_{\text{sup}} = 15^\circ$ (par défaut)	
Facteurs d'échelle		e=1 (par défaut)	
Muscles		6 groupes (par défaut) Ref: Schumacher (1966), Eycleshymer (1970) et Hatze (1981)	
Conditions aux limites		Le thorax est fixé et le déplacement imposé à C0 par données expérimentale du sujet Sj02_MS	

3. Chapitre III: Résultats

Ce chapitre va présenter tous les résultats obtenus. Il se compose de trois paragraphes. Le paragraphe (3.1) présente les résultats expérimentaux. Puis, le paragraphe (3.2) concerne les résultats à partir de l'étude des erreurs des données expérimentales. Ensuite, les résultats concernant le modèle ostéo-articulaire sont exposés dans le paragraphe (3.3). Le dernier paragraphe (3.4) contient les résultats du modèle musculo-squelettique.

1. Chapitre I: Revue bibliographique de la biomécanique du rachis cervical.....	4
1.1. Anatomie des structures du rachis cervical	6
1.1.1. Structure osseuse du rachis cervical	6
1.1.2. Disques intervertébraux.....	9
1.1.3. Structures ligamentaires	10
1.1.4. Structures musculaires.....	12
1.2. Mouvement du rachis cervical.....	15
1.2.1. Définition des principales orientations:.....	15
1.2.2. Mouvement intersegmentaire	17
1.2.3. Mouvement global	18
1.3. Biomécanique du rachis cervical.....	19
1.3.1. Cinématique du rachis cervical.....	20
1.3.2. Propriétés mécaniques des structures anatomiques.....	26
1.3.3. Comportement mécanique de l'unité fonctionnelle.....	34
1.3.4. Chargement mécanique du rachis cervical.....	35
1.3.5. Synthèse de la biomécanique du rachis cervical.....	39
1.4. Modèles biomécaniques du rachis cervical	40
1.4.1. Modèle de corps rigides.....	41
1.4.2. Modèle de corps déformables	42
1.4.3. Synthèse sur les modèles du rachis cervical:.....	44
1.5. Synthèse bibliographique.....	44
2. Chapitre II: Modélisation du rachis cervical.....	46
2.1. Données expérimentales.....	48
2.1.1. Protocole d'acquisition.....	48
2.1.2. Sujets étudiés.....	50
2.1.3. Traitement des données expérimentales.....	50
2.1.4. Méthode de recalage des données expérimentales.....	54
2.1.5. Étude des erreurs des données expérimentales	58
2.2. Modèle ostéo-articulaire.....	63
2.2.1. Hypothèses du modèle.....	63
2.2.2. Modèle géométrique.....	63
2.2.3. Conditions aux limites.....	64
2.2.4. Propriété mécanique de l'unité fonctionnelle	64
2.2.5. Conditions de chargement.....	65
2.2.6. Processus de calcul.....	65
2.3. Modèle musculo-squelettique.....	69

2.3.1. Hypothèses du modèle.....	69
2.3.2. Modèle géométrique.....	69
2.3.3. Conditions aux limites.....	73
2.3.4. Propriétés mécaniques.....	74
2.3.5. Processus de calcul	77
3. Chapitre III: Résultats.....	79
3.1. Résultats expérimentaux.....	82
3.1.1. Modèle géométrique de l'acquisition radiographique.....	82
3.1.2. Résultats de recalage avec la correction.....	84
3.1.3. Amplitudes du mouvement.....	85
3.2. Etude des erreurs des données expérimentales.....	87
3.2.1. Erreurs de la segmentation.....	88
3.2.2. Erreurs de la mesure du mouvement externe.....	91
3.2.3. Erreurs de la méthode de recalage.....	93
3.3. Modèle ostéo-articulaire	95
3.3.1. Cas test (A, B de littérature).....	95
3.3.2. Modèle ostéo-articulaire avec A, B de l'optimisation.....	97
3.4. Modèle musculo-squelettique.....	102
3.4.1. Modèle standard.....	102
3.4.2. Modèle corrigé	106
4. Chapitre IV: Discussion.....	110
4.1. Discussion des données expérimentales.....	112
4.1.1. Modèle géométrique.....	112
4.1.2. Mesure du mouvement externe et méthode de recalage.....	114
4.2. Discussion du modèle ostéo-articulaire.....	114
4.2.1. Discussion des hypothèses du modèle.....	114
4.2.2. La stabilité numérique des réponses du modèle.....	121
4.2.3. Réponse du modèle ostéo-articulaire.....	125
4.2.4. Conclusion du modèle ostéo-articulaire.....	134
4.3. Exploitation biomécanique du modèle ostéo-articulaire	136
4.3.1. Intérêt de la méthodologie du modèle ostéo-articulaire.....	136
4.3.2. Cinématique intersegmentaire.....	137
4.3.3. Cinétique intersegmentaire.....	140
4.4. Discussion du modèle musculo-squelettique.....	143
5. Chapitre V: Conclusions et perspectives.....	148
5.1. Conclusions.....	148
5.2. Perspectives.....	150

3.1. Résultats expérimentaux

3.1.1. Modèle géométrique de l'acquisition radiographique

a) Contours segmentés des vertèbres à partir des images radiographiques.

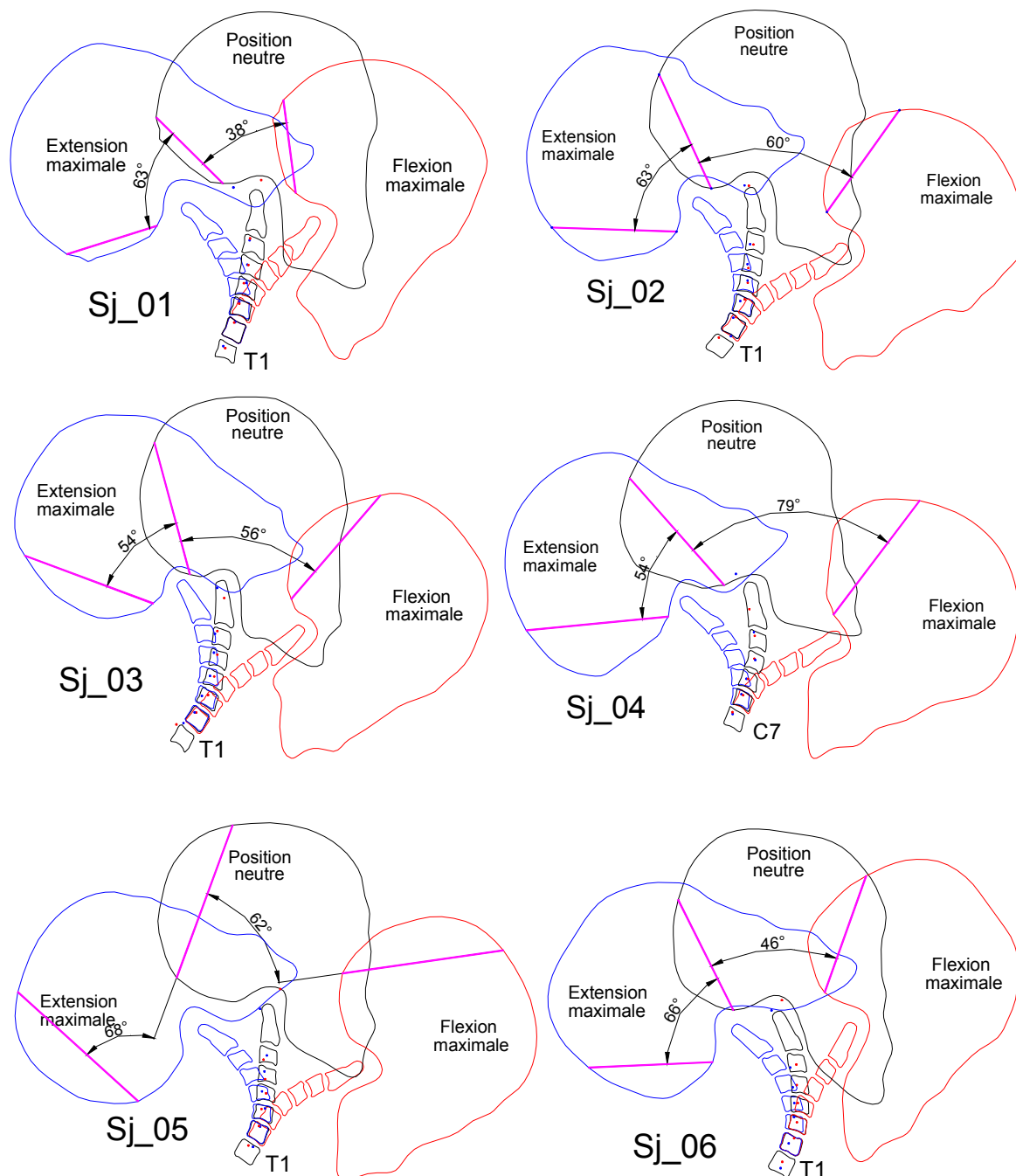


Figure 3.1: Modèle géométrique du rachis cervical à partir de données radiographiques: Les contours des vertèbres C0, C2, C3,...C7, T1 dans le plan sagittal et l'angle de rotation globale en mouvement d'extension et de flexion

b) La localisation des centres de rotation intersegmentaire pour les six sujets.

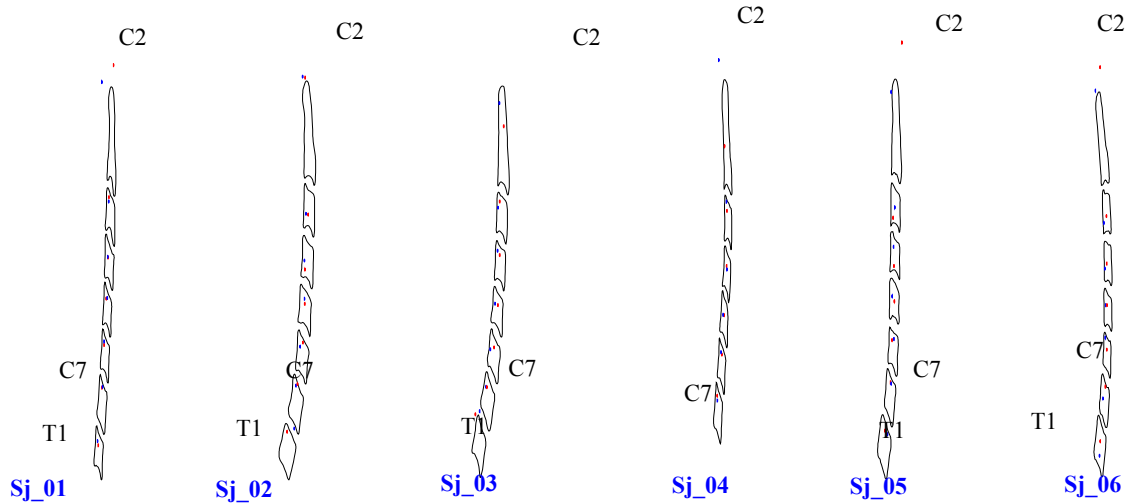


Figure 3.2: Centre de rotation CoR intersegmentaire en extension (en bleu) et en flexion (en rouge)

➔ On remarque que le CoR est contenu dans la vertèbre majoritairement et que la distance entre CoR en extension et CoR en flexion est proche qualitativement (sauf pour l'unité C02).

La localisation des centres de rotation intersegmentaire déterminés pour les sujets dans notre étude est comparée avec les résultats dans la littérature.

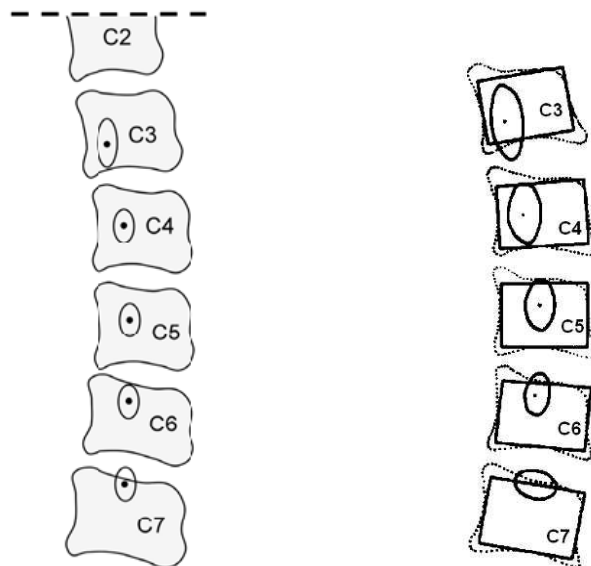


Figure 3.3: Centre de rotation CoR de *Penning* (1987) à gauche et *Amevo* (1992) à droite

➔ La localisation des CoR de l'unité fonctionnelle dans le repère relatif de la vertèbre sous-jacente est comparable avec les résultats de *Penning* (1987) et *Amevo* (1992).

3.1.2. Résultats de recalage avec la correction

Après du recalage, nous obtenons dans un même repère les informations des deux données radiographiques et de mouvement externe capturé. Parmi les six sujets étudiés, Sj01_NH et Sj03_VT n'ont pas été mesurés les mouvements externes simultanément avec les clichés radiographiques, c'est pourquoi le recalage n'a été réalisé que pour les quatre autres sujets.

Sujet Sj02-MS (figure 3.4):

+ Centre de section de T1 et C2 en position neutre:

$$\text{CoG_T1} = [0.69, 43.63]$$

$$\text{CoG_C2} = [31.89, 163.32]$$

+ Angles d'orientation du triangle Zébris:

- Position d'extension maximale: $\varphi = -68^\circ$

- Position neutre: $\varphi = -5^\circ$

- Position de flexion maximale: $\varphi = 55^\circ$

+ Equations paramétrées de la trajectoire du premier marqueur Zébris:

$$X(\varphi) = -2.36\text{E-}10*\varphi^4 - 1.36\text{E-}07*\varphi^3 - 1.26\text{E-}05*\varphi^2 + 4.05\text{E-}03*\varphi + 1.44\text{E-}01$$

$$Y(\varphi) = 4.44\text{E-}10*\varphi^4 + 3.37\text{E-}08*\varphi^3 - 3.31\text{E-}05*\varphi^2 - 1.88\text{E-}03*\varphi + 3.55\text{E-}01$$

+ Coordonnées de premier marqueur à la position d'extension maximale ($\varphi = -68^\circ$):

$$\text{M1_ext} = [X(-68^\circ), Y(-68^\circ)] = [-151.95, 328.68]$$

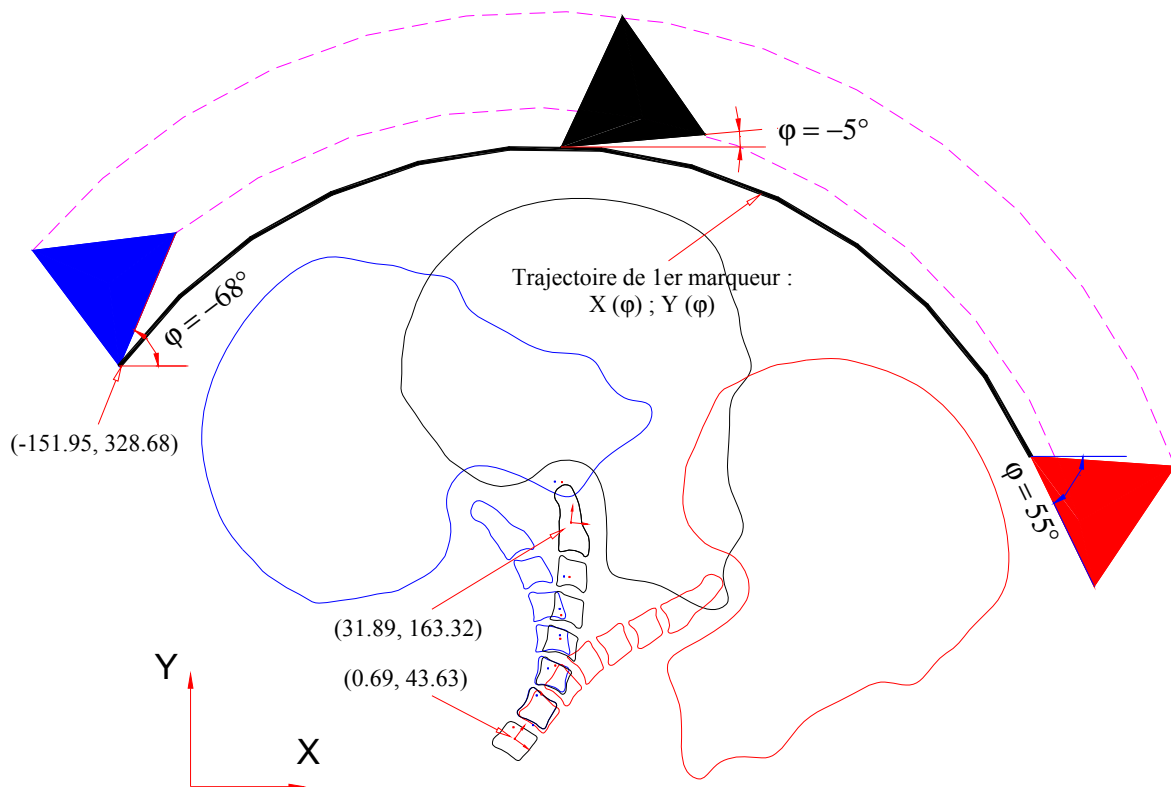


Figure 3.4: Recalage des données radiographiques et Zébris (Sujet Sj02-MS)

Sujet Sj04-JV:

$$+ \text{CoG_C7} = [1.67, 45.21]$$

$$+ \text{CoG_C2} = [19.08, 145.41]$$

$$+ \text{Position d'extension maximale: } \varphi = -66^\circ$$

$$+ \text{Position neutre: } \varphi = -12^\circ$$

$$+ \text{Position de flexion maximale: } \varphi = 67^\circ$$

$$X(\varphi) = -5.52\text{E-}10*\varphi^4 - 8.65\text{E-}08*\varphi^3 + 2.29\text{E-}05*\varphi^2 + 3.42\text{E-}03*\varphi - 1.29\text{E-}01$$

$$Y(\varphi) = -2.19\text{E-}10*\varphi^4 - 1.17\text{E-}07*\varphi^3 - 2.31\text{E-}05*\varphi^2 + 2.38\text{E-}03*\varphi + 3.03\text{E-}01$$

$$M1_ext = [X(-66^\circ), Y(-66^\circ)] = [-240.57, 74.78]$$

Sujet Sj05-HC:

$$+ \text{CoG_T1} = [-5.14, 45.84]$$

$$+ \text{CoG_C2} = [14.32, 154.60]$$

$$+ \text{Position d'extension maximale: } \varphi = -85^\circ$$

$$+ \text{Position neutre: } \varphi = -17^\circ$$

$$+ \text{Position de flexion maximale: } \varphi = 45^\circ$$

$$X(\varphi) = -2.85\text{E-}10*\varphi^4 - 9.75\text{E-}08*\varphi^3 - 2.05\text{E-}05*\varphi^2 + 3.42\text{E-}03*\varphi + 2.00\text{E-}01$$

$$Y(\varphi) = 8.31\text{E-}10*\varphi^4 + 9.81\text{E-}08*\varphi^3 - 2.92\text{E-}05*\varphi^2 - 2.87\text{E-}03*\varphi + 3.08\text{E-}01$$

$$M1_ext = [X(-85^\circ), Y(-85^\circ)] = [-193.81, 324.11]$$

Sujet Sj06-PP

$$+ \text{CoG_T1} = [1.21, 53.50]$$

$$+ \text{CoG_C2} = [5.00, 164.46]$$

$$+ \text{Position d'extension maximale: } \varphi = -50^\circ$$

$$+ \text{Position neutre: } \varphi = 16^\circ$$

$$+ \text{Position de flexion maximale: } \varphi = 62^\circ$$

$$X(\varphi) = 1.09\text{E-}09*\varphi^4 + 7.91\text{E-}09*\varphi^3 + 8.40\text{E-}07*\varphi^2 + 3.68\text{E-}03*\varphi - 3.45\text{E-}02$$

$$Y(\varphi) = -6.77\text{E-}10*\varphi^4 - 8.41\text{E-}09*\varphi^3 - 2.90\text{E-}05*\varphi^2 + 6.02\text{E-}04*\varphi + 3.76\text{E-}01$$

$$M1_ext = [X(-50^\circ), Y(-50^\circ)] = [-210.58, 270.22]$$

3.1.3. Amplitudes du mouvement

a) Amplitude de l'angle de rotation intersegmentaire du mouvement d'extension:

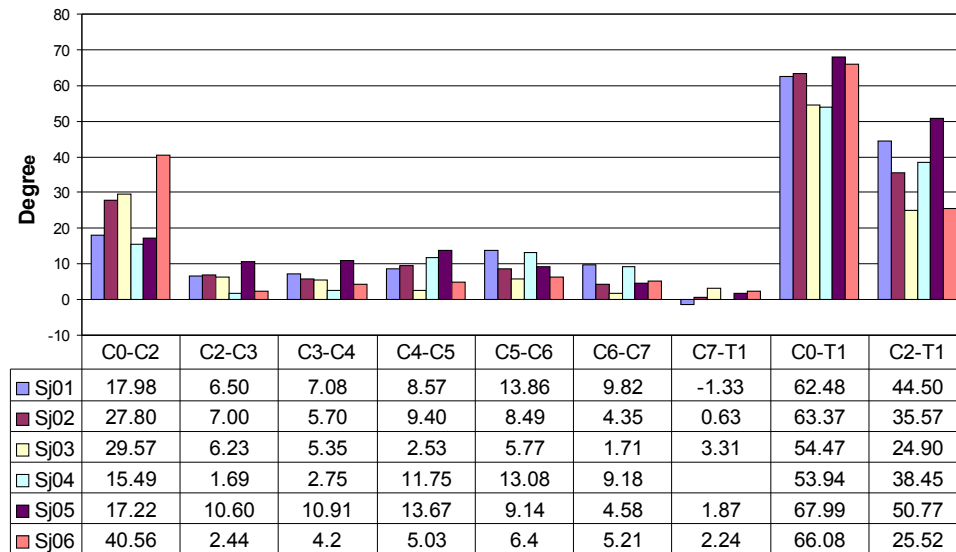


Figure 3.5: Amplitude d'extension (Degré)

→ En mouvement d'extension, on remarque que:

- L'amplitude de l'angle de rotation intersegmentaire (RoM) des tous les sujets est la plus importante au rachis cervical supérieur ou l'unité C0-C2 (RoM est de 15.49° à 40.56°) et au contraire, elle est la plus petite à l'unité C7-T1 (RoM est de 0.63° à 2.24°).
- Pour toutes les unités (C2-C3, C3-C4, C4-C5, C5-C6, C6-C7) du rachis cervical inférieur, le RoM intersegmentaire présente une variation interindividuelle.
- Le mouvement global C0-T1 (la somme des unités) est faible dispersion, les six sujets peuvent être divisés en deux groupes: groupe 1 de Sj01, Sj02, Sj05, Sj06 avec RoM total de 62.48° à 67.99° et groupe 2 de Sj03, Sj04 avec RoM total de 53.94° à 54.47°. Donc, la différence de RoM total entre ces deux groupes est près de 10°.
- Le RoM du rachis cervical supérieur (C0-C2) et de la somme des unités fonctionnelles du rachis cervical inférieur (C2-T1), est présenté une variation interindividuelle nette.

b) Amplitude de l'angle de rotation intersegmentaire du mouvement de flexion:

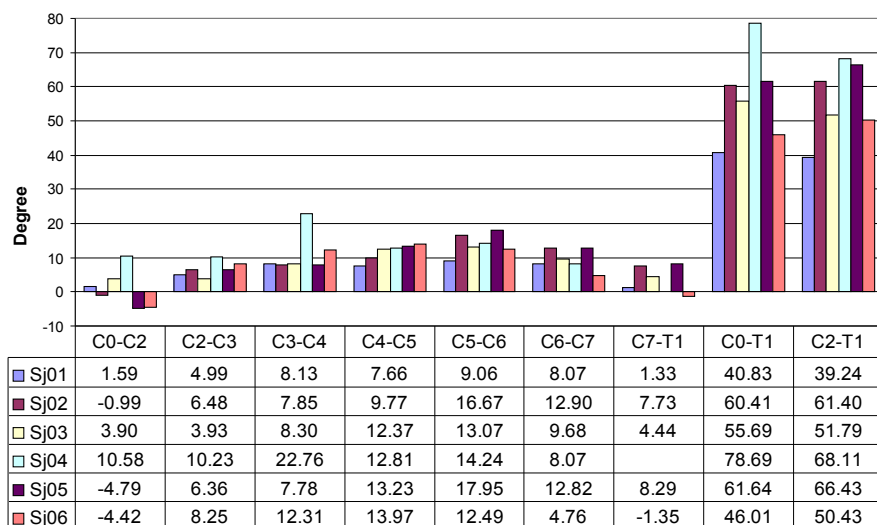


Figure 3.6: Amplitude de flexion (Degré)

→ En mouvement de flexion, on remarque que:

- Le RoM est la plus petite au rachis cervical supérieur ou l'unité C0-C2 (RoM est de 0.99° à 4.79°) pour tous les sujets (sauf Sj04 avec RoM de 10.58°).
- Pour toutes les unités (C2-C3, C3-C4, C4-C5, C5-C6, C6-C7) du rachis cervical inférieur, les RoM intersegmentaire sont comparables entre les sujets (sauf C3-C4 de Sj04 et C6-C7 de Sj06).
- Le RoM du rachis cervical supérieur (C0-C2) et du rachis cervical inférieur (C2-T1), ainsi le mouvement global C0-T1 (la somme des unités) sont aussi présentés une variation interindividuelle nette.

c) Amplitude de l'angle de rotation intersegmentaire du mouvement d'extension et de flexion:

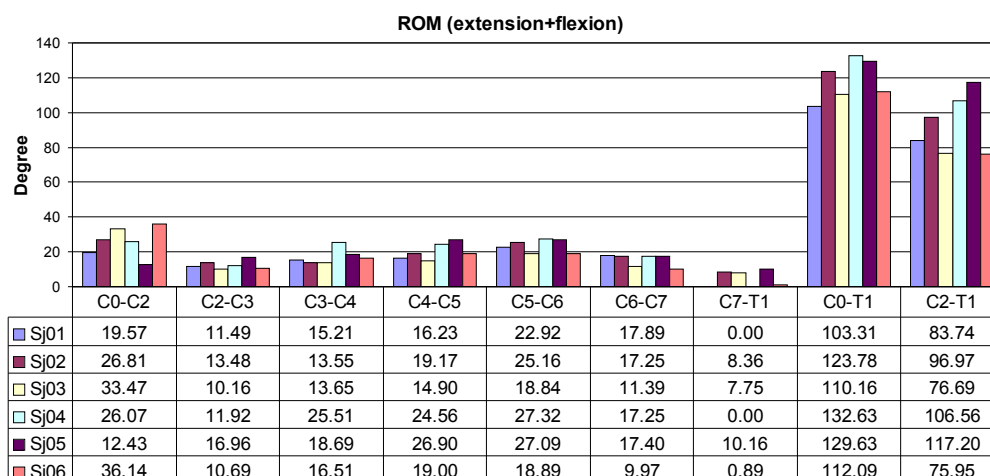


Figure 3.7: Amplitude total d'extension et de flexion (Degré)

- Le rachis cervical supérieur (C0-C2) et l'unité C7-T1 sont aussi présentés une variation interindividuelle nette de l'amplitude du mouvement.
- Pour toutes les unités (C2-C3, C3-C4, C4-C5, C5-C6, C6-C7) du rachis cervical inférieur, les RoM intersegmentaire sont comparables entre les sujets.
- Les mouvements globaux C0-T1 (la somme des unités) des six sujets peuvent être divisés en deux groupes: groupe 1 de Sj01, Sj03, Sj06 avec RoM total de 103.31° à 112.09° et groupe 2 de Sj02, Sj04, Sj05 avec RoM total de 123.78° à 132.63°. Donc, la différence de RoM total entre ces deux groupes est près de 20°.

3.2. Etude des erreurs des données expérimentales

Le paragraphe ci-dessous présente les trois types d'erreurs, ce sont: erreurs de segmentation, erreur de localisation des CoR, erreurs des mesures du mouvement externe et erreurs de la méthode de recalage.

3.2.1. Erreurs de la segmentation

Lors du processus de segmentation des vertèbres, le contour n'ayant pas forcément un contraste fort, celui-ci peut faire l'objet d'une appréciation différente. Par conséquent, on peut avoir des variations du contour des vertèbres et de la localisation du centre de rotation.

a) Erreur de segmentation sur le contour de vertèbre

Les paramètres géométriques mesurés des six segmentations successives sont: le périmètre (mm), la surface de la vertèbre (mm²) et l'angle de rotation intersegmentaire (degré). En comparant ces paramètres, on va obtenir les erreurs de la méthode de segmentation. Ces erreurs sont calculées en valeur absolue et en pourcentage. Les paramètres géométriques sont résumés dans le tableau 3.1.

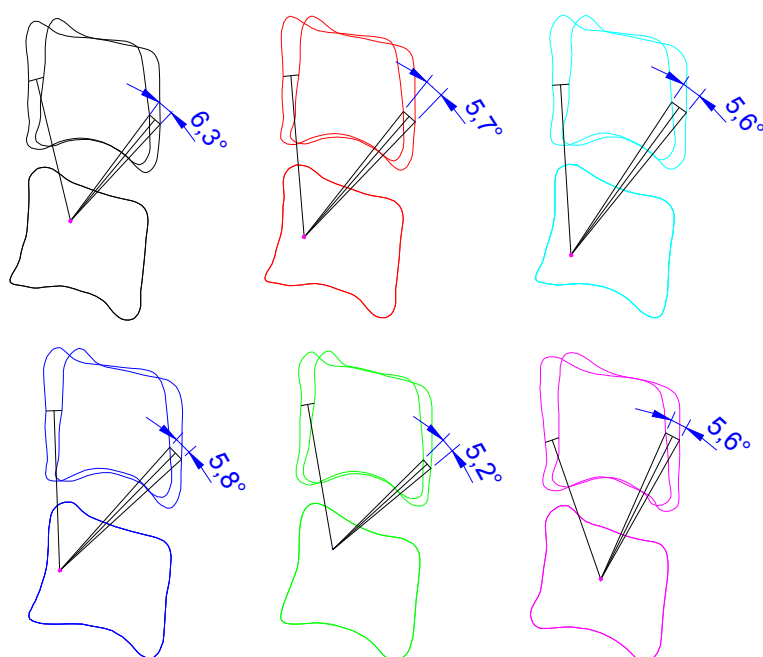


Figure 3.8: Angle de rotation en extension par six fois indépendantes de l'unité fonctionnelle C3C4

Erreur										
Par amè tres C3	1è fois	2è fois	3è fois	4è fois	5è fois	6è fois	Abs	%	SD	
	Périmètre (mm)	64.62	65.71	64.9	65.64	64.91	66.26	1.64	2.5%	0.628
C4	Surface (mm ²)	237.75	240.16	240.71	242.71	238.11	245.41	7.66	3.2%	2.893
	Périmètre (mm)	65.32	64.86	64.97	64.97	64.3	64.39	1.02	1.6%	0.388
		Surface (mm ²)	243.41	248.15	244.63	244.63	242.57	242.26	5.89	2.4%

2.144 Angle (degré) 6.35.75.65.85.25.61.121.1% 0.358

Tableau 3.1: Paramètres géométriques de la vertèbre

Dans les figures 3.9a, 3.9b, 3.9c suivantes, les résultats des paramètres géométriques de la vertèbre sont présentés (en ordonnée est la valeur des paramètres et en abscisse est l'ordre de segmentation).

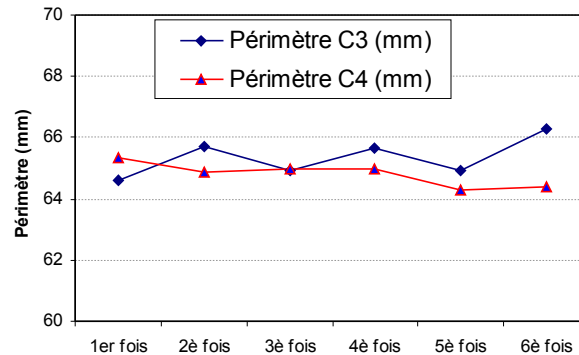


Figure 3.9a: Périmètre de C3, C4 selon six fois de segmentation

→ La méthode de segmentation génère une erreur maximale de 1.64mm en valeur absolue (ou 2.5%) sur la précision du périmètre d'une vertèbre. La dispersion des six valeurs autour de leur moyenne est de 0.628.

