Étude cinématique tridimensionnelle du rachis cervical. Comparaison entre sujets Asymptomatiques et pathologiques

Luc David Boussion

▶ **To cite this version:**

Luc David Boussion. Étude cinématique tridimensionnelle du rachis cervical. Comparaison entre sujets Asymptomatiques et pathologiques. Sciences du Vivant [q-bio]. Université Claude Bernard - Lyon I, 2008. Français. NNT : . tel-00367705

HAL Id: tel-00367705
https://theses.hal.science/tel-00367705

Submitted on 12 Mar 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.

N° d'ordre 230-2008 Année 2008

THÈSE

Présentée devant l'UNIVERSITÉ CLAUDE BERNARD - LYON 1
pour l'obtention du

DIPLÔME DE DOCTORAT

(Arrêté du 30 mars 1992)
Spécialité : **BIOMÉCANIQUE**

sera présentée et soutenue publiquement le 25 Novembre 2008
par : **Luc BOUSSION**

Etude cinématique tridimensionnelle du rachis cervical. Comparaison entre sujets asymptomatiques et pathologiques.

Directrice de thèse : Mlle Laurence CHÈZE

JURY :

Mlle Laurence CHÈZE : Professeur des Universités, Université Claude Bernard Lyon 1.	Directeur
Mme. Véronique FEIPEL : Professeur des Universités, Université libre de Bruxelles.	Rapporteur
M. Pierre PORTERO : Professeur des Universités, Université Paris XII.	Rapporteur
M. François LAVASTE : Professeur des Universités, ENSAM Paris.	Examinateur
M. Gilles PERRIN : Professeur des Universités, Neurochirurgien Université Claude Bernard Lyon 1.	Examinateur
M. Jean Pierre VERRIEST : Directeur de Recherches INRETS Bron.	Examinateur

UNIVERSITE CLAUDE BERNARD - LYON I

Président de l'Université	**M. le Professeur L. COLLET**
Vice-Président du Conseil Scientifique	M. le Professeur J.F. MORNEX
Vice-Président du Conseil d'Administration	M. le Professeur J. LIETO
Vice-Président du Conseil des Etudes et de la Vie Universitaire	M. le Professeur D. SIMON
Secrétaire Général	M. G. GAY

SECTEUR SANTE

Composantes

UFR de Médecine Lyon R.T.H. Laënnec	Directeur : M. le Professeur P. COCHAT
UFR de Médecine Lyon Grange-Blanche	Directeur : M. le Professeur X. MARTIN
UFR de Médecine Lyon-Nord	Directeur : M. le Professeur J. ETIENNE
UFR de Médecine Lyon-Sud	Directeur : M. le Professeur F.N. GILLY
UFR d'Odontologie	Directeur : M. O. ROBIN
Institut des Sciences Pharmaceutiques et Biologiques	Directeur : M. le Professeur F. LOCHER
Institut Techniques de Réadaptation	Directeur : M. le Professeur MATILLON
Département de Formation et Centre de Recherche en Biologie Humaine	Directeur : M. le Professeur P. FARGE

SECTEUR SCIENCES

Composantes

UFR de Physique	Directeur : Mme. le Professeur S. FLECK
UFR de Biologie	Directeur : M. le Professeur H. PINON
UFR de Mécanique	Directeur : M. le Professeur H. BEN HADID
UFR de Génie Electrique et des Procédés	Directeur : M. le Professeur G. CLERC
UFR Sciences de la Terre	Directeur : M. le Professeur P. HANTZPERGUE
UFR de Mathématiques	Directeur : M. le Professeur M. CHAMARIE
UFR d'Informatique	Directeur : M. le Professeur S. AKKOUCHE
UFR de Chimie Biochimie	Directeur : Mme. le Professeur H. PARROT
UFR STAPS	Directeur : M. C. COLLIGNON
Observatoire de Lyon	Directeur : M. le Professeur R. BACON
Institut des Sciences et des Techniques de l'Ingénieur de Lyon	Directeur : M. le Professeur J. LIETO
IUT A	Directeur : M. le Professeur M. C. COULET
IUT B	Directeur : M. le Professeur R. LAMARTINE
Institut de Science Financière et d'Assurances	Directeur : M. le Professeur J.C. AUGROS

REMERCIEMENTS

Je remercie chaleureusement ma Directrice de Thèse le Professeur Laurence Chèze. Merci pour son enseignement, sa disponibilité, sa rigueur, son indulgence, sa convivialité et son soutien sans faille tout au long de ces longues et enrichissantes années. Merci pour sa présence et sa patience lors de nos longs et multiples échanges par internet. Ceux-ci nous ont définitivement plongés dans l'expérience de l'Université virtuelle et de son immense champ d'avenir pour la formation tout au long de la vie…….

Merci au Professeur Laurence Chèze pour m'avoir fait confiance alors que je venais d'un autre monde…. pour sa patience, entre autres dans mon apprentissage sur Matlab !

Merci à toute l'équipe du LBMC spécialement à Raphaël.

Merci à Pascal Bahuaud grâce auquel la conception et la réalisation du prototype ont pu voir le jour, merci aussi pour sa disponibilité et son aide précieuse à tous les moments importants.

Merci au Professeur Gilles Perrin, qui nous a ouvert son service de Neurochirurgie à l'Hôpital de Neuro-Cardiologie de Lyon Bron, mis à disposition une salle de consultation afin que nous puissions réaliser nos expérimentations.

Merci au Docteur Cédric Barrey Neurochirurgien, pour son accueil, sa disponibilité, son aide, sa collaboration constante à notre projet, pour son implication dans le recrutement et l'inclusion des personnes asymptomatiques et des patients qui ont participé à notre étude. Merci aussi pour ses conseils et son éclairage sur les arthrodèses et les prothèses.

Merci au Docteur Vincent Fiere Neurochirurugien pour nous avoir encouragés et confiés quelques patients.

Merci à Jean Marc, pour son témoignage d'amitié, ses conseils, ses encouragements et son aide experte.

Merci à Nordine, pour son travail sur les exploitations statistiques et sa maîtrise de Statviews….

Merci à toutes les personnes qui ont participé à l'étude.

Merci aux membres du jury d’avoir accepté de juger ce travail.

Je tiens à remercier particulièrement Nathalie et Jean-Michel pour leurs disponibilités et leurs aides précieuses malgré leurs diverses sollicitations au sein de l’IFMK.

Merci à la société Thuasne pour sa dotation financière de 3000€ qui nous a permis de financer l’achat du matériel nécessaire à la réalisation du prototype.

Que ce travail soit l’expression de mon affection à l’égard de mes parents, mes enfants, mes petits-enfants : Basile, Théa, Fantine, Robin, Tristan et Elsa…

Enfin, surtout Merci à Jacqueline pour son accompagnement tout au long de ces longues années, sa compréhension et sa patience dans les phases difficiles. C’est à elle que je dédie ce travail.

« Qu’importe l’issue du chemin quand seul compte le chemin parcouru ». David Le Breton.

SOMMAIRE

INTRODUCTION **3**

PREMIERE PARTIE

ASPECTS ANATOMO-FONCTIONNELS ET BIOMECANIQUES **7**

ANALYSE BIBLIOGRAPHIQUE **7**

CHAPITRE 1 ..... **8**

ASPECTS ANATOMO FONCTIONNELS ET BIOMECANIQUES DU RACHIS CERVICAL **8**

1. ANATOMIE **8**

1.1. LES PLANS ANATOMIQUES DE REFERENCE 8
1.2. L'ANATOMIE DU STERNUM 9
1.3. L'ANATOMIE DU RACHIS CERVICAL 10
1.4. LA MUSCULATURE CERVICALE 16
1.5. LES LIGAMENTS DU RACHIS CERVICAL 19

2. BIOMECANIQUE FONCTIONNELLE DU RACHIS CERVICAL **20**

2.1. LA MECANIQUE OSTEO-ARTICULAIRE DE LA CHARNIERE CRANIO-RACHIDIENNE 21
2.2. LES SURFACES ARTICULAIRES ATLOÏDIENNES 22
2.3. LA COMPLEMENTARITE RACHIS CERVICAL SUPERIEUR, RACHIS CERVICAL INFERIEUR 24
2.4. MECANISMES STABILISATEUR ET EQUILIBRATEUR DE LA TETE ET DU RACHIS CERVICAL EN POSITION VERTICALE 27
2.5. BIOMECANIQUE DE LA CHARNIERE CERVICO-THORACIQUE 31

3. PROPRIOCEPTION MUSCULAIRE ET OCULOMOTRICITE **32**

3.1. PROPRIETES DE LA PROPRIOCEPTION 32
3.2. LES ORGANES A LA BASE DE LA CAPTURE DES INFORMATIONS PROPRIOCEPTIVES 33
3.3. LE ROLE DE L'OCULOMOTRICITE DANS LES MOUVEMENTS DE LA TETE 34

CHAPITRE 2 ..... **36**

L'ETAT DE LA QUESTION **36**

1. LES CERVICALGIES **36**

2. LES ARTHRODESES DU RACHIS CERVICAL **41**

3. LES PROTHESES DISCALES CERVICALES : UN ETAT DE LA QUESTION **54**

4. LE WHIPLASH **73**

5. ETUDE DE LA MOBILITE CHEZ LES SUJETS ASYMPTOMATIQUES **81**

6. ETUDE DE LA MOBILITE SUR LES POPULATIONS PATHOLOGIQUES **119**

OBJECTIFS ET HYPOTHESES DE TRAVAIL **127**

DEUXIEME PARTIE

MATERIEL ET METHODES **130**

CHAPITRE 1 ..... **131**

POPULATION, MATERIEL **131**

1. POPULATION **131**
2. MATERIEL **134**

CHAPITRE 2 ..... **138**

METHODES **138**

1. METHODES D'EXPERIMENTATIONS **138**
2. METHODE DE QUANTIFICATION DES ROTATIONS DANS LES 3 DIMENSIONS DE L'ESPACE **141**
3. METHODE DE DEFINITION DES REPERES SEGMENTAIRES (« SEGMENT COORDINATE SYTEM ») **159**
4. METHODE DE DEFINITION DES AXES DE MOUVEMENT (« JOINT COORDINATE SYSTEM ») **162**
5. METHODE STATISTIQUE EMPLOYEE POUR LES COMPARAISONS DES POPULATIONS **164**

TROISIEME PARTIE

RESULTATS - DISCUSSION **166**

CHAPITRE 1 ..... **167**

RESULTATS. **167**

1. CARACTERISTIQUES DES POPULATIONS **167**
2. EFFET DU GENRE **170**
3. EFFET DE L'AGE DANS LA POPULATION ASYMPTOMATIQUE **174**
4. SYMETRIE DES MOUVEMENTS DANS LA POPULATION ASYMPTOMATIQUE **177**
5. EFFET DU GROUPE **179**
6. SYMETRIE DES MOUVEMENTS DANS LA POPULATION PATHOLOGIQUE **194**
7. VARIATION DE L'ANGLE TRAGUS **200**

CHAPITRE 2 ..... **201**

DISCUSSION **201**

CONCLUSION ET PERSPECTIVES **230**

TABLE DES FIGURES **235**

TABLE DES TABLEAUX **240**

LISTE DES ABREVIATIONS **245**

BIBLIOGRAPHIE **247**

ANNEXES **268**

ANNEXE 1 ..... **269**

LA MUSCULATURE CERVICALE 269

ANNEXE 2 ..... **280**

AMPLITUDES ARTICULAIRES DES MOUVEMENTS PRINCIPAUX DU RACHIS CERVICAL 280

ANNEXE 3 ..... **286**

METHODE STATISTIQUE 286

ANNEXE 4 ..... **288**

EXEMPLES DE COURBES SUR DIFFERENTS CYCLES DE MOUVEMENTS 288

INTRODUCTION

L'importance du rachis cervical n'est plus à démontrer. Ses fonctions sont multiples. Il assure la stabilisation de la tête et son pilotage directionnel dans les différentes activités, à la fois au service des organes des sens et de l'expression corporelle (notamment, pour exprimer les mimiques d'ordre relationnel ou émotionnel). Il joue un rôle protecteur des structures nobles tels que la moelle épinière, les gros troncs nerveux ou encore les artères carotides et vertébrales.

Ces fonctions essentielles tiennent à sa structure osseuse et aux tissus mous comme les muscles, fascias et ligaments. L'ensemble constitue une région à la fois riche et fragile.

La réalité fonctionnelle du rachis cervical lui impose une mécanique extrêmement complexe et suscite donc l'intérêt conjoint des mécaniciens et des cliniciens.

En effet, les cohortes algiques des pathologies associées à cette zone du rachis cervical et leurs conséquences sont un sujet de préoccupation constant des cliniciens et interrogent naturellement les chercheurs de ce domaine cervicalgique.

Même si les études épidémiologiques disponibles montrent des variations importantes des définitions des cervicalgies et des différences d'approches méthodologiques qui rendent les comparaisons un peu hasardeuses (Buchbinder et al., 1996 ; Rat et al., 2004 ; Côté et al., 2008), il demeure que la prévalence[1] des cervicalgies aigües et subaigües est élevée indépendamment du type de prévalence. C'est ainsi que la prévalence instantanée varie entre 14 et 43% (Mäkelä et al., 1991 ; Picavet et al., 2003), la prévalence sur une période de un an est estimée entre 21 à 54% (Bovim et al., 1994 ; Linton et al., 2000 ; Picavet et al., 2003 ; Hogg-Johnson et al., 2008) et la prévalence sur la durée de vie a été estimée à environ 70% dans les pays occidentaux (Mäkelä et al.,1991 ; Côté et al., 1998 ; Côté et al., 2000). La prévalence dans les cervicalgies chroniques est située, elle, entre 11 et 19% (Andersson et al., 1993 ; Mäkelä et al., 1991 ; Guez et al., 2002 ; Picavet et al., 2003 ; Bovim et al., 1994 ; Cassou et al., 2002) et l'on estime que 5 à 11% des patients ont une atteinte invalidante ou sévère (Urwin et al., 1998 ; Natvig et al., 2002 ; Picavet et al., 2003). L'incidence [2] a été estimée à 18 % par Croft (Croft et al., 2001) et à 7,3% chez les hommes et 12,5%

[1] Prévalence : c'est le rapport du nombre de cas d'une maladie observée à un instant donné sur la population totale.
[2] Incidence : nombre de nouveaux cas observés durant une période donnée rapportés à la population totale de référence.

chez les femmes sur une cohorte étudiée en milieu professionnel en France par Cassou (Cassou et al., 2002).

Les facteurs de risques principaux des cervicalgies sont liés aux activités de certains métiers qui imposent des postures spécifiques et généralement tensionnelles, aux facteurs psychosociaux (symptômes dépressifs, états émotionnels, travail précaire) (Côté et al., 2008) ; au fait d'être une femme (les femmes sont en effet touchées de façon prédominante par rapport aux hommes sans que l'on identifie parfaitement les causes) (Fouquet et al., 2004 ; Chiu et al., 2007 ; Hogg-Johnson et al., 2008 ; Côté et al., 2008) et aux antécédents traumatiques (Cassou et al., 2002).

Au-delà des aspects anatomo-pathologiques des cervicalgies, leur impact économique est non négligeable. Même s'il a fait l'objet de peu d'études, certaines comme celle de la « Québec Task Force » (Spitzer et al., 1995) a montré que leur coût de prise en charge correspondait à 3800 $ par patient. Une autre étude, réalisée au Pays-Bas en 1996 sur des cas prévalents (Borghouts et al., 1999), a montré que les coûts totaux sur une année étaient de 686 $ millions dont 77% de coûts indirects. Les cervicalgies constituent donc un enjeu de santé publique important, tant du point de vue clinique que du point de vue économique.

C'est probablement pourquoi la Haute Autorité en Santé (HAS) recommande l'engagement de recherches sur le sujet. En particulier pour ce qui est de la prise en charge précoce, dans le but de limiter les chronicités. A cette fin, la haute autorité a édicté des recommandations de bonnes pratiques (ANAES 2003).

Il est donc clairement évident, compte tenu des enjeux médico-économiques, qu'une recherche active s'impose pour mieux appréhender les fondements des pathologies cervicales et fournir ainsi aux cliniciens les moyens d'en réduire ou d'en prévenir les effets.

Si les enjeux sont facilement identifiables, les modalités de recherche le sont moins.

Si, par exemple, l'évaluation des mobilités active et passive du rachis cervical constitue une démarche maîtrisée du bilan et du diagnostic des cervicalgies, en revanche le déficit de mobilité est, lui, plus difficilement appréciable tant il recouvre de conditions.

Par ailleurs, si beaucoup d'études sur la quantification des valeurs angulaires des mouvements principaux ont été publiées, la grande diversité des outils, des protocoles expérimentaux utilisés et des méthodes de calcul rend les résultats de ces études difficilement exploitables. De plus, il existe peu de travaux sur les mouvements couplés aux mouvements principaux du rachis cervical.

C'est ce type de constat qui nous a conduits à proposer une analyse cinématique tridimensionnelle (3D) à partir d'un système optoélectronique de type Motion Analysis, afin d'étudier la mobilité active du rachis cervical chez des sujets Asymptomatiques versus des sujets pathologiques.

C'est ainsi que nous présenterons d'abord le protocole original que nous avons mis en place. Ce protocole inclut la proposition d'un repère thorax « rigide », l'occultation des mouvements oculaires, la matérialisation des trajectoires des mouvements et la prise en compte des mouvements compensatoires des épaules.