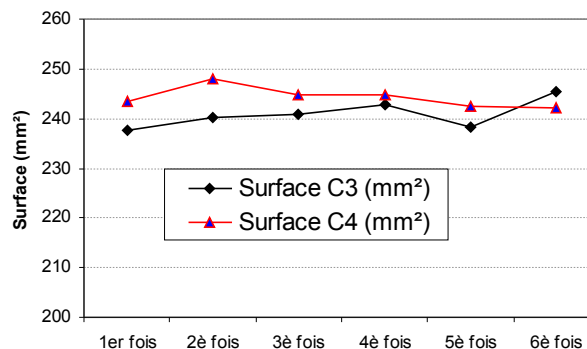


Figure 3.9b: Surface de C3, C4 selon six fois de segmentation

→ La méthode de segmentation génère une erreur maximale de 7.66mm² en valeur absolue (ou 3.2%) sur la précision de la surface d'une vertèbre. La dispersion des six valeurs autour de leur moyenne est de 2.893.

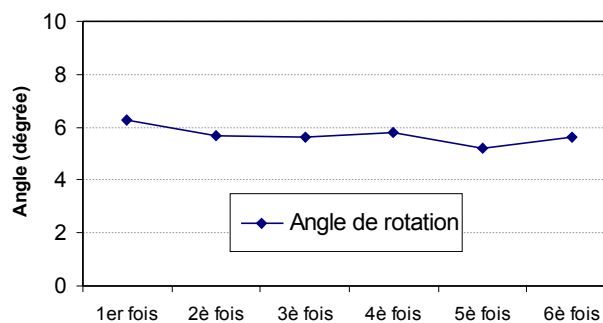


Figure 3.9c: Angle de rotation intersegmentaire de l'unité C34 selon six fois de segmentation

→ La méthode de segmentation génère une erreur de 1.1 degré en valeur absolue (ou 21.1%) sur la précision de l'angle de rotation intersegmentaire. La dispersion des six valeurs autour de leur moyenne est de 0.358.

b) Erreurs de segmentation sur la localisation du centre de rotation

Les positions du centre de rotation de C34 du sujet Sj02_MS pour 40 segmentations successives sont résumées dans tableau 3.2. Le moyen et l'écart-type sont aussi calculés dans ce tableau.

N°	X (mm)	Y (mm)
1	14.86	16.01
2	13.35	14.28
3	11.64	13.83
4	13.58	13.7
5	15.48	13.89
6	14.32	12.64
7	14.46	12.27
8	16.22	12.04
9	16.48	11.03
10	13.69	11.61
11	13.77	10.84
12	14.37	10.83
13	13.73	9.98
14	13.48	9.29
15	12.66	8.3
16	14.09	7.01
17	15.15	7.14
18	14.27	4.88
19	13.22	12.06
20	10.83	11.48

N°	X (mm)	Y (mm)
21	12.59	11.94
22	11.99	11.42
23	12.32	11.2
24	12.25	10.97
25	11.39	10.61
26	11.34	10.19
27	10.67	9.54
28	10.45	9.08
29	10.89	9.04
30	10.33	8.75
31	10.85	12.7
32	10.32	12.67
33	10.2	12.71
34	9.79	10.87
35	8.41	12.22
36	8.01	10.4
37	7.01	9.95
38	7.08	9.81
39	5.15	12.92
40	10.83	2.35
Moyen	12.04	10.81
SD	2.59	2.55

Tableau 3.2: Erreurs de localisation de CoR

La figure 3.10 ci-dessous va présenter le résultat des CoRs, le centre du cercle rouge est la position moyenne et son rayon est l'écart-type des 40 centres dans le tableau 3.2.

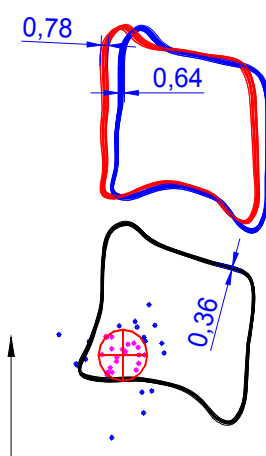


Figure 3.10: Dispersion des 40 CoRs autour de leur position moyenne

➔ L'erreur de la superposition des contours de vertèbre peut être estimée à 0.78mm près. La dispersion des 40 CoRs d'une unité fonctionnelle autour de leur moyenne est de 2.6mm.

3.2.2. Erreurs de la mesure du mouvement externe

Les figures suivantes sont le résultat de la courbe des marqueurs de la tête (en rouge), après le recalage des données dans le repère des marqueurs au thorax. Et la courbe moyenne (en bleu) dont la trajectoire est paramétrée par une fonction d'interpolation de degré quatre.

+ La corrélation de la fonction d'interpolation par rapport à la trajectoire est présentée par le coefficient de corrélation R^2 .

+ La dispersion des courbes réelles des marqueurs autour de la courbe moyenne est présentée par l'écart-type (SD) des données.

a) *Sujet Sj02_MS*

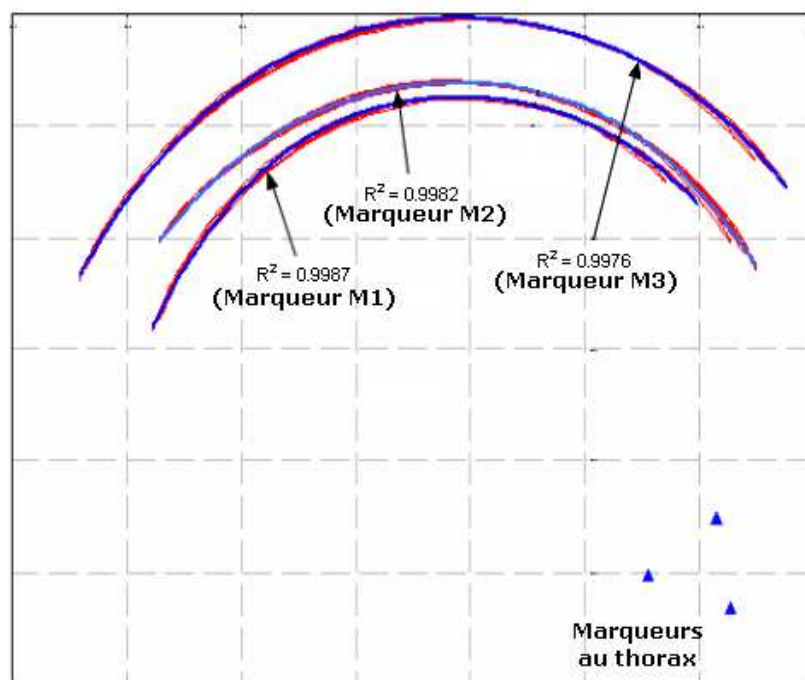


Figure 3.11a: Mesure du mouvement externe du sujet Sj02_MS
(Courbe des marqueurs: en rouge ; courbe moyenne: en bleu)

L'écart-type : $SD_{\text{marqueur M1}}=4.2 \text{ mm}$; $SD_{\text{marqueur M2}}=8.7\text{mm}$; $SD_{\text{marqueur M3}}=6.9\text{mm}$

b) *Sujet Sj04_JV*

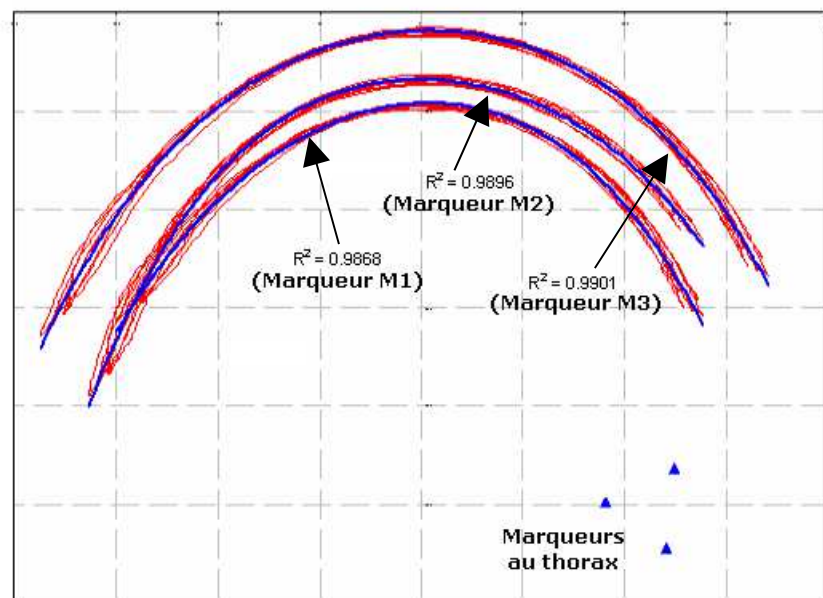


Figure 3.11b: Mesure du mouvement externe de sujet Sj04_JV
(Courbe des marqueurs: en rouge ; courbe moyenne: en bleu)

L'écart-type : $SD_{\text{marqueur M1}} = 13.1 \text{ mm}$; $SD_{\text{marqueur M2}} = 11.7 \text{ mm}$; $SD_{\text{marqueur M3}} = 16.1 \text{ mm}$

c) *Sujet Sj05_HC*

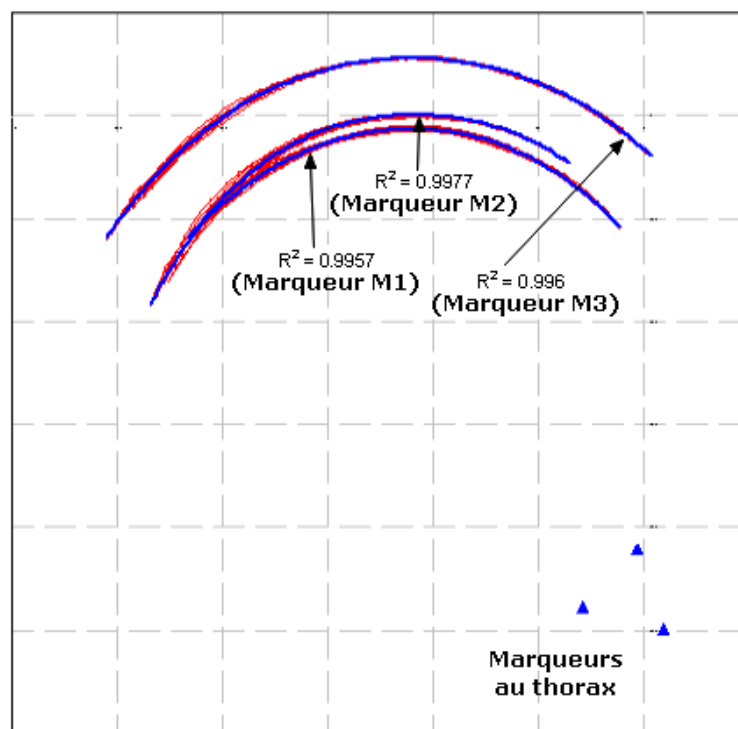


Figure 3.11c: Mesure du mouvement externe de sujet Sj05_HC
(Courbe des marqueurs: en rouge ; courbe moyenne: en bleu)

L'écart-type : $SD_{\text{marqueur M1}}=5.9 \text{ mm}$; $SD_{\text{marqueur M2}}=8.2\text{mm}$; $SD_{\text{marqueur M3}}=7.5\text{mm}$
d) *Sujet Sj06_PP*

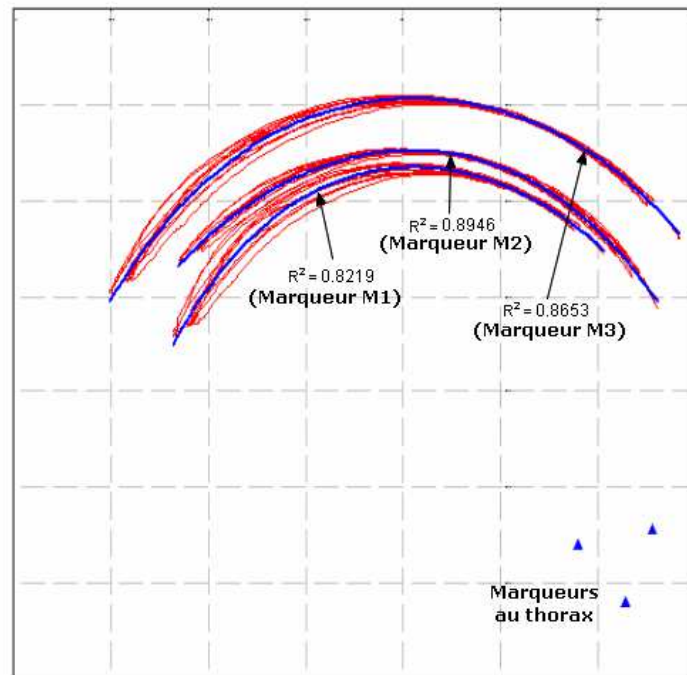


Figure 3.11d: Mesure du mouvement externe de sujet Sj06_PP
(Courbe des marqueurs: en rouge ; courbe moyenne: en bleu)

L'écart-type : $SD_{\text{marqueur M1}}=25.8 \text{ mm}$; $SD_{\text{marqueur M2}}=18.6\text{mm}$; $SD_{\text{marqueur M3}}=22.8\text{mm}$

3.2.3. Erreurs de la méthode de recalage

Les paramètres pour calculer des erreurs de la méthode de recalage sont présentés dans la figure 3.12 et leurs valeurs avant et après la correction se sont regroupées dans les tableaux 3.3a et 3.3b.

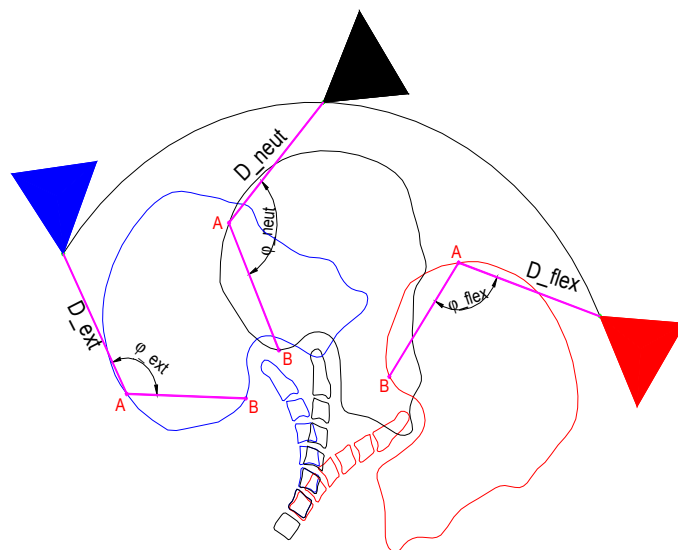


Figure 3.12: Paramètres pour calculer les erreurs de la méthode de recalage

		Position d'extension	Position neutre	Position de flexion	Erreurs E3, E4	Erreurs E5, E6
Sj02_MS	Angle φ (degré)	120	113	108	7.0	12.0
	Distance D (mm)	126.92	131.2	139.72	4.3	12.8
Sj04_JV	Angle φ (degré)	154	175	138	21.0	16.0
	Distance D (mm)	61.25	51.4	80.09	9.9	18.8
Sj05_HC	Angle φ (degré)	174.9	142.4	123.8	32.5	18.6
	Distance D (mm)	65.44	62.92	149.84	2.5	86.9
Sj06_PP	Angle φ (degré)	102	108	106	6.0	4.0
	Distance D (mm)	138.01	153.98	162.72	16.0	24.7

Tableau 3.3a: Paramètres et erreurs de la méthode de recalage avant la correction

		Position d'extension	Position neutre	Position de flexion	Erreurs E3, E4	Erreurs E5, E6
Sj02-MS	Angle φ (degré)	93	89	93	4.0	0.0
	Distance D (mm)	180.5	193.8	168.4	13.3	12.1
Sj04-JV	Angle φ (degré)	145	141	143	4.0	2.0
	Distance D (mm)	75.5	75.7	79.8	0.2	4.3
Sj05-HC	Angle φ (degré)	129	117	126	12.0	3.0
	Distance D (mm)	140.1	155	123	14.9	17.1
Sj06-PP	Angle φ (degré)	107	106	107	1.0	0.0
	Distance D (mm)	143.6	150	143	6.4	8.6

Tableau 3.3b: Paramètres et erreurs de la méthode de recalage après la correction

Formule de calcul E3, E4, E5, E6 (c.f 2.1.4.2)

$$E3 = |D_{\text{ext}} - D_{\text{neut}}|$$

$$E4 = |\varphi_{\text{ext}} - \varphi_{\text{neut}}|$$

$$E5 = |D_{\text{flex}} - D_{\text{ext}}|$$

$$E6 = |\varphi_{\text{flex}} - \varphi_{\text{ext}}| \quad (2.8)$$

3.3.Modèle ostéo-articulaire

Cette partie sera présentée les résultats des deux modèles ostéo-articulaires: modèle de cas test avec les paramètres A, B de littérature (3.3.1) et modèle avec les paramètres A, B issus de l'optimisation (3.3.2).

3.3.1.Cas test (A, B de littérature)

Dans ce cas, on présentera les résultats de calcul du modèle où les coefficients A, B utilisés pour décrire le comportement de l'unité fonctionnelle sont issus de la littérature. Le résultat de la simulation est comparé au résultat expérimental.

a) Cas test avec un moment $M=2Nm$ appliqué à C0

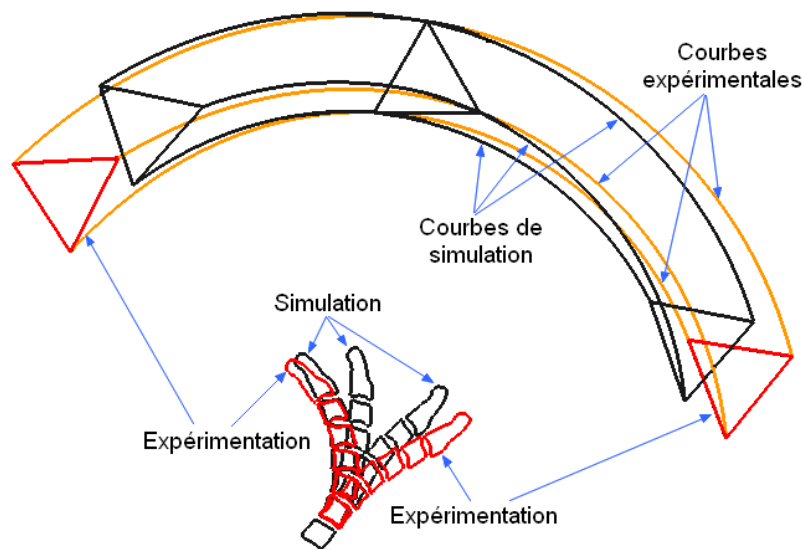


Figure 3.13: Résultat de simulation avec A, B issus de la littérature et un moment $M=2Nm$ appliqué à C0 en flexion/extension

Il n'y a pas de superposition des résultats de la simulation et de l'expérimentation. Les amplitudes du mouvement de simulation sont plus faibles que celles de l'expérimentation, ou bien la simulation n'atteint pas encore les positions maximales de l'expérimentation (c.f. protocole 2.1.1). Les courbes de trajectoire du mouvement global de la tête C0 sont aussi différentes entre la simulation et l'expérimentation.

b) Cas test avec une force appliquée à C0

Dans ce cas, on obtient le même phénomène que le cas précédent avec un moment du 2Nm appliqué. Mais cette fois ci, les amplitudes du mouvement de la simulation sont plus importantes que celles de l'expérimentation, ou bien la simulation a dépassé les positions maximales de l'expérimentation. La différence des courbes de trajectoire du mouvement de la tête C0 est aussi observée.

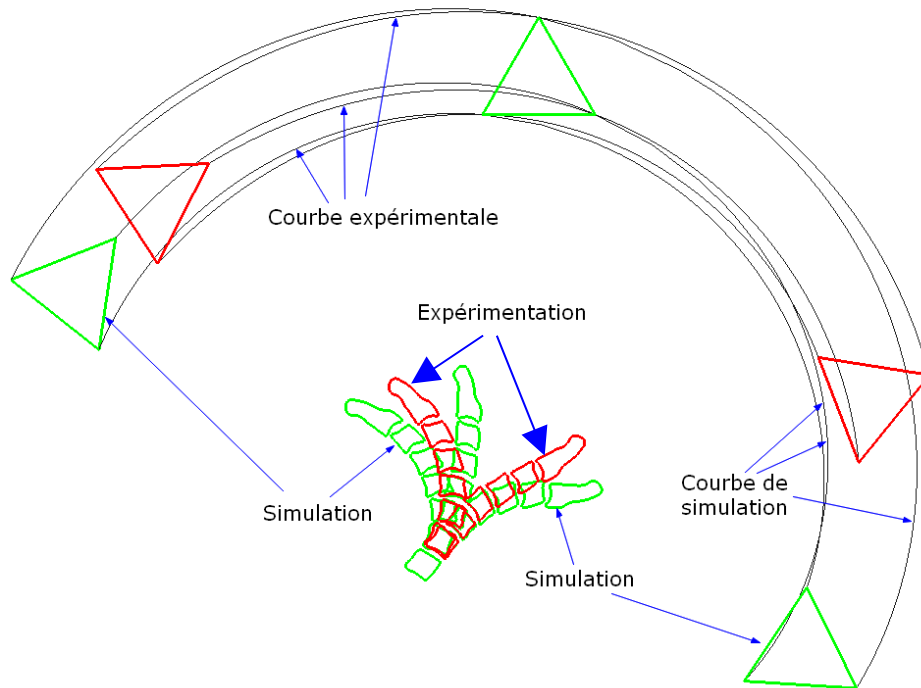


Figure 3.14: Résultat de simulation avec A, B issus de la littérature et une force $F=220\text{N}$ en extension et $F=150\text{ N}$ en flexion appliquée à C0

c) Cas test avec un déplacement imposé à C0

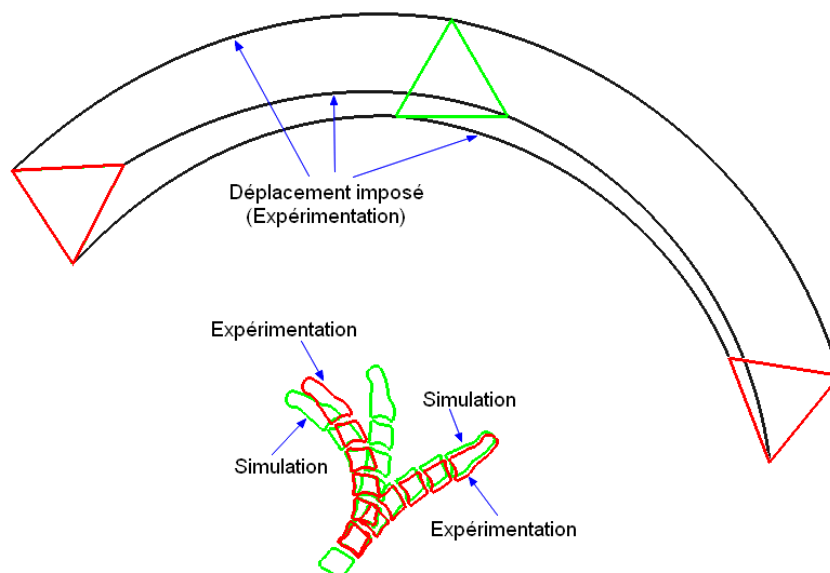


Figure 3.15: Résultat de simulation avec A, B issus de la littérature et un déplacement imposé à C0

Avec le déplacement imposé à C0, ce qui vient du résultat expérimental après le recalage (c.f 2.1.4), les résultats sont aussi différents entre la simulation et l'expérimentation.

3.3.2. Modèle ostéo-articulaire avec A, B de l'optimisation

En raison de l'absence de recalage pour les sujets Sj01_NH et Sj03_VT (c.f 3.1.2) et de la grande erreur de mesure du mouvement externe du sujet Sj06_PP (c.f 3.2.2d), on a modélisé uniquement les trois sujets Sj02_MS, Sj04_JV et Sj05_HC. Pour chaque unité fonctionnelle, les résultats obtenus sont les paramètres cinématiques et cinétiques pendant le mouvement continu du modèle, ce sont: angle de rotation, moment, force et comportement intersegmentaire.

Dans cette partie, les figures à gauche sont les résultats du mouvement d'extension et les figures à droit sont les résultats du mouvement de flexion.

Les paramètres sont en fonction du temps. On a supposé que la durée du mouvement quasi-statique de la position initiale à la position finale est T (seconds) (c.f 2.2.5). C'est-à-dire que l'instant T correspond à 100% de l'amplitude du mouvement (RoM). Dans les résultats suivants, on remplace cette durée T par le pourcentage de l'amplitude du mouvement global (%RoM) (figure 3.16).

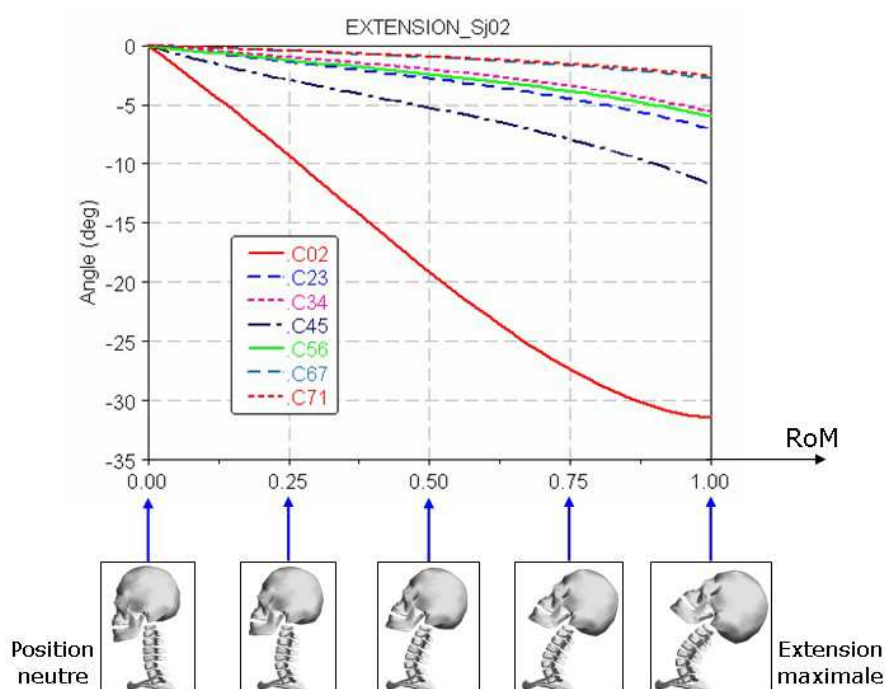


Figure 3.16: Les positions du modèle et les pourcentages de RoM correspondants

	Sj02_MS				Sj04_JV				Sj05_HC			
	EXTENSION		FLEXION		EXTENSION		FLEXION		EXTENSION		FLEXION	
	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B
C0-C2	43.9	8.7	7.0	7.8	28.6	25.4	26.8	1.4	10.1	9.4	2.9	3.3
C2-C3	2.2	3.2	2.1	2.2	0.9	1.2	10.5	2.1	3.5	6.2	2.4	7.8
C3-C4	1.8	1.8	2.3	2.7	1.0	1.8	5.2	30.2	3.7	3.5	2.9	3.7
C4-C5	3.0	3.4	3.1	1.8	3.2	3.0	6.0	2.1	4.0	3.3	4.5	3.9
C5-C6	1.7	1.9	3.9	4.1	3.8	1.8	7.9	0.8	3.0	2.2	6.0	3.3
C6-C7	0.9	1.1	2.3	14.0	2.9	1.1	3.3	1.4	1.5	0.8	4.4	2.3
C7-T1	0.8	1.0	1.6	6.8					0.7	0.5	4.8	0.4
F_objective	0.0015				0.0025				0.0022			

Figure 3.4: Coefficient A, B et valeur de la fonction objective

a) Angle de rotation intersegmentaire

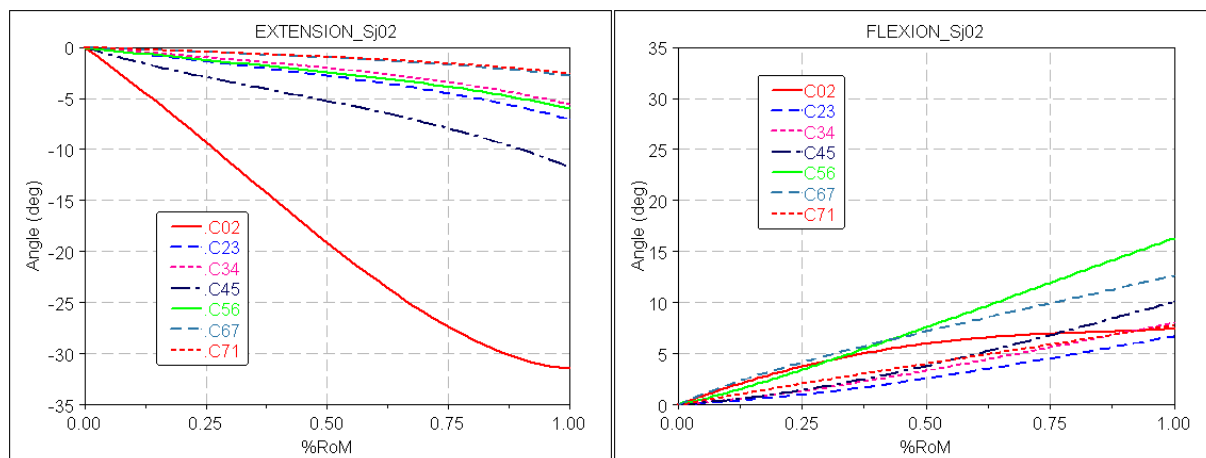


Figure 3.17a: Angle de rotation intersegmentaire (Degré) pour sujet Sj02_MS

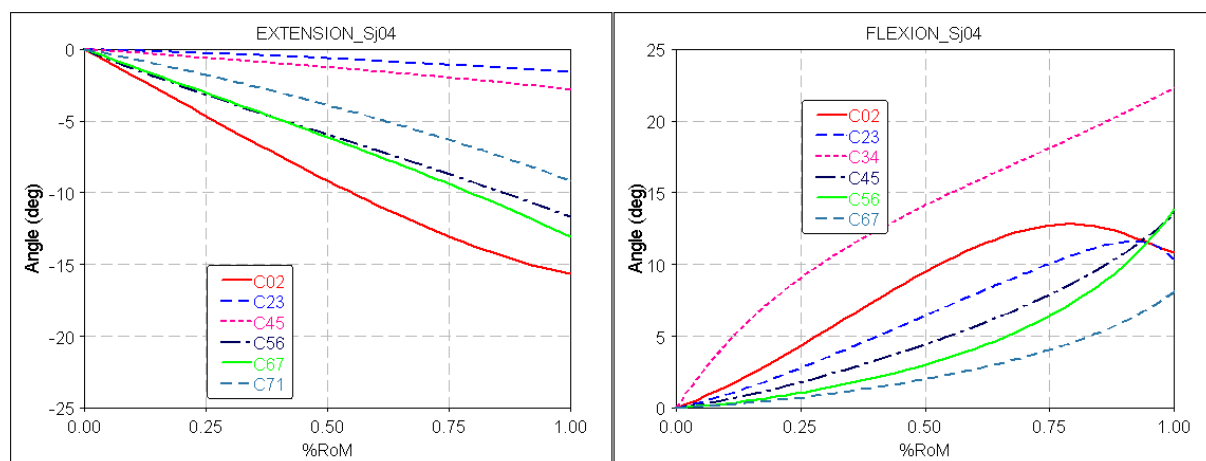


Figure 3.17b: Angle de rotation intersegmentaire (Degré) pour sujet Sj04_JV

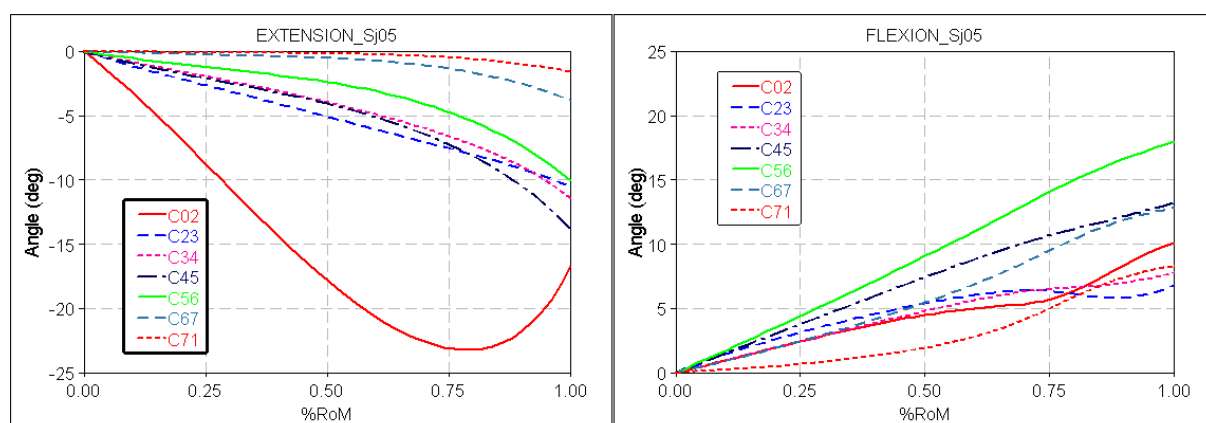


Figure 3.17c: Angle de rotation intersegmentaire (Degré) pour sujet Sj05_HC

b) Moment intersegmentaire

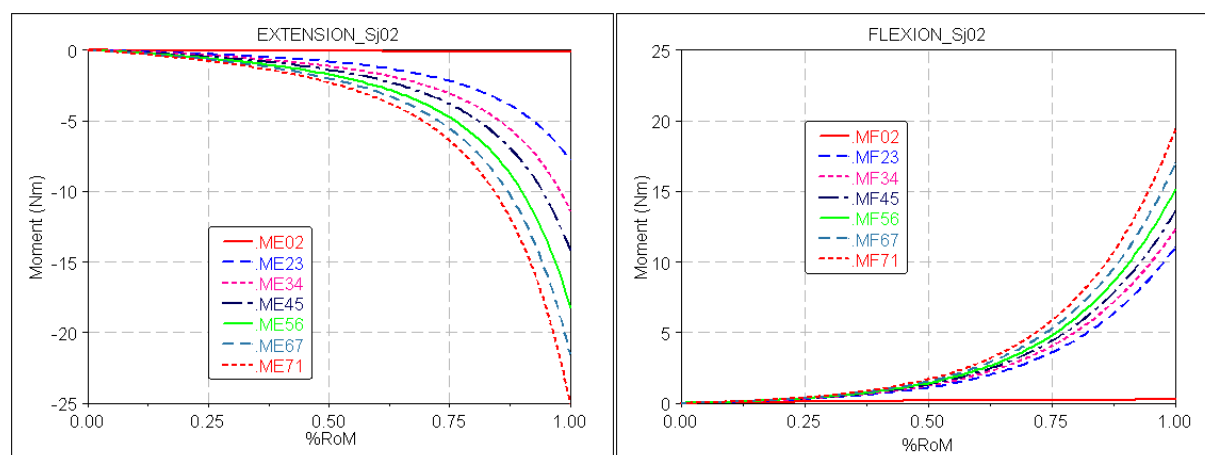


Figure 3.18a: Moment intersegmentaire (Nm) pour le sujet Sj02_MS

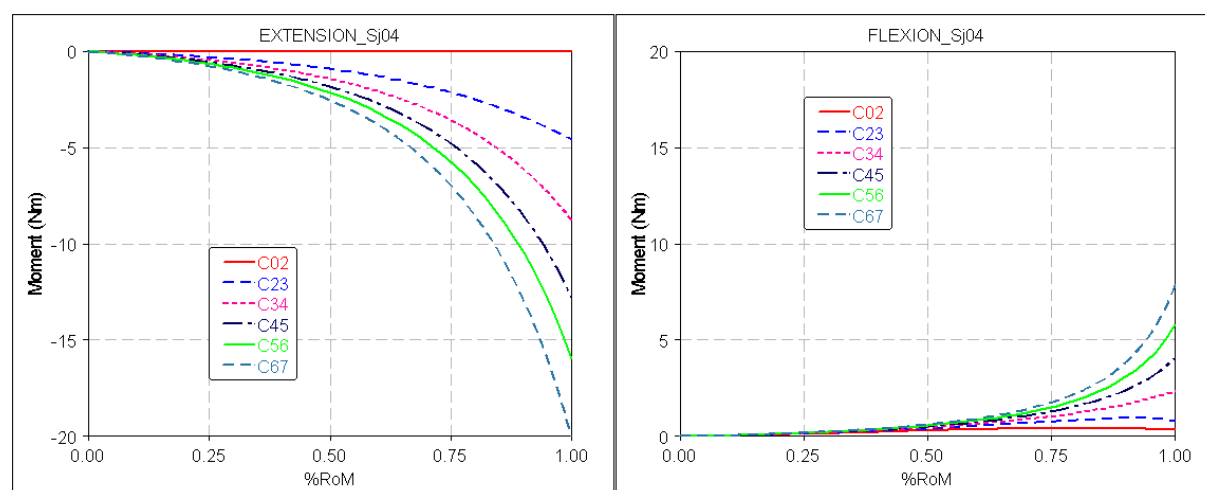


Figure 3.18b: Moment intersegmentaire (Nm) pour le sujet Sj04_JV

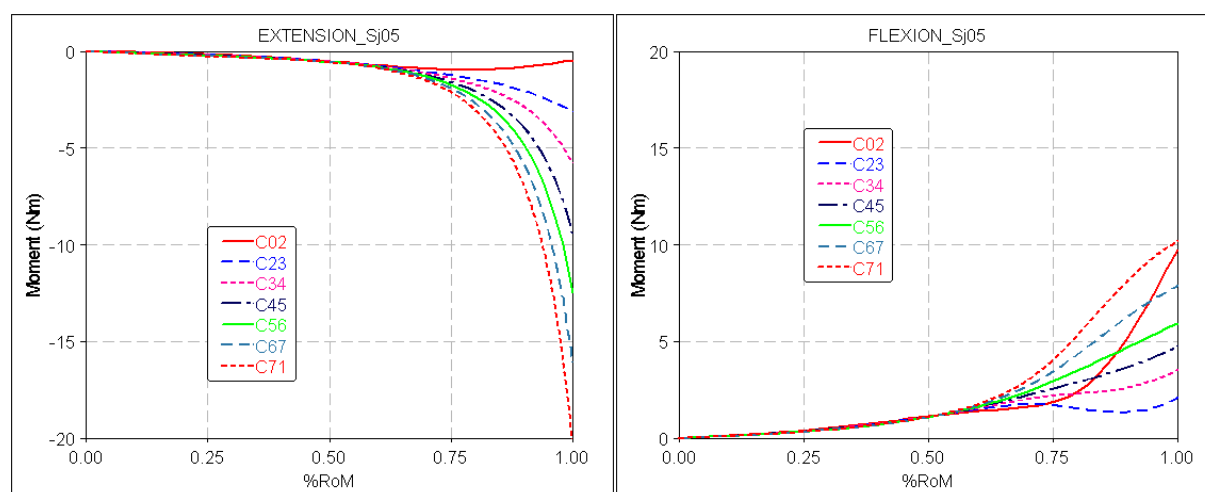


Figure 3.18c: Moment intersegmentaire (Nm) pour le sujet Sj05_HC

c) Force à la liaison, les résultats sont les mêmes pour tous les segments

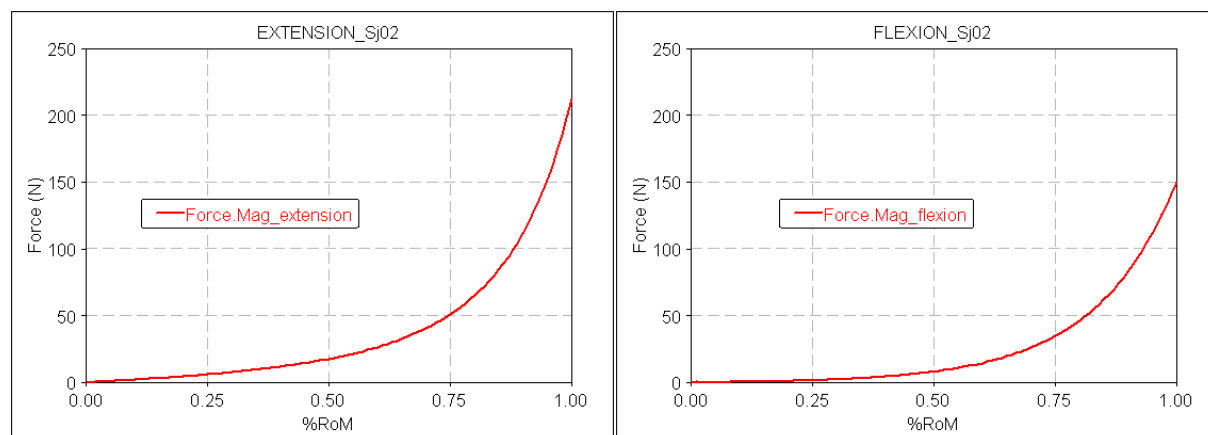


Figure 3.19a: Force à la liaison (N) pour le sujet Sj02_MS

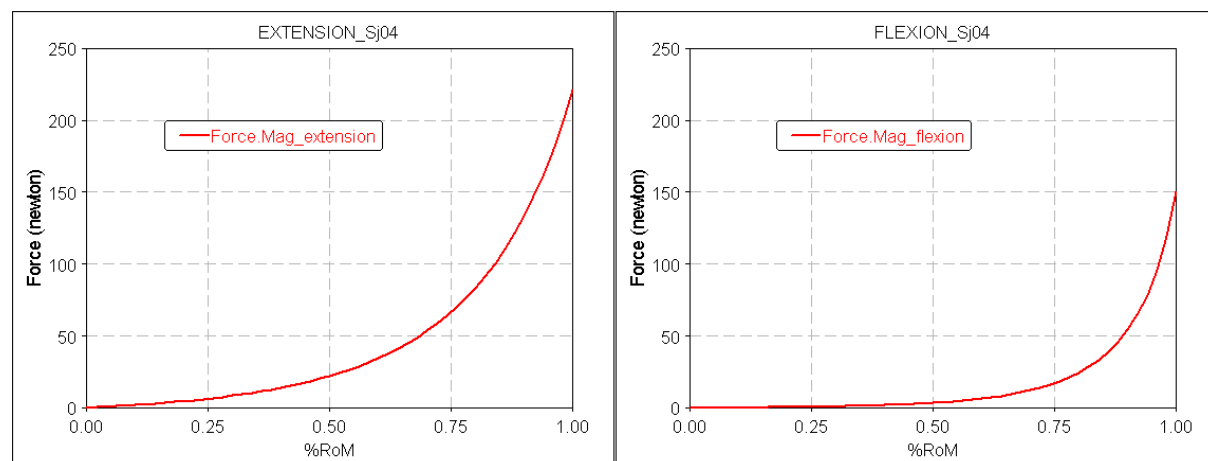


Figure 3.19b: Force à la liaison (N) pour le sujet Sj04_JV

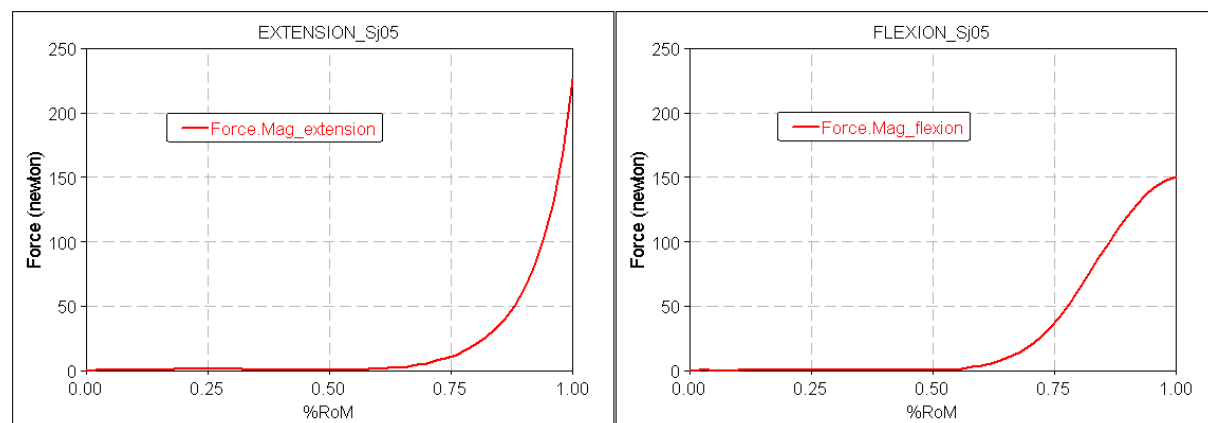


Figure 3.19c: Force à la liaison (N) pour le sujet Sj05_HC

d) Comportement de chaque unité fonctionnelle (rotation vs moment)

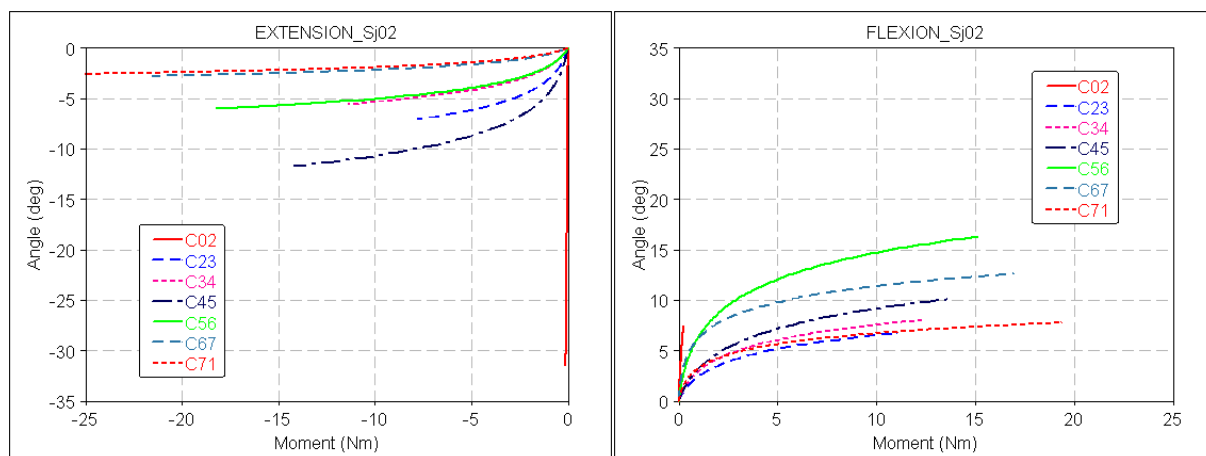


Figure 3.20a: Comportement (rotation vs moment) pour le sujet Sj02_MS

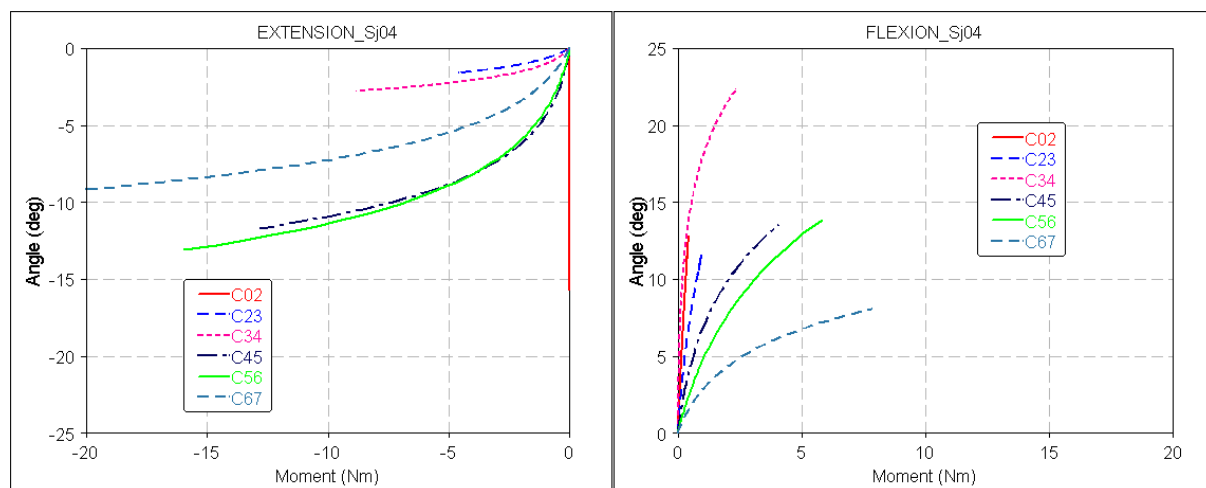


Figure 3.20b: Comportement (rotation vs moment) pour le sujet Sj04_JV

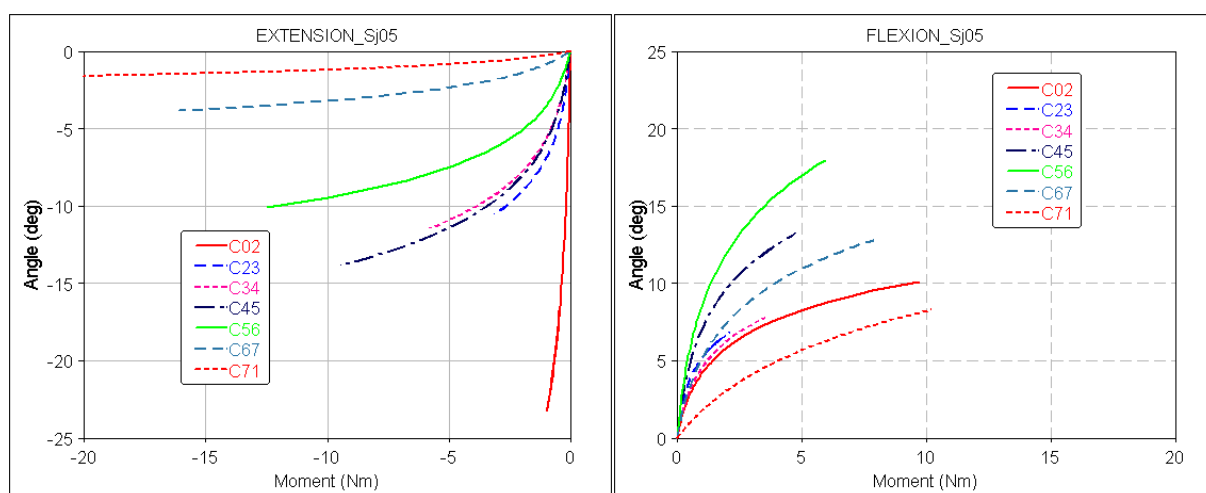


Figure 3.20c: Comportement (rotation vs moment) pour le sujet Sj05_HC

3.4.Modèle musculo-squelettique

Cette partie sera présentée les résultats des deux modèles musculo-squelettiques: modèle standard (3.4.1) et modèle corrigé (3.4.2). Les paramètres obtenus des modèles sont: angle de rotation, moment, force, comportement intersegmentaire et la force des muscles.