C'est dans ce cadre technico-méthodologique que nous avons étudié une population Asymptomatiquee. L'objectif fondamental consistait à quantifier les paramètres angulaires des mouvements principaux et des mouvements couplés afin de nous assurer de la pertinence des connaissances actuelles sur le sujet, et d'obtenir des données de base fiables pour réaliser l'étude comparative avec des populations pathologiques (patients arthrodésés, patients prothésés et patients présentant des séquelles d'un « whiplash », ou « coup de fouet cervical »).

La question était de savoir comment et suivant quelles proportions se déclinent les mouvements couplés aux mouvements principaux dans les différents plans (Sagittal : Flexion-Extension ; Frontal : Inclinaisons Latérales ; Horizontal : Rotations axiales) dans la population Asymptomatiquee et ensuite d'établir les comparaisons avec les populations « lésées » et d'en discuter les éventuelles implications.

L'objectif de ce travail était donc double. Il s'agissait d'abord de contribuer à l'élaboration d'un protocole d'étude dans un domaine méthodologiquement peu stable au niveau des recueils de données. Il convenait ensuite de tenter d'apporter « quelques » éclairages scientifiques susceptibles de favoriser, d'un point de vue fonctionnel, des approches cliniques renouvelées des pathologies « cervicalgiques ».

En résumé, au-delà d'un travail classique d'analyse de la littérature et des questions qui en découlent, notre ambition s'inscrit dans une tentative d'apport méthodologique par l'élaboration d'un protocole de recueil de données inédit, tentative elle même au service d'une lecture et d'une pratique clinique renouvelées.

Cette tentative trouve-t-elle ici un commencement de réussite ? C'est évidemment aux lecteurs spécialistes de le dire. Pour l'auteur, à elle seule, la complexité du problème a suffi à lui faire envisager autrement son approche clinique et les investigations auxquelles il semble désormais utile de se livrer pour une meilleure approche scientifique du « domaine cervicalgique ». Les principaux éléments de conclusion de ce travail viendront souligner ces perceptions et perspectives nouvelles.

PREMIÈRE PARTIE

Aspects Anatomo-Fonctionnels et Biomécaniques

Analyse Bibliographique

Chapitre 1

Aspects anatomo-fonctionnels et biomécaniques du rachis cervical

La complexité du rachis cervical n'est appréhendable de manière rigoureuse qu'à partir d'une connaissance approfondie de son anatomie et de celle du sternum. De même, on ne saurait en traiter sérieusement sans cerner la biomécanique des structures cervicales (vertèbres, disques, ligaments, muscles). Enfin, les caractéristiques biomécaniques fonctionnelles du rachis cervical sont indispensables pour aborder la complexité de son fonctionnement. C'est donc une présentation de l'ensemble de ces éléments que nous allons livrer dans ce premier chapitre.

1. Anatomie

1.1. Les plans anatomiques de référence

Dans ce chapitre nous abordons dans un premier temps la description des plans anatomiques, l'anatomie du rachis cervical et du sternum, ensuite nous traitons de la biomécanique des structures cervicales (vertèbres, disques, ligaments, muscles), enfin nous exposons les données de biomécanique fonctionnelle qui permettent d'appréhender la complexité du fonctionnement du rachis cervical.

Conformément à ces plans (plan sagittal, plan frontal et plan horizontal), le système d'axes considéré dans notre étude est, dès lors, orienté de la manière suivante (Figure 1) :

- L'axe Ox est l'axe à direction médio latérale se dirigeant vers la droite du sujet
- L'axe Oy est l'axe postéro-antérieur

- L’axe Oz est l’axe vertical ascendant

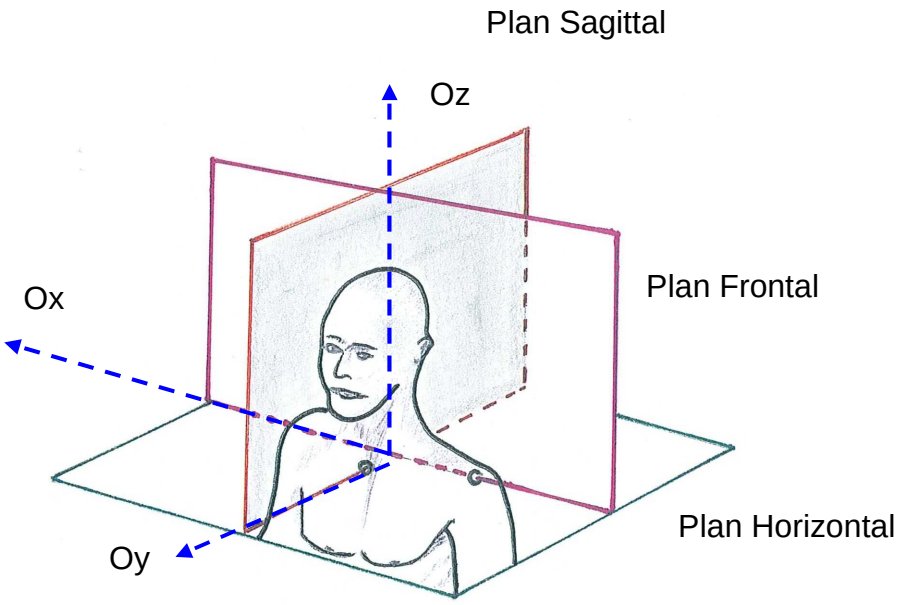


Figure 1. *Plans anatomiques de référence*

1.2. L’anatomie du sternum

Le Sternum est un os antérieur de la cage thoracique, médian, plat, impair et symétrique. Sous-cutané, il réunit les 2 ceintures scapulaires en avant à la partie médiane**.** Il s’articule, d’une part avec les côtes par l’intermédiaire des cartilages costaux, et d’autre part avec les deux clavicules par les incisures correspondantes droite et gauche

Sa forme anatomique générale est un composé embryologique de la fusion de 6 sternèbres.

Cet os est constitué de 3 parties (Figure 2) :

- Manubrium
- Corps du sternum (Th4 à Th7)
- Appendice xyphoïde (Th7 à Th10)

L’Angle de Louis est situé entre le manubrium et le corps du sternum, il est de 15°. Le sternum possède 2 facettes articulaires pour les 2 clavicules et 14 facettes pour les 14 cartilages costaux.

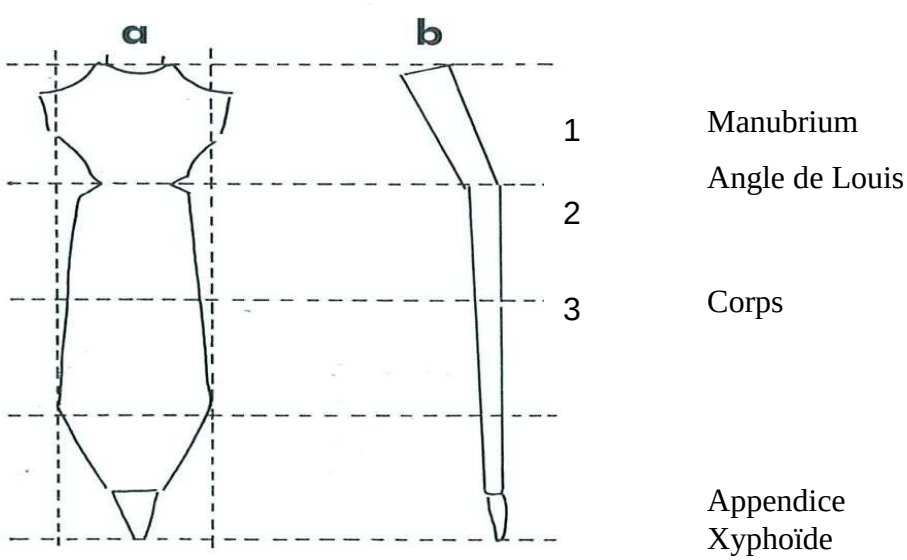


Figure 2. *D'après Dufour (Dufour M.2007). Sternum, vue de face (a) et de profil (b).*

Par ailleurs fonctionnellement, le sternum est peu mobile en mode respiratoire non accéléré. En effet, le jeu costal est absorbé par les cartilages costaux. Dans les scolioses, le sternum est le seul os du thorax à être très peu ou pas déformé. De plus, sa partie moyenne correspond à la moindre mobilité dans des conditions de respiration calme. Cette zone est en général morphologiquement représentée par une dépression sous- cutanée, laquelle est liée aux reliefs latéraux des muscles grands pectoraux chez l'homme et aux seins chez la femme. Cette zone constitue donc en général un espace cutané libre et stable favorable au positionnement de marqueurs.

1.3. L'anatomie du rachis cervical

Le rachis cervical comprend sept vertèbres (dont nous définirons le prototype) et deux parties qui sont anatomiquement et physiologiquement distinctes : **le rachis cervical supérieur et le rachis cervical inférieur** (Figure 3)**.**

Occiput

1) Cervicale Supérieure
lère Cervicale : ATLAS
2ème Cervicale : AXIS

2) Cervicale Moyenne et Inférieure
C3, C4, C5, C6, C7.

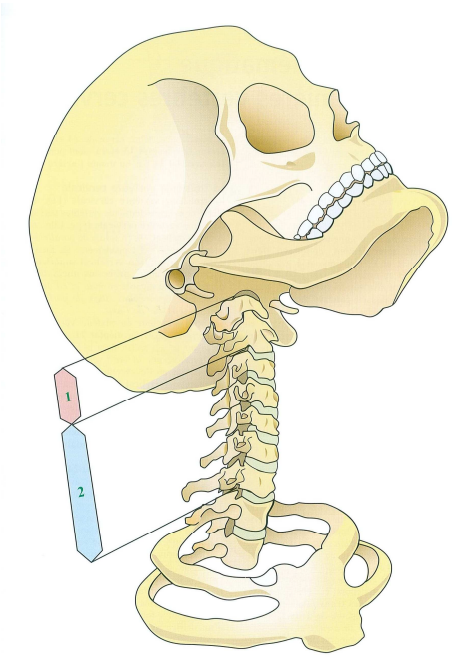


Figure 3. *D'après Kapandji (Kapandji I A. 2007). Le crâne et le rachis cervical.*

1.3.1. L'anatomie de la vertèbre de base

Troué en son centre pour permettre le passage de la moelle épinière, le foramen permet d'identifier anatomiquement deux parties de la vertèbre, l'arc antérieur (ou corp, massif), qui transmet l'essentiel du poids corporel et l'arc postérieur, plus fin, d'où naissent des processus allongés représentant des bras de levier pour les muscles et des facettes articulaires. La vertèbre est orientée en plaçant le corps en avant et la pointe de l'apophyse épineuse en arrière et en bas.

De plus, la vertèbre est composée de différents éléments (Figure 4):

1) le corps vertébral
2) les pédicules
3) les processus transverses
4) les processus articulaires postérieurs
5) les lames
6) le processus épineux.

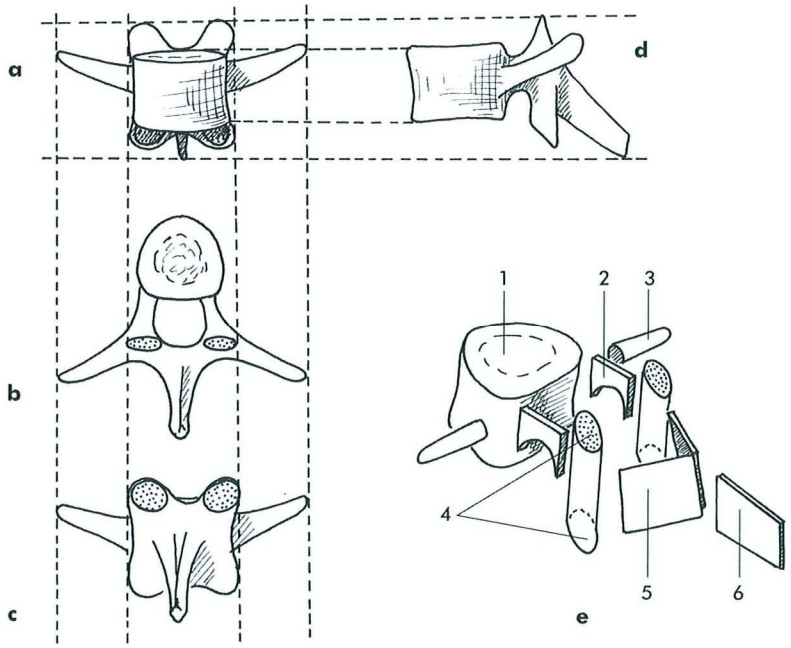


Figure 4. *D'après Dufour (Dufour M., 2007). Vertèbres types en vue antérieure (a), supérieure (b), postérieure (c), latérale (d) et postéro-latéro-supérieure en vue éclatée (e).*

1.3.2. La colonne cervicale

Elle comprend 7 vertèbres qui s'inscrivent dans une concavité postérieure, particulières, les 2 premières cervicales seront, elles, décrites à part (Figure 5).

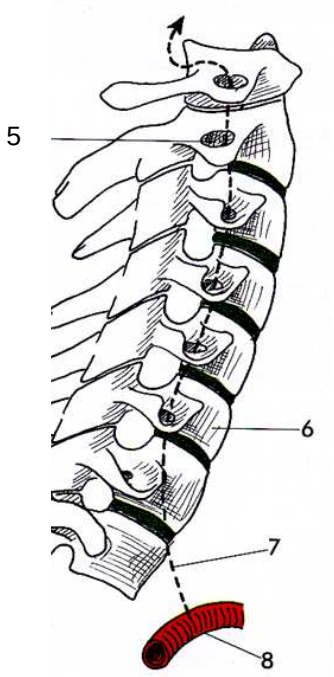


Figure 5. *D'après Dufour (Dufour M., 2007). La colonne cervicale vue de profil :*

5) foramen transversaire,

6) C6 ,

7) artère vertébrale,

8) artère subclavière.

1.3.3. Les vertèbres et les articulations cervicales.

Le corps de la vertèbre cervicale est parallélépipédique, ses faces inférieures et supérieures sont inclinées vers l'avant et limitées latéralement par des saillies ou uncus (3) pour les supérieures et par des biseaux qui leur correspondent pour les inférieures.

Ses processus transverses sont particuliers : troués, ils donnent les foramen transversaires (5) par où circule le paquet vasculo-nerveux (artères vertébrales). Ses processus articulaires postérieurs regardent en haut et en arrière (Figure 6).

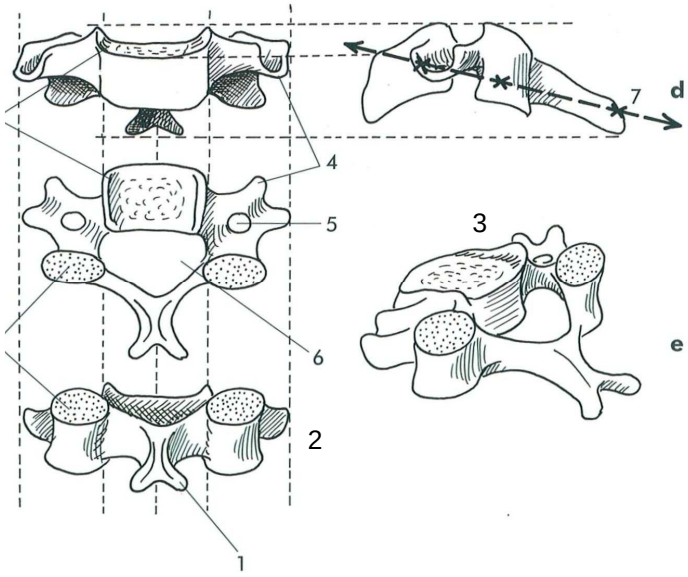


***Figure 6**. D'après Dufour (Dufour M., 2007).Vertèbres cervicales en vues antérieure (a), supérieure (b), postérieure (c), latérale (d) et postéro-latéro-supérieure en vue éclatée (e).*

1) Processus épineux
2) Processus articulaires postérieurs
3) Uncus
4) Processus transverse
5) Foramen transversaire
Foramen vertébral
6) Axe des 3 processus

Trois types d'articulations assurent le fonctionnement des vertèbres cervicales.

D'abord, les articulations inter-corporéales, avec le système discal qui est intercalé entre deux vertèbres, c'est grâce à elles et à leur importante épaisseur à ce niveau que le rachis cervical exprime pleinement sa mobilité (figure 7).

Ensuite, les articulations inter-apophysaires postérieures, qui servent de guides aux mouvements cervicaux (figure 8).

Enfin, les articulations unco-vertébrales (entre les uncus) qui, lors des mouvements, limitent les glissements latéraux des corps vertébraux. (figure 9).

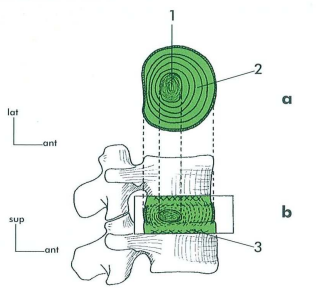


***Figure 7.** D'après Dufour (Dufour M., 2007). Les articulations inter corporéales (d'après Dufour).*

1) Nucléus pulposus
2) Annulus fibrosus
3) Plaque cartilagineuse

***Figure 8**. Les articulations inter apophysaires postérieures*

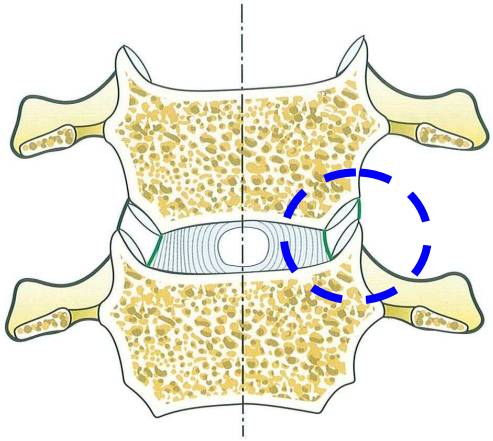


***Figure 9**. D'après Kapandji. Les articulations unco-vertébrales.*

L'occiput et la première vertèbre cervicale : ATLAS

L'occiput comporte deux facettes articulaires convexes, les condyles occipitaux, qui vont s'articuler avec la face supérieure des masses latérales de l'atlas, pour former une articulation bicondylaire.