3.4.1.Modèle standard

a) Angle de rotation intersegmentaire

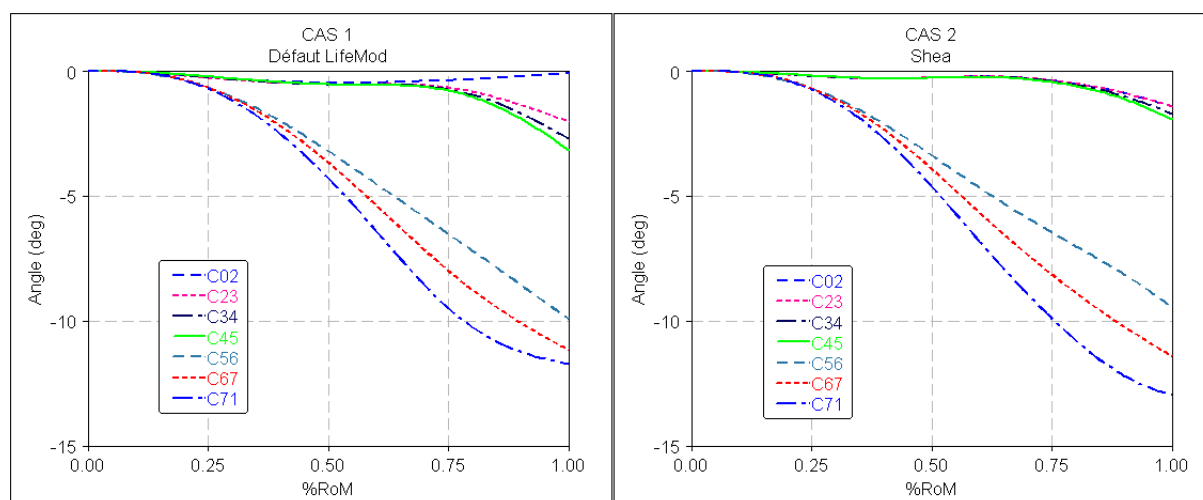


Figure 3.21a: Angle de rotation intersegmentaire (Degré) en extension

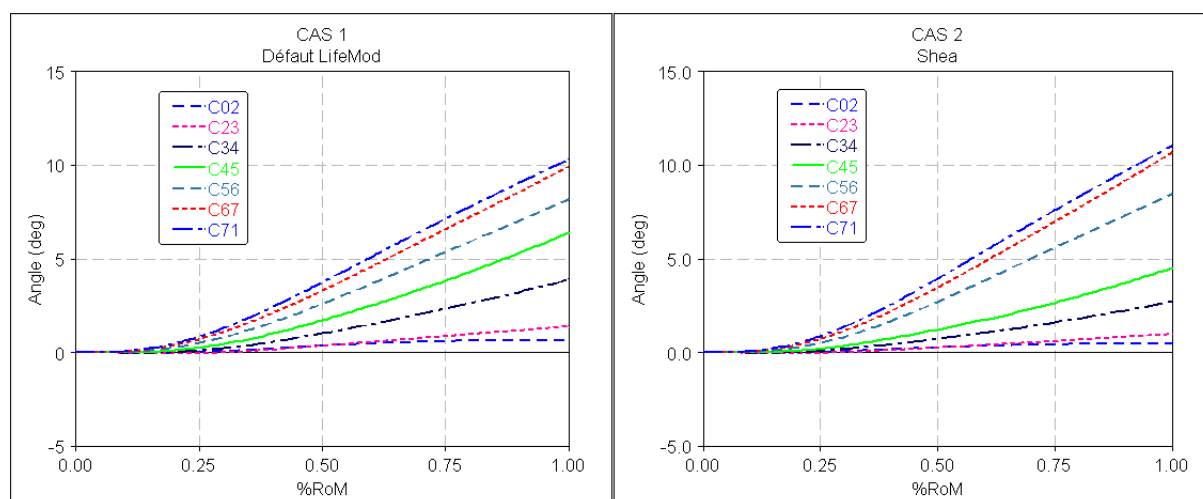


Figure 3.21b: Angle de rotation intersegmentaire (Degré) en flexion

b) Moment de chaque unité fonctionnelle

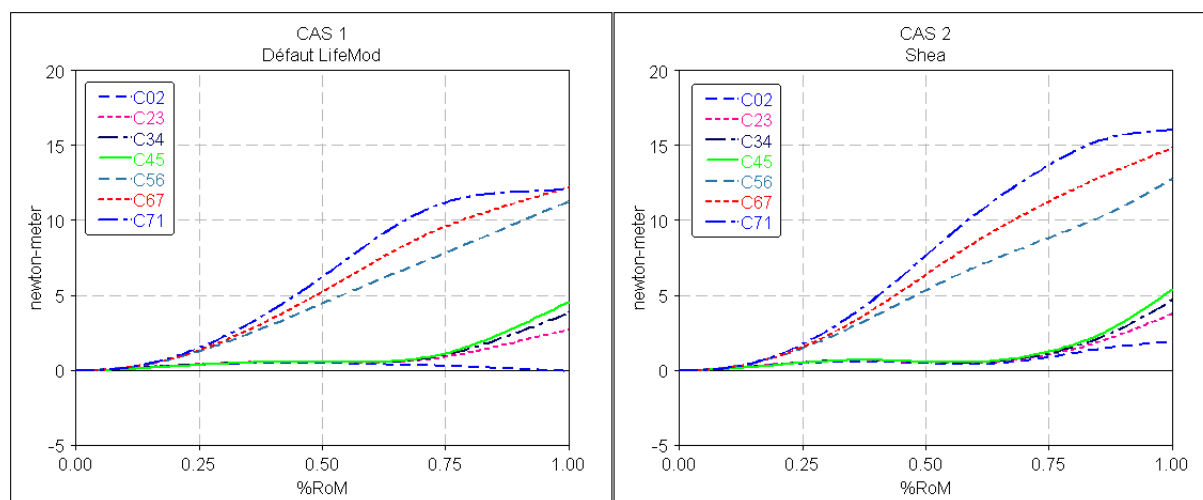


Figure 3.22a: Moment intersegmentaire (Nm) en extension

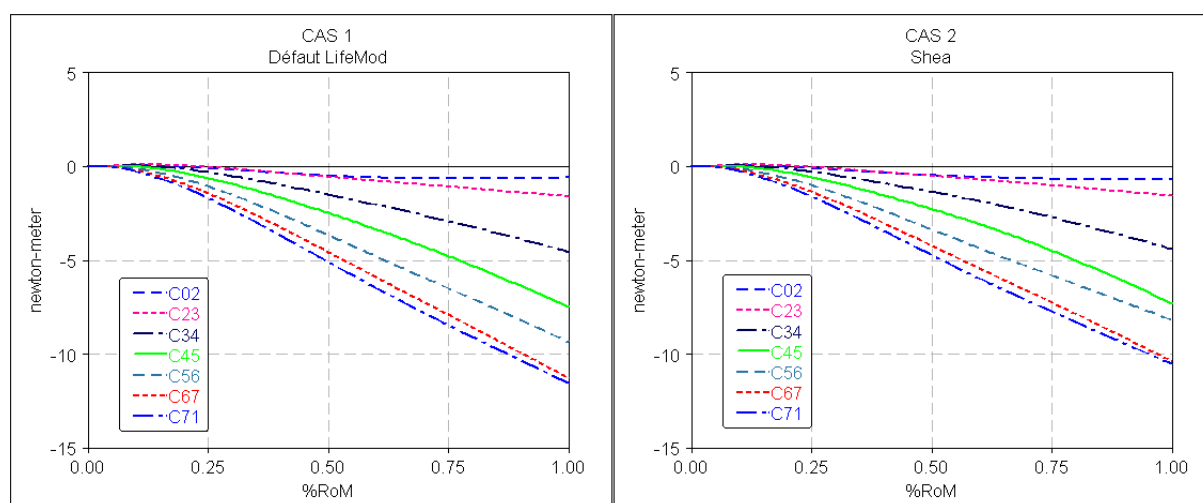


Figure 3.22b: Moment intersegmentaire (Nm) en flexion

c) Force à la liaison

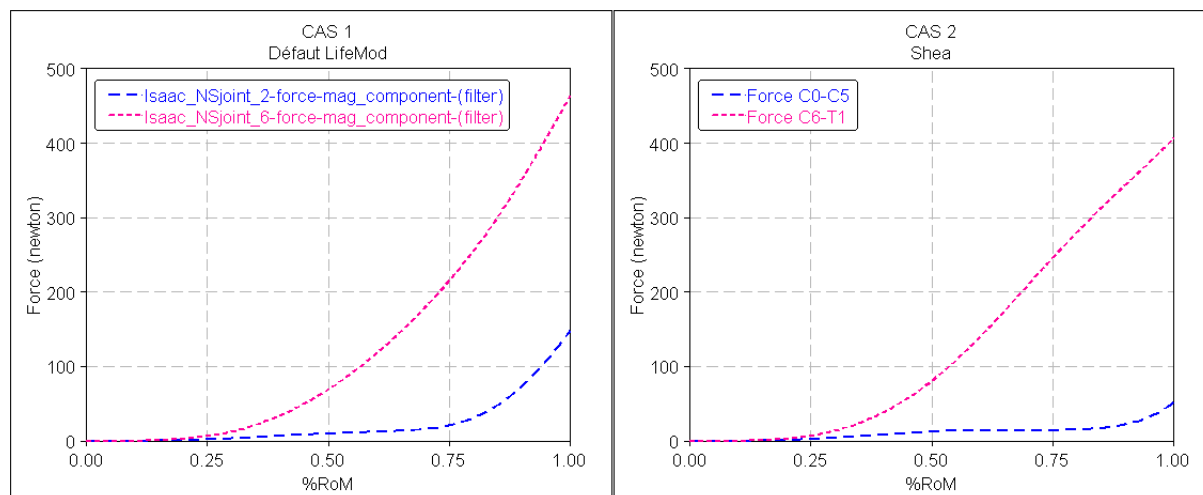


Figure 3.23a: Force à la liaison (N) en extension

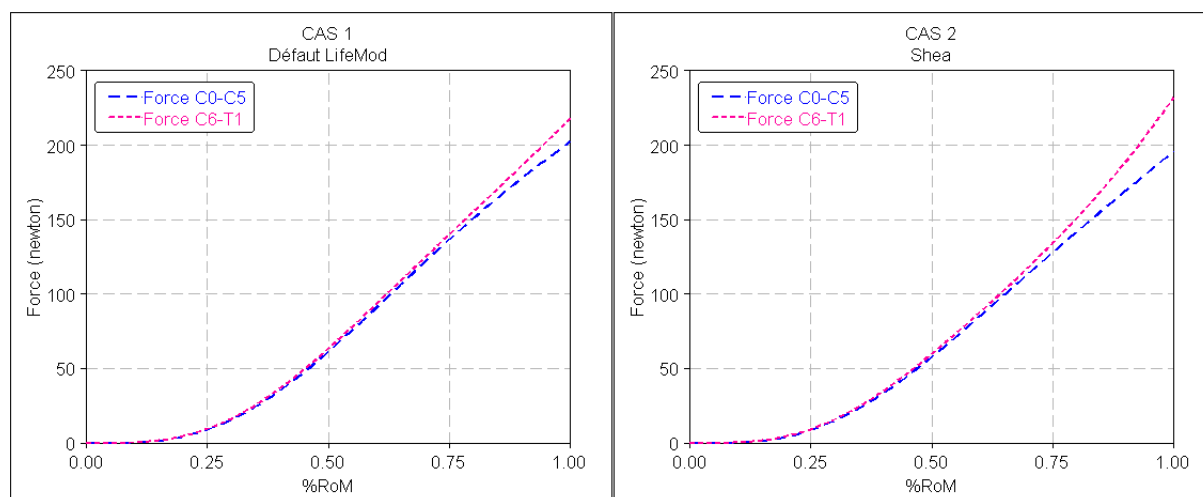


Figure 3.23b: Force à la liaison (N) en flexion

d) Forces musculaires

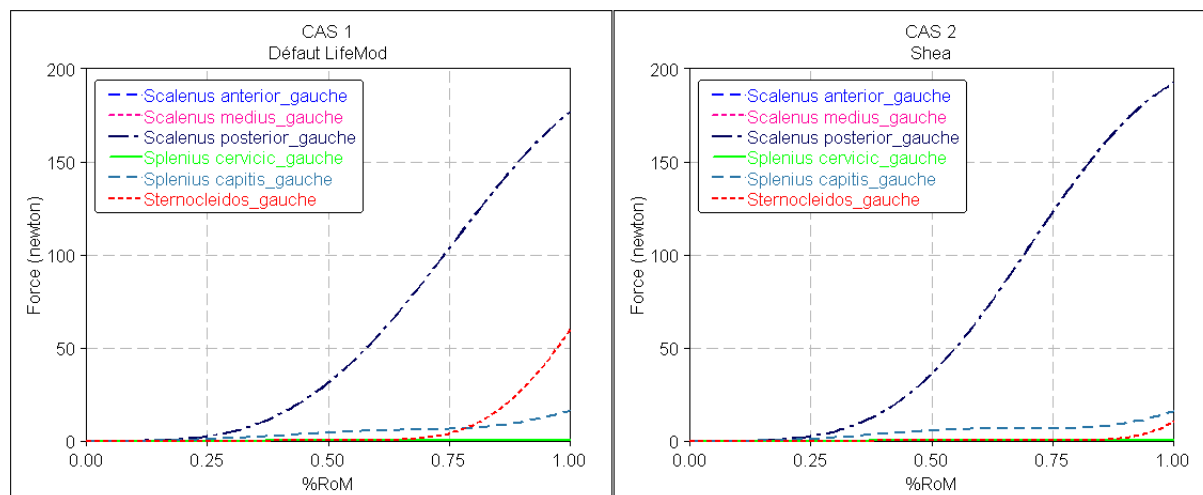


Figure 3.24a: Force aux muscles (N) en extension

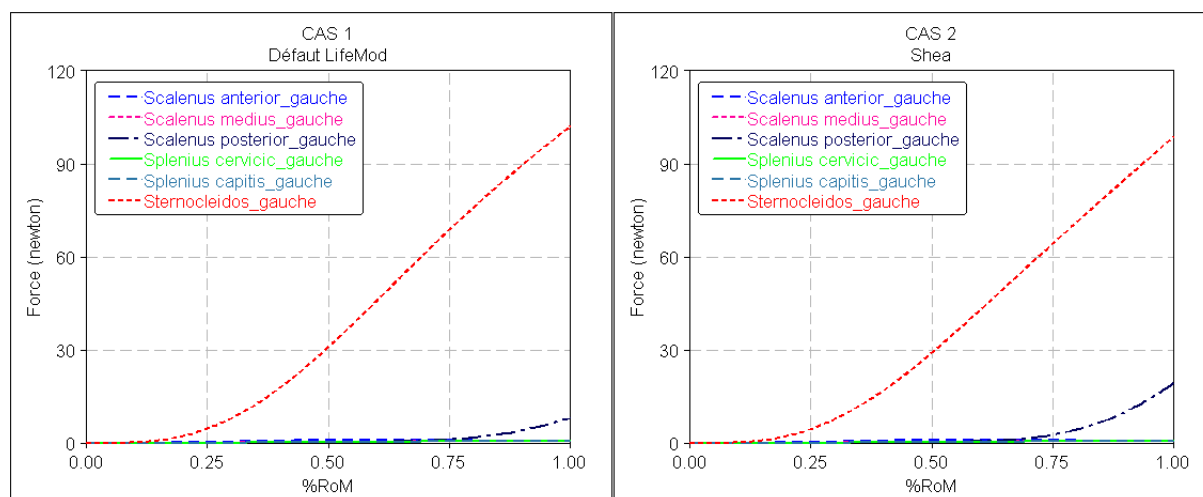


Figure 3.24b: Force aux muscles (N) en flexion

3.4.2. Modèle corrigé

a) Angle de rotation intersegmentaire

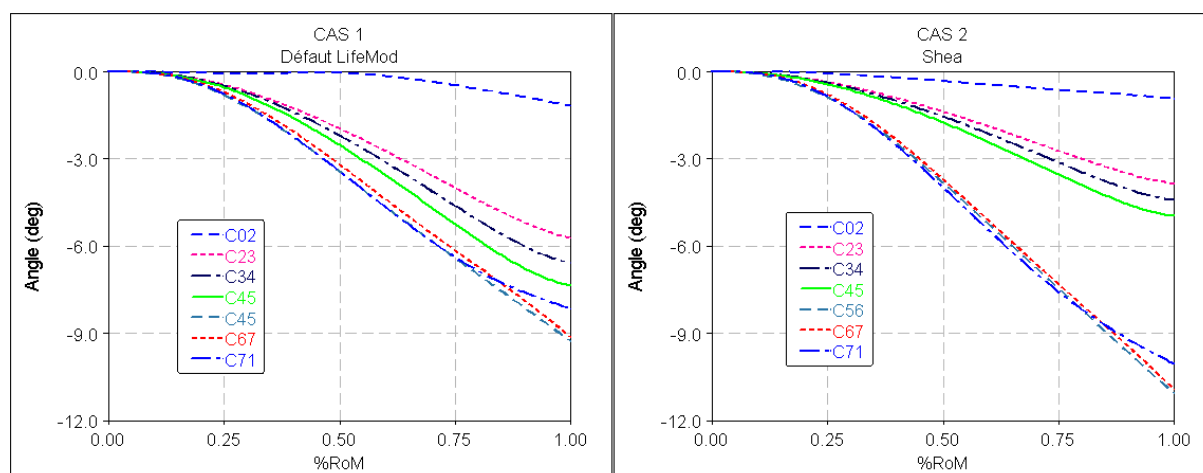


Figure 3.25a: Angle de rotation intersegmentaire (Degré) en extension

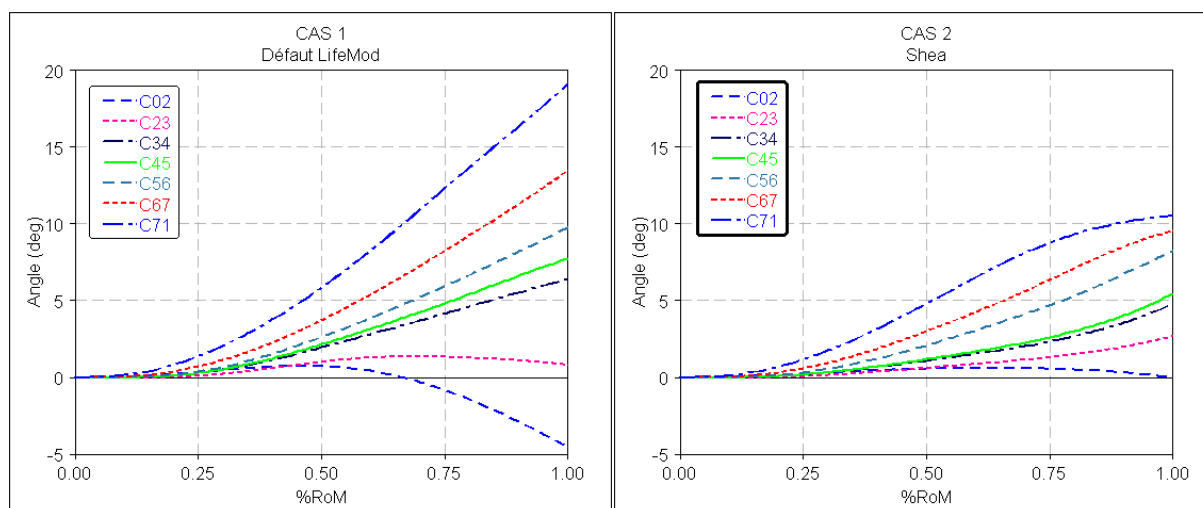


Figure 3.25b: Angle de rotation intersegmentaire (Degré) en flexion

b) Moment de chaque unité fonctionnelle

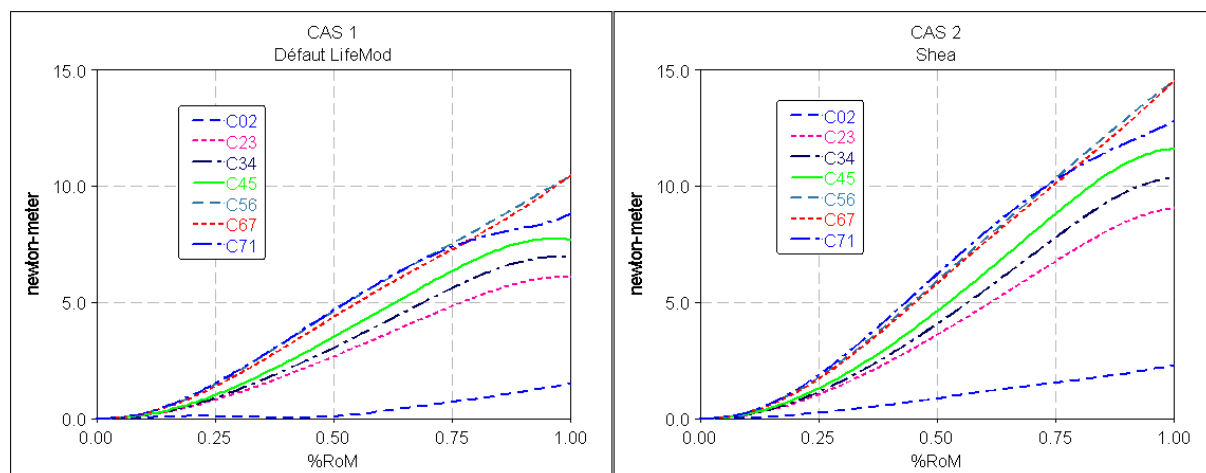


Figure 3.26a: Moment intersegmentaire (Nm) en extension

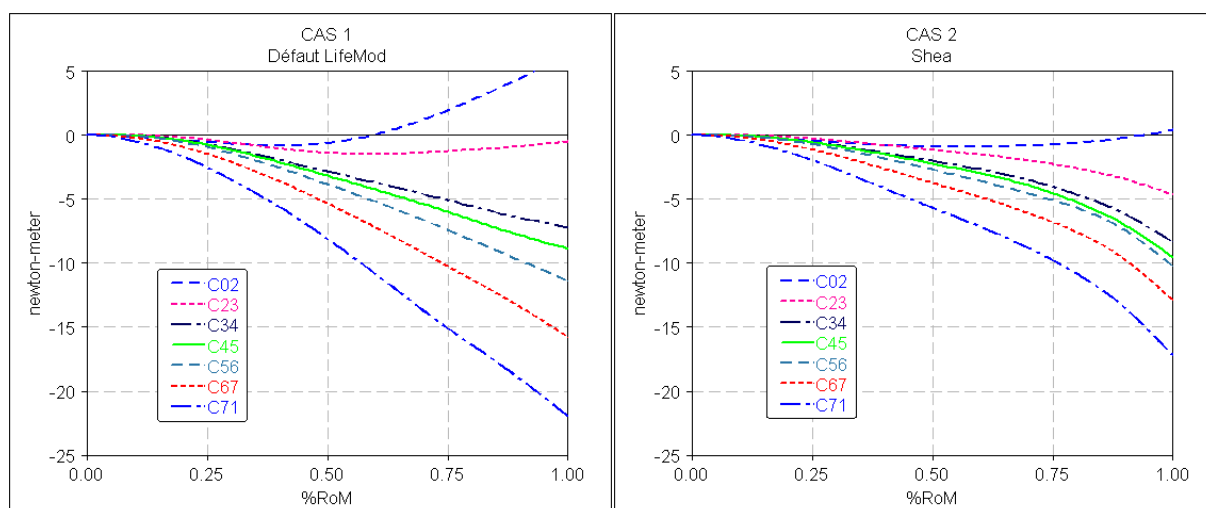


Figure 3.26b: Moment intersegmentaire (Nm) en flexion

c) Force à la liaison

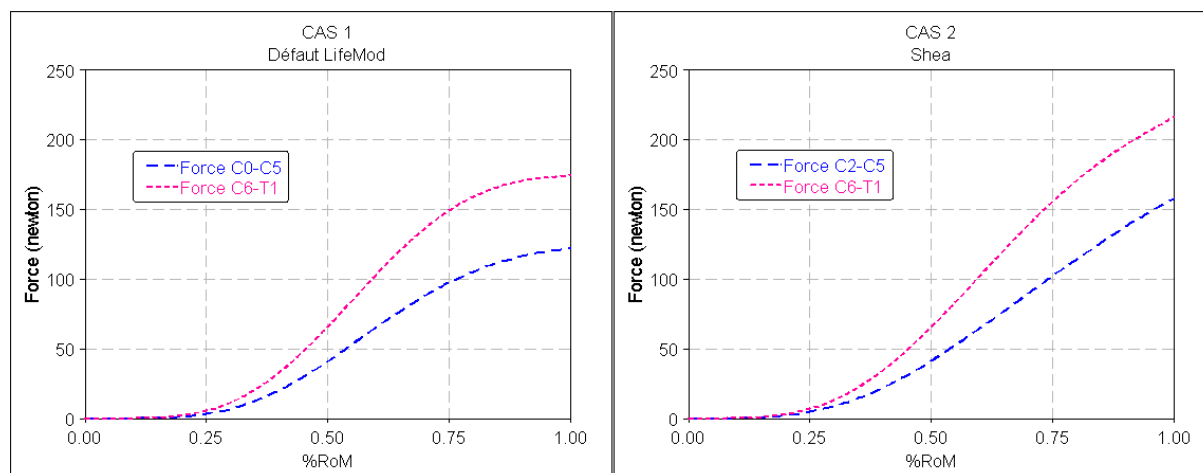


Figure 3.27a: Force à la liaison (N) en extension

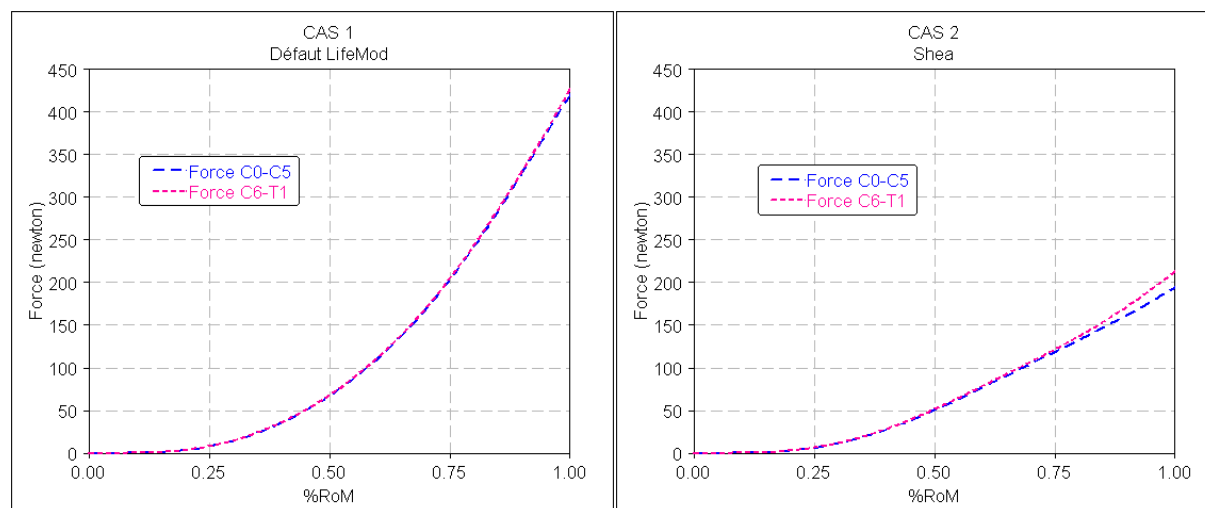


Figure 3.27b: Force à la liaison (N) en flexion

d) Forces musculaires

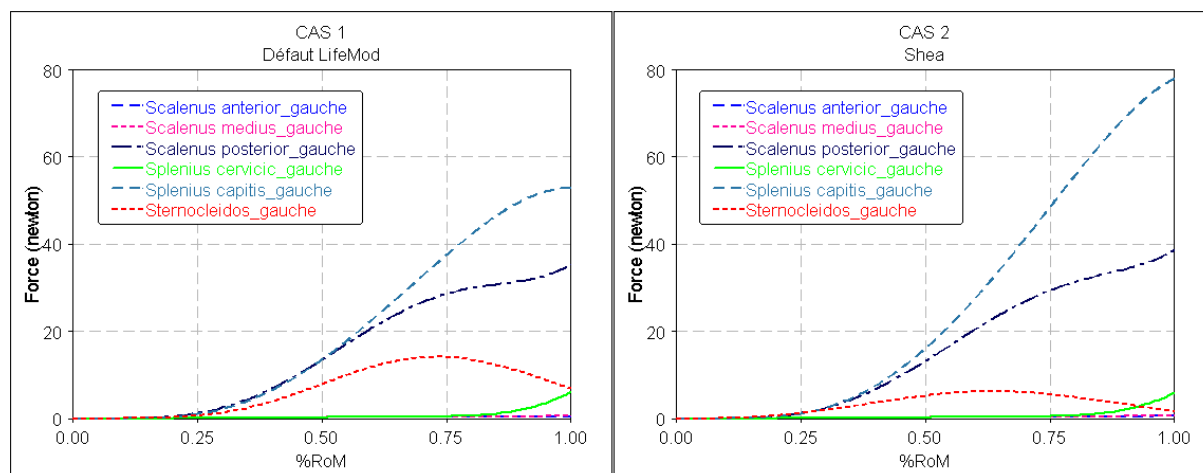


Figure 3.28a: Force aux muscles (N) en extension

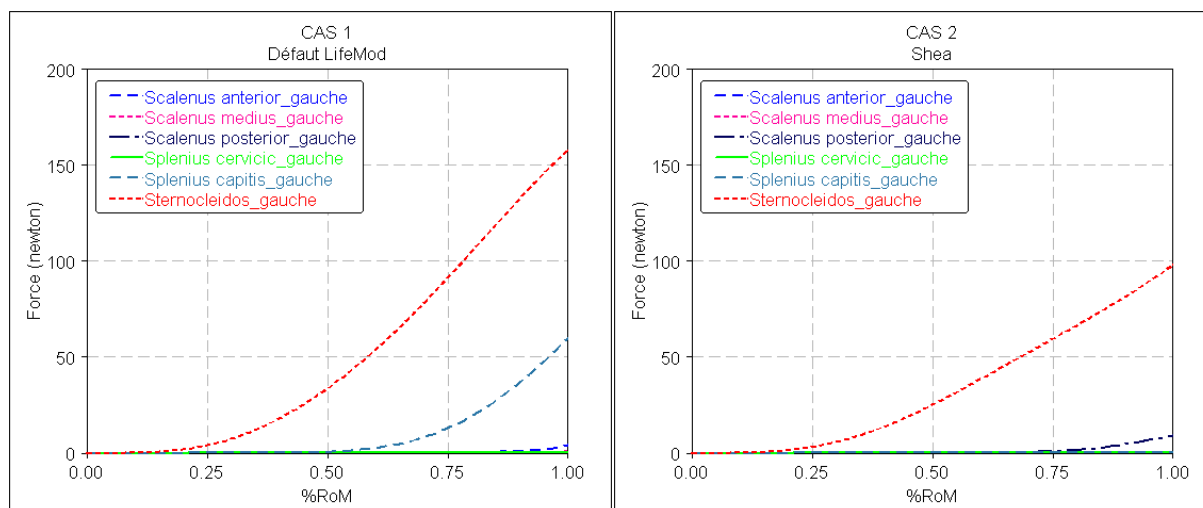


Figure 3.28b: Force aux muscles (N) en flexion

4. Chapitre IV: Discussion

Dans un premier temps, une discussion sur le modèle ostéo-articulaire de corps rigides (4.1), notamment la justification des hypothèses utilisées ainsi que la précision des résultats obtenues sera effectuée. Puis, dans un deuxième temps, à partir des nouveaux résultats du modèle, l'exploitation biomécanique du modèle ostéo-articulaire (4.2) sera abordée, montrant l'intérêt et l'avantage de cette étude. Dans un troisième temps, le modèle musculo-squelettique (4.3) sera discuté.

1. Chapitre I: Revue bibliographique de la biomécanique du rachis cervical.....	4
1.1. Anatomie des structures du rachis cervical	6
1.1.1. Structure osseuse du rachis cervical	6
1.1.2. Disques intervertébraux.....	9
1.1.3. Structures ligamentaires	10
1.1.4. Structures musculaires.....	12
1.2. Mouvement du rachis cervical.....	15
1.2.1. Définition des principales orientations:.....	15
1.2.2. Mouvement intersegmentaire	17
1.2.3. Mouvement global	18
1.3. Biomécanique du rachis cervical.....	19
1.3.1. Cinématique du rachis cervical.....	20
1.3.2. Propriétés mécaniques des structures anatomiques.....	26
1.3.3. Comportement mécanique de l'unité fonctionnelle.....	34
1.3.4. Chargement mécanique du rachis cervical.....	35
1.3.5. Synthèse de la biomécanique du rachis cervical.....	39
1.4. Modèles biomécaniques du rachis cervical	40
1.4.1. Modèle de corps rigides.....	41
1.4.2. Modèle de corps déformables	42
1.4.3. Synthèse sur les modèles du rachis cervical:.....	44
1.5. Synthèse bibliographique.....	44
2. Chapitre II: Modélisation du rachis cervical.....	46
2.1. Données expérimentales.....	48
2.1.1. Protocole d'acquisition.....	48
2.1.2. Sujets étudiés.....	50
2.1.3. Traitement des données expérimentales.....	50
2.1.4. Méthode de recalage des données expérimentales.....	54
2.1.5. Étude des erreurs des données expérimentales	58
2.2. Modèle ostéo-articulaire.....	63
2.2.1. Hypothèses du modèle.....	63
2.2.2. Modèle géométrique.....	63
2.2.3. Conditions aux limites.....	64
2.2.4. Propriété mécanique de l'unité fonctionnelle	64
2.2.5. Conditions de chargement.....	65
2.2.6. Processus de calcul.....	65
2.3. Modèle musculo-squelettique.....	69
2.3.1. Hypothèses du modèle.....	69

2.3.2. Modèle géométrique.....	69
2.3.3. Conditions aux limites.....	73
2.3.4. Propriétés mécaniques.....	74
2.3.5. Processus de calcul	77
3. Chapitre III: Résultats.....	79
3.1. Résultats expérimentaux.....	82
3.1.1. Modèle géométrique de l'acquisition radiographique.....	82
3.1.2. Résultats de recalage avec la correction.....	84
3.1.3. Amplitudes du mouvement.....	85
3.2. Etude des erreurs des données expérimentales.....	87
3.2.1. Erreurs de la segmentation.....	88
3.2.2. Erreurs de la mesure du mouvement externe.....	91
3.2.3. Erreurs de la méthode de recalage.....	93
3.3. Modèle ostéo-articulaire	95
3.3.1. Cas test (A, B de littérature).....	95
3.3.2. Modèle ostéo-articulaire avec A, B de l'optimisation.....	97
3.4. Modèle musculo-squelettique.....	102
3.4.1. Modèle standard.....	102
3.4.2. Modèle corrigé	106
4. Chapitre IV: Discussion.....	110
4.1. Discussion des données expérimentales.....	112
4.1.1. Modèle géométrique.....	112
4.1.2. Mesure du mouvement externe et méthode de recalage.....	114
4.2. Discussion du modèle ostéo-articulaire.....	114
4.2.1. Discussion des hypothèses du modèle.....	114
4.2.2. La stabilité numérique des réponses du modèle.....	121
4.2.3. Réponse du modèle ostéo-articulaire.....	125
4.2.4. Conclusion du modèle ostéo-articulaire.....	134
4.3. Exploitation biomécanique du modèle ostéo-articulaire	136
4.3.1. Intérêt de la méthodologie du modèle ostéo-articulaire.....	136
4.3.2. Cinématique intersegmentaire.....	137
4.3.3. Cinétique intersegmentaire.....	140
4.4. Discussion du modèle musculo-squelettique.....	143
5. Chapitre V: Conclusions et perspectives.....	148
5.1. Conclusions.....	148
5.2. Perspectives.....	150

4.1. Discussion des données expérimentales

4.1.1. Modèle géométrique

On estime d'abord les erreurs géométriques du modèle et celles de la détermination de centre de rotation intersegmentaire.

a) Les erreurs géométriques du modèle

Plusieurs résultats dans l'étude cinématique dépendent de la géométrie du modèle. C'est pourquoi la précision de segmentation est un paramètre important à considérer. Pour évaluer cette précision, on répète plusieurs fois la procédure de segmentation d'une unité fonctionnelle représentative (C3C4 de Sj_02). Les paramètres géométriques sont comparés et on obtient que la méthode de segmentation génère:

- + Une erreur de 1.64mm en valeur absolue (ou 2.5%) sur la précision du périmètre d'un vertèbre et la dispersion des six valeurs autour de leur moyenne est de 0.628.
- + Une erreur de 7.66mm² en valeur absolue (ou 3.2%) sur la précision de la surface d'un vertèbre et la dispersion des six valeurs autour de leur moyenne est de 2.893.
- + Une erreur de 1.1 degré en valeur absolue (ou 21.1%) sur la précision de l'angle de rotation intersegmentaire et la dispersion des six valeurs autour de leur moyenne est de 0.358.

Pour la comparaison, on peut trouver de nombreuses études de la littérature dans lesquelles les auteurs précisent l'erreur maximale de mesure des angles de rotation:

- + *Watier* (1997) donne une imprécision de 0.6° en rotation avec un dispositif optique in vitro, de 1.44° avec un dispositif in-vivo (Vicon).
- + *Ferrario* (2002) donne 1.5° d'erreur en flexion–extension, 1.5° en rotation axiale et 2.9° en inclinaison latérale avec un dispositif optique in-vivo.
- + *Frobin* (2002) avec un protocole radiographique in-vivo, donne une erreur moyenne de 1.91°;
- + *Petersen* (2002) utilise un goniomètre in-vivo et donne une erreur angulaire comprise entre 1.85 et 3.92°.
- + *Sforza* (2002) donne une erreur de 2.9° pour ses mesures in-vivo à l'aide d'un dispositif optique (Elite).
- + *Harrison* (2005) donne une erreur moyenne de 1.5° avec des variations extrêmes de 0.8° à 2.0°, in-vivo.

➔ Notre méthode présente une précision comparable avec celle de la littérature et cette précision est de fait acceptable.

b) Le centre de rotation intersegmentaire (CoR)

Dans cette partie de la discussion, on va comparer la localisation moyenne de CoR obtenue dans l'étude actuelle par rapport aux résultats de la littérature (*Amevo*, 1987 et *Bogduk*, 1991). Puis, on va aborder la notion des CoR instantanés et sa stabilisation géométrique (*Van Mameren*, 1992). Enfin, l'influence de la localisation du CoR sur la cinématique du rachis cervical (*Jansen et DiAngelo*, 1997) est analysée.

Du point de vue anatomique, du fait de la constitution spécifique des facettes articulaires et des plateaux du corps vertébral, la vertèbre tourne autour d'un axe transversal passant par le CoR intersegmentaire pendant le mouvement flexion/extension (c.f 1.2.2c). Ceci est la motivation d'utilisation du CoR pour la modélisation de liaison de l'unité fonctionnelle comme une articulation. Cependant, la stabilisation de la localisation du CoR et son influence sur le résultat du modèle doivent être analysées.

Les résultats du CoR intersegmentaire de chaque unité fonctionnelle pour les six sujets sont présentés comme dans la figure 3.2, on remarque que le CoR est contenu dans la vertèbre majoritairement et que la distance entre le CoR en extension et le CoR en flexion est proche qualitativement (sauf pour l'unité C02). En comparaison avec la littérature, on observe que la localisation des CoR est comparable à celles de *Penning* (1987) et *Amevo* (1992). Il est important de signaler que le CoR considéré dans cette partie est un centre moyen. Ce CoR moyen est déterminé à partir des deux positions extrêmes (positions neutre et d'extension maximale ou neutre et de flexion maximale). Il est différent des CoR instantanés qui sont déterminés à chaque intervalle de la trajectoire de mouvement.

Néanmoins, les études de *Van Mameren* (1992) ont montré que les CoR instantanés sont stables pendant les mouvements continus d'extension/flexion et leurs positions se situent dans une zone proche de la position du CoR moyen. Et en outre, le CoR moyen est aussi stable au cours du temps, l'auteur n'a pas trouvé de différence significative de la localisation de CoR lors d'une autre détermination après dix semaines.

Dans l'étude de *Jansen et DiAngelo* (1997) sur l'influence de la localisation du CoR sur la cinématique du rachis cervical, les auteurs ont défini trois positions différentes de la liaison intersegmentaire: le centre de gravité de la vertèbre sus-jacente, le centre du disque intervertébral et le centre de gravité de la vertèbre sous-jacente. En comparant les résultats inter-modèles, ils constatent que la variation de l'amplitude de la réaction et de l'angle de rotation à la liaison est petite (moins de 1%). Ce résultat a montré que la cinématique de l'unité fonctionnelle est stable sous la gamme d'erreur de la localisation du CoR.

Lors de l'analyse des erreurs de la localisation du CoR dans l'étude actuelle (c.f 3.1.2), l'erreur de la superposition des contours de vertèbre est estimé à environ 0.78mm et la dispersion des 40 CoR d'une unité fonctionnelle autour de leur moyenne est de 2.6mm. Celle-ci nous permet de dire que l'utilisation du CoR comme la liaison articulaire intersegmentaire est raisonnable et que le résultat obtenu est stable avec la méthode de détermination du CoR intersegmentaire.

4.1.2.Mesure du mouvement externe et méthode de recalage

Après le recalage sur le même repère des marqueurs au thorax, le résultat montre que les courbes des marqueurs de la tête, pendant cinq aller-retour entre les positions extrêmes, ont faiblement varié. La dispersion (SD) autour de leur courbe moyenne est de 4.2 à 16.1 mm pour les trois sujets Sj02_MS, Sj04_JV, Sj05_HC et de 18.6 à 25.8 mm pour le sujet Sj06_PP (c.f 3.2.2).

Les données expérimentales obtenues lors du protocole sont dans deux repères différents, la géométrie dans le repère des images radiographiques et la mesure du mouvement externe dans le repère des marqueurs Zébris. Donc, pour l'implantation de ces deux données dans un modèle, le recalage dans un même repère est indispensable. La méthode de recalage de l'étude actuelle, en se basant sur la superposition des centres de rotation globale, présente une bonne fiabilité. En réalité, cette méthode a été développée pour les deux raisons suivantes: l'une tient compte du fait que les enregistrements Zébris statiques et les clichés radiographiques ont été réalisés simultanément ; l'autre concerne la nature invariante des centres de rotation globale.

4.2.Discussion du modèle ostéo-articulaire

Dans cette partie, on discute d'abord sur les hypothèses du modèle (4.1.1). Puis, on aborde la stabilité numérique du processus de calcul (4.1.2). Enfin, les réponses obtenues du modèle seront discutées (4.1.3).

4.2.1.Discussion des hypothèses du modèle

4.2.1.1.Hypothèses H1, H2, H3 et H5

(H1) *Le mouvement de flexion/extension du rachis cervical est un mouvement planaire.*

Cette hypothèse peut être assurée par la symétrie des structures anatomiques du rachis cervical par rapport au plan sagittal. De plus, les études précédentes de la littérature ont montré que les mouvements de couplages dans les autres plans (rotation axiale dans le plan horizontal et inclinaison latérale dans le plan frontal) sont très faibles (de 0.3° à 1°) pendant le mouvement principal de flexion/extension.

(H2) *Le centre de rotation intersegmentaire (CoR) est unique pendant le mouvement continu de la position neutre à la position flexion maximale (ou de la position neutre à la position extension maximale).*

Cette hypothèse est justifiée par la discussion du centre de rotation intersegmentaire ci-dessus (c.f 4.1.1b). Premièrement, à partir de notre résultat expérimental, on voit que la localisation de CoR moyen (entre deux positions extrêmes) est stable, et comparable avec les résultats de la littérature. Deuxièmement, on peut trouver l'étude de la littérature qui a montré que les CoR instantanés sont stables pendant les mouvements continus d'extension/flexion et leurs positions se situent dans une zone proche à la position du CoR moyen, et que le CoR moyen est aussi stable au cours du temps. Troisièmement, la cinématique de l'unité fonctionnelle est

stable sous la gamme d'erreur de la localisation du CoR (La variation de l'amplitude du mouvement est de moins de 1%).

(H3) *Conditions aux limites: La première vertèbre thoracique T1 est fixée et la trajectoire du mouvement de la tête C0 par rapport au thorax est une courbe unique.*

À partir des images radiographiques en flexion/extension, on observe un mouvement très faible de la première vertèbre thoracique T1 pendant mouvement considéré des vertèbres cervicales. Les courbes des marqueurs de la tête, pendant cinq aller-retour entre les positions extrêmes, ont faiblement varié. Ces conditions aux limites ont été mises en place par la méthode de recalage avec des erreurs acceptables. Donc, cette hypothèse peut-être considérée comme fiable.

(H5) *Conditions de chargement: La contraction des muscles cervicaux actifs va générer la force pour activer le mouvement du rachis cervical. La résultante maximale de cette force est déduite des résultats expérimentaux de Gabriel (2004) lors de sa mesure in-vivo, $F_{extension} = 219 \pm 11$ N et $F_{flexion} = 150 \pm 8$ N.*

Une limitation de l'étude actuelle est l'absence de mesure de force dans le protocole expérimental. C'est pourquoi, cette hypothèse doit être prise en utilisant les résultats in-vivo de la littérature. Néanmoins, la discussion sur la stabilité numérique des réponses du modèle montre que les valeurs de force utilisées dans cette hypothèse n'ont d'influence que sur la réponse cinétique (force et moment). Au contraire, la réponse cinématique (angle de rotation) ne dépend pas de ces valeurs (voir la partie 4.2.2 ci-dessous).

4.2.1.2. Comportement mécanique de l'unité fonctionnelle (hypothèse H4)

(H4) *Le comportement mécanique de chaque unité fonctionnelle est une fonction non-linéaire selon la formule proposée par Simon (1984): $\Theta_i = A_i \ln(B_i M_i + 1)$. Dans cette formule Θ_i est l'angle de rotation intersegmentaire. M_i est le moment intersegmentaire, celui-ci présente le rôle actif de la structure musculaire. Deux coefficients A_i , B_i présentent la rigidité de chaque unité fonctionnelle du rachis cervical, ou bien la réponse de l'ensemble des composants passifs du rachis cervical (disques intervertébraux, ligaments et muscles passifs).*

Les structures anatomiques du rachis cervical peuvent être divisées en deux groupes de fonctionnement mécanique différent: l'un groupe passif (disque intervertébral, structure ligamentaire et muscles passifs), l'autre groupe actif (muscles actifs). Dans cette hypothèse de comportement mécanique, le rôle actif des muscles cervicaux est présenté par le moment intersegmentaire M_i , l'origine de ce paramètre est la force de contraction des muscles actifs dans l'hypothèse H5 ci-dessus. La relation de M_i à la réponse cinématique Θ_i est définie par une loi de logarithme naturelle avec deux coefficients A_i , B_i constants pour chaque segment. Autrement dit, la réponse du groupe des structures passives du rachis cervical est représentée par ces deux coefficients. Dans les études précédentes sur le rachis cervical, les auteurs ont montré que cette fonction peut bien présenter l'allure de la courbe de comportement mécanique des unités fonctionnelles.

En particulier, cette relation a été utilisée dans des études expérimentales (Wheeldon 2004, Nightingale 2006). D'abord, les auteurs ont établi la courbe expérimentale entre l'angle de

rotation intersegmentaire et le moment appliqué. Ensuite, A_i , B_i ont été déterminés par une méthode de recalage pour la meilleure superposition entre la courbe expérimentale et la courbe mathématique du comportement. Pourtant, il y a ici deux questions émergences:

- + Question 1 : Est-ce que l'étude in-vitro peut refléter le mouvement in-vivo?
- + Question 2 : Est-ce que le moment de 2 Nm appliqué dans le protocole in-vitro correspond à l'amplitude des couples physiologiques générés par les muscles actifs sur le corps humain in-vivo?