L'atlas est en forme d'anneau horizontal (Figure 10). Il comporte deux masses latérales (2), dont les parties supérieures concaves s'articulent avec les surfaces articulaires de l'occiput qui sont inversement conformées.

Les surfaces articulaires inférieures s'articulent avec les surfaces de l'axis (2ème cervicale). A la partie antérieure de l'anneau se trouve une surface articulaire qui, elle, s'articule avec la dent de l'axis (8).

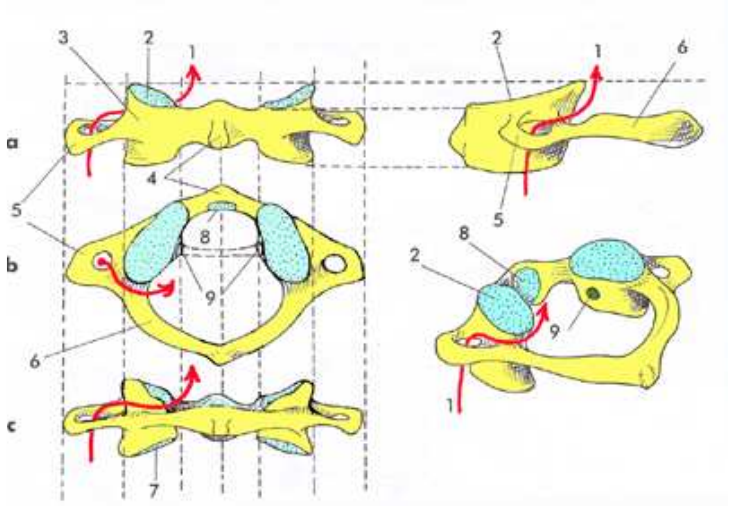


***Figure 10**. D'après Dufour (Dufour M., 2007). Configuration de l'atlas (première cervicale)*

La deuxième vertèbre cervicale : AXIS

L'axis présente (Figure 11), en avant, la dent (2) qui s'articule par ses surfaces (7) avec l'atlas constituant ainsi une liaison pivot. Latéralement, elle présente, situées en avant de la vertèbre, deux surfaces articulaires, dont les supérieures convexes (3) s'articulent avec l'atlas et les inférieures (4) avec la 3ème cervicale et sont placées en arrière de la vertèbre. Ceci permet ainsi de récupérer le porte à faux mécanique constitué par la situation de la tête placée en avant du rachis cervical.

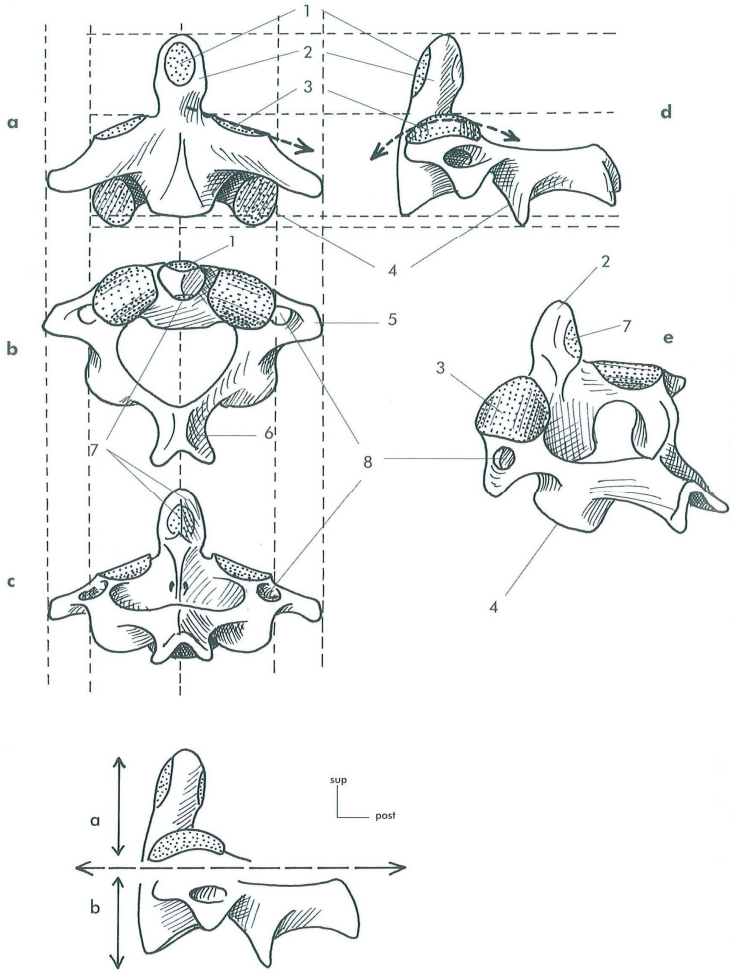


Figure 11. *D'après Dufour (Dufour M., 2007). L'axis (2ème cervicale) en vues antérieure (a), supérieure (b), postérieure (c), latérale (d), et postéro-latéro-supérieure en vue éclatée (e).*

a) conformée pour le rachis supérieur
b) conformée comme les vertèbres du rachis inférieur

1) Facette pour C1

2) Odontoïde

3) Processus articulaires postérieurs

4) Processus articulaires inférieurs

5) Processus transverse

6) Processus épineux

7) Facette pour le ligament transverse

8) Foramen transversaires

1.4. La musculature cervicale

Le muscle squelettique se caractérise par deux composantes active et passive. Il présente le comportement des structures biologiques : la non-linéarité et la viscoélasticité.

La musculature du rachis cervical est peu étudiée au plan biomécanique. Il est néanmoins possible d'en indiquer quelques caractéristiques : certains muscles ont une part tendineuse importante, leur longueur est fonction de leur situation, les plus courts sont situés en profondeur. Par ailleurs, leur taille et leur longueur ne seraient pas proportionnelles à la taille et au poids des individus.

Disposée en plans successifs, de la profondeur à la superficie, la musculature cervicale est abondante. On trouve des muscles courts et des muscles longs qui peuvent être soit mono-articulaires, soit poly-articulaires.

Le rôle de ces muscles peut être expliqué ou à tout le moins décrit en tenant compte à la fois de leur origine, de leur terminaison, de leur situation et de leur longueur. Une brève présentation en permet une appréhension suffisante à ce stade de notre description (une proposition détaillée est proposée en **Annexe 1**).

1.4.1. Les muscles rachidiens céphaliques

Nous pouvons distinguer les muscles rachidiens céphaliques et parmi eux les antérieurs, les postérieurs, les courts et les longs. Les muscles courts mono-articulaires ou bi-articulaires ont pour vocation la prise en charge des mouvements de faible amplitude et du verrouillage localisé des structures articulaires concernées.

Ces muscles saturés de capteurs proprioceptifs jouent un rôle important dans les ajustements de la dynamique intrinsèque ou posturale de la tête et dans les adaptations proprioceptives oculo crânio-cervicales. De plus, ils ont un rôle inducteur dans la sommation des muscles longs ou des chaines musculaires plus puissantes.

1.4.2. Les muscles rachidiens cervico-cervicaux et thoraco-cervicaux

Les muscles courts ont une vocation de serrage et de verrouillage des structures qu'ils pontent. Ils jouent aussi en quelque sorte le rôle de ligaments actifs. Les muscles longs, constitués de fibres longitudinales plutôt à orientation verticale, sont des érecteurs du rachis. Ils travaillent de façon chaînée, prenant ainsi de multiples points d'appui sur le rachis. Ce sont des muscles antigravitaires par excellence, ils conditionnent pour partie la posture érigée.

1.4.3. Les muscles scapulo-cervicaux et scapulo-thoraciques

Ces muscles entretiennent la relation fonctionnelle entre le rachis cervical et l'articulation scapulo thoracique. Il est à noter le travail important en suspension du levator scapulae et du trapezius superior dont l'action résultante se traduit par une sollicitation en compression par le trapezius sur la charnière cervico thoracique et par un haubanage postérieur par le levator scapulae. Il est également à remarquer que le trapezius superior possède une zone losangique fibreuse en regard de la charnière cervico thoracique dont l'action résultante à ce niveau consiste à plaquer et à fixer cette charnière. Quant au rhomboïdeus minor, il fixe d'une part la scapula au rachis cervical et sert d'autre part d'axe « fixe » à la scapula pour tous ses mouvements de rotation par rapport au thorax.

1.4.4. Les muscles cervicaux

Peu nombeux sont les auteurs qui donnent les sections et les bras de levier pour les muscles du rachis cervical (Moroney et al., 1984 ; Mayoux-Benhamou et al., 1989 ; Yamaguchi et al., 1990).

Van Ee et collaborateurs (Van Ee et al., 2000) mesurent pour 24 groupes musculaires la longueur des sarcomères, les points d'insertion et l'angle de pennation sur 6 cadavres, et leur volume sur coupes IRM sur 6 volontaires (âge moyen 21,2 ans). La majorité des muscles est considérée comme fusiforme, avec des angles de pennation inférieurs à 3°, à l'exception du trapèze. La longueur des fibres représente 72,6 ± 9,4 % de la longueur totale. La longueur moyenne des sarcomères est de 2,66 micromètres avec un écart type relativement faible pour l'ensemble des muscles.

Même si cet auteur souligne que les volumes mesurés sur IRM sont en moyenne plus importants de 64 % que ceux mesurés lors des dissections in vitro, avec des maximums à 128 %, les données qu'il présente constituent une base de connaissance utile, dans la mesure où il est couramment admis que la puissance d'un muscle est proportionnelle à son volume.

Tableau 1. Section moyenne (male 50ème percentile ; en cm^2) des muscles du rachis cervical d'après Van Ee (Van Ee et al., 2000)

Groupe	Muscle	Section
Splénius	Splénius capitis Splénius cervicis	3,09 1,43
Semispinalis	Semispinalis capitis Semispinalis cervicis	5,52 3,06
Trapézius	Fibres supérieures Fibres verticales Fibres horizontales	13,73 3,77 9,96
Longissimus	Longissimus capitis Longissimus cervicis	0,98 1,49
Ilio costalis		1,04
Obliqus	Obliqus capitis superior Obliqus capitis inferior	0,88 1,95
Levatore scapulae		3,12
Rectus capitis	Rectus capitis anterior Rectus capitis posterior	1,68 0,92
Rhomboïdéus	Rhomboïdéus major Rhomboïdéus minor	2,46 1,02
Strenocleidomastoïdéus		4,92
Longus capitis		1,37
Scalenus	Scalénus anterior Scalenus médius Scalenus posterior	1,88 1,36 1,05
Hyoïdéus	Omo-hyoïdéus Sterno-hyoïdéus Sterno- thyroïdéus Thyroïdéus	0,75 0,58 0,65 0,37

1.5. Les ligaments du rachis cervical

Le rachis cervical est doté, sur la face antérieure, des corps vertébraux, du ligament longitudinal antérieur et, sur sa face postérieure, du ligament longitudinal postérieur. Les lames vertébrales sont unies par les ligaments jaunes. Les ligaments inter-épineux et transverse complètent le dispositif. Cependant, deux structures jouent des rôles mécaniques majeurs que nous détaillerons dans l'approche biomécanique. Il s'agit du ligament nucal et des structures ligamentaires du rachis sous occipital dont nous présentons ici les schémas (Figure 12 et 13).

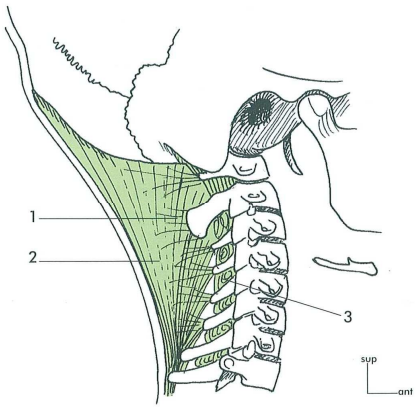


***Figure 12**. D'après Dufour (Dufour M., 2007). Ligament nucal.*

1. *fibres antéro-postérieures*
2. *fibres verticales*
3. *ligament inter épineux*

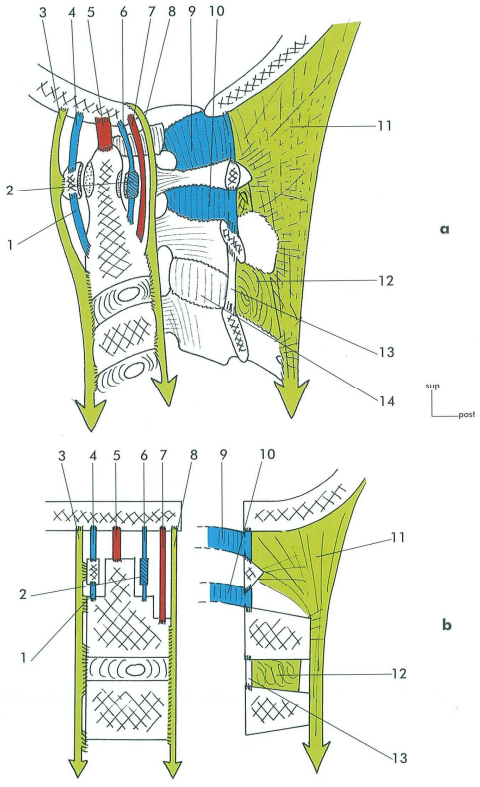


***Figure 13**. D'après Dufour (Dufour M., 2007). Ligament de la jonction crânio cervicale en coupe sagittale (a) et caricaturée (b).*

1. *membrane atlanto axoidienne antérieure*
2. *ligament transverse*
3. *ligament longitudinal antérieur*
4. *membrane atlanto- occipitale antérieure.*
5. *ligament de l'apex*
6. *partie supérieure du faisceau longitudinal du ligament cruciforme*
7. *membrane tectoria*
8. *ligament longitudinal postérieur*
9. *membrane atlanto-occipitale postérieure*
10. *membrane atlanto-axoïdienne postérieure*
11. *ligament nucal*
12. *ligament inter épineux*
13. *ligament jaune*
14. *capsule du processus articulaire postérieur*

2. Biomécanique fonctionnelle du rachis cervical

Lorsqu'on étudie l'anatomie du rachis cervical, on distingue le rachis cervical supérieur du rachis cervical inférieur. Cette distinction reste totalement pertinente lorsqu'on étudie la cinématique.

Dans le cadre de la répartition des mouvements du rachis cervical, pour l'essentiel, **la flexion extension** se répartit entre l'occiput et l'atlas dans le rachis cervical supérieur et répond au modèle mécanique représenté par la figure 14. Environ 40 ° d'amplitude correspondent au rachis supérieur (un mouvement de faible amplitude existe entre l'atlas et l'axis) le reste de l'amplitude est réparti dans le rachis cervical moyen et inférieur.

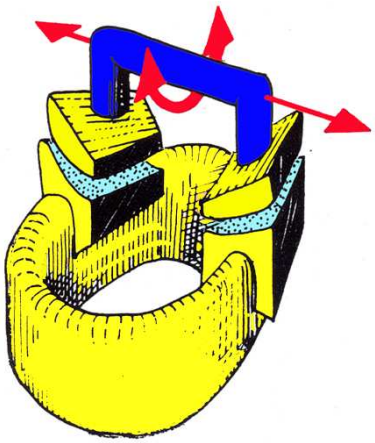


***Figure 14**. Modèle mécanique de l'articulation entre l'occiput et l'atlas.*

L'inclinaison latérale se situe pour une faible part entre l'occiput et l'atlas pour le rachis cervical supérieur, et pour une plus grande part dans le rachis cervical moyen et inférieur.

La rotation se fait pour une moitié entre l'atlas et l'axis et pour l'autre moitié dans le rachis cervical moyen et inférieur.

2.1. La mécanique ostéo-articulaire de la charnière crânio-rachidienne

La charnière crânio-cervicale est l'une des plus atypiques de toutes les jonctions vertébrales (An et al., 1999). Elle est, en effet, dépourvue de disque et est donc peu fatigable à la répétition des mouvements, lesquels sont très fortement conditionnés par la morphologie ostéo-cartilagineuse.

Les interlignes sont très composites et intègrent une articulation bi-condylaire, des surfaces planes à morphologie particulière (sur l'atlas), une trochoïde avec l'odontoïde et une syndesmose avec le fibro-cartilage du ligament transverse.

L'ensemble peut être assimilé mécaniquement à un cardan qui permet d'orienter la tête dans tous les sens. Il est à noter les importantes amplitudes de flexion entre C0 et C1 et de rotation entre C1 et C2.

Le passage du bulbe nécessite une structure qui dégage le foramen magnum du rachis cervical supérieur, ce que permet l'atlas intercalé en ménisque osseux entre le crâne et l'axis. L'inclinaison de l'odontoïde facilite également ce passage. Ses particularités mécaniques sont en effet non-négligeables, notamment sa section légèrement ovalaire qui permet de reculer le centre de rotation des mouvements entre C1 et C2 (Figure 15) et d'éviter le cisaillement de l'axe nerveux.

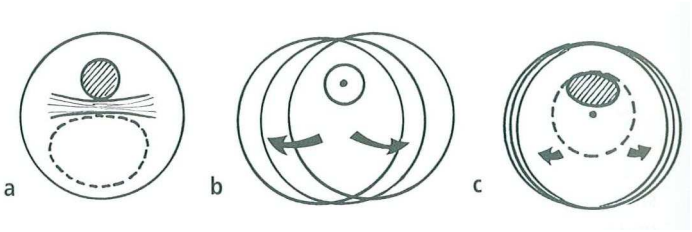


Figure 15*. D'après Dufour (Dufour M., Pillu M., 2005). L'odontoïde (grisé sur le schéma) est en avant de l'atlas (a). Si sa section était circulaire, il en résulterait un cisaillement entre C1et C2, dommageable pour le passage médullaire (b). Une section ovalaire (c) fait reculer le centre de rotation et réduit beaucoup le cisaillement.*

Son grand axe est légèrement oblique en arrière et sa surface antérieure est convexe non seulement transversalement mais aussi verticalement (Maestro et al., 1985) (Figure 16).

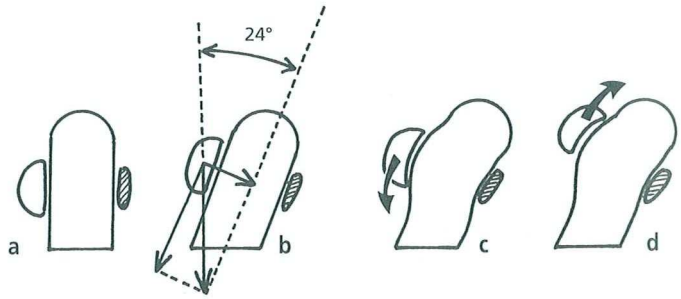


***Figure 16**. D'après Dufour (Dufour M., Pillu M., 2005). L'odontoïde est coincée entre l'arc antérieur de l'atlas et le ligament transverse (hachuré) (a). Son grand axe est incliné en arrière en moyenne de 24°(b) et sa surface antérieure est légèrement convexe verticalement, ce qui permet un jeu en flexion (c) et en extension (d).*

Ces deux caractéristiques et la faible déformabilité du ligament transverse cruciforme permettent de faibles mouvements de flexion/extension entre C1 et C2.

2.2. Les surfaces articulaires atloïdiennes

La jonction occipito-atloïdienne C0/C1 met en contact les surfaces convexes de l'occipital et les surfaces concaves de l'atlas. Elle n'est ni congruente ni concordante à la partie postérieure, le rayon de courbure est plus court pour C0 et plus long pour C1 (Figure 17), (Maestro et al., 1985).

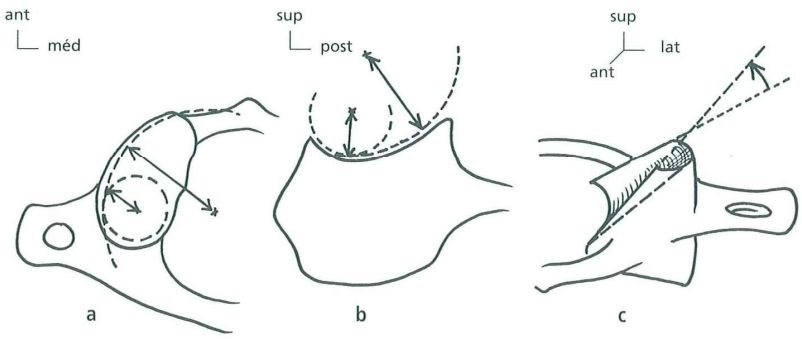


***Figure 17**. D'après Dufour (Dufour., Pillu M., 2005). Dans le plan transversal (a), la fossette articulaire supérieure de l'atlas est ovalaire : son rayon de courbure antérieur est plus grand que le postérieur. Dans le plan sagittal (b), c'est le rayon de courbure antérieur qui est plus petit. Dans le plan frontal (c), on observe que la partie antérieure est plus verticale que la postérieure.*

La jonction atloïdo-axoïdienne C1/C2 met en rapport des surfaces planes côté C1 et légèrement convexes sagittalement côté C2. L'épaisseur du cartilage étant plus marquée à la partie moyenne, il en résulte un rapport biconvexe qui autorise une flexion/extension de faible amplitude.

En revanche, dans le plan frontal, la rectitude rend difficiles les inclinaisons latérales (Figure 18) (Ross et al., 1999).

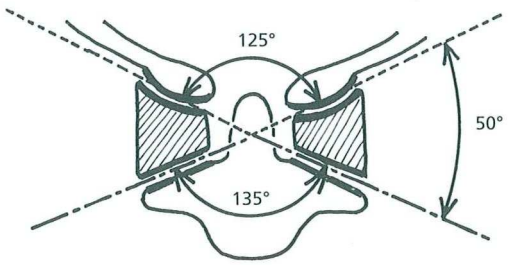


Figure 18*. D'après Dufour (Dufour M., Pillu M., 2005). La double diagonale des interlignes C0-C1 et C1-C2, sans disque, est un facteur de stabilité osseuse très important (traits pleins (tangents aux plateaux supérieurs des masses latérales de l'atlas) et pointillés (tangents aux condyles occipitaux) ne sont pas alignés).*

Pour la flexion-extension, les axes de rotation passent en regard des condyles occipitaux pour C0/C1 et au niveau du ligament transverse pour C1/C2. Les courbures sagittales inverses entre l'occipital et l'atlas rendent plus facile l'extension que la flexion. Même si, la première est freinée et par la verticalité plus marquée de la partie antérieure de C1 et par la convergence des surfaces droite et gauche (Orsini et al., 1981 ; Schloten et al., 1985). Pour les inclinaisons latérales, l'axe de rotation antéro-postérieur est situé en regard de l'odontoïde (Vanneuville et al., 1980).

Pour les rotations, l'axe de rotation vertical passe en arrière du processus odontoïde. La surface, par la géométrie de l'odontoïde (à tendance ovalaire), minimise le cisaillement de l'axe nerveux (Rude et al., 1989).

Ce mouvement de rotation s'accompagne d'un rapprochement du bloc occiput, atlas, axis, en raison du contact biconvexe des surfaces de C1/C2 (Le Roux et al., 1998), (Figure 19).

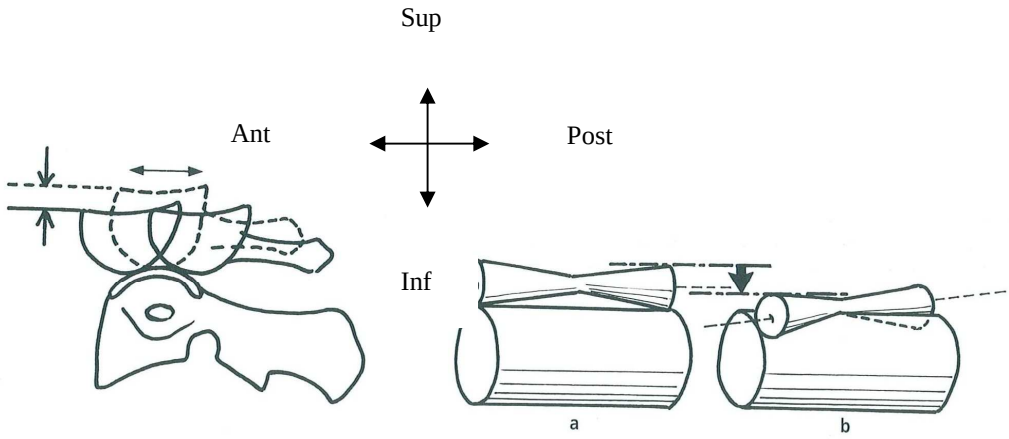


Figure 19*. D'après Dufour (Dufour M., Pillu M., 2005). Dans les rotations, les masses latérales de l'atlas viennent se placer dans la portion basse de la surface convexe de l'axis (a) ; il s'en suit un léger abaissement (b), comme si l'on faisait pivoter un cylindre rétréci en son milieu sur un autre cylindre.*

L'amplitude rotatoire est permise par les insertions écartées des ligaments alaires sur l'occipital, mais ces mêmes ligaments freinent la fin d'amplitude par leur mise en tension (Figure 20).

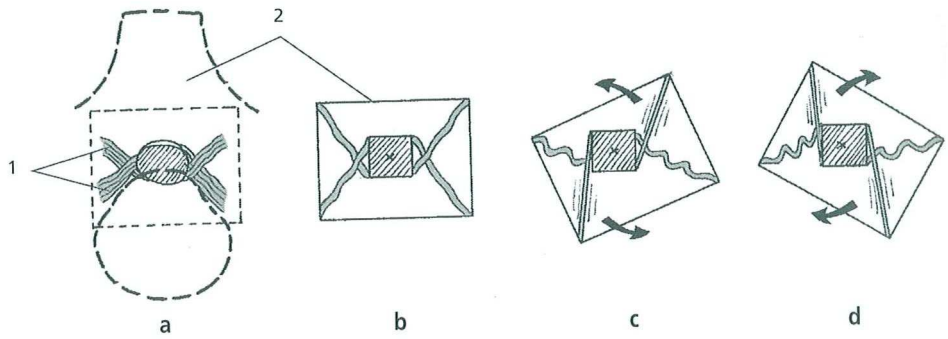


Figure 20*. D'après Dufour (Dufour M., Pillu M., 2005). Les deux faisceaux entrecroisés des ligaments alaires (1), freinent les rotations de l'occipital (2) sur le rachis cervical supérieur, dans les deux sens (a). En pointillé gras : l'occipital, en pointillé maigre le cadre servant à la schématisation. (c) rotation à gauche, (d) rotation à droite de C1.*

2.3. La complémentarité rachis cervical supérieur, rachis cervical inférieur

Lors de l'inclinaison latérale du rachis cervical moyen et inférieur (compte tenu du plan dans lequel se trouvent d'une part les processus articulaires postérieurs et

d’autre part la colonne cervicale), une rotation de même sens lui est associée (Figure 21). Lors de la rotation, c’est une inclinaison de même sens qui lui est associée.

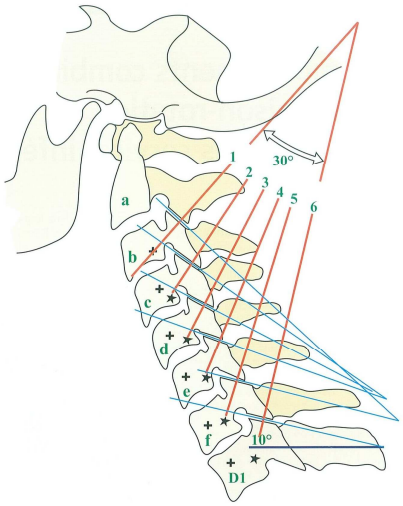


Figure 21. *D’après Kapandji. Disposition des processus articulaires (inclinaison sur l’horizontale des articulations apophysaires postérieures en bleu). L’inclinaison latérale induit de la rotation de même sens et vice versa pour la rotation (Harrison et al, 2000b).*

Si l’ensemble des articulations du rachis se comportait de façon identique, il serait impossible de faire une rotation inclinaison du rachis cervical et dans le même temps de garder le regard horizontal. Or, toutes les combinaisons de positions et de nombreuses expressions mimiques sont observées chez l’homme et font la particularité du rachis cervical grâce à la complémentarité des mouvements du rachis cervical supérieur. Le rachis cervical supérieur utilise en effet différentes solutions mécaniques pour effectuer sa rotation (Figure 22) facilitée par la géométrie des surfaces articulaires entre l’atlas et l’axis, toutes les deux convexes.

Ainsi, par sa mécanique en joint de cardan, ses capacités de mouvements fins et coordonnés par une proprioception musculaire évoluée, le rachis présente une remarquable adaptabilité.

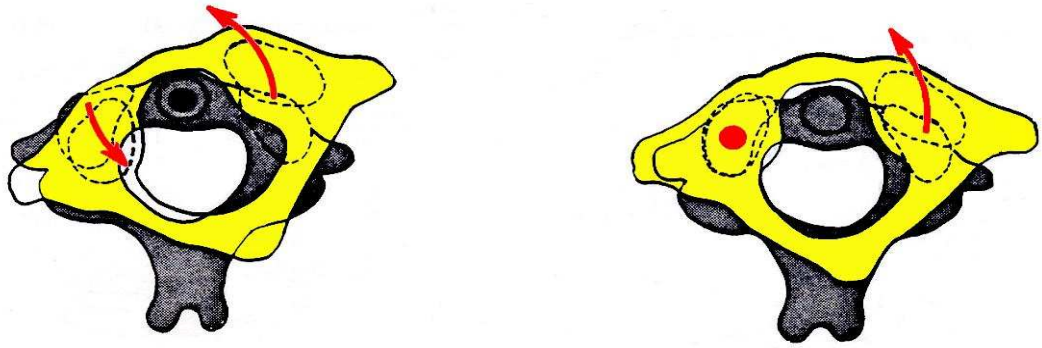


***Figure 22**. Les possibilités mécaniques d'organisation de la rotation entre l'atlas et l'axis.*

Ainsi, a-t-on la possibilité de toucher son épaule avec le menton lorsque la rotation dans l'articulation entre l'atlas et l'axis se fait dans le même sens que l'inclinaison (Figure 23 A). On peut également regarder en avant en inclinant le cou (Figure 23 B), comme regarder le ciel en inclinant le cou lorsqu'on augmente sa rotation (Figure 23 C).

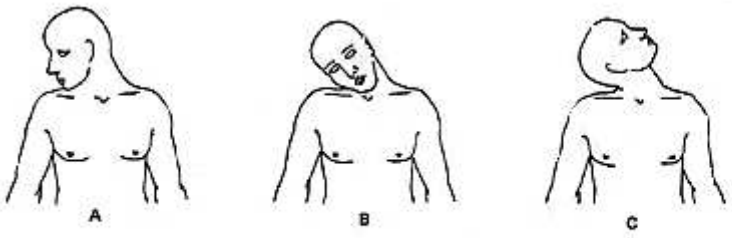


***Figure 23**. Combinaisons gestuelles à partir des mouvements d'inclinaison et de rotation cervicale*

L'homme peut réaliser de nombreuses postures et peut s'adapter à de nombreuses situations avec l'ensemble de son rachis cervical à condition que les deux structures représentées par le rachis cervical supérieur et inférieur soient intègres et mobiles.

2.4. Mécanismes stabilisateur et équilibrateur de la tête et du rachis cervical en position verticale

Dans la position verticale, deux éléments, qui sont à prendre en compte, exercent des contraintes négatives. D'une part, le poids de la tête qui va majorer la courbure cervicale en la tassant, le cou a alors tendance à se plier sur l'arrière (Figure 24). D'autre part, la ligne gravitaire de la tête, laquelle passe en avant de l'axe de sa liaison avec le rachis, ce qui tend à une flexion de la tête et du cou vers l'avant.

Cependant, la ligne gravitaire de la tête passant juste en avant du rachis cervical, le bras de levier du poids de la tête est faible par rapport au rachis et cette force est donc facile à équilibrer par une force musculaire faible.

En revanche, le bras de levier augmentant en partie cervicale inférieure, le poids en charge augmente également ; on va alors trouver un procédé d'équilibration qui se traduira par le développement du processus épineux de C7 qui servira de levier au système musculaire, facilitant ainsi l'équilibration.

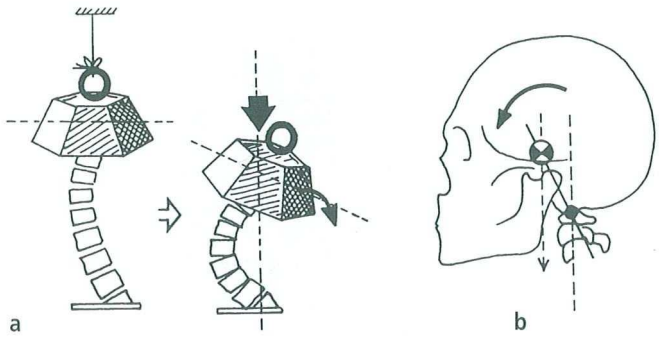


***Figure 24**. D'après Dufour (Dufour M, Pillu M. 2005). La lordose physiologique tend à s'accentuer avec le poids de la tête (a). La situation légèrement antérieure de la ligne gravitaire de la tête tend à provoquer la flexion du cou (b). Ces deux mécanismes se combinent et s'équilibrent.*

Il est à noter qu'en plan sagittal, le Longus Colli va avoir tendance à s'opposer à la flexion du rachis cervical et qu'un système de haubanage postéro-antérieur limitera cette flexion avec, par exemple, le muscle élévateur de la scapula.

Dans le plan frontal, cet équilibre se situe autour de la position verticale symétrique qui est la seule position qui permette un équilibre peu coûteux en énergie musculaire.

La stabilité passive au niveau C0/C1 est très favorable à l'équilibre. En effet, il y a un empilement bien centré entre la tête et l'occipital. Au niveau C1/C2 en plan

sagittal, le contact des surfaces est plat par rapport à convexe ce qui n'apporte aucune stabilité. De plus, il existe un décalage dans l'empilement des deux vertèbres qui induit une tendance à la bascule postérieure de C1 (Figure. 25) ce couple de renversement est particulièrement équilibré par le système ligamentaire.