On va d'abord comparer les sujets étudiés lors des études in-vitro de Wheeldon (2004) et ceux de notre étude (tableau 4.1).

	Littérature (<i>Wheeldon</i> 2004)	Etude actuelle
Mouvement	Extension/Flexion	Extension/Flexion
Sujets étudiés	- Age de 20 à 51 ans; - 5 hommes et 2 femmes; - In-vitro, pièce anatomique (C2 à T1) avec ligament mais sans muscle.	- Age de 23 à 39 ans; - 5 hommes et 1 femme; - In-vivo, sujets normaux.

Tableau 4.1: Comparaison entre l'étude in-vitro de *Wheeldon* (2004) et l'étude actuelle

➔ Les sujets étudiés sont similaires, ce qui montre la pertinence de comparer les deux études.

Le schéma dans la figure 4.1 va présenter la structure de cette partie.

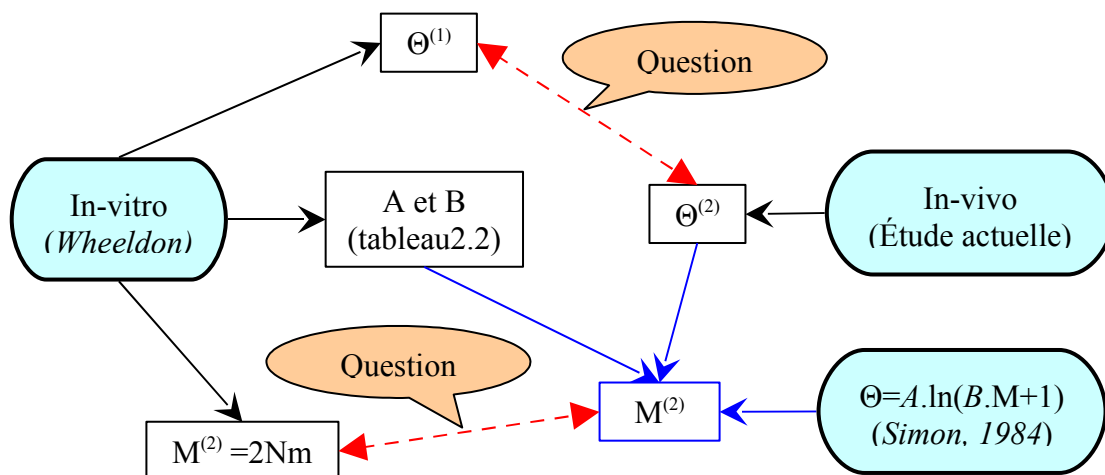


Figure 4.1: Comparaison entre le résultat de l'étude actuelle et celui de *Wheeldon*

a) Réponse à la question 1:

Pour répondre à cette question, on va comparer l'amplitude du mouvement de chaque sujet et celle de l'étude de *Wheeldon* (2004) comme dans les tableaux 4.2a, b, c, d, e, f suivants.

Avec: $\theta^{(1)}$ l'amplitude du mouvement obtenu in-vitro avec le moment maximal du protocole de 2Nm dans l'étude de *Wheeldon* (2004);

$\theta^{(2)}$ l'amplitude maximale du mouvement effectué in-vivo de l'étude actuelle;

$\Delta\theta = \theta^{(2)} - \theta^{(1)}$ la différence de l'amplitude in-vivo et in-vitro.

Sj01_NH	EXTENSION			FLEXION		
	$\theta^{(1)}$ in-vitro	$\theta^{(2)}$ in-vivo	$\Delta\theta =$ $\theta^{(2)} - \theta^{(1)}$	$\theta^{(1)}$ in-vitro	$\theta^{(2)}$ in-vivo	$\Delta\theta =$ $\theta^{(2)} - \theta^{(1)}$
C2-C3	4.97	6.50	1.53	9.15	4.99	-4.16
C3-C4	4.53	7.08	2.55	8.42	8.13	-0.29
C4-C5	4.65	8.57	3.92	8.09	7.66	-0.43
C5-C6	4.67	13.86	9.19	9.82	9.06	-0.76
C6-C7	5.65	9.82	4.17	8.68	8.07	-0.61
C7-T1	3.06	-1.33	-4.39	4.55	1.33	-3.22

Tableau 4.2a: Comparaison de l'angle de rotation pour le sujet Sj01_NH

Sj02_MS	EXTENSION			FLEXION		
	$\theta^{(1)}$ in-vitro	$\theta^{(2)}$ in-vivo	$\Delta\theta =$ $\theta^{(2)} - \theta^{(1)}$	$\theta^{(1)}$ in-vitro	$\theta^{(2)}$ in-vivo	$\Delta\theta =$ $\theta^{(2)} - \theta^{(1)}$
C2-C3	4.97	7.00	2.03	9.15	6.48	-2.67
C3-C4	4.53	5.70	1.17	8.42	7.85	-0.57
C4-C5	4.65	9.40	4.75	8.09	9.77	1.68
C5-C6	4.67	8.49	3.82	9.82	16.67	6.85
C6-C7	5.65	4.35	-1.30	8.68	12.90	4.22
C7-T1	3.06	0.63	-2.43	4.55	7.73	3.18

Tableau 4.2b: Comparaison de l'angle de rotation pour le sujet Sj02_MS

Sj03_VT	EXTENSION			FLEXION		
	$\theta^{(1)}$ in-vitro	$\theta^{(2)}$ in-vivo	$\Delta\theta =$ $\theta^{(2)} - \theta^{(1)}$	$\theta^{(1)}$ in-vitro	$\theta^{(2)}$ in-vivo	$\Delta\theta =$ $\theta^{(2)} - \theta^{(1)}$
C2-C3	4.97	6.23	1.26	9.15	3.93	-5.22
C3-C4	4.53	5.35	0.82	8.42	8.30	-0.12
C4-C5	4.65	2.53	-2.12	8.09	12.37	4.28
C5-C6	4.67	5.77	1.10	9.82	13.07	3.25
C6-C7	5.65	1.71	-3.94	8.68	9.68	1.00
C7-T1	3.06	3.31	0.25	4.55	4.44	-0.11

Tableau 4.2c: Comparaison de l'angle de rotation pour le sujet Sj03_VT

Sj04_JV	EXTENSION			FLEXION		
	$\theta^{(1)}$ in-vitro	$\theta^{(2)}$ in-vivo	$\Delta\theta =$ $\theta^{(2)} - \theta^{(1)}$	$\theta^{(1)}$ in-vitro	$\theta^{(2)}$ in-vivo	$\Delta\theta =$ $\theta^{(2)} - \theta^{(1)}$
C2-C3	4.97	1.69	-3.28	9.15	10.23	1.08
C3-C4	4.53	2.75	-1.78	8.42	22.76	14.34
C4-C5	4.65	11.75	7.10	8.09	12.81	4.72
C5-C6	4.67	13.08	8.41	9.82	14.24	4.42
C6-C7	5.65	9.18	3.53	8.68	8.07	-0.61
C7-T1						

Tableau 4.2d: Comparaison de l'angle de rotation pour le sujet Sj04_JV

Sj05_HC	EXTENSION			FLEXION		
	$\theta^{(1)}$ in-vitro	$\theta^{(2)}$ in-vivo	$\Delta\theta = \theta^{(2)} - \theta^{(1)}$	$\theta^{(1)}$ in-vitro	$\theta^{(2)}$ in-vivo	$\Delta\theta = \theta^{(2)} - \theta^{(1)}$
C2-C3	4.97	10.60	5.63	9.15	6.36	-2.79
C3-C4	4.53	10.91	6.38	8.42	7.78	-0.64
C4-C5	4.65	13.67	9.02	8.09	13.23	5.14
C5-C6	4.67	9.14	4.47	9.82	17.95	8.13
C6-C7	5.65	4.58	-1.07	8.68	12.82	4.14
C7-T1	3.06	1.87	-1.19	4.55	8.29	3.74

Tableau 4.2e: Comparaison de l'angle de rotation pour le sujet Sj05_HC

Sj06_PP	EXTENSION			FLEXION		
	$\theta^{(1)}$ in-vitro	$\theta^{(2)}$ in-vivo	$\Delta\theta = \theta^{(2)} - \theta^{(1)}$	$\theta^{(1)}$ in-vitro	$\theta^{(2)}$ in-vivo	$\Delta\theta = \theta^{(2)} - \theta^{(1)}$
C2-C3	4.97	2.44	-2.53	9.15	8.25	-0.90
C3-C4	4.53	4.20	-0.33	8.42	12.31	3.89
C4-C5	4.65	5.03	0.38	8.09	13.97	5.88
C5-C6	4.67	6.40	1.73	9.82	12.49	2.67
C6-C7	5.65	5.21	-0.44	8.68	4.76	-3.92
C7-T1	3.06	2.24	-0.82	4.55	-1.35	-5.90

Tableau 4.2f: Comparaison de l'angle de rotation pour le sujet Sj06_PP

On observe que la différence d'amplitude in-vitro et in-vivo est significative (jusqu'à 9.19° de l'unité C5-C6 du sujet Sj01 en extension ou 14.34° de l'unité C3-C4 du sujet Sj04 en flexion). Et dans la plupart des unités fonctionnelles, l'amplitude in-vivo est plus grande que celle in-vitro. Ces différences peuvent être expliquées par les limitations de l'étude in-vitro. Dans le protocole de *Wheeldon* (2004), les pièces anatomiques ne sont plus intactes parce que la plupart des tissus mous sont coupés et séparés. Dans cette condition, on sait que la rigidité des segments est diminuée, ce qui ne correspond pas à leurs propriétés mécaniques dans le corps humain in vivo. D'autre part, le même moment 2 Nm utilisé dans ce protocole est une autre limitation de l'étude in-vitro, cela va être analysée plus en détail dans la partie ci-dessous lors de la réponse à la question 2.

Pour analyser la relation proportionnelle possible des amplitudes des unités fonctionnelles entre chaque sujet $\theta^{(2)}$ et le résultat in-vitro $\theta^{(1)}$, on calcule le coefficient de corrélation (r) comme dans le tableau 4.3.

(r)	Sj01_NH	Sj02_MS	Sj03_VT	Sj04_JV	Sj05_HC	Sj06_PP
Extension	0.76	0.54	-0.07	0.03	0.38	0.52
Flexion	0.84	0.47	0.51	-0.19	0.41	0.75

Tableau 4.3: Le coefficient de corrélation entre le résultat in-vitro de *Wheeldon* (2004) et chaque sujet de l'étude actuelle

En se basant sur la valeur de (r), on peut dire que les résultats sont corrélés avec l'étude in-vitro seulement pour les sujets Sj01 (r=0.76 et 0.84) et Sj06 en extension (r=0.75). Au contraire, la corrélation est faible pour les autres (les valeurs de r sont loin de 1).

➔ Dans les tests in-vitro où des unités fonctionnelles sont soumises au même moment appliqué, les amplitudes du mouvement sont faiblement corrélées avec les résultats in-vivo. Donc, l'étude in-vitro ne reflète pas le mouvement in-vivo en terme de réponse cinématique.

b) Réponse à la question 2:

A partir du comportement $\Theta = A \cdot \ln(B \cdot M + 1)$ avec A, B déterminés par l'étude in-vitro de *Wheeldon* (2004) (c.f tableau 2.2), on peut calculer le moment M correspondant à l'amplitude $\theta^{(2)}$ du mouvement in-vivo par la formule suivante:

$$M = \frac{e^{\theta/A} - 1}{B}$$

Les résultats de M pour chaque sujet sont présentés dans les tableaux 4.4a, b, c, d, e, f.

Sj01_NH	EXTENSION		FLEXION	
	$\theta^{(2)}$ in-vivo	Moment M (Nm)	$\theta^{(2)}$ in-vivo	Moment M (Nm)
C2-C3	6.50	-4.66	4.99	0.62
C3-C4	7.08	-6.24	8.13	1.78
C4-C5	8.57	-7.54	7.66	1.71
C5-C6	13.86	-200.81	9.06	1.62
C6-C7	9.82	-17.69	8.07	1.70
C7-T1	-1.33	0.54	1.33	0.15

Tableau 4.4a: Moment M correspondant à l'amplitude $\theta^{(2)}$ de mouvement in-vivo pour le sujet Sj01_NH

Sj02_MS	EXTENSION		FLEXION	
	$\theta^{(2)}$ in-vivo	Moment M (Nm)	$\theta^{(2)}$ in-vivo	Moment M (Nm)
C2-C3	7.00	-6.11	6.48	0.98
C3-C4	5.70	-3.43	7.85	1.59
C4-C5	9.40	-9.73	9.77	3.64
C5-C6	8.49	-14.23	16.67	11.85
C6-C7	4.35	-0.97	12.90	5.55
C7-T1	0.63	-0.31	7.73	16.16

Tableau 4.4b: Moment M correspondant à l'amplitude $\theta^{(2)}$ de mouvement in-vivo pour le sujet Sj02_MS

Sj03_VT	EXTENSION		FLEXION	
	$\theta^{(2)}$ in-vivo	Moment M (Nm)	$\theta^{(2)}$ in-vivo	Moment M (Nm)
C2-C3	6.23	-4.02	3.93	0.42
C3-C4	5.35	-2.93	8.30	1.91
C4-C5	2.53	-0.77	12.37	9.02
C5-C6	5.77	-3.59	13.07	4.73
C6-C7	1.71	-0.17	9.68	2.57
C7-T1	3.31	-2.23	4.44	1.86

Tableau 4.4c: Moment M correspondant à l'amplitude $\theta^{(2)}$ de mouvement in-vivo pour le sujet Sj03_VT

Sj04_JV	EXTENSION		FLEXION	
	$\theta^{(2)}$ in-vivo	Moment M (Nm)	$\theta^{(2)}$ in-vivo	Moment M (Nm)
C2-C3	1.69	-0.23	10.23	2.62
C3-C4	2.75	-0.78	22.76	486.59
C4-C5	11.75	-19.59	12.81	10.50
C5-C6	13.08	-136.93	14.24	6.39
C6-C7	9.18	-12.73	8.07	1.70
C7-T1				

Tableau 4.4d: Moment M correspondant à l'amplitude $\theta^{(2)}$ de mouvement in-vivo pour le sujet Sj04_JV

Sj05_HC	EXTENSION		FLEXION	
	$\theta^{(2)}$ in-vivo	Moment M (Nm)	$\theta^{(2)}$ in-vivo	Moment M (Nm)
C2-C3	10.60	-41.54	6.36	0.94
C3-C4	10.91	-30.30	7.78	1.55
C4-C5	13.67	-34.22	13.23	12.13
C5-C6	9.14	-19.66	17.95	16.37
C6-C7	4.58	-1.11	12.82	5.45
C7-T1	1.87	-1.07	8.29	23.19

Tableau 4.4e: Moment M correspondant à l'amplitude $\theta^{(2)}$ de mouvement in-vivo pour le sujet Sj05_HC

Sj06_PP	EXTENSION		FLEXION	
	$\theta^{(2)}$ in-vivo	Moment M (Nm)	$\theta^{(2)}$ in-vivo	Moment M (Nm)
C2-C3	2.44	-0.41	8.25	1.59
C3-C4	4.20	-1.71	12.31	9.07
C4-C5	5.03	-2.31	13.97	15.64
C5-C6	6.40	-4.96	12.49	4.07
C6-C7	5.21	-1.58	4.76	0.65
C7-T1	2.24	-1.34	-1.35	-0.07

Tableau 4.4f: Moment M correspondant à l'amplitude $\theta^{(2)}$ de mouvement in-vivo pour le sujet Sj06_PP

De l'observation d'inter-sujet, on peut remarquer que l'intervalle des valeurs du moment obtenu est grand:

- + En extension, le moment M est de -0.17Nm (C6-C7 de sujet Sj03) jusqu'à -41.54Nm (C2-C3 de sujet Sj05);
- + En flexion, le moment M est de 0.15Nm (C7-T1 de sujet Sj01) jusqu'à 23.19Nm (C7-T1 de sujet Sj05);
- + On trouve des valeurs exceptionnelles de -136.93Nm en extension et 486.59Nm en flexion pour le sujet Sj04, ainsi -200.81Nm en extension pour le Sj01.

De plus, pour chaque sujet, l'amplitude des moments obtenus est différente entre les unités fonctionnelles. Celle-ci est contradictoire par rapport au protocole in-vitro de *Wheeldon* (2004), où le moment appliqué a la même amplitude de 2Nm pour toutes les unités fonctionnelles.

➔ Le moment pur 2Nm appliqué au protocole in-vitro de *Wheeldon* (2004) ne correspond pas à l'amplitude des couples physiologiques générés par les muscles sur le corps humain in-vivo.

c) Conclusion:

+ La différence de l'amplitude du mouvement in-vitro et in-vivo est significative. Pour la plupart des unités fonctionnelles, l'amplitude in-vivo est plus grande que celle in-vitro. Dans les tests in-vitro où des unités fonctionnelles sont soumises au même moment appliqué, les amplitudes du mouvement sont faiblement corrélées avec les résultats in-vivo.

+ Le moment pure 2Nm appliqué au protocole in-vitro ne correspond pas à l'amplitude des couples physiologiques générés par les muscles sur le corps humain in-vivo. Les valeurs du moment intersegmentaire obtenues de notre modèle vont être discutées dans la partie suivante concernant la réponse cinétique.

+ Les mesures effectuées sur la pièce anatomique non intacte in-vitro ne montrent aucune correspondance avec les résultats du mouvement in-vivo.

➔ Il montre que l'identification des paramètres A_i , B_i pour le comportement in-vivo du rachis cervical est indispensable. Cette discussion explique aussi la différence des A_i , B_i obtenus lors du processus d'optimisation du modèle ostéo-articulaire par rapport aux valeurs A_i , B_i proposées par *Wheeldon* (2004).

4.2.2.La stabilité numérique des réponses du modèle

Dans l'étude actuelle, le modèle mécanique du rachis cervical est soumis à un déplacement imposé à la tête C0. La force générée lors de ce mouvement est contrôlée en utilisant la contrainte dans le processus d'optimisation (c.f 2.2.6b). La valeur de la force maximale est

issue de la littérature (*Gabriel*, 2004), ceci amène une question: Dans quelle mesure les résultats du modèle vont-ils être changés lors de l'utilisation des valeurs différentes de force ? Donc, on va maintenant vérifier l'influence de cette valeur de la force sur les résultats du modèle.

La stabilité des réponses du modèle est évaluée en choisissant différentes valeurs de la force contrôlée. Le processus de calcul concerne le sujet Sj02_MS en mouvement d'extension. En plus de la valeur $F1=220\text{N}$ proposée par *Gabriel* (2004) en extension, le modèle est calculé avec deux autres valeurs de force: l'une deux fois plus petite que celle de *Gabriel* ($F2=110\text{N}$) et l'autre deux fois plus grande ($F3=440\text{N}$).

➔ On obtient trois modèles avec des forces contrôlées différentes: Modèle avec la force de 220N proposée par *Gabriel* (Modèle 1), modèle avec la force de 110N (Modèle 2) et modèle avec la force de 440N (Modèle 3). Les résultats obtenus par ces trois modèles sont comparés dans les figures suivantes.

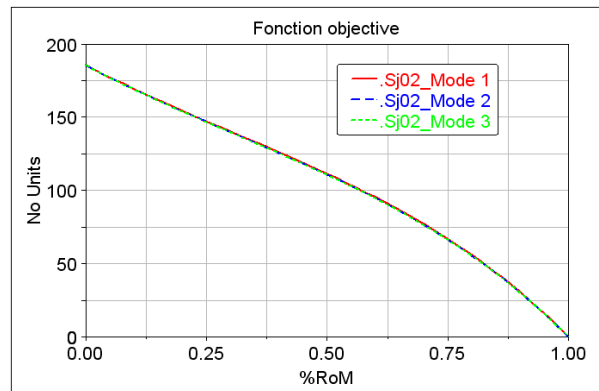
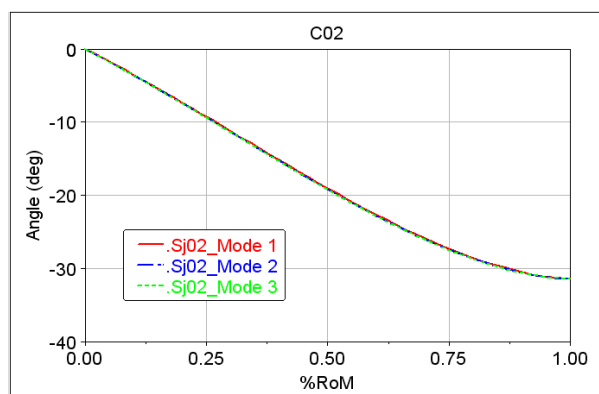


Figure 4.2: La réponse de la fonction objective des trois modèles

➔ Avec les trois calculs des modèles différents, les fonctions objectives sont identiques, cela présente une stabilité numérique du processus d'optimisation.



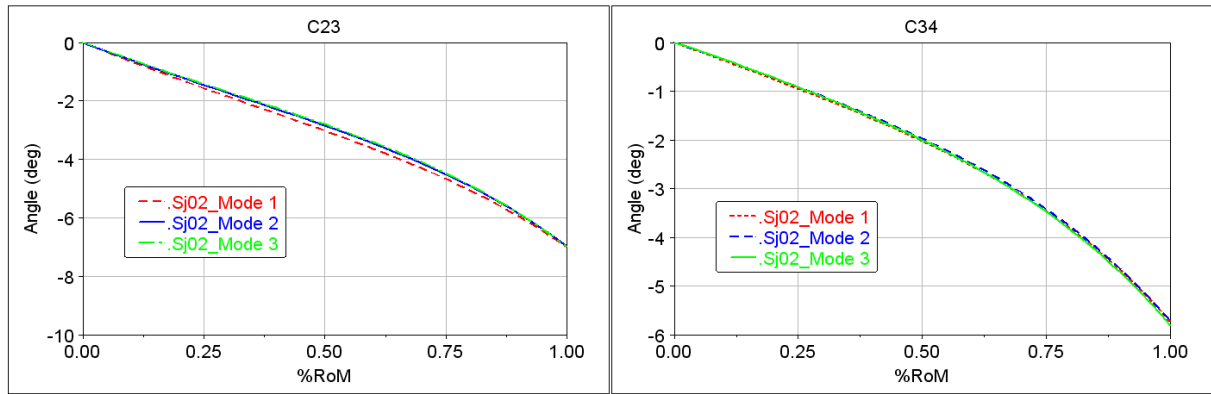


Figure 4.3a: La réponse cinématique des trois modèles pour les unités C02, C23 et C34

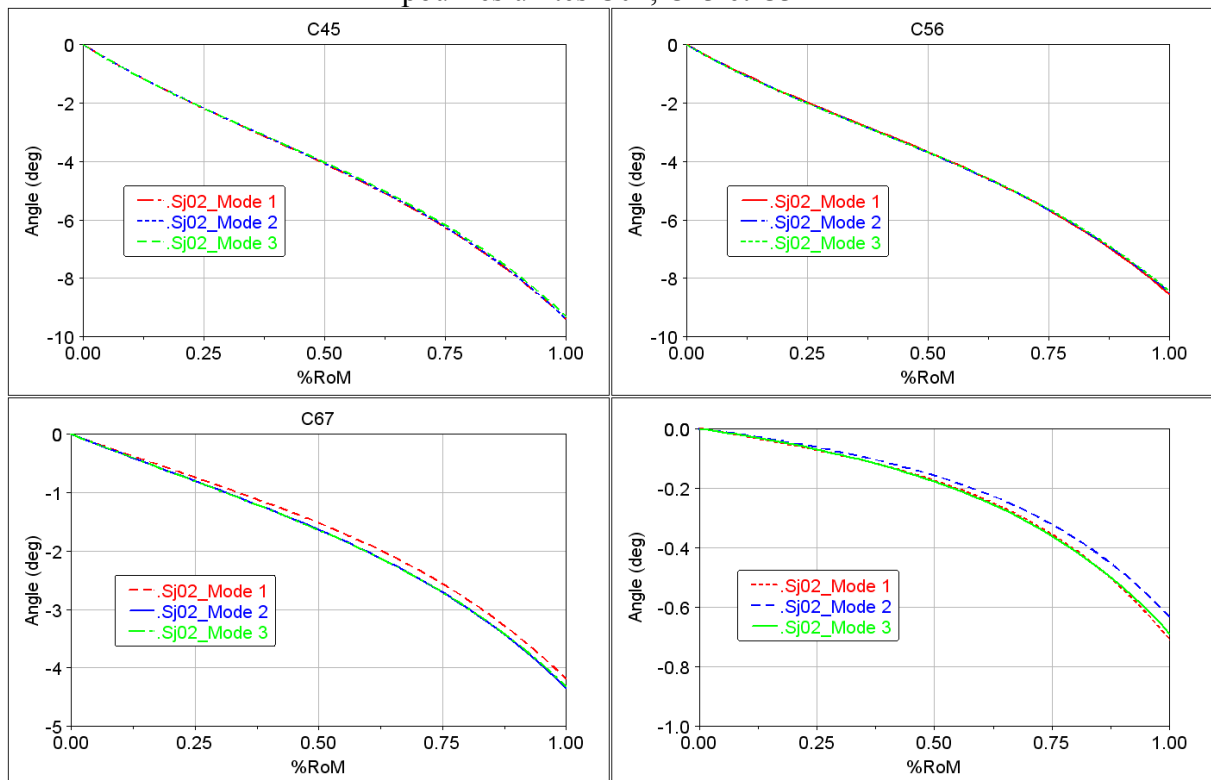


Figure 4.3b: La réponse cinématique des trois modèles pour les unités C45, C56, C67 et C7T1

➔ En comparant les résultats inter-modèles, on observe que la réponse cinématique est identique entre les modèles (la différence maximale est inférieure à 3%).

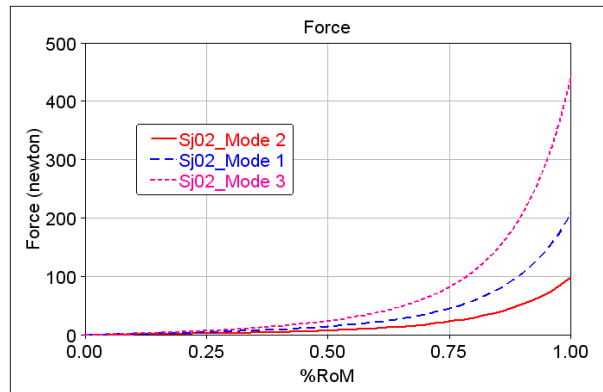


Figure 4.4: La réponse de la force des trois modèles

➔ En comparant les résultats inter-modèles, on observe que les amplitudes de la force présentent toujours un même ratio 4 : 2 : 1 entre les modèles pendant la durée de mouvement.

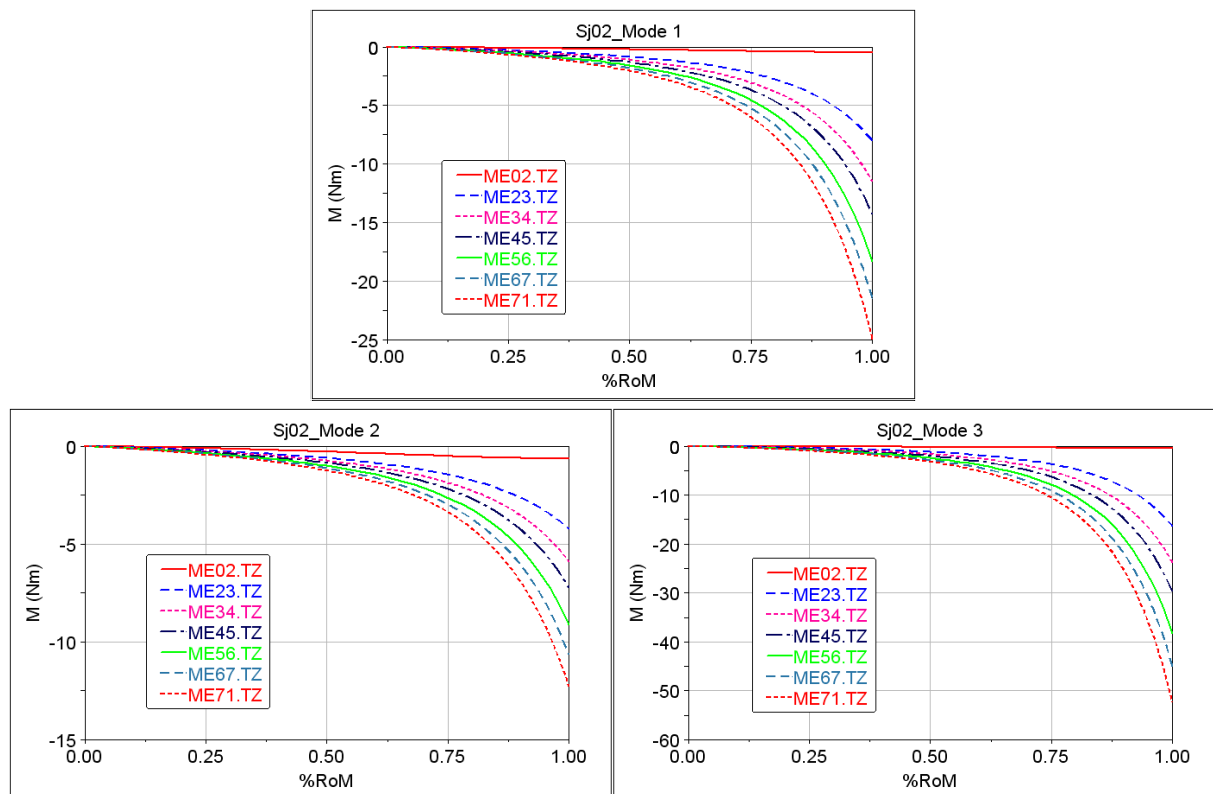


Figure 4.5: La réponse de moments intersegmentaires des trois modèles

➔ En comparant les résultats inter-modèles, on observe que les valeurs absolues des paramètres cinétiques sont différentes, mais ces différences proportionnelles au ratio de changement de force : le rapport entre ces paramètres (ME02: ME23: ME34: ME45: ME56: ME67: ME71) est constant entre les modèles. Par conséquent, les allures des courbes des réponses sont similaires.

En résumé :

- + Les réponses cinématiques intersegmentaires du modèle sont indépendantes de la valeur de la force contrôlée.
- + Les valeurs absolues de la réponse cinétique sont changées lors du changement de la force contrôlée, mais le rapport entre les moments (ME02: ME23: ME34: ME45: ME56: ME67: ME71) est constant entre les modèles. Par conséquent, la forme des courbes des réponses est identique.

4.2.3.Réponse du modèle ostéo-articulaire

Tout d'abord, on analyse la réponse des cas tests avec A_i , B_i proposés par la littérature de *Wheeldon* (2004). Dans les figures 3.13, 3.14 et 3.15, on observe que les réponses de la simulation sont différentes par rapport aux données expérimentales. Cette différence peut être expliquée par la discussion ci-dessus sur le comportement (c.f 4.2.1.2).

Donc, la discussion ci-dessous concerne seulement la réponse du modèle ostéo-articulaire obtenue par le processus d'optimisation (c.f 3.3.2)

4.2.3.1.Réponse cinématique

Un autre point de discussion concerne les résultats cinématiques du modèle. En regardant dans la littérature, on ne trouve pas d'étude concernant le mouvement intersegmentaire continu in-vivo, c'est pourquoi la comparaison ne peut être effectuée que pour l'amplitude maximale du mouvement (RoM). Les amplitudes du mouvement obtenues à partir du modèle sont comparées avec les résultats de la littérature. La comparaison est évaluée en valeur absolue et en pourcentage.

a) L'amplitude du mouvement (RoM) en valeur absolue:

+ Mouvement total du rachis cervical C0-T1:

On considère d'abord l'amplitude du mouvement total du rachis cervical (C0-T1), elle est la somme des mouvements partiels des toutes les unités fonctionnelles. La synthèse de ce paramètre pour les six sujets dans notre étude est montrée dans le tableau 4.5. Dans ce tableau, la comparaison par rapport à la littérature est aussi présentée. Seule l'étude de *Watier* (1997) donne les résultats séparés en mouvements d'extension, de flexion et la somme de flexion+extension. Pour les autres études in-vivo, les auteurs ne résument que la valeur moyenne de la somme de flexion et extension (c.f tableau 1.4).

RoM total	Extension	Flexion	Extension+flexion
Sj_01	62.5	40.8	103.3
Sj_02	63.4	60.4	123.8
Sj_03	54.5	55.7	110.2
Sj_04	53.9	78.7	132.6
Sj_05	68.0	61.6	129.6
Sj_06	66.1	46.0	112.1
Moyen	61.4	57.2	118.6
SD	5.9	13.4	19.3
Watier (1997)	62.6	55.0	117.6
Etudes in vivo	Moyenne (SD)		122.15 (12.31)

Tableau 4.5: RoM totale du cou (C0-T1)

La figure 4.6 suivante présente le graphique des résultats du tableau 4.5.