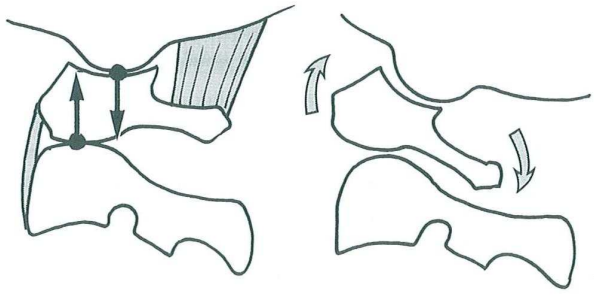


***Figure 25**. D'après Dufour (Dufour M., Pillu M., 2005). Il existe un décalage entre l'aplomb de C0-C1 et celui de C1-C2, ce qui tend à faire basculer C1 en extension.*

Dans le plan transversal, la stabilité passive est d'ordre capsulo-ligamentaire, en particulier avec les ligaments alaires.

Pour l'ensemble de la charnière crânio-cervicale, la puissance de l'environnement ligamentaire et l'absence de disque créent une situation d'équilibre favorable grâce à un faible bras de levier gravitaire.

Lorsqu'il y a des variations positionnelles en inclinaison, le bras de levier augmente beaucoup moins que pour le reste du rachis cervical et le recours à la stabilisation active reste modéré.

En extension, le bras de levier gravitaire diminue et peut éventuellement passer en arrière du rachis (Figure 26).

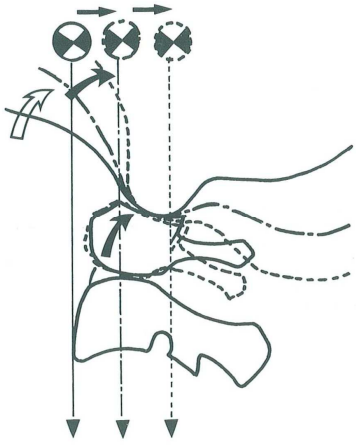


***Figure 26.** D'après Dufour (Dufour M, Pillu M. 2005). En position neutre le centre de gravité de la tête est légèrement antérieur. En extension de C0-C1 (tirets), il recule un peu.*
Avec l'extension de C1-C2 (pointillé), il recule encore plus.

La stabilité active en situation statique, est assurée par une faible participation des muscles sous-occipitaux qui suffit à maintenir l'équilibre.

Lorsqu'il y a des contraintes plus importantes, dans le cas de la conduite automobile par exemple, cette musculature doit être particulièrement renforcée pour maintenir l'équilibre de la tête.

En situation dynamique, ces éléments interviennent avec tous les éléments de la chaine musculaire la plus longue possible, c'est-à-dire en additionnant les forces développées par les muscles des régions les plus éloignées de l'axe du mouvement, muscles qui sont les plus puissants.

Les contraintes de charge sont transmises d'une part par les processus articulaires postérieurs et d'autre part par le système en baïonnette architectural entre l'atlas et l'axis.

Une partie des contraintes est aussi absorbée par l'odontoïde qui joue plus qu'un rôle de pivot, comme l'a montré Maestro (Maestro et al., 1986), (Figure 27).

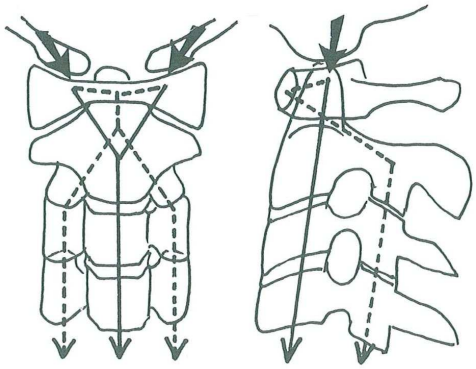


Figure 27*. D'après Dufour (Dufour M, Pillu M. 2005). Transmission des contraintes (d'après Maestro) : l'odontoïde n'est pas un simple axe de rotation mais aussi un os porteur.*

Sur le plan ostéo-articulaire, les apophyses articulaires postérieures et leurs appuis décalés en postéro-latéral constituent un élément favorable à la stabilité.

Sur le plan musculaire, c'est surtout un système de type haubanage avec essentiellement les muscles scalènes qui va assurer l'équilibre en plan frontal.

En plan transversal, tant que la rotation se situera dans la colonne cervicale haute, cet équilibre sera facilement maintenu. En revanche, lors d'efforts de rotation importants, cet équilibre sera facilement rompu, ou en tous les cas difficile à maintenir, car les muscles dynamiques qui servent à générer des rotations importantes sont relativement fatigables.

En revanche, lorsqu'on s'éloigne de cette position verticale, les contraintes vont forcément augmenter. Plusieurs phénomènes sont à l'origine de ce processus.

Tout d'abord, lorsqu'on effectue une flexion cervicale basse, les processus articulaires sont découverts et vont, par voie de conséquence, diminuer la surface de répartition de la charge. Ces effets ont été chiffrés (Onan et al., 1998). Les valeurs en fonction des vertèbres considérées sont données dans le tableau ci-dessous (Tableau 2) :

Tableau 2. Découvrement des surfaces articulaires postérieures (Onan et al., 1998)

Niveau	Diminution de surface	Décalage des bords de l'interligne
C2-C3	24%	3 mm
C3-C4	27%	3,5 mm
C4-C5	41%	5 mm
C5-C6	53%	6,5 mm
C6-C7	44%	5,5 mm

Ainsi, l'augmentation du bras de levier gravitaire liée à certaines positions professionnelles, par exemple chez les garagistes travaillant sous un véhicule ou chez les chirurgiens-dentistes, rend ces positions particulièrement contraignantes car elles sollicitent de façon statique et très prolongée une musculature périphérique qui a une vocation plus dynamique (Harrison et al., 2001).

Ceci entraîne très fréquemment des changements répétés de posture ayant pour objectif d'atténuer l'inconfort. Ces changements vont, au fur et à mesure du temps, diffuser les conséquences des contraintes à plusieurs régions et faire apparaître ainsi des contractures musculaires qui vont retentir sur le niveau cervico-thoracique, voire sur le niveau inter-scapulaire (Pintar et al., 1995 ; Jager et al., 1997).

En résumé, il est possible de considérer que le maintien de l'équilibre vertical impose peu d'efforts et ce, même lors de ports de charges importantes comme l'ont montré Heglund (Heglund et al., 1995).

Lorsque le port n'est pas vertical, il doit toujours rester dans l'axe pour être économique. C'est ce qui se produit, par exemple, avec le port de charges grâce à un bandeau frontal utilisé par les sherpas (Bastien et al., 2001).

D'une façon générale, la fatigue des muscles postérieurs apparait rapidement avec les inclinaisons fréquentes dans les situations quotidiennes, ce qui amène les individus à trouver des solutions qui utilisent des supports. C'est ainsi, par exemple, que l'inclinaison antérieure est souvent soulagée par un appui mentonnier, l'inclinaison

latérale par un appui mandibulaire ou un appui temporal, et l'inclinaison postérieure par un repose-tête.

2.5. Biomécanique de la charnière cervico-thoracique

La vocation fonctionnelle de la charnière cervico-thoracique se caractérise par une zone de freinage de la cinétique cervicale qui est liée à la relative rigidité thoracique.

La ceinture scapulaire et les membres supérieurs, qui sont appendus, augmentent la contrainte sur la charnière cervico-thoracique. La mobilité de cette charnière est faible.

Deux types de contraintes existent au niveau de cette charnière en rapport d'une part avec le port de tête et le poids de la ceinture scapulaire et d'autre part en rapport avec la grande amplitude de mobilité du cou lors de la flexion de la tête.

La charge tend à faire basculer C7 en avant de T1. Elle s'applique sur un plan oblique et se décompose en une force exerçant une compression axiale sur T1 et en une force de cisaillement antérieur se répercutant sur le système discal.

La première contrainte ne pose aucun problème particulier en revanche la seconde est dangereuse pour le disque, car peu retenue par les processus articulaires postérieurs qui sont inclinés à 10° sur l'horizontale.

On comprend que ces types de contrainte rendent nécessaires des appareils stabilisateurs, aussi bien passifs par les ligaments longitudinaux antérieur et postérieur, qu'actifs par la participation des muscles qui chevauchent cette charnière sur chacune de ses faces.

Les mouvements cervicaux, du fait du poids de la tête à l'extrémité du rachis cervical, se font avec une accélération qui demande un freinage relativement conséquent de la charnière C7/T1. Ceci explique vraisemblablement ici le rôle du ligament nucal.

Les rotations engagent les mêmes processus.

3. Proprioception musculaire et oculomotricité

Le rachis cervical occupe une place particulière dans la fonction d'équilibration des sujets humains : les muscles sous-occipitaux sont particulièrement riches en récepteurs proprioceptifs (Taylor et al., 1988).

Siège d'un système sensoriel dense, sa participation aux fonctions d'équilibration est connue. En effet, des travaux récents laissent envisager le rôle déterminant des afférences cervicales dans le contrôle de la posture (Pierrot-Deseilligny et al., 2005).

3.1. Propriétés de la proprioception

La proprioception présente trois propriétés :

1) La sensibilité à la position (statesthésie) qui informe continuellement sur les angles formés par chaque articulation et donc sur la position relative des membres entre eux et par rapport au corps.

2) La sensibilité au mouvement (kinesthésie), qui correspond à une sensation à la fois de vitesse, d'amplitude et de direction. Il a été démontré que le sens kinesthésique contribuait, pour une part prépondérante, à la perception consciente du mouvement (Roll, 1981).

3) La sensibilité à la force.

L'étude de la physiologie de la proprioception comporte deux éléments : la proprioception inconsciente et la proprioception consciente.

• *La proprioception inconsciente* intervient dans le maintien de la station debout et dans les ajustements posturaux, et repose sur la mise en jeu de *voies réflexes médullaires* permettant des ajustements rapides.

• *La proprioception consciente*, support de la statesthésie et de la kinesthésie, repose sur le *traitement cortical* des informations proprioceptives.

Par ailleurs, Berthoz (Berthoz, 1978) a montré depuis de nombreuses années le rôle important de la proprioception dans le contrôle du geste. Berthoz a entre autres

travaillé sur les mécanismes des activités cérébrales qui induisent nos anticipations gestuelles. Il nous a permis de comprendre les mécanismes d'anticipation d'une trajectoire de balle ou ceux liés à la perte d'équilibre.

3.2. Les organes à la base de la capture des informations proprioceptives

Les propriocepteurs capsulo-ligamento-musculaires fournissent des informations sur les positions articulaire et musculaire de même que sur la force développée.

D'autres récepteurs, à distance de ce système musculo-squelettique, renseignent, eux, sur la position de la tête par rapport au tronc ou au cours des déplacements : **les fuseaux neuromusculaires** (récepteurs sensoriels localisés dans la partie charnue de tous les muscles striés) et l**es organes tendineux de Golgi** (récepteurs localisés au niveau des jonctions musculo-tendineuses et muculo-aponévrotiques). Une récente étude, chez l'homme, suggère que ces derniers ne servent pas à mesurer l'amplitude des forces musculaires mais qu'ils fournissent plutôt des informations relatives à l'estimation et aux variations de la force de contraction (Nicolas et al., 2005).

Les récepteurs articulaires sont eux situés dans la capsule articulaire et les ligaments. Ils comprennent les corpuscules de Ruffini, les corpuscules de Pacini et les terminaisons libres.

Les mécanorécepteurs de la peau comprennent plusieurs types de récepteurs encapsulés dans une gaine conjonctive et des terminaisons nerveuses libres. Les récepteurs encapsulés sont représentés par les corpuscules de Meissner, les disques de Merkel, les corpuscules de Pacini et de Ruffini.

Dans leur ensemble, ces récepteurs codent les différentes modalités de la déformation cutanée (étirement, frottement, pression...). Dans cette optique, chaque récepteur a une fonction particulière. Les corpuscules de Meissner et les disques de Merkel sont impliqués dans les phénomènes de discrimination spatiale, les corpuscules de Pacini sont sensibles aux oscillations mécaniques de la peau (vibrations entre 100 et 300 Hz) tandis que les corpuscules de Ruffini le sont à la direction et à l'amplitude de l'étirement.

Les afférences visuelles jouent un rôle dans la sensibilité proprioceptive, mis en évidence dans une situation de confusion entre mouvement du corps et mouvement de la scène visuelle comme, par exemple, la sensation de partir en marche arrière lorsque vous vous arrêtez à un feu rouge et que la voiture à vos côtés continue à avancer. Les centres nerveux interprètent alors le déplacement de l'image comme s'il s'agissait d'un changement de position de la tête.

Les afférences visuelles de la vision périphérique convergent avec les afférences vestibulaires, et contribuent à l'évaluation de la vitesse des mouvements de la tête. En effet, lorsque la vitesse de déplacement de la tête est constante, les cellules sensorielles des organes vestibulaires vont s'adapter et ne vont plus suffire à informer le système nerveux central des déplacements. La vision périphérique semble donc jouer un rôle à l'interface entre la perception de l'environnement et les activités motrices posturales.

Les récepteurs labyrinthiques

Les informations en provenance du système vestibulaire renseignent sur l'orientation de la tête dans l'espace. Les afférences vestibulaires indiquent aux centres nerveux supérieurs la position et les mouvements de la tête par rapport à la verticale.

3.3. Le rôle de l'oculomotricité dans les mouvements de la tête

Les mouvements de la tête et les mouvements oculomoteurs sont indissociables. En effet, un mouvement synchronisé de la tête et des yeux est nécessaire pour aboutir au but de l'oculomotricité: le centrage des images sur la fovéa (fovéation).

Les muscles extra-oculaires permettent à l'œil de se mouvoir dans n'importe quelle direction avec un maximum de 40° à partir de la position de relâchement.

Mais l'œil ne se déplace pas vers les limites extrêmes de cette amplitude. En effet, au-delà de 15-20°, ce sont les mouvements de tête qui sont mis en jeu. Ainsi, lors des mouvements de la tête existent en permanence des coordinations entre mouvements du rachis cervical, de la tête et des yeux. Ces coordinations sont régulées par le système proprioceptif du rachis cervical et particulièrement par celui des muscles sous

occipitaux (disposés dans les trois plans de l’espace) dont les actions permettent de contrôler les trois directions de l’espace.

En conclusion, il faut considérer que la proprioception repose sur des afférences multiples qui constituent des voies de traitement redondantes et convergentes et qui autorisent, en cas de défaillance de l’une d’entre elles, une compensation par d’autres voies. Cependant, à l’état normal (i.e non pathologique), chaque canal sensoriel jouerait un rôle dominant, voire exclusif. Nous verrons, dans le cadre de notre étude, que deux canaux, la vision et la proprioception musculaire, semblent dominants, c’est pourquoi nous avons choisi de limiter le poids de l’entrée visuelle pour minorer le facteur confondu lié à l’adaptation oculomotrice.

Chapitre 2

L'état de la question

1. Les cervicalgies

1.1.Épidémiologie

Les études épidémiologiques des cervicalgies sont assez nombreuses mais manquent d'homogénéité pour qu'elles puissent offrir des possibilités de comparaison rigoureuses.

En effet, les classifications utilisées par les auteurs présentent des variations dans la définition du territoire pathologique et dans la prise en compte des symptômes (Buchbinder et al., 1996). Les approches méthodologiques sont également variables et sont fonction des objectifs d'études : étiologique, pronostique (recherchant des facteurs associés à l'évolution), descriptif.

De même, au niveau de la période de référence étudiée, on observe une diversité des populations étudiées, du recueil de l'information (questionnaires, morbidité ressentie et déclarée) des examens cliniques et para-cliniques, des données disponibles sur le recours aux soins (morbidité diagnostiquée) et les conséquences professionnelles (absentéisme, reclassement et invalidité).

Prévalence et Incidence

La prévalence et l'incidence des cervicalgies sont variables en fonction des périodes sur lesquelles est considérée la survenue des symptômes.

La cervicalgie est une affection commune qui touche sur un an de 30 à 50% des adultes, de 20 à 40% des enfants et des adolescents (Hogg-Johnson et al., 2008). Les différentes définitions et approches des prévalences sont bien rapportées dans les études de Rat et Côté (Rat et al., 2004 ; Côté et al., 2008) et sont synthétisées dans le tableau ci-après (Tableau 3).