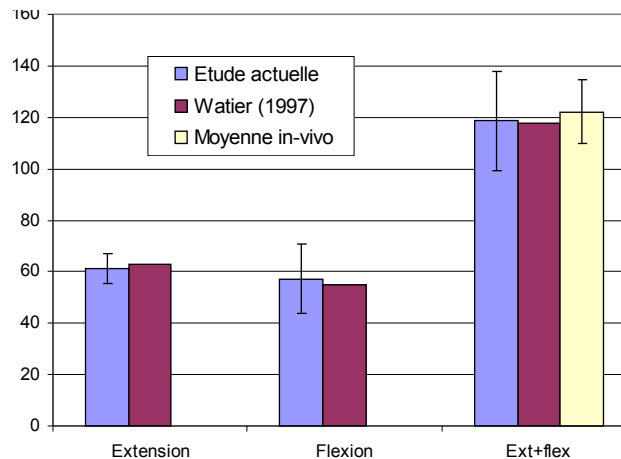


Figure 4.6: Amplitude du mouvement total du cou (C0-T1).

➔ On observe que le résultat de l'étude actuelle est similaire à celui de *Watier* (1997) et à ceux des études précédentes in-vivo.

Pourtant, il nous faut analyser l'amplitude de chaque unité fonctionnelle (UF), parce que la similarité du mouvement total (C0-T1) n'assure pas celle des mouvements partiels (les unités fonctionnelles).

+ Mouvements partiels des unités fonctionnelles:

On compare l'amplitude de chaque unité fonctionnelle des six sujets par rapport à leur moyenne ainsi que leur dispersion autour de cette moyenne. Puis, on va analyser la relation interindividuelle de ces six sujets.

L'amplitude totale des mouvements de flexion et extension est exposée dans le tableau 4.6 et l'analyse statistique sur ces résultats est présentée par les box-plot de la figure 4.7.

Extension+Flexion	C0-C2	C2-C3	C3-C4	C4-C5	C5-C6	C6-C7	C7-T1
Sj_01	19.57	11.49	15.21	16.23	22.92	17.89	0
Sj_02	26.81	13.48	13.55	19.17	25.16	17.25	8.36
Sj_03	33.47	10.16	13.65	14.9	18.84	11.39	7.75
Sj_04	26.07	11.92	25.51	24.56	27.32	17.25	
Sj_05	12.43	16.96	18.69	26.9	27.09	17.4	10.16
Sj_06	36.14	10.69	16.51	19	18.89	9.97	0.89
Moyenne	25.75	12.45	17.19	20.13	23.37	15.19	4.53
SD	8.77	2.49	4.51	4.70	3.83	3.53	4.71
SD/moyenne (%)	34%	20%	26%	23%	16%	23%	104%

Tableau 4.6: RoM total d'extension+flexion (en degré)

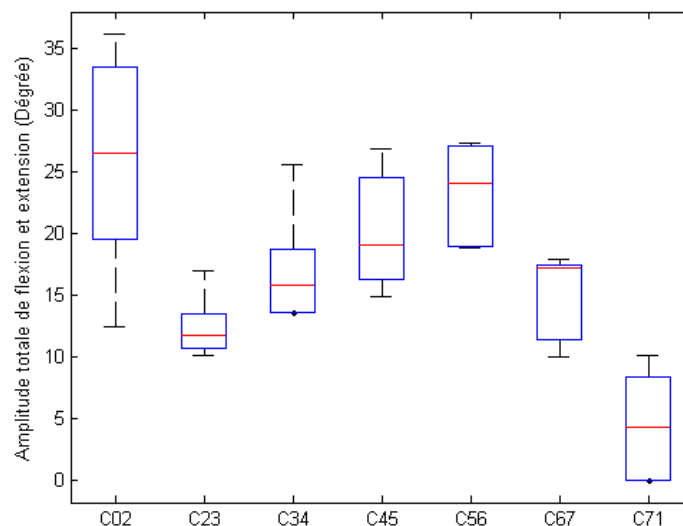


Figure 4.7: Boxplot de l'amplitude totale de flexion et extension des unités fonctionnelles

L'amplitude de l'unité C0-C2 a la moyenne la plus grande (25.75°) et la dispersion la plus large (SD =8.77°). Ce qui signifie que le rachis cervical supérieur est plus mobile que les autres unités fonctionnelles mais son amplitude est aussi très variable.

Au contraire, la moyenne de C7-T1 est la plus petite, mais la dispersion prend 104% de cette moyenne, cette unité présente donc une grande variation interindividuelle.

En ce qui concerne les autres unités fonctionnelles du rachis cervical inférieur (C2-C3 à C6-C7), la dispersion des amplitudes des sujets autour de leur moyenne est de 2.49° à 4.7° (ou de 16% à 26%).

+ Comparaison entre notre étude et les études précédentes de la littérature:

A partir de la synthèse de l'amplitude du mouvement (c.f tableau 1.1, partie 1.3.1a), on peut comparer le résultat de l'étude actuelle par rapport à ceux des études de la littérature.

Le tableau suivant présente les études in-vitro, in-vivo de la littérature ainsi que notre étude.

Auteurs		Âge	RCS		Rachis cervical inférieur				
			C01	C12	C23	C34	C45	C56	C67
Watier et al. (1997)	in-vitro (M=2Nm)	86	28.7	22.3	7.3	10.8	13.8	13.4	10.8
Panjabi et al. (1994)	in-vitro (M=1.5Nm)	50	28.8	23.2			15.9	14.9	14.4
White et al. (1990)	in-vitro (M=1.5Nm)		25	25	10	15	20	20	17
Wen et al. (1993)	in-vitro (M=2Nm)	84	28.5	25.5	11.8	14.7	13.3	13.8	12.3
Moyenne (in-vitro)			51.8		9.7	13.5	15.8	15.5	13.6
SD (in-vitro)			3.3		2.3	2.3	3.0	3.1	2.7
Frobin et al. (2002)	in-vivo	33	13.5	11.3	8.1	13.4	15.7	15	10.6
Holmes et al. (1994)	in-vivo	44			7.7	13.5	17.9	5.6	12.5
Louis et al. (1993)	in-vivo		15	10	10	15	20	22	18
Dvorak et al. (1993)	in-vivo	31		14.1	12	17.2	21.1	22.6	21.4
Dvorak et al. (1991)	in-vivo	52		14.5	12	17.5	21.5	22.5	21.5
Dvorak et al. (1988)	in-vivo	30		12	10	15	19	20	19
Mikawa et al. (1987)	in-vivo	50			7	13	18	17	15
Penning et al. (1987)	in-vivo		30	30	12	18	20	20	15
Moyenne (in-vivo)			34.8		9.9	15.3	19.2	18.1	16.6
SD (in-vivo)			16.5		2.1	2.0	1.9	5.7	4.0
Etude actuelle	Moyenne		25.75		12.45	17.19	20.13	23.37	15.19
	SD		8.77		2.49	4.51	4.70	3.83	3.53

Tableau 4.7: Amplitude totale du mouvement d'extension et de flexion

La figure 4.8 suivante donne le graphique des résultats du tableau 4.8.

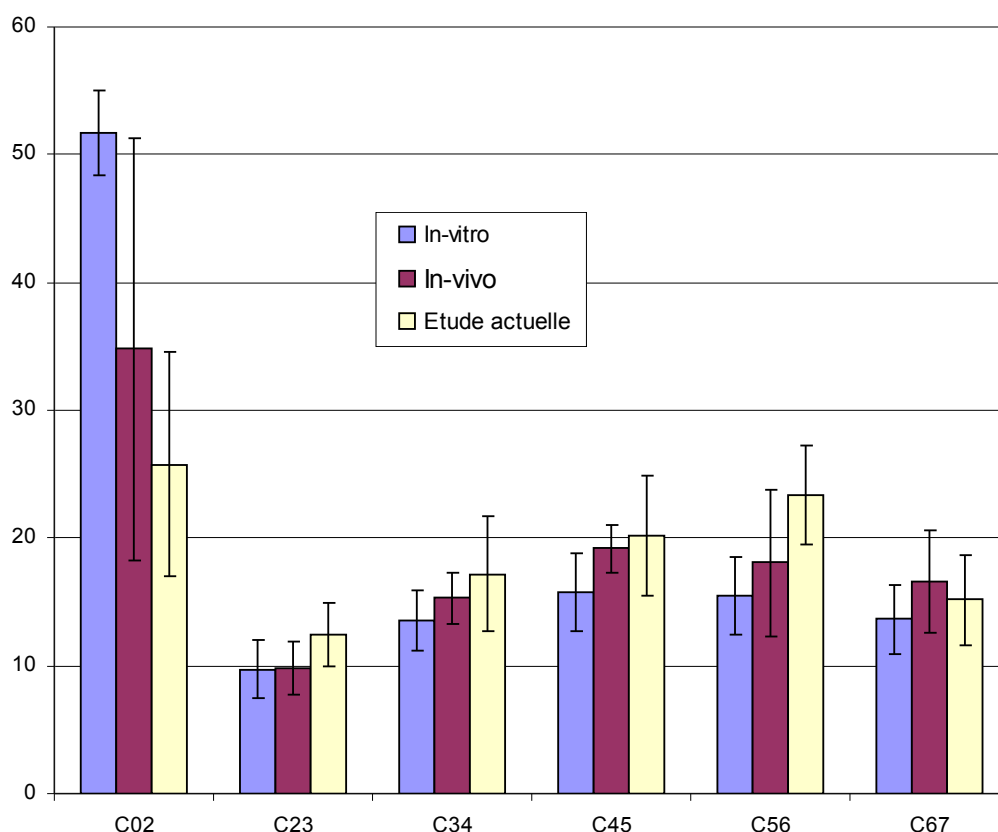


Figure 4.8: RoM total d'extension+flexion

Pour le rachis cervical supérieur (C0-C2), l'amplitude du mouvement de notre étude (25.75°) est la plus petite, elle présente environ la moitié du RoM de l'étude in-vitro (51.8°).

Au contraire, pour les unités du rachis cervical inférieur, l'amplitude du mouvement (RoM) de l'étude in-vitro est la plus petite, tandis que le RoM de notre étude est la plus grande, elle est plus grande que le résultat des études précédentes in-vivo. On observe que l'âge des sujets utilisés dans les études in-vivo précédentes est de 30 ans à 50 ans, il est plus grand que celui des sujets de notre étude (23-27). Par conséquent, la différence de RoM peut être expliquée par l'influence de l'âge sur la mobilité du rachis cervical (c.f 1.3.1f) où le RoM est diminué lors de l'augmentation d'âge.

Maintenant, les amplitudes des unités fonctionnelles de chaque sujet sont considérées comme une série de variables du sujet et on va calculer le coefficient de corrélation (r) entre les sujets comme dans le tableau 4.8.

Extension + flexion de C2C7	(r)	Sj_01	Sj_02	Sj_03	Sj_04	Sj_05
	Sj_02	0.91				
	Sj_03	0.84	0.86			
	Sj_04	0.68	0.59	0.88		
	Sj_05	0.64	0.83	0.88	0.74	
	Sj_06	0.50	0.58	0.87	0.91	0.88

Tableau 4.8: Coefficients de corrélation entre les sujets

La plupart des valeurs de (r) sont proches de 1, on peut dire que la corrélation entre les sujets est assez forte ou bien qu'il peut exister une relation proportionnelle entre l'amplitude des mouvements intersegmentaires d'un sujet à l'autre. C'est-à-dire, le rapport des amplitudes (C23:C34:C45:C56:C67) peut être constant pour tous les sujets.

b) L'amplitude du mouvement (RoM) en pourcentage:

Le résultat de l'analyse inter-sujet dans le tableau 4.8 montre que la corrélation entre les sujets est assez forte. C'est pour quoi, au lieu de la valeur absolue du RoM, on va considérer le pourcentage de répartition du RoM entre les unités fonctionnelles.

Comme on a trouvé la grande variation du RoM du cervical supérieur C0C2 ainsi l'unité C7-T1, donc cette partie ne considère que la répartition de l'amplitude du mouvement du rachis cervical inférieur (C2 à C7).

Nous avons calculé le pourcentage de répartition pour nos six sujets comme dans la figure 4.9 suivante.

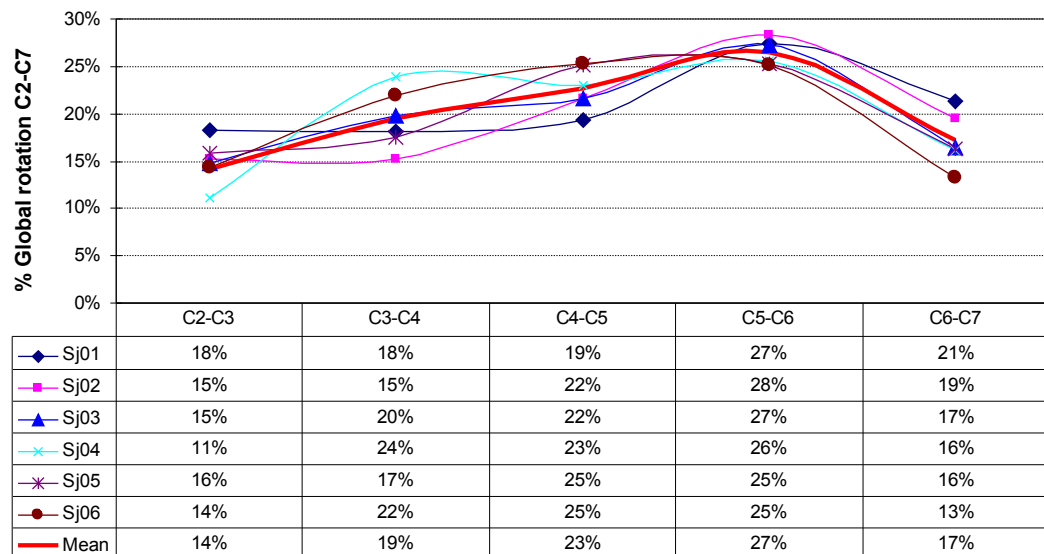


Figure 4.9: Pourcentage de répartition de RoM total C2-C7 aux unités fonctionnelles des six sujets et leur moyenne

Pour comparer le pourcentage de répartition du mouvement, on choisit les résultats publiés par *Frobin* (2002), *Holmes* (1994), *Dvorak* (1993), *White* (1990) et *Penning* (1978), les sujets étudié ont l'âge moyen le plus près de celui dans notre étude (30 ans à 44ans). En outre, l'étude in-vitro de *Watier* (1997) avec les sujets dont l'âge moyen est le plus élevé (86 ans) est aussi comparée afin d'analyser l'influence de l'âge.

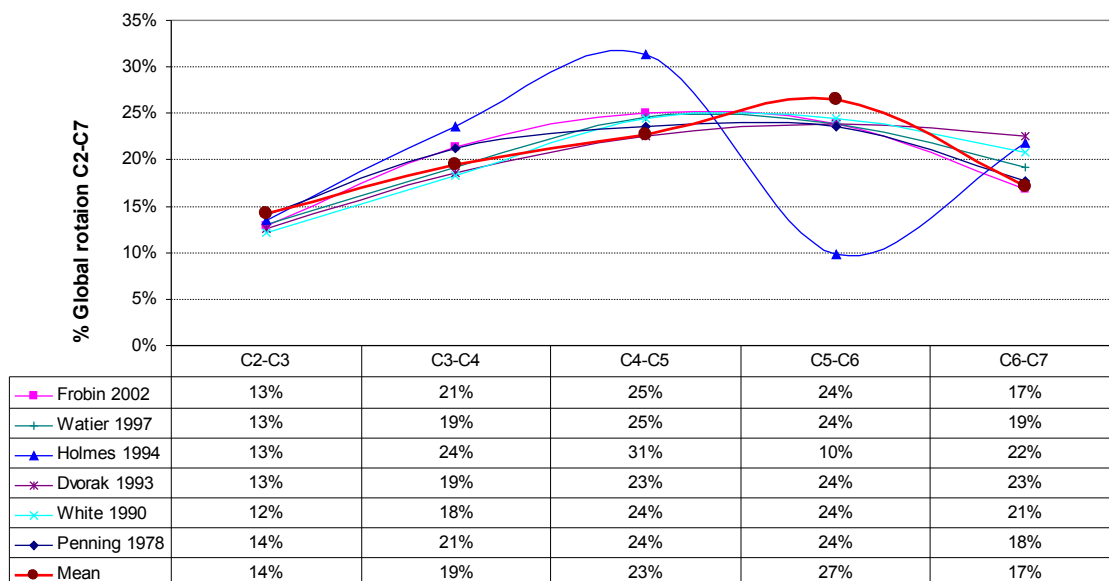


Figure 4.10: Comparaison de pourcentage de répartition du mouvement

On observe que la courbe de répartition de tous les auteurs est proche et comparable avec la courbe moyenne de notre étude, sauf l'étude de *Holmes*. De plus, vu la similitude de la courbe de *Watier* par rapport aux autres, on suggère que la répartition du mouvement n'est pas influencée par l'âge du sujet malgré son influence sur l'amplitude absolue de mouvement.

➔ Le pourcentage de répartition de l'amplitude du mouvement est un paramètre cinématique plus stable pour évaluer le mouvement du rachis cervical. Il nous donne des informations sur la mobilité relative entre les unités fonctionnelles au sein du mouvement global du rachis cervical. En outre, elle peut éviter l'influence de l'âge sur la diminution de l'amplitude absolue du mouvement.

c) Conclusion:

De l'analyse des résultats cinématiques de notre étude et la comparaison par rapport aux autres études précédentes de la littérature, on conclut que:

+ L'amplitude du mouvement total du cou C0-T1 est similaire à celle des études in-vivo de la littérature (figure 4.6). Pourtant cette similarité du mouvement total (C0-T1) n'amène pas celle des mouvements partiels (les unités fonctionnelles).

+ Le rachis cervical supérieur C0-C2 est plus mobile que les autres unités fonctionnelles (figure 4.7), sa moyenne de l'amplitude du mouvement est la plus grande (25.75°) avec la dispersion la plus large ($SD = 8.77^\circ$). Ceci est concordant avec les études précédentes, dans lesquelles les auteurs se mettent d'accord sur une grande mobilité au rachis cervical supérieur.

+ Pour les unités du rachis cervical inférieur, notre étude donne une amplitude du mouvement plus grande que les études précédentes aussi bien in-vitro qu'in-vivo (figure 4.8). En

observant que l'âge moyen des sujets utilisés dans les études in-vivo précédentes est plus grand que celui de notre étude, on observe que ce résultat est cohérent avec la remarque de l'influence de l'âge sur la mobilité du rachis cervical (c.f 1.3.1f) dans laquelle, des auteurs ont trouvé la diminution de l'amplitude du mouvement lors de l'augmentation d'âge.

+ La répartition de l'amplitude du mouvement est plus stable que la valeur absolue, les courbes de la répartition sont comparables entre les sujets de l'étude actuelle (figure 4.9). La comparaison de cette répartition par rapport aux données de la littérature donne un bon résultat (figure 4.10). De plus, ce paramètre du mouvement n'est pas influencé par l'âge du sujet malgré son influence sur l'amplitude absolue du mouvement.

4.2.3.2. Réponse cinétique

Dans la partie 4.2.3.1 précédente, on a discuté sur la réponse cinématique du modèle, c'est maintenant les réponses cinétiques du modèle qui vont être analysées. Cette analyse est effectuée par la comparaison entre les résultats du modèle ostéo-articulaire et les données publiées de la littérature. Pourtant, les paramètres cinétiques pendant le mouvement continu du rachis cervical in-vivo ne sont jamais été abordés dans les études précédentes. Le manque de ces données de la littérature est une difficulté pour la validation du modèle. On peut seulement faire la comparaison des forces maximales et des moments maximaux par rapport à certaines autres études in-vivo (c.f 1.3.4b).

a) La force générée maximale à la liaison (c.f figures 3.19a, b, c):

On rappelle ici que le déplacement de la tête est imposé, et que la force maximale générée par ce déplacement est contrôlée. Cette valeur maximale est déduite de l'étude de *Gabriel* (2004) à partir de son essai in-vivo (hypothèse H5). Donc, l'analyse de ce paramètre a pour but de justifier que la contrainte du problème d'optimisation est bien respectée (c.f 2.2.6b).

À partir des résultats des trois sujets (Sj02, Sj04, Sj05), on voit que la force générée à la liaison est une fonction croissante, et atteint la valeur maximale aux positions extrêmes (positions d'extension maximale et de flexion maximale).

Le tableau 4.9 suivante synthétise les valeurs obtenues pour les modèles ostéo-articulaires et les valeurs obtenues dans des études in-vivo lorsque les sujets effectuent des contractions maximales des muscles (100% MVC: Maximum Voluntary Contraction).

		Force maximale (N)	
		Extension	Flexion
Modèle ostéo-articulaire	Sj02_MS	212	150
	Sj04_JV	221	150
	Sj05_HC	226	150
Etudes de la littérature	<i>Gabriel</i> (2004)	219 (11)	150 (8)
	<i>Vasavada</i> (2007)	244 (69)	149 (44)

Tableau 4.9: Comparaison de la force maximale

On observe que:

+ En comparant les trois modèles ostéo-articulaires, les valeurs des forces maximales sont dans un même ordre de grandeur, en extension aussi bien qu'en flexion.

+ En comparant les modèles ostéo-articulaires et les études de la littérature, on observe une bonne concordance des résultats.

➔ La stabilité des réponses et leur convergence vers la valeur de force contrôlée montre que le processus d'optimisation du modèle permet d'obtenir la valeur désirée de la force en utilisant une contrainte supplémentaire.

b) Le moment maximal (c.f figures 3.18a, b, c):

Dans les trois modèles (Sj02, Sj04, Sj05), comme pour la force à la liaison, on observe que le moment des unités fonctionnelles est une fonction croissante, et atteint la valeur maximale aux positions extrêmes (positions d'extension maximale et de flexion maximale).

Dans le chapitre I de la revue bibliographique, on a trouvé les valeurs maximales du moment aux unités C7-T1 et C4-C5. Donc, la comparaison est effectuée pour ces deux unités.

		Moment maximal C7-T1 (Nm)	
		Extension	Flexion
Modèle ostéo-articulaire	Sj02_MS	25	19
	Sj04_JV	20	8
	Sj05_HC	20	10
Etudes de la littérature	<i>Vasavada et al. (2001)</i>	52 ± 11	30 ± 5
	<i>Jordan et al. (1999)</i>	55 ± 14	30 ± 9
	<i>Queisser et al. (1994)</i>	60 ± 9	
	<i>Mayoux et al. (1991)</i>	53 ± 12	

Tableau 4.10: Comparaison du moment maximal à C7-T1

		Moment C4-C5 (Nm)	
		Extension	Flexion
Modèle ostéo-articulaire	Sj02_MS	14	14
	Sj04_JV	13	4
	Sj05_HC	9	5
Etudes de la littérature	<i>Vasavada et al. (2001)</i>	24 ± 7	13 ± 3
	<i>Choi et al. (1999)</i>	28 ± 3	18 ± 3
	<i>Lee et al. (1989)</i>	29 ± 7	19 ± 4
	<i>Moroney et al. (1988)</i>	30 ± 15	12 ± 7

Tableau 4.11: Comparaison du moment à C4-C5

On observe que:

+ La comparaison interindividuelle de trois modèles ostéo-articulaires permet de voir que les résultats des moments maximaux sont différents, malgré de la similarité des forces maximales (tableau 4.9). Une explication possible de ces différences peut être que la réponse du moment dépend non seulement de la force de la contraction des muscles mais aussi de la structure personnalisée du rachis cervical. Pour affiner cette analyse, il est nécessaire d'ajouter la mesure de force au protocole d'acquisition pour avoir les paramètres cinétiques de chaque sujet.

+ En comparant les modèles ostéo-articulaire et les études de la littérature, on observe que les résultats sont de 2 à 3 fois plus petits par rapport aux valeurs de la littérature. Les valeurs de la littérature sont mesurées à la position neutre lors des contractions maximales des muscles (100% MVC: Maximum Voluntary Contraction) (c.f 1.3.4b), ce qui n'est pas forcément le cas dans un mouvement de flexion/extension volontaire mais sans contrainte.

c) Conclusion:

+ Le processus d'optimisation du modèle permet d'obtenir la valeur désirée de la force ($F_{\text{flexion}} = 150 \pm 8 \text{ N}$ et $F_{\text{extension}} = 219 \pm 11 \text{ N}$). Les forces sont croissantes pendant le mouvement continu de la position neutre aux positions extrêmes et ils atteignent les valeurs maximales aux positions extrêmes.

+ Pourtant, la même valeur contrôlée de la force ne peut pas amener la similitude des moments intersegmentaires, on en déduit que l'utilisation d'une valeur de la littérature pour tous les sujets n'est pas raisonnable, il faut ajouter les paramètres cinétiques de chaque sujet par la mesure de force pendant le protocole d'acquisition.

4.2.4. Conclusion du modèle ostéo-articulaire

Les données expérimentales:

+ La méthode de reconstruction du modèle géométrique et la mesure du mouvement externe présentent une précision acceptable, dont l'ordre de grandeur est comparable avec celui de la littérature.

+ La méthode de recalage permet de combiner les données du protocole expérimental avec une bonne fiabilité et une erreur acceptable.

Les hypothèses:

+ Les hypothèses H1, H2, H3 concernant la géométrie et les conditions aux limites sont fiables.

+ L'hypothèse du comportement mécanique (H4): La formule $\Theta = A \cdot \ln(B \cdot M + 1)$ proposée par Simon (1984) peut décrire l'allure de la courbe de comportement mécanique non linéaire des unités fonctionnelles. La différence est significative lors de

la comparaison entre l'étude actuelle et celui de *Wheeldon* (2004). Les mesures in-vitro ne correspondent pas avec les résultats in-vivo. Le processus d'optimisation de cette étude (c.f 2.2.6b) est une méthode pour identifier les paramètres A_i , B_i du comportement mécanique des unités fonctionnelles in-vivo.

+ L'hypothèse des conditions de chargement (H5): Cette hypothèse est déduite des résultats in-vivo de la littérature. La discussion sur la stabilité numérique des réponses du modèle montre que les valeurs de force utilisées dans cette hypothèse n'influencent que la réponse cinétique (force et moment). Au contraire, la réponse cinématique (angle de rotation) ne dépend pas ces valeurs. Ceci est une limitation à améliorer de l'étude actuelle, ce qui va être abordé dans les perspectives par l'ajout des mesures de force pour le protocole expérimental.

La stabilité numérique des réponses du modèle:

Notre modèle utilise une valeur de force issue de la littérature, qui ne correspond pas forcément au sujet considéré. Donc, on a testé plusieurs valeurs de force pour analyser l'influence de ce paramètre sur les réponses du modèle (la stabilité numérique), on constate que:

- + Avec les trois calculs différents, les fonctions objectives montrent une même courbe de convergence, cela traduit la stabilité numérique du processus d'optimisation.
- + Les réponses cinématiques intersegmentaires du modèle sont indépendantes de la valeur de la force contrôlée.
- + Les valeurs absolues de la réponse cinétique sont modifiées lors du changement de la force contrôlée, mais le rapport entre les moments (ME02: ME23: ME34: ME45: ME56: ME67: ME71) est constant entre les modèles. Par conséquence, les formes des courbes des réponses sont respectées.

La réponse cinématique:

- + L'amplitude du mouvement total du modèle est similaire à celle des études in-vivo de la littérature.
- + Pour le rachis cervical supérieur, on observe, comme dans les études précédentes, sa grande mobilité par rapport aux autres unités fonctionnelles du rachis cervical inférieur. Pourtant, l'amplitude obtenue par notre modèle est plus petite que celle des études précédentes.
- + Pour le rachis cervical inférieur, le modèle donne une amplitude du mouvement plus grande que les études précédentes aussi bien in-vitro qu'in-vivo. Cette différence peut être expliquée par le phénomène de la diminution de l'amplitude du mouvement lors de l'augmentation d'âge. Pourtant, la répartition des amplitudes du mouvement aux unités fonctionnelles est similaire entre les sujets de l'étude, de même que par rapport aux données de la littérature.

La réponse cinétique:

- + Le processus d'optimisation du modèle permet d'obtenir la valeur désirée de la force. Pour les trois sujets Sj02, Sj04, Sj25, on a utilisé la valeur de l'étude in-vivo de *Gabriel* (2004) pour contrôler la force ($F_{\text{flexion}} = 150 \pm 8 \text{ N}$ et $F_{\text{extension}} = 219 \pm 11 \text{ N}$). La réponse du modèle est très proche cette valeur. La force et le moment intersegmentaire sont croissants pendant le mouvement continu de la position neutre aux positions extrêmes et atteignent les valeurs maximales aux positions extrêmes.
- + La réponse des moments intersegmentaires est différente entre les trois sujets ainsi par rapport à la littérature, malgré la même valeur contrôlée de la force. Cette limitation de la validation illustre la nécessité des mesures cinétiques dans le protocole d'acquisition.

4.3. Exploitation biomécanique du modèle ostéo-articulaire

Après avoir étudié la validation du modèle par rapport à la littérature, nous allons maintenant démontrer les intérêts de la méthodologie du modèle (4.3.1), et explorer les nouveaux résultats obtenus, En particulier, c'est la détermination du mouvement intersegmentaire continu: cinématique intersegmentaire (4.3.2) et cinétique intersegmentaire (4.3.3).

4.3.1. Intérêt de la méthodologie du modèle ostéo-articulaire

On va analyser les intérêts de la méthode de modélisation, ce sont les conceptions du modèle comme les données expérimentales, les conditions aux limites et de chargement, le processus de calcul ainsi que les résultats obtenus du modèle.

a) Données expérimentales

Actuellement, les deux méthodes utilisées dans l'investigation sont la technique radiographique et l'analyse du mouvement avec un système des marqueurs externes. Ces deux méthodes ont des limitations. D'une part, pour la technique radiographique on peut seulement déduire l'amplitude maximale des mouvements intersegmentaires entre deux positions extrêmes (extension maximale et flexion maximale), on n'a aucune information sur le mouvement continu, en d'autres mots sur ce qui se passe entre les positions intermédiaires. D'autre part, avec un système des marqueurs externes, on peut analyser le mouvement continu, mais seulement entre la tête par rapport au thorax, on n'a aucune information du mouvement intersegmentaire.

Dans cette étude, avec la méthode de recalage, toutes les deux groupes de données cinématiques in-vivo sont fusionnées dans un même repère. Ceci permet une intégration maximale de l'information in-vivo dans le modèle actuel (à partir des acquisitions classiques). C'est à notre connaissance la première fois que ces deux groupes de données in-vivo sont combinés dans un modèle pour simuler le mouvement continu du rachis cervical.

b) Conditions aux limites et de chargement

La plupart des modèles du rachis cervical utilisent un moment identique imposé avec condition aux limites comme la fixation de la vertèbre du bas (C7 ou T1) et le déplacement libre de la tête. Ces conditions sont encore limitées. D'abord, du point de vue biomécanique, la structure musculaire du rachis cervical est très complexe selon la hauteur du cou, cette observation nous suggère que les moments diffèrent d'une unité fonctionnelle à une autre. Cette conception est différente d'un moment identique entre les unités fonctionnelles. D'autre part, le déplacement de la tête est une réponse importante du mouvement externe global, mais sa trajectoire obtenue de modèle n'a jamais été validée.

Dans cette étude, on voit nettement l'intérêt des conditions aux limites du modèle actuel, dans lesquelles la vertèbre thoracique T1 est fixée, et le déplacement de la tête est contrôlé par la trajectoire réelle du mouvement in-vivo après la méthode de recalage, ce qui permet la validation automatique du mouvement global du modèle. De plus, la force générée par le déplacement imposé est contrôlée par une contrainte supplémentaire du processus d'optimisation, ce qui assure que le problème mécanique est bien posé. Notre protocole pourrait être amélioré par une mesure de force externe. Cela permettrait d'affiner la réponse cinétique du modèle.

c) Processus de calcul

Dans les études de modélisation de la littérature (c.f 1.4), le modèle est soumis à un chargement externe (soit un moment, soit une force). La validation consiste souvent en la comparaison de la réponse cinématique par rapport aux résultats expérimentaux. En conséquence, cette confrontation ne peut qu'estimer l'intervalle de la réponse du modèle. Pourtant, la variation des résultats expérimentaux est large, cette disparité est due aux différentes acquisitions et protocoles utilisés entre les auteurs.

Dans notre étude, c'est la fonction objective définie dans le processus d'optimisation qui permet une superposition du résultat de la simulation avec celui de l'expérimentation. Autrement dit, on peut éviter la difficulté de la validation de l'amplitude du mouvement et d'autre part, on garantit la précision de cette réponse cinématique. De plus, le problème d'optimisation proposé dans ce modèle ostéo-articulaire est une première méthode permettant d'identifier le comportement des segments du rachis cervical pendant son mouvement continu.

d) Intérêt des réponses

L'intérêt le plus important du modèle est la réponse cinématique et cinétique des unités fonctionnelles pendant le mouvement intersegmentaire continu et in-vivo. On va analyser ces deux nouveaux types de réponse dans les parties 4.3.2 et 4.3.3 suivantes.