Tableau 3. Prévalence des cervicalgies

Auteurs	Pays	Age (ans)	Nb	Définition	Prévalence (%) IC (95%)	H (%) IC (95%)	F (%) IC (95%)
Leroux et al., 2005.	Canada	Actifs urgences	9496	Douleur au cours des 12 derniers mois	33,7%	NC	NC
Aasa et al., 2005.	Suède	Actifs Ambul anciers	1187	Douleur au cours des 12 derniers mois	47,4	46	53
Côté et al., 1998	Canada	20-69	2184	Douleur le jour de l'enquête	22	NC	NC
Guez et al., 2002	Suède	22-75	6001	Douleur le jour de l'enquête	43	38	48
Picavet et al.,2003	Pays bas	>25		Douleur le jour de l'enquête	21	16	25
Mäkelä et al.,1991	Finlande	>31	7217	Douleur au cours du mois écoulé	41	NC	NC
Urwin et al., 1998	Angleterre	>16	5752	Douleur au cours du mois écoulé	14	11	17
Linton et al., 1998	Suède	35-45	2305	Douleur au cours des 12 derniers mois	44	35	NC
Linton et al., 2000	Suède	35-45	2781	Douleur au cours des 12 derniers mois	NC	29	50
Bovim et al., 1994	Norvège	18-67	9918	Douleur au cours des 12 derniers mois	34	35	40
Rajala et al., 1995	Finlande	55	1008	Douleur au cours des 12 derniers mois	NC	NC	45
Picavet et al., 2003	Pays bas	>25	3664	Douleur au cours des 12 derniers mois	31	NC	NC
Leclerc et al., 1999	France	actifs	568	Douleur au cours des 6 derniers mois	40	NC	NC
Côté et al., 1998	Canada	20-69	2184	Douleur au cours de la vie	67	NC	NC
Mäkelä et al., 1991	Finlande	>30	7217	Douleur au cours de la vie	71	NC	NC
Andersson et al., 1993	Suède	25-74	1609	Douleur >à 3 mois	NC	14	19
Mäkelä et al., 1991	Finlande	>32	7219	Douleur chronique	NC	9	13
Guez et al., 2002	Suède	22-74	6000	Douleur >à 6 mois	19	16	22
Bovim et al., 1994	Norvège	18-67	7648	Douleur >à 6 mois	14	10	17
Cassou et al., 2002	France	37-52	16950	Douleur >à 6 mois	NC	8	15
Schrader et al., 1996	Lituanie	Conducteurs		Plus de 7 jours	8	9	18

Lorsque l'on s'intéresse à la prévalence instantanée, les chiffres varient de 14% à 43% (Mäkelä et al., 1991 ; Picavet et al., 2003). La prévalence sur une période d'un an est estimée entre 21 à 54% (Bovim et al., 1994 ; Linton et al., 2000 ; Picavet et al., 2003 ; Hogg-Johnson et al., 2008). La prévalence sur la durée de vie a été estimée à environ 70% dans les pays occidentaux (Mäkelä et al., 1991 ; Côté et al., 1998 ; Côté et al., 2000).

Pour ce qui est des cervicalgies chroniques d'une durée supérieure à 3 mois, leur prévalence est de 11% à 19% (Mäkelä et al., 1991 ; Andersson et al., 1993 ; Bovim et al., 1994 ; Guez et al., 2002 ; Cassou et al., 2002 ; Picavet et al., 2003).

5% des patients ont une atteinte invalidante, voire sévère (Urwin et al., 1998 ; Natvig et al., 2002 ; Picavet et al., 2003).

L'incidence a été estimée à 18 pour 100 000 habitants (Croft et al., 2001) et à respectivement 7,3 % chez les hommes et 12,5 % chez les femmes sur une cohorte étudiée en milieu professionnel en France par Cassou (Cassou et al., 2002).

Facteurs de risque

Les cervicalgies sont beaucoup plus fréquentes chez les femmes (Andersson et al., 1993 ; Bovim et al.,1994 ; Urwin et al., 1998 ; Eriksen et al., 1999 ; Leclerc et al., 1999 ; Cassou et al., 2002 ; Fouquet et al.,2004 ; Chiu et al., 2007 ; Hogg-Johnson et al., 2008 ; Côté et al., 2008).

La prévalence de la cervicalgie augmente avec l'âge, particulièrement entre la deuxième et la cinquième décennies (Cassou et al., 2002 ; Hogg-Johnson et al., 2008 ; Côté et al., 2008). Les personnes de plus de 30 ans ont 2,61 fois plus de risques de devenir cervicalgiques que les plus jeunes (Cagnie et al., 2007b).

Parmi les facteurs associés aux cervicalgies, on trouve un état de santé médiocre et une détresse psychologique (Mäkelä et al., 1991 ; Rajala et al., 1995 ; Côté et al., 2008). On trouve également des antécédents traumatiques (Mäkelä et al., 1991 ; Andersen et al., 2002 ; Guez et al., 2002).

Certaines activités sont également reconnues comme étant pourvoyeuses de cervicalgies (Fredriksson et al., 1999 ; Côté et al., 2008). Les postures statiques et prolongées, les gestes répétitifs, les rotations et flexions antérieures du tronc sont des facteurs de risque des cervicalgies (Ariens et al., 2001 ; Côté et al., 2008). Les flexions du rachis cervical, la manipulation d'un engin vibrant, les travaux mettant en jeu la force des membres supérieurs pourraient également avoir une influence.

Parmi les facteurs psycho-sociaux reconnus, on note la charge de travail importante, l'absence de soutien social, la faiblesse des responsabilités exercées et l'insatisfaction correspondante, elles-mêmes en rapport à des conditions défavorables dans le travail (Mäkelä et al., 1991 ; Fredriksson et al., 2000 ; Natvig et al., 2002 ; Ariens et al., 2001 et 2002 ; Côté et al., 2008).

Par ailleurs, lorsque l'on distingue la sévérité des symptômes en fonction de l'âge, la prévalence des cervicalgies peu invalidantes diminue avec lui alors que celle des cervicalgies plus sévères est insensible à ce critère (Côté et al., 1998 ; Côté et al., 2000).

Cassou et ses collaborateurs (Cassou et al., 2002) ont constaté que certains autres facteurs comme un travail difficile, répétitif ou encore l'absence d'activités sportives et la présence de symptômes dépressifs étaient associés à la survenue de cervicalgies. Les travaux répétitifs avec les mains constituent des facteurs associés aux cervicalgies dans les deux sexes (Walker-Bone et al., 2005).

Parmi les autres facteurs favorisant les cervicalgies on note dans les travaux de Côté (Côté et al., 2008) les contraintes physiques dans le travail, les postures assises asymétriques, la position prolongée de la tête en flexion et le travail physique intense (soulevés de poids supérieur à 25 Kg).

1.2. Impact médico-économique

Les coûts des cervicalgies peuvent résulter de la consommation des ressources médicales, de l'absentéisme ou d'une invalidité.

Dans l'étude de (Mäkelä et al., 1991), l'invalidité au travail, les capacités réduites de travail, la diminution des activités, le nombre de consultations médicales, les utilisations régulières d'analgésiques étaient plus fréquentes parmi les patients cervicalgiques.

Dans une étude transversale (Picavet et al., 2003), un peu plus de 50 % de patients avaient eu au moins un contact avec un professionnel de santé, 25,4 % avaient consommé des traitements médicamenteux et 30 % ont rapporté une limitation dans leurs activités quotidiennes mais 72,4 % n'avaient pas eu d'arrêt de travail.

Dans une autre étude de patients actifs et cervicalgiques depuis plus de 6 mois (Cassou et al., 2002), 78 % des femmes et 68 % des hommes avaient consulté un médecin, 74 % et 59 % avaient reçu un traitement et 27 % et 24 % avaient eu au moins un arrêt de travail.

Une étude effectuée à partir de la demande de remboursement des travailleurs de l'Etat de Washington (Silverstein et al., 2002), qui était menée entre 1990 et 1998, révèle quel est le profil du risque. Il s'agissait dans 44 % des cas de femmes d'âge médian 30-35 ans. Le temps moyen d'arrêt de travail était de 170 jours, de plus, 657

jours de travail étaient perdus pour 10 000 équivalents temps plein pendant la même période. Le coût médian de demande de remboursement était de 521 $ en 1998.

Une seule étude à notre connaissance (Borghouts et al., 1999), rapporte une estimation du coût des cervicalgies. Elle a été réalisée au Pays Bas en 1996 sur des cas prévalents. Les sources de données ont été extraites des registres nationaux, d'instituts de recherche et des agences de santé. Les coûts totaux étaient de 686 millions de dollars pour l'année, dont 77 % étaient des coûts indirects (50 % par invalidité et 27 % par absentéisme).

Parmi les coûts directs, l'hospitalisation représentait 11 % des coûts et les soins paramédicaux 84 %. Ces coûts totaux représentaient 1 % des dépenses de santé en 1996.

Cette étude conclut à la nécessité de mettre en place une stratégie d'amélioration du rapport coût/efficacité en améliorant notamment l'efficience des traitements paramédicaux.

En résumé

Il est manifeste que les estimations de prévalence des cervicalgies (de 30 à 50% des adultes et de 20 à 40% des enfants et des adolescents) *et leurs conséquences cliniques et économiques (arrêts de travail, consultations médicales et traitements médicamenteux) ne sont pas neutres. Par ailleurs, l'exercice de certains métiers, les contraintes physiques dans le travail, les facteurs psycho-sociaux, être une femme et avoir des antécédents traumatiques, représentent des facteurs de risques plus élevés.*

Les conséquences précises des cervicalgies en termes de consommation de soins et de coûts sont mal connues, cependant pour la part connue, l'impact financier est économiquement conséquent.

Il faut noter que les coûts indirects sont supérieurs aux coûts directs et qu'une minorité de patients est responsable d'une grande part de ces coûts, comme c'est le cas dans les lombalgies chroniques. Il est également utile de souligner l'absence de classification satisfaisante des pathologies cervicales, ce qui complique les comparaisons dans les études épidémiologiques et dans les études économiques.

2. Les Arthrodèses du rachis cervical (Kehr et al., 1994)

Comme aux autres niveaux du rachis, les arthrodèses cervicales ont pour objectif de fixer et de stabiliser les éléments rachidiens. Elles sont utilisées en traumatologie du rachis, en particulier pour réduire les fractures. Elles sont également employées comme technique de fixation suite à une décompression médullaire ou radiculaire lors de la prise en charge de pathologies dégénératives, infectieuses, tumorales ou de certaines déformations. En effet, suite aux instabilités engendrées par les conséquences de la pathologie ou par l'acte chirurgical, il est souvent nécessaire de prévoir une fixation et une stabilisation secondaire à l'intervention initiale de décompression.

2.1. Historique

Dès 1895, Chipault semble avoir été le premier à aborder le rachis cervical pottique[3] par voie antérieure. Cependant, c'est Robinson en 1955 (Robinson et al., 1955) qui fut le premier à décrire l'abord cervical antérieur et la discectomie avec fusion cervicale antérieure.

Le but de l'arthrodèse associée au geste de décompression était d'assurer une stabilité définitive du segment opéré, de maintenir la hauteur discale et l'ouverture foraminale et enfin, d'éviter l'évolution vers la cyphose post-traumatique.

Au début de son utilisation, la fusion a été réalisée sans plaques de fixation et avec une autogreffe de la crête iliaque comme le préconisait Robinson (Robinson et al., 1955).

Les chirurgiens ont réalisé peu après des greffes antérieures inter-somatiques sans matériel d'ostéosynthèse (Dereymaker et al., 1956 ; Cloward, 1958 ; Bailey et al., 1960 ; Verbiest et al., 1970). A leur début, ces greffes isolées ont fait l'objet de nombreuses complications. En effet, elles ont été grevées de déplacements secondaires du greffon dans de nombreux cas (Stauffer et al., 1977 ; Gregory et al., 1964). De plus,

[3] Pottique : du mal de Pott, soit la tuberculose rachidienne.

Bohlman (Bohlman et al., 1981) ont décrit de nombreuses pseudarthroses dans le cas de greffes à plusieurs niveaux.

2.2. Les techniques d'arthrodèses inter-somatiques

Plusieurs techniques ont été développées pour fixer un segment du rachis cervical par arthrodèse inter-somatique. Nous illustrons les techniques des principaux promoteurs dans les schémas ci-dessous. (Figures 28, 29, 30, 31 et 32)

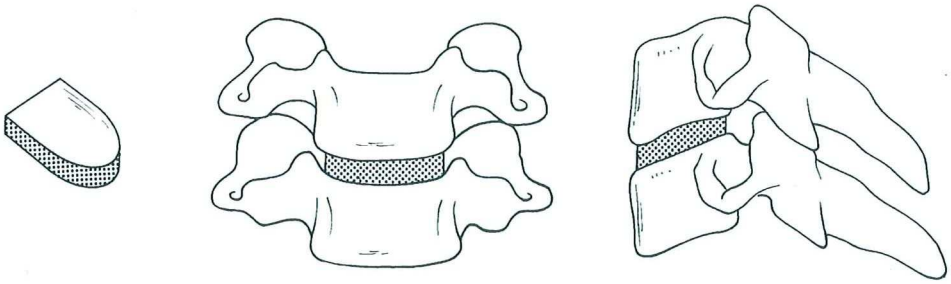


***Figure 28**. Arthrodèse cervicale antérieure selon la technique de **Smith et Robinson**. discectomie et insertion d'un greffon intercorporéal le plus souvent prélevé au niveau de la crête iliaque.*

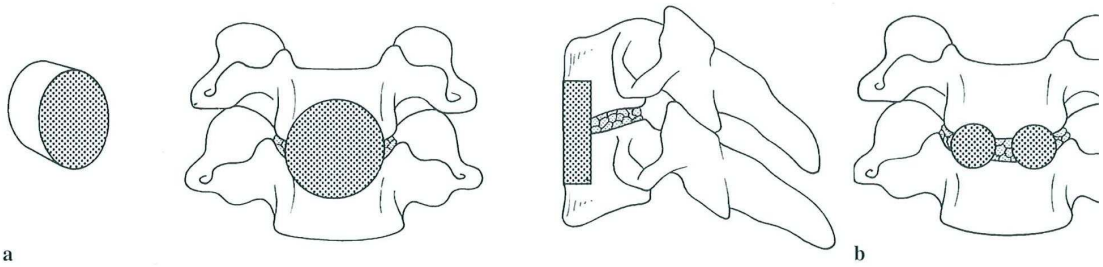


***Figure 29.** Arthrodèse cervicale antérieure selon la technique de Cloward. Cylindre osseux encastré entre les 2 vertèbres (a) vue de face, (b) vue de profil (Cloward, 1988).*

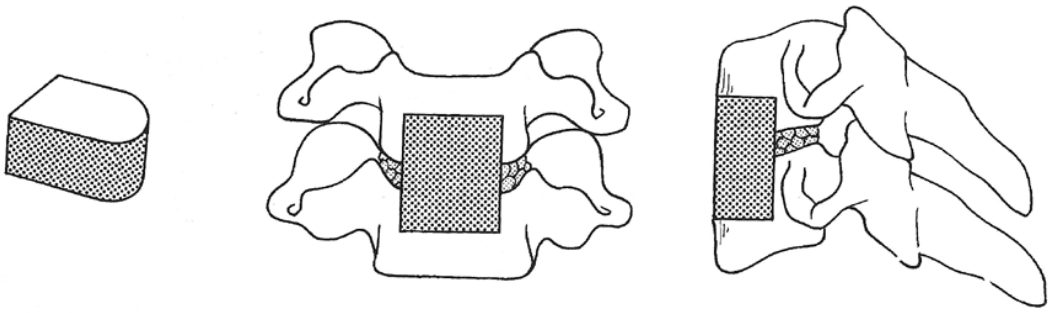


Figure 30. *Arthrodèse cervicale antérieure selon la technique de Bailey et Badgley. Utilisation d'un greffon iliaque tri cortical.*

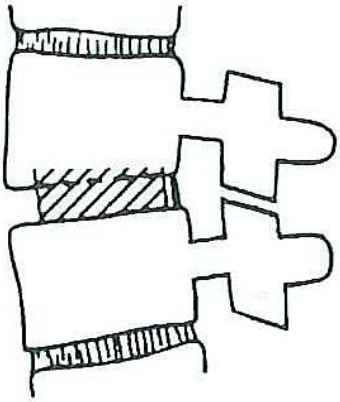


Figure 31. *Arthrodèse cervicale antérieure selon la technique de Verbiest. Le greffon est cunéiforme pour éviter la mobilisation dorsale et conserver la lordose. Conservation d'un rebord antérieur pour empêcher son expulsion.*

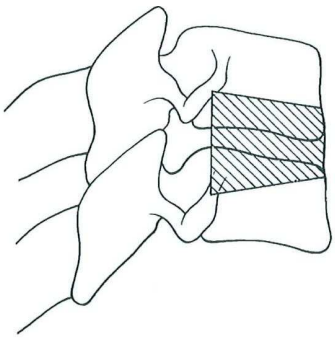


Figure 32. *Arthrodèse cervicale antérieure selon la technique de Simmons. Le greffon iliaque est encastré en « queue d'aronde ».*

A partir du constat des nombreux cas de déplacements secondaires du greffon, il a été proposé par de nombreux auteurs d'utiliser une ostéosynthèse par plaques vissées pour éviter l'expulsion du greffon grâce à une stabilisation immédiate et augmenter le taux de fusion.

2.3. Le matériel d'ostéosynthèse et son implantation

Le matériel d'ostéosynthèse utilisé dépend de la voie d'abord chirurgicale et des possibilités de fixation de ce matériel.

Pour les fixations par voies postérieures ou postéro-latérales, le matériel est en général fixé au milieu des massifs articulaires.

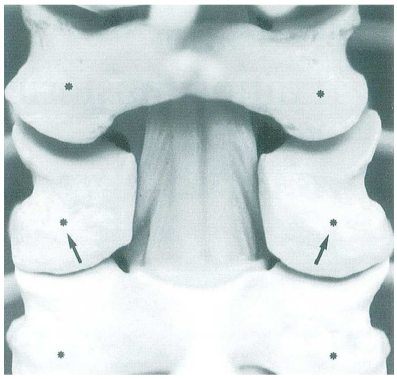


Figure 33. *Point d'entrée de la vis : au milieu du massif articulaire*

Différents matériels sont proposés pour satisfaire à ces conditions d'abord chirurgical.

Les plaques de Roy Camille ont été longtemps utilisées. Il existe maintenant des instrumentations cervicales postérieures reposant sur un système de vis (mono ou polyaxiales) offrant une adaptabilité supérieure par rapport aux plaques de Roy-Camille et permettant de tenir compte des contraintes anatomiques inhérentes au rachis cervical

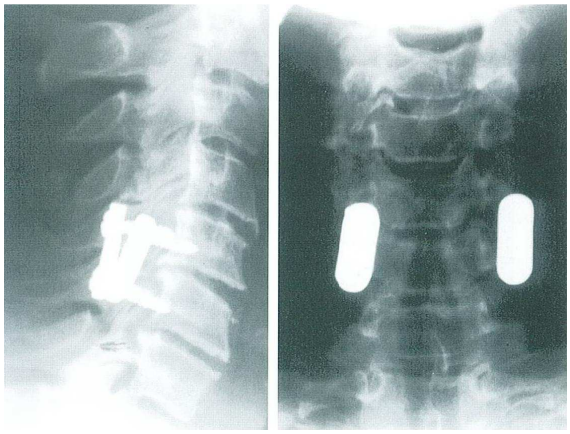


Figure 34. *Abord par voie postérieure. Réduction de C5-C6 par plaques et vis articulaires.*

Dans le cadre des abords chirurgicaux par voie antérieure (cas les plus fréquents) la stabilisation se fait au moyen d'une plaque cervicale antérieure vissée dans les corps vertébraux adjacents. Le vissage est le plus souvent mono-cortical ou parfois bi-cortical.

Parmi les matériels proposés on trouve historiquement la plaque cervicale de Sénégas (Sénégas et al., 1977) qui est en acier inoxydable. Cette plaque était peu encombrante et permettait de respecter la lordose cervicale. Elle était fixée par vis corticale de 3,5 mm (Figure 35). L'exigence d'un vissage bi-cortical nécessite un calibrage correct des vis avec un risque non négligeable de pénétration intra-canalaire.

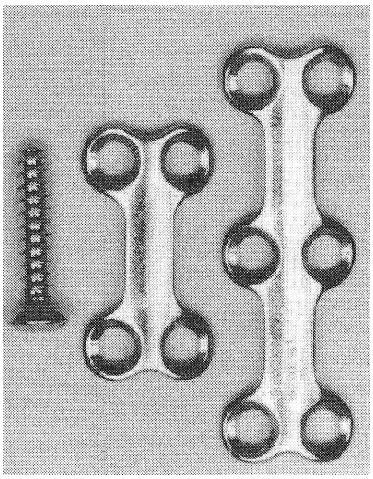


Figure 35. *Plaque de Sénégas. Acier inoxydable et vis de 3,5 mm.*

Morscher a conçu une plaque en titane avec vis. Cette vis peut être verrouillée sur la plaque grâce à une autre vis d'expansion conique (Figure 36).

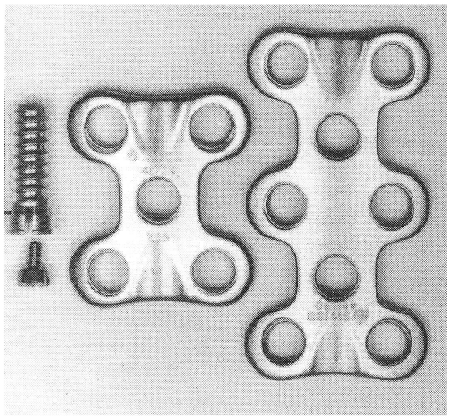


Figure 36. *Plaque de Moscher en titane. Vis cervicale à tête d'expansion, longueur 14 mm et diamètre 4 mm. Cône d'expansion de 1,8 mm.*

Actuellement, les plaques cervicales antérieures sont toutes en titane et comportent dans la majorité des cas un système de verrouillage des vis limitant le risque de migration, en particulier de recul d'une vis au niveau de l'espace prévertébral (avec risque de blessure oesophagienne le cas échéant).

Figure 37. *Ostéosynthèse par voie antérieure. Fixation par plaque et vis bi corticale.*

2.4. Les résultats cliniques

Depuis les années soixante, les techniques d'arthrodèses réalisées suivant les procédures de Smith et Robinson et de Cloward (Smith et al., 1958 ; Cloward, 1953) ont constitué le « gold standard » dans les traitements des névralgies cervico-brachiales d'origine discale ou dans les traitements du rachis dégénératif. Cependant, l'évaluation précise des résultats est difficile au regard de la littérature. En effet, ces résultats varient en fonction du type de technique, du nombre de niveaux arthrodésés, du type de greffe utilisé (voire de l'absence de greffe), de la mise en place d'une ostéosynthèse ou non, des critères utilisés pour qualifier le bon résultat clinique, radiographique et enfin, du type d'indication opératoire (névralgie, myélopathie, …).

Ces résultats sont reconnus comme bons bien que la prise de greffe iliaque constituait un inconvénient.

On considère qu'avec l'utilisation d'une allogreffe, on obtient un taux de 90% de fusion sur un niveau et de 72% pour deux niveaux. L'utilisation de plaques de fixation augmente le taux de fusion. Enfin, on admet que l'utilisation combinée d'une allogreffe et d'une ostéosynthèse par plaque permet d'atteindre un taux de fusion de 96% pour un niveau et de 91% pour deux niveaux.

Malgré les bons résultats d'ensemble, on observe plusieurs inconvénients à l'allogreffe. Parmi ceux-ci, on peut citer les dimensions irrégulières du greffon qui compliquent sa pause et sa stabilité ainsi que le risque de transmission des infections.

C'est ainsi que dans les années 80, des techniques de cages ont été introduites. L'idée étant de pouvoir éviter la prise de greffon iliaque source d'une morbidité non négligeable.

2.5. Les cages inter-somatiques

Les cages inter-somatiques ont été conçues pour créer d'une part le maintien et la restauration de la hauteur discale, la restitution de la courbure rachidienne (par la rigidité, la stabilité primaire et la forme lordosante éventuelle de l'implant) et, d'autre part pour promouvoir la fusion osseuse par comblement osseux avec de l'os spongieux autologue (évitant le prélèvement tricortical) ou par la présence d'un substitut osseux.

Il est à noter que les systèmes de cages peuvent également être associés à des systèmes de fixation par plaques (ie: cage-plaque PCB Scient'x).

Les types de cage diffèrent en fonction de la conception de la forme de la cage, du matériau constitutif de celle-ci ou du matériau de comblement utilisé pour obtenir la fusion osseuse.

On distingue les cages vissées ou cylindriques dont la philosophie se rapproche de la technique de Cloward et les cages impactées dont la philosophie se rapproche de la technique de Smith et Robinson.

Lorsqu'on spécifie les cages en fonction des matériaux, on peut distinguer principalement :

- les cages métalliques sont en titane pour la plupart. (Figure 38)

Figure 38. *Exemple de cage en titane*

- les cages en PEEK (Poly-Ether- Ether, Ketone) apparues ces dernières années. L'avantage du PEEK est qu'il a un module de Young qui se rapproche de celui de l'os et qu'il offre une diminution du risque d'impaction de l'implant. (Figures 39, 40 et 41)

Figure 39. *Exemple de cage en Poly Ether Ether Ketone (PEEK.)*

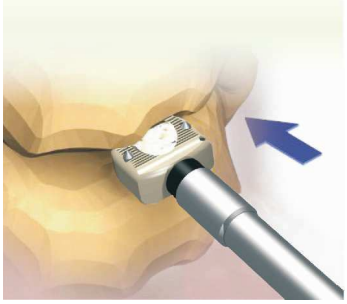


Figure 40. *Introduction de la cage dans l'espace inter-somatique*

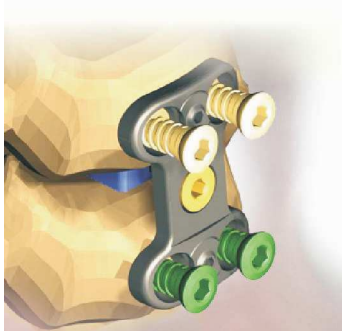
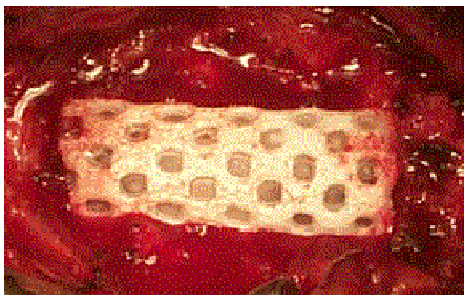


Figure 41. *Exemple de fixation de la cage*

Il existe d'autres modèles de cages, des cages plaques (Figure 42), des cages en carbone et des modèles résorbables.

Figure 42. *Modèle de cage plaque type (cage-plaque PCB Scient'x).*

Des cages constituées à partir de biomatériaux sont aussi utilisées. L'équipe de chirurgie du rachis de Bordeaux utilise une cage d'avenir : la « BIOCAGE ». Celle-ci est tubulaire et cintrée. Le cintrage permet de s'adapter à l'anatomie du rachis (Figure 43).



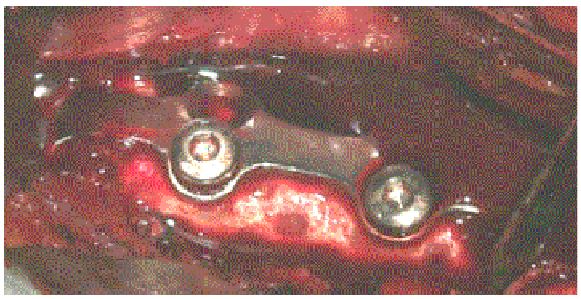


Figure 43. *Biocage, (utilisée dans le cadre d'une corporectomie) fixée par un type de plaques antérieures très fines, légèrement galbées, de 1 à 1.5 millimètre d'épaisseur*

La structure de la cage est obtenue en utilisant un tissu en tricot de polyester, à mailles larges, fermé par une couture, ce qui confère à l'implant la forme tubulaire escomptée. Un fil imprégné de sulfate de baryum est inséré dans la couture. Il permet un repérage aisé de la cage sous contrôle radiologique, tout en préservant sa radio-transparence. La cage est imprégnée d'une solution de PLLA (Poly L Lacto Acid) qui lui donne sa rigidité. Lorsque le PLLA disparaît, il libère les trous latéraux de la cage permettant une recolonisation osseuse. L'élasticité des matériaux utilisés diminue l'agression sur les plateaux vertébraux.

Les cages constituent un réel progrès par rapport à la technique initiale de Smith et Robinson, en diminuant les taux de pseudarthrose et l'impaction des greffons, en éliminant la morbidité liée à la prise de greffe. Le concept de cage résorbable utilisant des biomatériaux laissant place à l'os hôte semble constituer un nouveau progrès. Grâce à l'apport des cages et notamment l'apparition des cages en PEEK maintenant couramment utilisées et à leur association aux plaques de fixation, le taux de fusion a augmenté. Il est passé à 100% pour Duggal (Duggal et al., 2004).

2.6. L'évolution des arthrodèses sur le moyen et le long terme : Le syndrome des segments adjacents (SSA)

La rigidité naturelle (liée au vieillissement naturel du rachis cervical avec ankylose progressive) d'un segment rachidien cervical, ou consécutive à un geste chirurgical d'arthrodèse, peut induire une augmentation des actions mécaniques au niveau des segments adjacents en particulier à la partie basse de la colonne cervicale. Cela a été cliniquement démontré par des études effectuées en laboratoire. La sollicitation excessive des niveaux adjacents à l'arthrodèse pourrait accélérer la dégénérescence des disques des segments adjacents à la fusion, tout particulièrement pour les disques situés en partie basse du rachis cervical.

La fusion réduit la mobilité du segment traité et augmente celle des segments adjacents. Ce phénomène risque d'induire une accélération de la dégénérescence des segments adjacents, pour un nombre non négligeable de cas. Beaucoup d'auteurs

rapportent le syndrome des segments adjacents après arthrodèses cervicales avec des taux d'apparition qui varient de 7% à 25% suivant les études.

Les travaux de Baba et Hilibrand (Baba et al., 1993 ; Hilibrand et al., 1999) sur ce même sujet donnent les mêmes chiffres. Baba, pour des fusions cervicales revues à 8,5 ans de recul moyen, note 26% de dégradation des disques sus jacents, 13% de dégradation des disques sous jacents avec seulement 16% de reprises chirurgicales. Hilibrand (Hilibrand et al., 1999), sur un recul un peu plus long de 10 ans, retrouvent 25,6% de lésions radiologiques sur les disques sus et sous jacents (2,9 % de nouvelles lésions radiologiques par an) et seulement 18% de reprises chirurgicales. Il est vraisemblable que toute fusion intervertébrale augmente à la fois la mobilité (sus et sous jacente) et la rigidité. Goffin et ses collaborateurs (Goffin et al., 1995) observent sur 180 patients une dégénérescence discale radiologique à proximité de l'arthrodèse dans 92% des cas, une détérioration clinique dans 36% des cas et un taux de ré intervention de seulement 7,2%. Ce taux de reprise est plus fréquent si le sujet opéré est âgé : opéré dans le cadre de l'arthrose et non de la traumatologie avec une arthrodèse étendue et lorsque l'arthrodèse s'est faite en cyphose (Katsuura et al., 2001). Pour DiAngelo (DiAngelo et al., 2004), 25% des patients présentant des SSA doivent subir une autre chirurgie dans un délai de 10 ans.

Ishihara et ses collaborateurs (Ishihara et al., 2004) ont trouvé 19% de SSA symptomatiques dans une étude rétrospective de 112 patients, plus de 2 ans après chirurgie. Le diagnostic de SSA symptomatique avait été fondé sur la présence de nouveaux symptômes de radiculopathie ou de myélopathie rapportables au niveau sus jacent à la fusion.

En fait, le problème reste de savoir si l'évolution naturelle due au vieillissement à proximité des segments rigidifiés par l'arthrose n'expose pas au même taux de dégénérescence cervicale.

Quelques auteurs défendent l'idée que les SSA pourraient être le résultat du cours naturel de la dégénérescence liée au vieillissement, avec parfois, une accélération du processus en raison de la fusion chirurgicale (Ishihara et al., 2004).

Ainsi, Villas (Villas et al., 2006) ont comparé 50 patients opérés de 1 à 5 niveaux et 100 cervicalgiques non opérés avec des radiographies pratiquées sur une durée de 5 à 17 ans. Parmi les sujets opérés, ils observent une altération des segments adjacents dans 32% des cas entre 5 et 9 ans et 51% entre 10 et 15 ans après la fusion.

Ces chiffres sont supérieurs chez les non-opérés :

• 36% de dégénérescence entre 5 et 9 ans

• 64% de dégénérescence entre 10 et 15 ans

• 83% de dégénérescence après 15 ans

Pour ces auteurs, à partir de cette étude longitudinale à grand recul, l'évolution naturelle des segments intervertébraux n'est pas aggravée par la fusion.

D'autres auteurs (Goffin et al., 2003) ont comparé des taux de SSA chez des patients arthrodésés pour motifs traumatiques et dégénératifs, à 5 ans post opératoire, la symptomatologie radiologique de SSA était présente dans 60% des cas avec la même proportion chez les traumatiques et les dégénératifs. Ces résultats suggèrent pour ces auteurs que le SSA est probablement plus le résultat des changements biomécaniques résultant de l'arthrodèse elle-même, que du processus dégénératif du rachis cervical.

Une autre hypothèse expliquant les SSA est développée par Eck (Eck et al., 2002). Eck et ses collaborateurs ont démontré expérimentalement que l'augmentation de la pression intra-discale était de 73% dans le disque sus-jacent à la fusion et de 45% dans le disque sous-jacent. D'autres auteurs ont également montré que des augmentations significatives de la pression intra-discale et de la mobilité segmentaire (autour de 30% après une fusion mono segmentaire) se produisent aux niveaux adjacents à la fusion durant les mouvements normaux (Goffin et al., 2002 ; Bertagnoli et al., 2005b ; Dmitriev et al., 2005). Pour Robertson (Robertson et al., 2004), les SSA ne se produisent pas de façon uniforme dans les mois qui suivent.

Bien qu'aucune corrélation directe n'ait été jusqu'à présent rapportée dans la littérature entre arthrodèses et SSA, les travaux de Johnson (Johnson et al., 2004) et plus récemment l'étude de Hanallah (Hanallah et al., 2007), qui identifie des facteurs de risques prédisposant aux SSA, semblent appuyer l'idée que, quel que soit le type d'arthrodèse, il y a dans un certain pourcentage apparition de SSA.

2.7. De l'arthrodèse à l'arthroplastie

Les premières décompressions cervicales antérieures ont été décrites il y a cinquante ans par Cloward, Smith et Robinson dans le traitement des rachis cervicaux dégénératifs symptomatiques. Depuis lors, ces procédures chirurgicales ont été

intensivement employées dans le cadre des décompressions médullaires et radiculaires. Les excellents résultats cliniques expliquent l'utilisation étendue (jusqu'à 150.000 par an aux Etats-Unis) de ces procédures (Wigfield et al., 2002 ; Dmitriev et al., 2005).

La douleur provoquée par un disque dégénéré est liée à sa mobilité et le soulagement de la douleur est fréquemment obtenu par une restriction analgésique du mouvement menant à la réduction de la fonctionnalité. La décompression cervicale suivie d'une fusion osseuse permet l'ablation du disque douloureux, la décompression des éléments neuraux et le maintien à long terme de la stabilité du segment vertébral ainsi que celui de la hauteur de l'espace intervertébral (Wang et al., 2005).