4.3.2.Cinématique intersegmentaire

Dans la littérature, la plupart des études précédentes ont étudié seulement l'amplitude du mouvement (RoM). Certains auteurs utilisent une fonction d'interpolation linéaire pour déduire le mouvement intermédiaire, ou bien ils supposent une vitesse constante pendant le

mouvement du rachis cervical. Or, les résultats de l'étude actuelle présentent une réponse tout à fait opposée par rapport à celle de la littérature. En fait, en observant les réponses cinématiques obtenues (c.f figures 3.17a, b, c), on identifie que l'hypothèse de la vitesse constante n'est satisfaite que dans une zone près de la position neutre. Au-delà de cette zone la réponse cinématique est une fonction non-linéaire, et par conséquent, la vitesse n'est plus constante.

La réponse cinématique du modèle ostéo-articulaire permet d'obtenir le mouvement continu de chaque unité fonctionnelle. A partir de ces résultats, on peut calculer la vitesse de rotation pendant le mouvement (figures 4.11a, b, c suivantes).

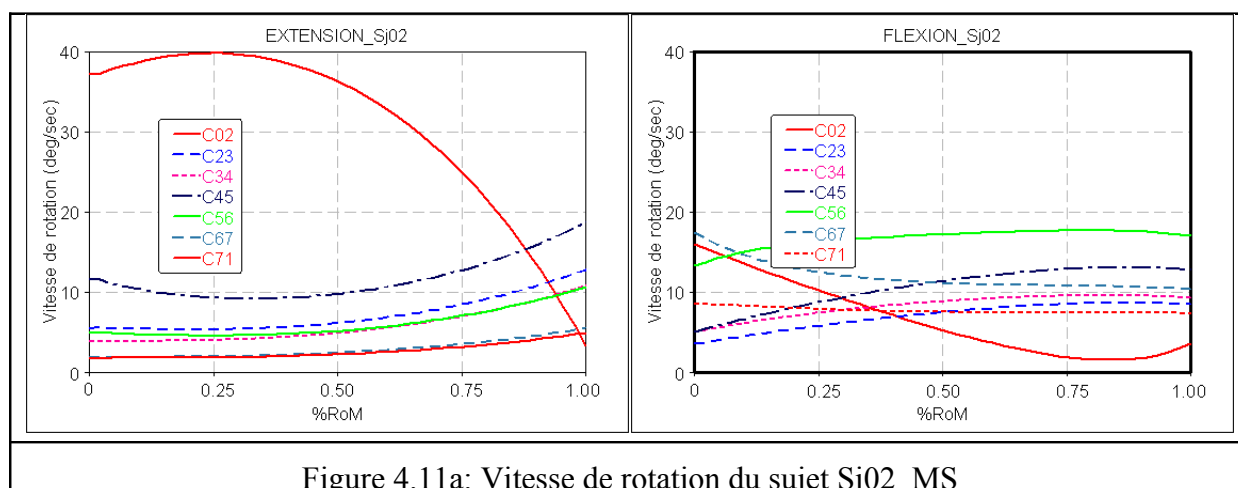


Figure 4.11a: Vitesse de rotation du sujet Sj02_MS

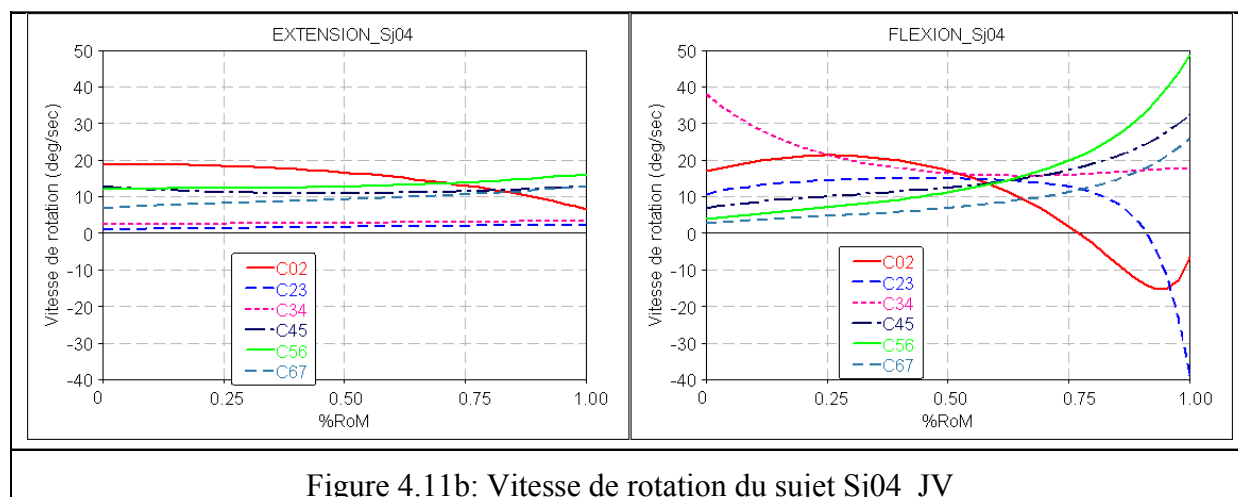


Figure 4.11b: Vitesse de rotation du sujet Sj04_JV

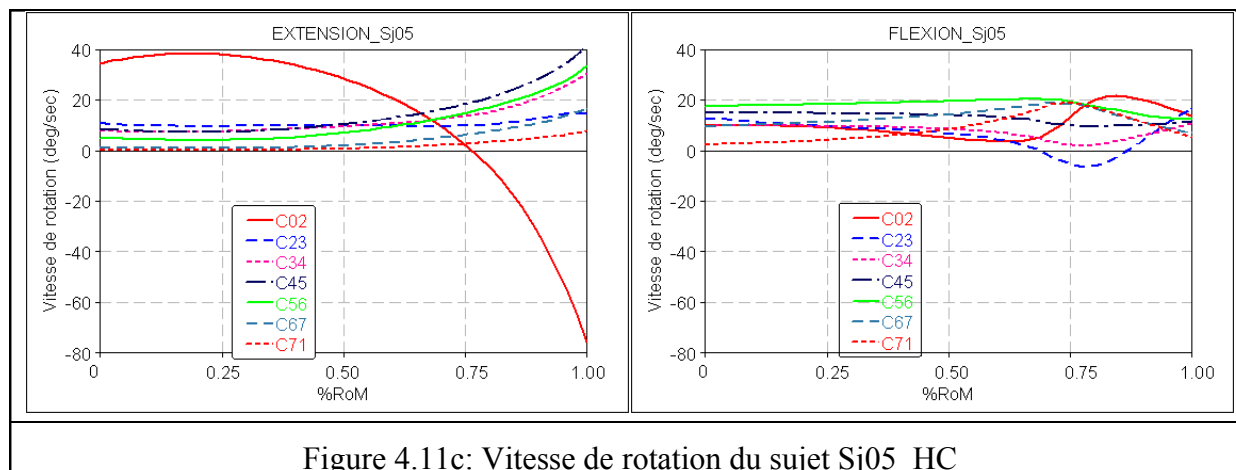


Figure 4.11c: Vitesse de rotation du sujet Sj05 HC

C'est la première fois que l'on peut observer ce paramètre du mouvement intersegmentaire du rachis cervical in-vivo. Il nous permet de proposer les remarques suivantes:

+ En tenant compte de l'amplitude du mouvement, on voit qu'il y a une relation proportionnelle entre la vitesse et l'amplitude du mouvement. C'est-à-dire, autant l'amplitude du mouvement est grande, autant la vitesse est grande. Mais la vitesse de chaque segment n'est pas une valeur constante pendant la réalisation du mouvement de la position neutre à la position extrême.

+ La vitesse de rotation du rachis cervical supérieur C02 est très différente de celle des autres unités. Cette vitesse est la plus grande lors du commencement du mouvement (la zone près de la position neutre), puis elle diminue rapidement. En particulier, dans deux cas de flexion du sujet Sj04 et d'extension du sujet Sj05, la vitesse change le signe après 75% du mouvement, ou bien la rotation effectuée selon une direction inverse.

+ Pour le rachis cervical inférieur, la vitesse de rotation des unités fonctionnelles ne change pas beaucoup pendant les premiers 50% du RoM, ça signifie que le mouvement des unités fonctionnelles est stationnaire et consécutif autour de la position neutre jusqu'à 50% du RoM et il n'y a pas d'effet «domino» du mouvement entre les unités fonctionnelles dans cette zone. Au contraire, de 75% à 100% du RoM, le changement de vitesse est assez rapide, c'est-à-dire dans la zone près des positions extrêmes (extension maximale ou flexion maximale), le mouvement des unités fonctionnelles est séquentiel.

En regardant dans la littérature, on peut trouver l'étude de *Hino* (1999) sur les positions intermédiaires du mouvement, qui utilise la technique de fluoroscopie. L'étude est effectuée sur le mouvement de la position d'extension maximale à la position de flexion maximale. Par conséquence, il a observé le mouvement séquentiel de haut en bas des unités fonctionnelles autour de leurs positions de départ, et au-delà de cette zone le mouvement intersegmentaire est stationnaire. Donc, ce résultat de *Hino* (1999) est cohérent avec notre remarque du changement de la vitesse de rotation autour des positions extrêmes ainsi que une rotation stable avec une vitesse constante autour de la position neutre.

➔ La vitesse de rotation des unités fonctionnelles est un nouveau paramètre obtenu au cours de notre étude. La connaissance de ce nouveau paramètre présente un grand intérêt et constitue un avantage de notre méthode: elle permet de déduire ce qui se passe aux positions

intermédiaires ainsi que les effets cinématiques du mouvement intersegmentaire continu du rachis cervical in-vivo sans utiliser la technique fluoroscopie de grande irradiation.

4.3.3. Cinétique intersegmentaire

La réponse cinétique est aussi un nouveau résultat dans l'aspect du mouvement intersegmentaire continu. Tout d'abord, on a montré que, pour les trois sujets en extension ainsi qu'en flexion, le moment intersegmentaire augmente depuis le rachis cervical supérieur jusqu'au rachis cervical inférieur et il est une fonction croissante pendant le mouvement continu de la position neutre aux positions extrêmes (c.f figures 3.18a, b, c). Ceci est tout à fait différent des protocoles in vitro, dans lesquels les expérimentateurs appliquent un moment pur constant pour toute la hauteur du rachis cervical. Comme dans l'analyse dans la partie 4.2.1.2, cette étude confirme ici une fois de plus que les études expérimentales sur les pièces anatomiques ne reflètent pas la situation in-vivo.

Du point de vue mécanique, en déduisant la dérivée les courbes du comportement, on peut estimer la rigidité des unités fonctionnelles (figures 4.12 a, b, c suivantes). Cette rigidité est un paramètre important lors de l'analyse du mouvement, elle permet de comprendre la relation entre la réponse cinématique intersegmentaire et la réponse cinétique des structures anatomiques du rachis cervical pendant son mouvement.

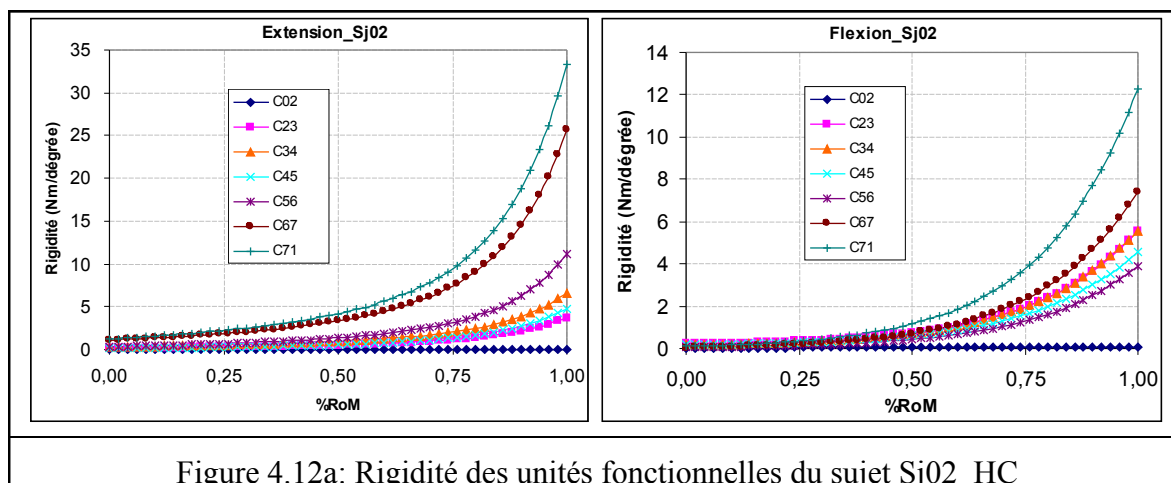


Figure 4.12a: Rigidité des unités fonctionnelles du sujet Sj02_HC

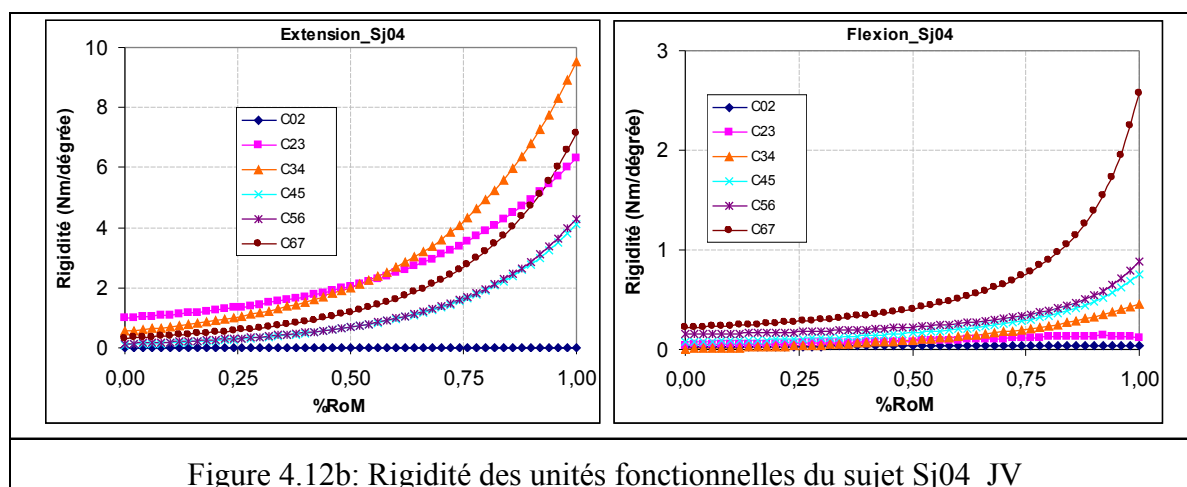


Figure 4.12b: Rigidité des unités fonctionnelles du sujet Sj04_JV

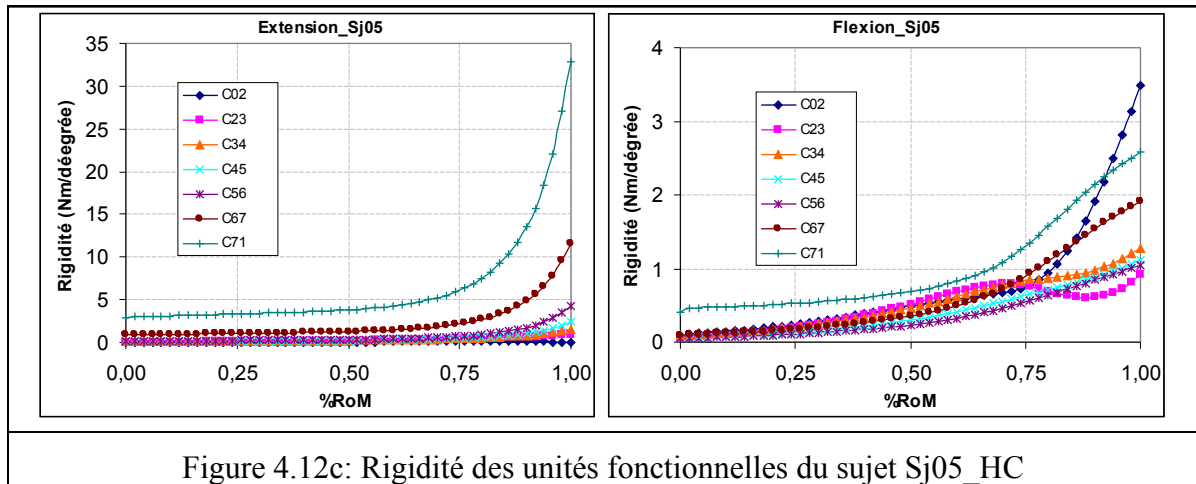


Figure 4.12c: Rigidité des unités fonctionnelles du sujet Sj05_HC

Les études précédentes sur la cinétique du rachis cervical ont souvent proposés une rigidité constante des unités fonctionnelles en calculant le rapport entre l'amplitude du moment appliqué et l'angle de rotation associé. Du point de vue biomécanique, la rigidité des unités fonctionnelles est produit par l'ensemble des tissus mous, mais le comportement est non-linéaire et viscoélastique (*Bruno, 1997*), ce qui ne peut pas être caractérisé par une rigidité constante. Le résultat obtenu lors du mouvement continu de cette étude montre que la rigidité est croissante, il est plus en accord avec les structures anatomiques des composants et leur comportement.

De plus, on peut transformer le calcul de la rigidité comme suit:

$$K = \frac{dM}{d\theta} = \frac{\frac{dM}{dt}}{\frac{d\theta}{dt}} = \frac{\dot{M}}{\dot{\theta}}$$

La dernière formule de la transformation ci-dessus montre que, la rigidité peut aussi présenter le changement relatif entre la réponse cinématique et cinétique. En réalité, on a:

Lors $K=1 \rightarrow \dot{M} = \dot{\theta} \rightarrow$ La vitesse du changement de l'angle de rotation est la même que celle du moment.

Lors $K<1 \rightarrow \dot{M} < \dot{\theta} \rightarrow$ La variation de l'angle de rotation est plus rapide que celle du moment.

Lors $K>1 \rightarrow \dot{M} > \dot{\theta} \rightarrow$ Le changement de l'angle de rotation est plus lent que celui de moment.

En se basant sur cette analyse, les résultats de la rigidité nous permettent d'examiner le mouvement continu du rachis cervical sur l'aspect de ses réponses cinétiques.

+ La rigidité de l'unité C0-C2 est très faible par rapport aux autres. Ceci confirme la grande mobilité du rachis cervical supérieur. Cette mobilité du rachis cervical supérieur peut s'expliquer par sa structure anatomique très spécifique. La liaison entre les vertèbres C0-C1-C2 est différente de celles des autres unités fonctionnelles du rachis cervical inférieur, elle n'a pas de disque intervertébral (c.f 1.1.1 et 1.2.2). Une articulation sphérique entre C0 et C1 crée une grande mobilité entre eux. De plus, le manque de corps vertébral de la C1 et la forme du contact entre des facettes articulaires de C1 et C2 permettent aussi un mouvement facile à ce niveau. De plus, la valeur de K est toujours inférieure à un, ceci suggère que le changement de

l'angle de rotation est plus rapide que celui du moment généré par la contraction de la structure musculaire du rachis cervical supérieur. En particulier pour le sujet Sj05 en flexion, la rigidité de l'unité C0-C2 est augmentée jusqu'à la valeur 3.5 Nm/degré, ceci explique le mouvement dans le sens inverse de cette unité par rapport les autres (il est présenté par une amplitude négative de mouvement dans la figure 3.6).

+ Pendant les premiers 25% du RoM, les rigidités sont faibles. En tenant compte de la stabilisation de la vitesse du mouvement et les valeurs faibles du moment intersegmentaire dans cette zone, on identifie que les premiers 25% du RoM constituent la zone neutre du mouvement du rachis cervical. Les réponses des paramètres cinématiques et cinétiques sont cohérents avec la valeur obtenue de la rigidité dans cette zone où la plupart des K sont inférieures à un.

+ A partir de 25% du RoM, les rigidités augmentent lentement jusqu'à 75% du RoM. Et puis, dans les derniers 25% du RoM, les rigidités augmentent rapidement et leurs valeurs maximales sont beaucoup plus élevées que les rigidités correspondantes dans la zone neutre. Dans cette zone rigide, les moments augmentent rapidement et la mobilité s'accroît peu. On constate que les valeurs de K des sujets Sj04 et Sj05 en flexion sont de trois à quatre fois plus petites que celles du sujet Sj02. Ce résultat peut expliquer la différence valeur du moment de flexion dans le tableau 4.10.

➔ Pour résumer, en regardant sur l'ensemble des réponses cinématiques et cinétiques pendant le mouvement continu du rachis cervical, on identifie que: le comportement des unités cervicales est fortement non-linéaire. Pour les unités fonctionnelles du rachis cervical inférieur, on peut diviser le mouvement continu en trois zones. Une zone de très faible rigidité caractérise chacune des unités fonctionnelles, cette zone appelée zone neutre se situe autour de la position neutre dans les premiers 25% de l'amplitude du mouvement. Au-delà de la zone neutre, la rigidité des segments augmentent et devient très importante dans les derniers 25% du RoM, on l'appelle la zone rigide.

4.4. Discussion du modèle musculo-squelettique

On a vu que le mouvement du rachis cervical est activé par les forces générées par la contraction des muscles et que la rigidité des unités fonctionnelles est un paramètre mécanique caractérisé par l'ensemble des composants cervicaux (disque intervertébral, ligament et muscle passif). C'est pourquoi, pour affiner le comportement des structures musculo-squelettiques, un modèle musculo-squelettique du rachis cervical a été construit dans cette étude en simulant le rôle actif de la force musculaire. On a établi deux modèles différents: l'un standard avec les paramètres proposés par défaut dans LifeMod, et l'autre corrigé par les données expérimentales. La différence entre deux modèles est la localisation des liaisons articulaires, ce qui sert à évaluer l'influence de la géométrie sur la réponse du modèle musculo-squelettique. En outre, l'influence de la rigidité des liaisons intersegmentaires est aussi considérée en utilisant deux groupes de données: l'une provenant de *Hatze* (1997) par défaut de LifeMod, et l'autre provenant de *Shea* (1991).

Ces modèles sont encore limités de la modélisation. Les muscles ne sont modélisés que par les groupes principaux en fonctionnement actif, et ses propriétés mécaniques sont utilisées plupart par les paramètres défaut proposés du logiciel en utilisant un modèle simple. Les liaisons sont modélisées par le comportement non-linéaire en utilisant les paramètres de la rigidité et du frottement d'une grande sensibilité sur le résultat. Malgré cela, les résultats préliminaires des modèles musculo-squelettique nous montrent que l'ordre de grandeur des résultats cinétique du modèle ostéo-articulaire est comparable par rapport aux forces et moments générés par le système musculaire du rachis cervical.

a) Hypothèse du modèle

- + Les hypothèses H1,H2,H3 ont été analysées dans la discussion du modèle ostéo-articulaire.
- + L'hypothèse H4 du comportement de la liaison intersegmentaire: Ce comportement est une fonction non linéaire de type Hybrid III. Cette hypothèse se base sur la conception de *Foster* (1977), qui a obtenu des mesures de la rigidité et du frottement sur les mannequins Hybrid III. Ce type de liaison s'adapte à une réponse des composants passifs du modèle.
- + L'hypothèse H5 des conditions de chargement: Du point de vue biomécanique on constate que les muscles sont la structure unique du rachis cervical en fonctionnement actif. Donc, vu que la force générée de sa contraction est vraiment à l'origine d'activation du mouvement du rachis cervical, cette hypothèse devient être fiable.

b) La réponse de modèle musculo-squelettique au niveau de l'unité fonctionnelle

D'abord, on va comparer la réponse des modèles musculo-squelettiques au niveau des unités fonctionnelles par rapport à celle des modèles ostéo-articulaires. On rappelle ici que, dans la simulation cinématique inverse, on impose aux modèles musculo-squelettiques le même déplacement de la tête correspondant au sujet Sj02.

On synthétise la réponse des forces maximales pour chaque modèle musculo-squelettique (modèle MS) dans le tableau 4.12. On met aussi les résultats du modèle ostéo-articulaire (modèle OA) et de la littérature dans ce tableau pour comparer.

			Force maximale (N)	
			Extension	Flexion
Modèle MS	Modèle standard	Cas 1 (K par défaut)	463	218
		Cas 2 (K de Shea)	406	232
	Modèle corrigé	Cas 1 (K par défaut)	174	427
		Cas 2 (K de Shea)	216	213
Modèle OA		Sj02_MS	212	150
La littérature		Gabriel (2004)	219 (11)	150 (8)
		Vasavada (2007)	244 (69)	149 (44)

Tableau 4.12: Comparaison de la force maximale

➔ En regardant l'influence des paramètres entrés sur la réponse du modèle musculo-squelettique, on observe que l'impact de la localisation de la liaison est plus important que celui de la rigidité de liaison.

+ La différence entre le modèle standard et le modèle corrigé est de 88% à 166% en extension ; et de 9% à 96% en flexion. La localisation de la liaison intersegmentaire des deux types de modèle est différente. En effet, pour le modèle standard, la liaison intervertébrale se localise au centre de disque intervertébral, tandis que pour modèle corrigé elle est localisée au centre de rotation intervertébrale.

+ La différence entre cas 1 et cas 2 du modèle standard est de 6% en flexion à 14% en extension; et celle du modèle corrigé est de 24% en extension et de 100% en flexion.

➔ La comparaison par rapport au modèle ostéo-articulaire montre que:

+ Les résultats du modèle standard sont de 1.5 à 2 fois plus grands que les résultats correspondants du modèle ostéo-articulaire.

+ Pour le modèle corrigé, en particulier le cas 1, la force en extension est beaucoup plus petite que celle en flexion, ce qui n'est pas cohérent avec la littérature où la force en extension est plus grande qu'en flexion. Toutefois, le modèle corrigé dans le cas 2 utilisé la rigidité de *Shea* (1991) donne les résultats les plus proches par rapport au modèle ostéo-articulaire.

➔ Les résultats de la littérature et du modèle ostéo-articulaire sont similaires, donc la comparaison entre les modèles musculo-squelettiques par rapport à la littérature est la même.

On considère maintenant le moment de l'unité C7-T1 et de l'unité C4-C5 (en flexion et en extension), pour comparer le résultat de l'étude actuelle par rapport à la littérature. La synthèse de ces paramètres est dans le tableau 4.13.

			Moment C7-T1		Moment C4-C5	
			Extension	Flexion	Extension	Flexion
Modèle MS	Modèle standard	Cas 1 (K par défaut)	12.3	11.8	4.9	7.4
		Cas 2 (K de Shea)	16.2	11	5.1	7.3
	Modèle corrigé	Cas 1 (K par défaut)	10.5	22	7.7	8.9
		Cas 2 (K de Shea)	18.7	14.5	11.6	9.7
Modèle OA		Sj02	25	19	14	14
Vasavada (2001)			52 (11)	30 (5)	24 (7)	13 (3)

Tableau 4.13: Synthèse des résultats cinétiques

Entre le modèle standard et le modèle corrigé, on voit que la réponse de moment est différente et que son amplitude est de 2 à 3 fois plus petite par rapport à la littérature. Pourtant, les intervalles de réponse du modèle musculo-squelettique et ostéo-articulaire sont comparables. A nouveau, le résultat du modèle corrigé en utilisant la rigidité de *Shea* (1991) est plus proche de celui du modèle ostéo-articulaire.

Pour synthétiser, l'analyse des résultats des modèles musculo-squelettiques montre que:

- + La comparaison inter-modèle présente des différences significatives, nous avons identifié que c'est la géométrie, en particulier les localisations des liaisons intersegmentaires qui a le plus grand impact sur la réponse du modèle.
- + Le modèle musculo-squelettique standard du rachis cervical avec les propriétés proposés par défaut dans LifeMod donne une réponse non satisfaisante: les forces maximales sont beaucoup plus grandes que les valeurs correspondantes du modèle ostéo-articulaire ainsi que celles de la littérature, mais les moments sont plus petits.
- + Le modèle musculo-squelettique corrigé par nos données expérimentales et qui utilise des rigidités différentes entre C2-C5 et C5-T1 (*Shea*, 1991) est le plus vraisemblable. Les réponses de ce modèle sont du même ordre de grandeur que celles du modèle ostéo-articulaire.

c) La réponse des muscles dans modèle musculo-squelettique

Dans la discussion ci-dessus, on analyse la réponse du modèle musculo-squelettique au niveau des unités fonctionnelles. Un but important du modèle musculo-squelettique est la réponse de la structure musculaire, parce cette réponse permet de regarder le fonctionnement des muscles pendant le mouvement du rachis cervical.

En regardant la réponse des muscles des modèles musculo-squelettique (voir les figures 3.18a, b et figures 3.22a, b), on constate que:

- + Dans les premiers 25% de mouvement total, l'amplitude des forces de tous les muscles est très petite pour tous les modèles. Ce résultat suggère la présence d'une zone neutre comme déjà constaté dans le modèle ostéo-articulaire.

- + Pendant le mouvement d'extension, pour le modèle par défaut, seuls les groupes de muscles scalenus postérieur sont activés. Tandis que pour le modèle corrigé, les trois groupes de muscle scalenus postérieur, scalenus capitis et sternocleidomastoïdien sont simultanément activés. De plus, l'amplitude de la force générée par la contraction des muscles est aussi différente d'un modèle à l'autre. Cette différence peut être expliquée par les résultats différents lors de la simulation dynamique inverse des modèles. On rappelle ici que, les forces des muscles sont d'abord déterminées par la simulation dynamique inverse. Dans cette simulation, les modèles sont soumis à un déplacement imposé. La géométrie dont les localisations des liaisons va influencer la réponse du changement de longueur des muscles. Cette réponse va provoquer l'activation et l'amplitude de la force générée par la contraction des muscles.

- + Pendant le mouvement de flexion, on observe les mêmes phénomènes que pendant le mouvement d'extension. Il n'y a que dans le modèle corrigé, dans le cas où la rigidité est définie par défaut, que les deux groupes de muscle sternocleidomastoïdien et splenius capitis sont simultanément activés. Cela explique que la force de ce modèle est près de deux fois plus grande que celles des autres modèles. Parce que dans les autres modèles, il n'y a qu'un seul groupe de muscle sternocleidomastoïdien activé.

- + Dans ce modèle musculo-squelettique, les muscles des groupes scalenus sont attachés au niveau de la vertèbre cervicale C5 tandis que les autres groupes sont attachés à C0. En flexion, on observe la réponse faible des groupes scalenus (c.f figures 3.24b et 3.28b). Par conséquent, les forces de liaison intersegmentaire à C6-T1 et à C0-C5 sont faiblement différentes en flexion (c.f figures 3.23b et 3.27b). Cette réponse peut justifier l'hypothèse H5 de chargement dans le modèle ostéo-articulaire dans laquelle la force des muscles sont le même selon tout la hauteur du rachis cervical. Mais en extension, on obtient une observation inverse (figures 3.23a, 3.24a, 3.27a et 3.28a) dans laquelle les forces de liaison intersegmentaire à C6-T1 et à C0-C5 sont significativement différentes. Cette fois, il nous propose à vérifier la fiabilité de l'hypothèse H5 du modèle ostéo-articulaire en extension.

d) Conclusion:

En conclusion, dans cette partie du modèle musculo-squelettique, on a construit les modèles de géométrie et de caractérisation différente pour tenir compte de l'influence de ces paramètres sur la réponse du modèle musculo-squelettique, mais la validation du modèle est difficile et limitée. Pourtant, les résultats préliminaires des modèles musculo-squelettique nous montrent que:

- + Les réponses du modèle musculo-squelettique du rachis cervical sont comparables à celles du modèle ostéo-articulaire. En particulier avec le modèle corrigé et les rigidités variables, les résultats sont du même ordre de grandeur que celles du modèle ostéo-articulaire. Ce résultat

du modèle musculo-squelettique renforce la justification de l'hypothèse des conditions de chargement que l'on a supposé dans le modèle ostéo-articulaire.

+ La géométrie du modèle, en particulier la localisation des liaisons intersegmentaires et le déplacement imposé, influence beaucoup les résultats. C'est pourquoi, le recalage entre la géométrie intervertébrale et la cinématique externe globale de la tête est indispensable car cette méthode augmente la précision du déplacement imposé dans la simulation dynamique inverse.

+ Dans les premiers 25% de mouvement total, les muscles ne sont pas activés, en conséquence l'amplitude de la force est très petite pour tous les modèles. Ce résultat rappelle la présence d'une zone neutre mise en évidence dans le modèle ostéo-articulaire.

+ L'activation des groupes des muscles et la différence de nombre de muscles activés peuvent expliquer comment les forces sont générées dans la structure du rachis cervical. Ceci montre la nécessité d'utiliser des mesures EMG pour déterminer le fonctionnement des muscles cervicaux pendant le mouvement du cou. En utilisant les électrodes, cette technique peut enregistrer les signaux pour savoir quels groupes de muscles sont activés et la graphie de cette activation pendant le mouvement du rachis cervical, et donner une indication sur l'intensité de l'action musculaire.

+ Au vu de la différence des valeurs du moment entre la littérature et tous les modèles ostéo-articulaires ainsi que musculo-squelettiques, on peut dire que: les études de la littératures in-vivo, dans lesquelles les auteurs mesurent les forces des muscles en contraction maximale (MVC: Maximum Voluntary Contraction), sont limitées. Dans ces études, les protocoles proposés ne peuvent estimer que la capacité maximale du rachis cervical en position statique (dans la plupart des études, c'est la position neutre). En outre, pour calculer des moments, les méthodes utilisées dans ces études expérimentales sont différentes. Par conséquent la réponse et la précision des résolutions ne sont pas similaires. Donc, il nous faut établir de nouveaux protocoles pour mesurer les réponses cinétiques du rachis cervical en différentes positions.

5. Chapitre V: Conclusions et perspectives

5.1. Conclusions

Dans cette étude, un protocole a été développé permettant de coupler des données géométriques et cinématiques. Les méthodes de traitement ces acquisitions sont présentées pour obtenir les données expérimentales. La méthode de reconstruction du modèle géométrique et la mesure du mouvement externe offrent une précision acceptable, dont l'ordre de grandeur est comparable à celle de la littérature. La méthode de recalage permet de combiner les données expérimentales dans un même repère avec une bonne fiabilité et une erreur acceptable. Avec cette méthode, c'est à notre connaissance la première fois que ces deux types de données in-vivo sont intégrées dans un modèle pour simuler le mouvement continu du rachis cervical.

On a construit, en se basant sur les données expérimentales et différentes hypothèses, un modèle ostéo-articulaire du rachis cervical. Ce modèle permet de déterminer la cinématique, la cinétique et le comportement des segments du rachis cervical pendant son mouvement continu in-vivo en flexion/extension.

Quant au comportement mécanique, la formule $\Theta = A \ln(B.M + 1)$ proposée par *Simon* (1984) a été utilisée dans cette étude pour décrire la relation entre l'angle de rotation Θ et le moment M au niveau de chaque unité fonctionnelle avec deux paramètres A , B . Cette formule non-linéaire semble être capable de décrire la forme de la courbe de comportement mécanique des unités fonctionnelles. Pourtant, notre analyse montre que la méthode expérimentale d'identification de A , B par les mesures in-vitro ne reflète pas la réponse in-vivo. Et donc, le processus d'optimisation dans cette étude est une méthode d'identification du comportement mécanique du rachis cervical au niveau des unités fonctionnelles.

En ce qui concerne le processus d'optimisation, la fonction objective est la superposition géométrique des vertèbres entre le résultat de la simulation et les données expérimentales. De plus, le contrôle des conditions de chargement du modèle est obtenu en mettant une contrainte sur le processus d'optimisation. Cette contrainte est l'amplitude de force générée lors du mouvement imposé. La sensibilité du modèle lors du changement de la force contrôlée a été aussi considérée, on observe que la réponse cinématique présente une bonne stabilité numérique, et que la réponse cinétique est changée mais le rapport entre les moments intersegmentaires est constant. Par conséquent, les formes des courbes des réponses sont respectées.

Pour la réponse cinématique, vu que le mouvement global de la tête est imposé et que la fonction objective du processus d'optimisation a été bien minimisée, on peut dire que la réponse cinématique globale et celle de l'amplitude du mouvement intersegmentaire du modèle sont les mêmes que celles de la situation in-vivo. En outre, les autres résultats cinématiques (la répartition des amplitudes du mouvement aux unités fonctionnelles, le

mouvement total du cou) sont comparables à ceux de la littérature. L'analyse de la stabilité numérique du modèle montre que les réponses cinématiques sont indépendantes de la valeur de la force contrôlée. En particulier, les nouveautés des résultats du modèle dans l'aspect du mouvement continu des segments sont exploitées. Sauf la technique de fluoroscopie supposant une dose d'irradiation non négligeable, il n'y a aucune technique proposée dans la littérature pour l'étude in-vivo du mouvement intersegmentaire continu. Notre modèle propose une quantification des positions intermédiaires pendant le mouvement continu du rachis cervical.

Pour la réponse cinétique, on peut obtenir la valeur désirée de la force. On a utilisé la valeur estimée dans l'étude in-vivo de *Gabriel* (2004) pour contrôler la force, et la réponse du modèle est très proche de cette valeur. La réponse des moments intersegmentaires est différente pour les trois sujets et aussi différente en comparaison avec la littérature, malgré la même valeur contrôlée de la force. Cette limitation de la validation provient du manque de mesures cinétiques dans le protocole d'acquisition. En réalité, les études précédentes n'ont jamais abordé les paramètres cinétiques intersegmentaires pendant le mouvement continu du rachis cervical. Autrement dit, notre étude consacre une première approche pour déterminer la réponse cinétique intersegmentaire du rachis cervical pendant son mouvement in-vivo.

En outre, par l'exploitation des résultats cinétiques de notre modèle, nous proposons un nouveau paramètre pour analyser le mouvement intersegmentaire continu du rachis cervical, c'est la rigidité des unités fonctionnelles qui peut être estimée à partir des courbes du comportement. À l'aide de ce paramètre, on peut mettre en évidence que, pendant le mouvement continu du rachis cervical, le comportement des unités fonctionnelles est fortement non-linéaire, et qu'il existe une zone neutre de faible rigidité. Au-delà de la zone neutre, la rigidité des segments augmente et devient très importante lors du mouvement près des positions extrêmes, on l'appelle la zone rigide. L'ajout de l'analyse de la rigidité à l'analyse du mouvement présente un intérêt dominant par rapport à la méthode classique concernant uniquement la cinématique. On obtient non seulement l'information de l'angle de rotation mais aussi la réponse de l'ensemble des tissus mous (la force de la contraction des muscles, de la tension des ligaments et de la compression des disques intervertébraux).

Le modèle musculo-squelettique a été construit dans cette étude pour comparer la réponse des unités fonctionnelles lors d'une modélisation des structures musculo-squelettiques en ayant une information sur la force musculaire. Ce modèle est encore limité sur le plan de la modélisation et de la validation. En effet, les muscles ne sont modélisés que par les groupes principaux, et les propriétés mécaniques utilisées sont celles proposées par défaut par le logiciel. Les liaisons sont modélisées par le comportement non-linéaire en utilisant les paramètres de la rigidité et du frottement. Ces paramètres influent sur le résultat, mais sont méconnus. Par conséquent, les réponses de ce modèle ne sont pas validées. Malgré cela, les résultats préliminaires des modèles musculo-squelettiques montrent que l'ordre de grandeur des résultats cinétique du modèle ostéo-articulaire est comparable aux forces et moments générés par le système musculaire du rachis cervical. De plus, la présence d'une zone neutre dans le modèle ostéo-articulaire est cohérente par rapport à la réponse des muscles dans modèle musculo-squelettique. Dans le premier quart du mouvement total, les amplitudes de force de tous les muscles sont très faibles.

5.2.Perspectives

La limitation majeure de cette étude est l'absence de données cinétiques pour le contrôle du modèle. On a construit un modèle ostéo-articulaire, dans lequel le mouvement de la tête est imposé mais la valeur de la force générée est issue de la littérature (*Gabriel*, 2004). Donc, nous proposons d'ajouter les mesures des paramètres cinétiques dans le protocole. L'utilisation de technique de mesure avec des capteurs de force devrait compléter les données pour permettre la construction d'un modèle ostéo-articulaire amélioré.

En ce qui concerne le modèle musculo-squelettique, des mesures complémentaires d'EMG permettrait d'améliorer la modélisation du comportement des muscles en utilisant le modèle *Hill* (1938). Cela permettra d'améliorer ce modèle du rachis cervical en regardant simultanément le fonctionnement passif et actif des muscles cervicaux.

Dans le but de quantifier la variabilité de la rigidité, il faudrait réaliser la modélisation sur plusieurs sujets et faire l'analyse statistique des résultats obtenus. Cela permettrait d'établir une nouvelle base de données des paramètres cinétiques pour analyser le mouvement du rachis cervical. D'autre part, elle améliorerait la mise au point de la rigidité aux liaisons lors de la modélisation le mouvement du rachis cervical.

Sur l'aspect clinique, afin de compléter et d'améliorer la méthode de diagnostic et de classification, l'application du modèle sur les sujets pathologiques est une perspective de cette étude. Ce travail aura pour but de comparer et d'analyser quelles sont les différences significatives des paramètres cinématiques et cinétiques entre les sujets normaux et les sujets pathologiques. Cette fois, une observation complète sera obtenue, qui concerne non seulement l'angle de rotation intersegmentaire mais aussi le moment et la rigidité des unités fonctionnelles pendant leur mouvement continu.

L'utilisation de la technique IRM pourrait être envisagée. Cette technique de bonne résolution d'image et de contraste très élevé permet de modéliser en 3D les composants de la structure du rachis cervical (le système musculaire, ligamentaire et les disques intervertébraux). Ceci permettrait d'intégrer dans le modèle la réponse non seulement au niveau des unités fonctionnelles mais aussi au niveau des tissus mous pendant le mouvement du rachis cervical in-vivo. De plus, l'avantage de la technique IRM est qu'elle est non irradiant et non invasive, par conséquent, il serait possible de réaliser des images aux positions intermédiaires pour la validation de la réponse cinématique continue de notre modèle. En d'autres termes, la modélisation des mouvements dans les autres plans (mouvement de rotation axiale dans le plan horizontal et d'inclinaison latérale dans le plan frontal) pourra être considérée en utilisant la méthodologie de la présente étude.

Références :

Ackerman M.J., Banvard R.A. 2000. Imaging outcomes from the National Library of Medicine's Visible Human Project. *Computerized Medical Imaging & Graphics*, volume 24: 125-126.

Ahn H.S. 2005. A virtual model of the human cervical spine for physics-based simulation and applications. PhD. Thesis, University of Tennessee.

Amevo B., Aprill C., Bogduk N. 1992. Abnormal instantaneous axes of rotation in patients with neck pain. *Spine*, volume 17: 748-756.

Asghar R., Ylinen J., Vihko V. 2002. Isometric cervical extension force and dimensions of semispinalis capitis muscle. *J Rehabil Res Dev*, volume 39 (3): 423-428.

Berg H.E Berggren G, Tesch PA. 1994. Dynamic neck strength training effect on pain and function. *Arch Phys Med Rehabil*, volume 75: 661-665.

Bernhardt P., Wilke H.J, Wenger K.H, Jungkunz B., Böhm A., Claes L.E. 1999. Multiple muscle force simulation in axial rotation of the cervical spine. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, volume 14(1): 32-40.

Bonneau D. 2003. Le rachis cervical - aide-mémoire d'anatomie à l'attention du laboratoire de biomécanique de l'ensam.

Bogduk N., Mercer S. 2000. Biomechanic of cervical spine. I: Normal kinematics, *Clinical biomechanics*, volume 15: 633-648.

Bogduk N., Yoganandan N. 2001. Biomechanics of the cervical spine, Part 3: minor injuries. *Clinical Biomechanics*, volume 16: 267-275.

Chazal J., Tanguy A., Bourges M., Gaurel G., Escande G., Guillot M., Vanneuville G. 1985. Biomechanical properties of spinal ligaments and a histological study of the supraspinal ligament in traction. *J Biomech*, volume 18: 167-76.

Choi H., Vanderby R. 1999. Comparison of biomechanical human neck models: Muscle forces and spinal loads at C4–C5 level. *J Appl Biomech*, volume 15: 120-138.

Crisco J.J. Oda T, Panjabi MM. 1991. Transections of the C1-C2 joint capsular ligaments in the cadaveric spine. *Spine*, volume 16S: 474-479.

Dauvilliers F., Bendjellal F., Weiss M., Lavaste F., Tarriere C. 1994. Development of a finite element model of the neck. In: *Proceedings of the 38th Stapp Car Crash Conference*. Ft. Lauderdale, FL: 77-91.

De Jager M. 1997. A threedimensional head-neck model: validation for frontal and lateral impacts. In: *Proceedings of the 38th Stapp Car Crash Conference*. Ft. Lauderdale, FL: 93-109.

De Jager M. 1996. Mathematical head-neck models for acceleration impacts. PhD. Thesis, Technical University of Eindhoven.

Deng Y.C., Goldsmith W. 1987. Response of a human head/neck/upper-torso replica to dynamic loading--II. Analytical/numerical model. *Journal of Biomechanics*, volume 20: 487-497.

DiAngelo D.J., Foley K.T. 2004. An improved biomechanical testing protocol for evaluating spinal arthroplasty and motion preservation devices in a multilevel human cadaveric cervical model. *Neurosurgical Focus* 17, 22-29.

DiAngelo D.J., Foley K.T., Morrow B.R., Schwab J.S., Song J., German J.W., Blair E. 2004. In vitro biomechanics of cervical disc arthroplasty with the ProDisc-C total disc implant. *Neurosurgical Focus* 17 (3):E7, 44-54.

Dvir Z., Prushansky T. 2000. Reproducibility and instrument validity of a new ultrasonography-based system for measuring cervical spine kinematics. *Clinical Biomechanics*, volume 15: 658-664.

Dvorak J., Panjabi MM. 1987. Functional anatomy of the alar ligaments. *Spine*, volume 12: 183-189.

Dvorak J., Panjabi M., Gerber M. et al. 1987. CT-Functional diagnostics of the rotatory instability of upper cervical spine - part 1. An experimental study on cadavers. *Spine*, volume 12: 197-205.

Dvorak J., Hayek J, Zehnder R. 1987. CT-functional diagnostics of the rotatory instability of the upper cervical spine - part 2. an evaluation on healthy adults and patients with suspected instability. *Spine*, volume 12: 726-731.

Dvorak J., Froehlich D., Penning L., et al. 1988. Functional radiographic diagnosis of the cervical spine: flexion/extension. *Spine*, volume 13: 748-55.

Dvorak J., Panjabi M.M., Novotny J.E., Antinnes J.A. 1991. In vivo flexion-extension of the normal cervical spine. *J Orthopaedics Research* 9: 828-834.

Dvorak J., Antinnes JA, Panjabi M, et al. 1992. Age and gender related normal motion of the cervical spine. *Spine*, volume 10S: 393-398.

Dvorak J., Panjabi M.M., Grob D., et al. 1993. Clinical validation of functional flexion/extension radiographs of the cervical spine. *Spine*, volume 18: 120-127.

Eycleshymer A.C., Shoemaker D.M. 1970. *A Cross-section Anatomy*. New York: Appleton-Century-Crofts 1970.

Ewing C.L. 1972. Human head and neck response to impact acceleration. Naval Aerospace and regional medical centre, Pensacola. Monograph, volume 21: 73-1,

Feipel V., Rondelet B., Le Pallec J., Rooze M. 1999. Normal global motion of the cervical spine: an electrogoniometric study. *Clinical Biomechanics*, volume 14: 462-470.

Ferrario V.F., Sforza C., Serrao G., Grassi G., Mossi E. 2002. Active range of motion of the head and cervical spine: a three dimensional investigation in healthy young adults. *Ortho Research*, volume 20: 122-129.

Foster J.K., et al. 1977. HYBRID III - A Biomechanically Based Crash Test Dummy. *Proceedings of the 21st Stapp Car Crash Conf 1977*.

Frobin W., Leivseth G., Biggemann M., Brinckmann P. 2002. Sagittal plane segmental motion of the cervical spine. A new precision measurement protocol and normal motion data of healthy adults. *Clinical Biomechanics*, volume 17: 21-31.

Gabriel D.A., Matsumoto J.Y., Davis D.H., Currier B.L., An K.N. 2004. Multidirectional neck strength and electromyographic activity for normal controls. *Clin Biomech*, volume 19(7): 653-658.

Goel V.K., Clark C.R., Harris K.G., et al. 1988. Kinematics of the cervical spine: Effects of multiple total laminectomy and facet wiring. *Orthop Research* volume 6: 611-619.

Goel V.K., Clausen J.D. 1998. Prediction of load sharing among spinal components of a C5-C6 motion segment using the finite element approach. *Spine*, volume 23: 684-691.

Hakkinen A., Hannonen P., Häkkinen K. 2005. Decreased muscle strength and mobility of the neck in patients with rheumatoid arthritis and atlantoaxial disorders. *Arch Phys Med Rehabil*, volume 86:1603-1608.

Harms-Ringdahl K., Schuldt K. 1988. Maximum neck extension strength and relative neck muscular load in different cervical spine positions. *Clin Biomech*, volume 4: 17-24.

Hatze H. 1981. Estimation of Myodynamics Parameter Values from Observations on Isometrically Contracting Muscle Groups. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, volume 46: 325-338.

Hatze H. 1997. A Three-dimensional Multivariate Model of Passive Human Joint Torques and Articular Boundaries. *Clinical Biomechanics*, volume 12:128-135.

Hill A.V. 1938. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of the Royal Society of London B* 126:136-195.

Hobatho M.C. 1993. Logiciel SIP 305 (copyright inserme), logiciel de prétraitement d'images médicales, scanner, irm.

Holmes A., Wang C., Han Z.H., et al. 1994. The range of flexion-extension motion in the cervical spine. *Spine*, volume 19: 2505-2510.

Jordan A., Mehlsen J., Bulow P.M. et al. 1999. Maximal isometric strength of the cervical musculature in 100 healthy volunteers. *Spine*, volume 24:1343-1348

Kanpadji I.A. 1986. *Physiologie articulaire*. Tome 3 : Tronc et rachis. Editeur Maloine.

Kelps I., et al. "Measurement of HYBRIDIII Dummy Properties and Analytical Simulation Data Base Development." Armstrong Aerospace Medical Research Laboratory Report no. AAMRL-TR-88-005.

Kettler A. Hartwig E., Schultheiss M., et al. 2002. Mechanically simulated muscle forces strongly stabilize intact and injured upper cervical spine specimens; J Biomech, volume 35: 339-346.

Kleinberger M. 1993. Application of finite element techniques to the study of cervical spine mechanics. In: Proceedings of the 37th Stapp Car Crash Conference. San Antonio, TX: 261-72.

Kumaresan S., Yoganandan N., Pintar FA. 1997. Age-specific pediatric cervical spine biomechanical responses: Three-dimensional nonlinear finite element models. In: Proceedings of the 41st Stapp Car Crash Conference. Orlando, FL: 31-61.

Kumaresan S., Yoganandan, N., Pintar, F.A., Voo, L.M., Cusick, J.F., and Larson, S.J. 1997. Finite element modeling of cervical laminectomy with graded facetectomy. J Spinal Disord, volume 10: 40-47.

Kumaresan S., Yoganandan N., Pintar F.A., Maiman D.J. 1999. Finite element modeling of the lower cervical spine: role of intervertebral disc under axial and eccentric loads. Med Eng Phys, volume 21: 689-700.

Kumaresan S., Yoganandan N., Pintar F.A., et al. 2000. Biomechanical study of pediatric human cervical spine: a finite element approach. J Biomech Eng, volume 122: 60-71.

Lee S.G. et al. 1989. A comparison of linear and nonlinear optimization techniques for predicting human cervical muscle forces in sagittally symmetric static tasks. In: Issues in Control and Modeling of Biomechanical Systems. American Society of Mechanical Engineers, DSC Division, volume 17: 5-12.

Leggett S.H, Graves J.E., Pollock M.L., et al. 1991. Quantitative assessment and training of isometric cervical extension strength. Am J Sports Med, volume 19: 653-659.

Lewit K., Krausova L. 1963. Messungen von Vor- und Ruckbeuge in den Kopfgelenken. Fortsch Röntgenstr, volume 99: 538-43.

Lind B., Sihlbom H., Nordwall A., Malchau H. 1989. Normal ranges of motion of the cervical spine. Arch Phys Med Rehabil, volume 70: 692-695.

Louis R. 1993. Chirurgie du rachis (anatomie chirurgicale et voies d'abord). 2ème édition. Springer-Verlag.

Lysell E. 1969. Motion in the cervical spine. Acta. Orthop Scand Supp, volume 123:1-61.

Maurel N., Lavaste F., Skalli W. 1997. A three-dimensional parameterized finite element model of the lower cervical spine. Study of the influence of the posterior articular facets. J Biomechanics, volume 30: 921-931.

- Mayoux-Benhamou M.A., Revel M., Vallee C., Roudier R., Barbet J.P. 1991. Prevalence, determinants, and consequences of chronic neck pain in Finland. *Am J Epidemiol*, volume 134: 1356-1367.
- McCane B.J., Abbott J.H., King T. 2005. On Calculating the Finite Centre of Rotation for Rigid Planar Motion, *Medical Engineering and Physics*, volume 27(1): 75-79.
- Myers B.S., Van Ee C.A., Camacho D.L.A., Woolley C.T., Best T.M. 1995. On the structural and material properties of mammalian skeletal muscle and its relevance to human cervical impact dynamics. *Proceedings of the 39th Stapp Car Crash Conference*, (952723): 203-214.
- Mikawa Y., Shikata J., Yamamuro T. 1987. Spinal deformity and instability after multilevel cervical laminectomy. *Spine* volume 12: 6-11.
- Mimura M., Moriya H., Watanabe T., et al. 1989. Three-dimensional motion analysis of the cervical spine with special reference to the axial rotation. *Spine*, volume 14: 1135-1139.
- Moroney S.P. 1984. Mechanical properties and muscle force of the lower cervical spine [Thèse].
- Moroney S.P., Schultz AB, Miller JA. 1988. Analysis and measurement of neck loads. *J Orthop Res*, volume 6:713-720.
- Morphett A.L., Crawford C.M., Lee D. 2003. The use of electromagnetic tracking technology for measurement of passive cervical range of motion: a pilot study. *Manip and Physio Therapeutics*, volume 26:152-159.
- Nightingale R.W., Doherty B.J. 1991. The influence of end condition on human cervical spine injury mechanisms. *Proceedings of the 35th Stapp Car Crash Conference*, (912915), pp. 391-400.
- Nightingale R.W., Winkelstein B.A., Knaub K.E., Richardson W.J., Luck J.F., Myers B.S. 2002. Comparative Strengths and Structural Properties of the Upper and Lower Cervical Spine in Flexion and Extension, *J. Biomechanics*, volume 35: 725-732.
- Nightingale R.W., Chancey V.C., Ottaviano D., Luck J., Tran L., Prange M., Myers B.S. 2007. Flexion and extension structural properties and strengths for male cervical spine segments. *J Biomech*, volume 40(3): 535-542.
- Nitsche S., Krabbel G., Appel H., Haug E. 1996. Validation of a finite element-model of the human neck. In: *Proceedings of the International Conference on the Biomechanics of Impact*. Dublin, Ireland, 107-108.
- Nissan M., Gilad I. 1984. The Cervical and Lumbar Vertebra an Anthropometric Model, *Engineering in Medicine*, Volume. 13, (3): 111-115.
- Nowinski G.P., Visarius H., Nolte L.P., et al. 1993. A biomechanical comparison of cervical laminoplasty and cervical laminectomy with progressive facetectomy. *Spine*, volume 18: 1995-2004.

Panjabi M.M., Lydon C., Vasavada A., Grob D., Crisco J.J., Dvorak J. 1994. On the understanding of clinical instability. *Spine*, volume 19: 2642-2650.

Panjabi M.M., Cholewicki J., Nibu K., et al. 1998. Critical load of the human cervical spine: An in vitro experimental study, *Clinical Biomechanics*, volume 13(1): 11-17.

Pelker R.R., Duranceau J.S., Panjabi M.M. 1991. Cervical spine stabilization. A three-dimensional, biomechanical evaluation of rotational stability, strength, and failure mechanisms. *Spine*, volume 16(2):117-22.

Penning L. et Wilmsink J.T. 1987. Rotation of the cervical spine. A CT study in normal subjects. *Spine*, volume 12: 732-738.

Penning L. 1978. Normal movements of the cervical spine. *AJR Am J Roentgenol*, volume 130: 317-326.

Petersen C.M. et al. 2000. Reliability of cervical range of motion using the OCI CA 6000 Spine Motion Analyser on asymptomatic and symptomatic subjects. *Man Ther*, volume 5: 82-88.

Pintar F.A., Yoganandan N., et al.1990. Kinematic and anatomical analysis of the human cervical spinal column under axial loading. *SAE Transactions*, volume 98: 1766-1789.

Pitzen T., Matthis D., Steudel W.I. 2002. Posterior Element Injury and Cervical Spine Flexibility Following Anterior Cervical Fusion and Plating, *European Journal of Trauma*, volume 28: 24-30.

Pollock M.L., Graves J.E., Bamman M.M., et. al. 1993. Frequency and volume of resistance training: Effect on cervical extension strength. *Arch Phys Med Rehabil*, volume 74: 1080-1086.

Queisser F., Blüthner R., Seidel H. 1994. Control of positioning the cervical spine and its application to measuring extensor strength. *Clin Biomech*, volume 9: 157-161.

Rouvière H., Delmas A. 1991. *Anatomie humaine*, volume 1 : Tête et cou. Editeur Masson.

Saito T., Yamamuro T., Shikata J., Oka M., Tsutsumi S. 1991. Analysis and prevention of spinal column deformity following cervical laminectomy: pathogenetic analysis of postlaminectomy deformities. *Spine*, volume 16: 494-502.

Schwab J.S. 2003. Motion compensation associated with single-level cervical fusion: a multilevel in-vitro study. Master Thesis, The University of Tennessee Health Science Center.

Schumacher G.H., Wolff E. 1966. Trockengewicht und gischer Querschnitt der menschlichen Skelettmuskulatur. II. Physiologische Querschnitt. *Anatomischer Anzeiger Bd.* 119, 259-269.

Sforza C., Grassi G., Fragnito N., Turci M., Ferrario V. 2002. Three dimensional analysis of active head and cervical spine range of motion: effect of age in healthy male subjects. *Clinical Biomechanics*, volume 17: 611-614.

Sung Kyu Ha. 2006. Finite element modeling of multi-level cervical spinal segments (C3-C6) and biomechanical analysis of an elastomer-type prosthetic disc, *Med Eng Phys*, volume 28(6): 534-541.

Shea M., Edwards W.T., White A.A., Hayes W.C. 1991. Variations of stiffness and strength along the human cervical spine, *Journal of Biomechanics*, volume 24(2): 95-107.

Teo E.C., Ng H.W. 2001. First cervical vertebra (atlas) fracture mechanism studies using finite element method. *Journal of Biomechanics*, volume 34: 13-21.

Teo E.C. Ng H.W. 2001. Evaluation of the role of ligaments, facets and disc nucleus in lower cervical spine under compression and sagittal moments using finite element method. *Medical Engineering Physics*, volume 23: 155-164.

Trott P.H, Percy M.J., Ruston S.A., Fulton I., Brien C. 1996. Three-dimensional analysis of active cervical motion: the effect of age and gender. *Clinical Biomechanics*, volume 11: 201-206.

Van der Horst M. 2002. Human head neck response in frontal, lateral and rear end impact loading: modelling and validation. PhD. Thesis, Technical University of Eindhoven.

Van Ee C., Nightingale R., Camacho D., et al. 2000. Tensile properties of the human muscular and ligamentous cervical spine. *Stapp Car Crash*, volume 44: 85-102.

Van Mameren H., Sanches H., Beursgens J., Drukker, J. 1992. Cervical spine motion in the sagittal plane. II. Position of segmental averaged instantaneous centers of rotation: a cineradiographic study. *Spine*, volume 17: 467-474.

Vasavada A.N., Li S., Delp S.L. 2001. Three-dimensional strength of neck muscles in humans. *Spine*, volume 17: 1904-1909.

Vasavada A.N., Danaraj J., Siegmund G.P. 2007. Head and neck anthropometry, vertebral geometry and neck strength in height-matched men and women. *J Biomech*, volume 41(1): 114-121.

Watier B. 1997. Étude expérimentale du rachis cervical : comportement mécanique in vitro et cinématique in vivo. Paris, ENSAM.

Watier B. 2006. Comportement mécanique du rachis cervical : une revue de littérature. *ITBM-RBM*, volume 27: 92-106.

Wen N. 1993. Contribution à l'étude expérimentale du comportement mécanique in vitro du rachis cervical. Paris, ENSAM.

Wheeldon J.A., Pintar F., Knowles S., Yoganandan N. 2006. Experimental flexion/extension data corridors for validation of finite element models of the young, normal cervical spine, *J Biomechanics*, *J Biomech*, volume 39: 375-380.

White A.A., Johnson R.M., Panjabi M.M., et al. 1975. Biomechanical analysis of clinical stability in the cervical spine. *Clinical Orthopaedics and related research*, volume 109: 85-96.

White A.A., Panjabi M.M. 1984. The role of stabilisation of cervical spine injuries. *Spine*, volume 9: 512-522.

Williams J.L., Belytschko T.B. 1983. A three-dimensional model of the human cervical spine for impact simulations. *J Biomech Eng*, volume 105: 321-331.

Yang K., Zhu F., Luan F., Zhao L., Begeman. P.C. 1998. Development of a finite element model of the human neck. In: *Proceedings of the 42nd Stapp Car Crash Conference*. Ft. Lauderdale, FL: 195-205.

Ylinen J.J., Rezasoltan A., Julin M.K., et al. 1999. Reproducibility of isometric strength: measurement of neck muscles. *Clinical Biomechanics*, volume 14(3): 217-219.

Yoganandan N., Kumerasan S., Voo L., Pintar F.A. 1995. Finite element analysis of the cervical spine. In: *Proceedings of Injury Prevention Through Biomechanics*. Detroit, MI: 149-55.

Yogananda N. et al. 1996. Finite element modeling of the C4-C6 cervical spine unit. *Medical Engineering and Physics*, volume 18: 569-574.

Yoganandan N., Kumaresan S., Voo L., Pintar F. 1997. Finite element model of the human lower cervical spine. *J Biomech Eng*, volume 119: 87-92.

Yoganandan N., Kumaresan S. 1998. Pediatric cervical spine biomechanics using finite element models. In: *Proceedings of the International Research Council on the Biomechanics of Impact*. Goteborg, Sweden: 349-63.

Yoganandan N., Kumaresan S., Pintar F. 2000. Geometrical and mechanical properties of human cervical spine ligaments. *J Biomech Eng*, volume 122: 623-629.

Zajac F.E. 1989 Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *J Biomech Eng*, volume 17: 359-411.

Zhang Q.H., Teo E.C., Ng H.W., et al. 2004. Finite element analysis of moment-rotation relationships for human cervical spine, *Journal of Biomechanics*, volume 39: 189-193.

Résumé:

Le rachis cervical est une structure anatomique complexe et compacte du corps humain. Il se compose, anatomiquement, de sept vertèbres, de disques intervertébraux et de systèmes ligamentaires et musculaires. Cette structure assure plusieurs fonctions biomécaniques: il supporte le poids de la tête et maintient sa posture stable; il permet une mobilité importante de la tête; il contient et protège la moelle épinière du système nerveux central.

Ce sujet est destiné à l'amélioration de la compréhension du fonctionnement du rachis cervical *in-vivo*. L'objectif à terme est le diagnostic et la classification des pathologies du cou.

Cette étude explicite une méthodologie de modélisation du mouvement intersegmentaire continu de flexion/extension du rachis cervical basée sur des données expérimentales *in-vivo*. Un protocole expérimental est proposé en utilisant simultanément deux techniques: les images radiographiques et les marqueurs externes du mouvement, ce qui permet l'acquisition couplée des données géométriques et cinématiques. Puis, deux modèles mécaniques du rachis cervical, modèle ostéo-articulaire et modèle musculo-squelettique, sont développés en se basant sur les hypothèses de modélisation. Ces hypothèses sont justifiées et les réponses des modèles sont confrontés avec les données expérimentales *in-vivo* ainsi la littérature.

Les résultats des études permettent la détermination non seulement des paramètres cinématiques, cinétiques associés au mouvement continu de flexion/extension, mais aussi des comportements mécaniques des segments et des composantes du rachis cervical pendant ce mouvement *in-vivo*.

Mots-clés : Rachis cervical in-vivo; Mouvement intersegmentaire continu; Modélisation; Données radiographiques couplées à mesure externe; Cinématique et cinétique; Modèle ostéo-articulaire; Modèle musculo-squelettique.

Abstract:

The cervical spine is an anatomical structure complex of the human body. It composes by the seven vertebrae, the intervertebral discs and the system of the ligaments and muscles. This structure assures many of biomechanical functions: it supports and stabilizes the head; it allows the important mobility of the head; it contains and protects the system of spinal cord.

The aim of this subject is to ameliorate the understanding of cervical spine functioning *in-vivo* for the diagnostic and the classification of the neck pathologies.

This study is methodology to modelling of the continuous intersegmental motion in flexion/extension of cervical spine based on the experimental data *in-vivo*. First, an experimental protocol is proposed by using simultaneously two techniques, the X-rays images and the external motion markers, which permits the acquisition combined by the geometrical and kinematical data. Then, two mechanical models, an osteoarticular model and a musculoskeletal model, of the cervical spine are developed by the modelling hypothesis. Finally, the hypothesis are justified and the responses of model are confronted with the experimental data *in-vivo* also the literature.

The results of this study allow determining not only the kinematic and kinetic parameters associated with the continuous motion in flexion/extension, but also the mechanical behaviour of the segments and the components of the cervical spine during this motion *in-vivo*.

Keywords: Cervical spine in-vivo; Continuous intersegmental motion; Modelling; X-rays image data combined with motion capture; Kinematics and kinetics; Osteoarticular model; Musculoskeletal model.