L'instrumentation rachidienne a été améliorée et affinée pendant les deux dernières décennies, avec comme principe de base l'idée de préserver au mieux l'espace inter-somatique. Divers implants, comme les cages, constitués à partir de différents matériaux ont été développés afin d'obtenir un meilleur taux et une meilleure qualité de fusion et donc nécessairement une meilleure immobilisation du segment mobile. Mais, même si les résultats à court et moyen termes sont toujours satisfaisants, les résultats à long terme sont souvent compromis par un taux élevé d'atteinte symptomatique connue sous le qualificatif de syndrome des segments adjacents.

Le remplacement de l'articulation intervertébrale est une évolution logique du traitement des pathologies graves.

Historiquement, les prothèses totales de hanche et de genou ont remplacé l'arthrodèse, même si l'arthrodèse constituait déjà un soulagement justifié pour les patients. Il est bien connu que les patients porteurs d'une arthrodèse de hanche ont développé une dégénérescence accélérée du genou controlatéral à long terme, due à la contrainte additionnelle compensatrice. La prothèse de hanche a permis une diminution de cette complication et à terme, une amélioration de la fonction et de la qualité de vie des patients tout en soulageant leur douleur.

De la même manière, les avantages théoriques de l'arthroplastie discale cervicale consistent à remplacer le disque douloureux tout en préservant les éléments radiculaires. Ils permettent le maintien de la dimension de l'espace inter-discal, l'amélioration de la fonctionnalité du patient et la mobilité du segment traité. Son but consiste à retarder, voire empêcher, les dégénérescences associées aux niveaux adjacents (SSA), et à

permettre l'absorption des contraintes et le rétablissement des caractéristiques biomécaniques. On peut inclure également dans ces avantages la diminution de la morbidité post-opératoire liée au risque de pseudarthrose et au temps d'immobilisation (Anderson et al., 2003 ; Pickett et al., 2004). Mais l'articulation intervertébrale se différencie de celle de la hanche par le fait, qu'il existe trois articulations pour un même segment, que le disque n'est pas une articulation de type rotulée et que la présence des éléments nerveux rendent les choses assez complexes au niveau du rachis.

En résumé

Les arthrodèses ont pour objectif de fixer et de stabiliser les éléments rachidiens. Elles sont utilisées dans la fixation des fractures ou de segments instables suite à des décompressions médullaires ou radiculaires dans le cadre de diverses pathologies.

Les arthrodèses ont considérablement évolué ces dernières années en passant de l'utilisation de greffons autologues (en général issus de la crête iliaque), à des cages de différentes variétés et concepts qui vont de la simple interposition à la reconstruction active avec l'apparition récente des « biocages ».

Les arthrodèses peuvent être associées à différents matériels de fixation (ostéosynthèse) pour renforcer la stabilité des montages en général sous la forme d'une plaque cervicale antérieure ou d'une cage plaque, et ainsi favoriser la fusion osseuse qui est la seule garante de la stabilité dans le temps des ostéosynthèses.

Les techniques d'arthrodèses sont dépendantes de la problématique chirurgicale. Cependant, les techniques de Smith et Robinson ainsi que celle de Cloward sont toujours d'actualité bien que présentant de nombreuses variantes.

Les résultats sont bons sur la durée et constituent même jusqu'à présent une technique de référence dans ces indications.

Cependant, il a été mis en évidence ces dernières années (Hannallah et al., 2007) des complications à long terme sur les arthrodèses dans un certain nombre de cas, caractérisées par ce qui a été nommé le syndrome symptomatique des segments adjacents (SSA) aux niveaux de fusion. Ce phénomène se caractérise par une dégénérescence des plateaux vertébraux et des structures vertébrales sus et sous jacentes à l'arthrodèse avec parfois l'apparition d'une symptomatologie qui nécessite une nouvelle chirurgie.

3. Les Prothèses Discales Cervicales : Un état de la question

Bien que les arthrodèses cervicales aient donné d'excellents résultats ces dernières décennies, un certain nombre de complications ont été décrites et en particulier le risque de dégénérescence accélérée au niveau des segments adjacents aux fusions.

Sur le plan biomécanique, la réalisation d'une arthrodèse à un niveau est responsable d'une augmentation des contraintes aux niveaux adjacents avec en particulier une hypermobilité et une augmentation de la pression discale.

Une alternative à l'arthrodèse est alors apparue : l'arthroplastie. L'arthroplastie est basée sur l'insertion d'une prothèse discale (PDC) qui remplace le disque au niveau du segment traité. La prothèse préserve la mobilité segmentaire et pourrait ainsi diminuer le risque d'accélération de la dégénérescence discale aux niveaux adjacents (SSA).

3.1. L'arthroplastie cervicale

Les premières tentatives d'arthroplasties cervicales dans les années 50 n'ont pas vraiment été des réussites. D'autres essais eurent lieu dans les années 80. Mais, c'est seulement dans les années 90 que ces dispositifs se sont avérés être des options de traitements efficaces. Les arthroplasties lombaires et cervicales ont été présentées aux Etats-Unis dans les années 2000 afin d'être soumises aux études d'accréditation et d'approbation de l'administration américaine des denrées alimentaires et des médicaments (Food and Drug Administration, FDA). En Décembre 2004, la FDA aux États unis a approuvé l'utilisation de la première prothèse discale cervicale (Prothèse

Bryan) (DiAngelo et al., 2004). En France, l'utilisation des PDC fait l'objet d'autorisations partielles délivrées à certaines équipes hospitalo-universitaires.

Les prothèses discales sont utilisées après discectomie antérieure pour le traitement des radiculopathies ou myélopathies. L'arthroplastie a été conçue pour restaurer la mobilité segmentaire intervertébrale du rachis en essayant de conserver la cinématique la plus physiologique possible dans les trois plans de l'espace.

Le disque intervertébral cervical a deux fonctions biomécaniques : il transmet les efforts et il doit répondre à l'amplitude de mouvement exigée par la mobilité du cou : la PDC doit répondre à l'ensemble de ces fonctions.

3.2. Le cahier des charges des prothèses discales cervicales

(Goffin et al., 2003, Dmitriev et al., 2005, Duggal et al., 2004, Hilibrand et al., 2004).

Un disque artificiel doit prouver sa **très haute résistance à la fatigue**.

En effet, l'âge moyen des patients bénéficiant d'un tel disque est de 35 ans, ce qui signifie qu'une prothèse devrait durer au moins 50 années. Pendant ces 50 années de vie, un disque sera soumis à 106 millions de cycles. Par conséquent, il doit avoir une grande résistance à la fatigue.

Les matériaux impliqués doivent être **biocompatibles :** ne pas créer d'inflammation et présenter une bonne résistance à la corrosion.

Ils doivent être **résistants** : être capables de supporter une charge importante sans rupture ou fatigue. Les considérations mécaniques ont prouvé que le rachis cervical soutient le $1/9^{ème}$ du poids supporté par la colonne lombaire, c'est-à-dire environ 50N par segment. Les matériaux en contact (impliqués dans les couples de frottement) doivent produire un taux minimal de débris usagés.

Les matériaux employés de nos jours sont des alliages d'acier inoxydable, des alliages de titane et de chrome-cobalt pour les prothèses en métal, le polyéthylène pour les polymères et l'alumine et le zirconium pour les alliages en céramique.

Les articulations de type polyéthylène sur métal présentent un faible coefficient de frottement mais produisent des débris de polyéthylène qui sont bien connus comme cause de ruptures dans les prothèses de hanche ou de genou.

Les surfaces de frottement métal sur métal ont un taux de débris très bas. Cependant, leurs taux d'absorption des impacts sont inférieurs à ceux d'une prothèse de type polyéthylène sur métal.

Le taux de débris toléré pour un disque vertébral est de 5mg par million de cycles.

Les surfaces de frottement de type céramique sur céramique donnent le plus bas taux de débris, mais elles sont fragiles et présentent en particulier une faible résistance aux chocs.

La PDC doit répondre aux contraintes cinématiques imposées, et doit donc **reproduire la gamme normale des mouvements** dans tous les plans sans être source d'instabilité. Dans le même temps, elle doit recréer la rigidité physiologique et transférer les efforts physiologiques.

Dans cette optique plusieurs géométries différentes de prothèse ont été proposées. Une prothèse discale, en forme de rotule sphérique, a montré sa capacité à restaurer des amplitudes articulaires et à maintenir les mouvements couplés.

Les prothèses non contraintes, dont le centre de rotation n'est pas fixe, permettent les rotations et quelques translations dans les plans antéro-postérieur, frontal et horizontal. De plus, leur implantation est facilitée par le fait que la position d'implantation est plus souple.

Les prothèses contraintes ont un centre de rotation fixe et n'autorisent pas de translation de ce centre ni en antéro-postérieur ni en latéral. Les translations limitées dans les plans antéro-postérieur et frontal donnent plus de stabilité mais produisent plus d'efforts sur l'interface os prothèse implantée. Le centre de rotation fixe exige une implantation méticuleuse.

Un disque artificiel doit permettre une stabilité primaire optimale **avec un ancrage de bonne qualité au niveau des plateaux vertébraux**. Cette fixation peut être réalisée à l'aide de vis, d'agrafes ou plus simplement de dents intégrées dans la conception de l'implant. Ces techniques peuvent garantir une fixation à long terme mais peuvent également être renforcées par un élément poreux ou microstructuré à la surface de l'implant qui peut être recouvert d'éléments favorisant la croissance osseuse comme le titane plasma, le chrome-cobalt poreux ou des matériaux bioactifs tels que l'hydroxypatite de calcium ou de phosphate.

Pour empêcher l'effondrement osseux, la prothèse doit être **plus rectangulaire que ronde** afin de mieux répondre à l'orientation des trabécules osseux.

L'implant doit être conçu et fabriqué de telle manière qu'une rupture de l'un de ses composants ne cause **aucun dommage irréversible**. Les structures neurologiques, vasculaires et vertébrales doivent être protégées et la stabilité du rachis maintenue en cas d'accident ou de la survenue d'une contrainte inattendue.

3.3. Les conceptions de PDC existantes

3.3.1. La prothèse de type Bryan

Medtronic Sofamor Danek (Goffin et al., 2002, Phillips et al., 2005)

La prothèse discale de type Bryan (Figure 44) est implantée depuis 2000. Elle est faite d'une seule pièce et se compose d'un cœur de polycarbonate/polyuréthane placé entre deux plateaux en alliage de titane poreux aux deux extrémités, le tout est encapsulé par une gaine de polymère. De cette façon, l'axe de rotation n'est pas limité par la géométrie. La gaine de polymère est conçue pour récupérer les débris d'usure et pour empêcher la croissance des tissus mous. Deux vis à os assurent la stabilité primaire de l'implant. Le compartiment ainsi formé est le siège d'une mobilité multidirectionnelle, se rapprochant des mouvements physiologiques du disque intervertébral. Les plateaux de titane de l'implant sont manufacturés afin de favoriser une bonne intégration de la prothèse et garantir ainsi la stabilité. Ils viennent se placer dans des empreintes préalablement fraisées dans le corps des vertèbres sus- et sous-jacentes, les empreintes sont réalisées sur mesure (en fonction du diamètre de la prothèse) assurant ainsi la stabilité du montage.

Figure 44. *La prothèse métal-polyuréthane imaginée par Bryan 1990*

Premiers Résultats de la Prothèse Bryan

Goffin (Goffin et al., 2003) a publié un premier rapport préliminaire sur une étude multicentrique d'implantation de la prothèse cervicale de type Bryan pour le traitement des troubles dégénératifs sur un seul niveau discal. Des patients présentant une radiculopathie ou une myélopathie ont été recrutés pour l'étude. Les premiers résultats étaient basés sur l'interprétation des critères de sûreté et de soulagement clinique des patients. L'état clinique du patient a été mesuré avec l'outil SF-36[4].

Ces auteurs rapportent que le succès (défini par les investigateurs comme excellent, bon ou assez bon) était bon pour 86% des patients à 6 mois et pour 90% des patients à 1 an. L'amplitude des mouvements a été préservée dans 88% des cas à 1 an. Seule une migration a été rapportée, attribuée par les auteurs au fraisage inachevé des plaques d'extrémité (Bertagnoli et al., 2005b ; Goffin et al., 2002). Goffin (Golfin et al., 2003) ont ultérieurement fourni ses résultats sur un plus long suivi (1 et 2 ans) avec des études comprenant des patients implantés à deux niveaux.

Dans l'étude à niveau unique, 90% des 60 patients évalués à 2 ans et 88% des patients évalués à 1 an ont été considérés comme étant un succès. Deux patients ont été sujets à une migration. Une ossification para-vertébrale péri-prothétique a été observée après scanner avec un certain impact sur les résultats cliniques. Dans ce cas, l'ossification secondaire pourrait être le résultat du fraisage excessif des plaques d'extrémité exigées pour l'implantation. Aucune prothèse n'a été reprise.

De même, des résultats encourageants ont été rapportés pour la cohorte à deux niveaux avec 70% de patients présentant un suivi d'un an montrant des bons résultats par l'amélioration SF-36, bien que ces résultats ne soient pas statistiquement significatifs (Goffin et al., 2003 ; Goffin et al., 2004).

Une plus petite cohorte a confirmé ces résultats. Vingt-six patients souffrant de myélopathie et de radiculopathie ont été implantés à un ou deux niveaux et suivis pendant 24 mois. L'index d'incapacité cervical (NDI) et le SF-36 étaient améliorés. Une analyse quantitative des mouvements segmentaires traités a indiqué que ces mouvements ont été préservés (avec en moyenne 7,8 degrés de mobilité en flexion extension) (Duggal et al., 2004).

[4] SF 36 : échelle fonctionnelle et de la qualité de vie (auto questionnaire à 36 questions)

Une majorité des patients des deux différentes cohortes souffrait de radiculopathie, et ces résultats ne reflètent pas les résultats du traitement de la myélopathie avec décompression associée. Il est également important de modérer les résultats cliniques prometteurs par le fait que le succès peut être attribué à la décompression qui lui est associée.

L'évaluation des patients souffrant de myélopathie a été traitée par Sekhon (Sekhon, 2003) dans une série de 11 cas chez lesquels 15 prothèses de type Bryan ont été implantées. Les patients ont été évalués à 6 semaines, à 3 mois, à 6 mois et à 1 an avec le NDI et l'échelle de type Nurick[5]. A 18,4 mois de moyenne (étendue de 18 à 32 mois) une amélioration significative de 0,91 du score de Nurick et de 40,5 % du NDI ont été notées. Un patient a présenté une cyphose locale avec une détérioration passagère de son état de santé. Une autre a fusionné à 17 mois post opératoire.

Pickett (Pickett et al., 2004) ont rapporté des résultats sur une cohorte de 14 patients durant un suivi de 6 à 24 mois. Les résultats montrent que, l'amplitude de mobilité a été préservée après chirurgie, le niveau traité est demeuré plus cyphotique, même si la balance de l'équilibre sagittal semblait être préservée. Cette tendance à la cyphose locale après l'implantation de la prothèse de type Bryan a été confirmée par l'équipe de Sekhon dans une étude portant sur 15 patients. Ces patients avaient eu une fusion précédente ou une foraminotomie, et l'arthroplastie discale s'est montrée efficace dans la gestion de la décompression neurale précédant la foraminotomie et aucune ossification n'a été observée (Sekhon et al., 2005b).

La première évidence, selon laquelle une arthroplastie discale peut empêcher le SSA, provient d'une étude récente de 158 patients qui ont été suivis pendant 24 mois. L'équipe de Robertson (Robertson et al., 2005) prouve que l'incidence de SSA est statistiquement plus limitée dans le groupe à niveau unique de Bryan que dans le groupe à niveau unique d'arthrodèse. Les troubles symptomatiques des segments adjacents ont été évalués radiologiquement. Les formations nouvelles ou l'élargissement d'ostéophytes, le rétrécissement de l'espace inter-discal, les nouvelles discopathies et les calcifications du ligament longitudinal antérieur, étaient les critères de résultats radiologiques indicatifs des troubles symptomatiques des segments adjacents. Sur ces critères cliniques radiologiques, l'avantage du groupe disque artificiel est

[5] Nurick Scale : échelle d'incapacité.

statistiquement significatif par rapport au groupe arthrodèse (respectivement p = 0.001 et p = 0.018).

Ces résultats suggèrent que le maintien du mouvement par rapport à la fusion permet une diminution des changements radiologiques aux niveaux adjacents à moyen terme et empêche même la détérioration des disques adjacents (SSA) (Robertson et al., 2005). Cependant, même si les résultats à court terme sont satisfaisants, un suivi plus long et un nombre plus important de patients aideraient à confirmer l'arthroplastie discale comme un outil pertinent dans la gestion de la pathologie cervicale dégénérative.

Les études cliniques de Sekhon (Sekhon, 2003 ; Sekhon, 2004a) montrent que l'implantation demande de l'habileté et génère quelquefois la mise en cyphose du niveau prothésé.

Le degré moyen de mobilité pour un segment traité avec cette prothèse est 7,8° en flexion-extension et la taille moyenne de celle-ci se trouve réduite de 0.75% après 10 millions de cycles. Des essais d'usure in vitro de la prothèse de type Bryan (Baba et al., 1993) ont montré que cette prothèse produit 1.2 mg de particules d'usure par million de cycles. La taille de la prothèse est réduite de 0.02 millimètre par million de cycles (la cause principale en est le fluage). Les particules produites ont une forme granulaire, avec un diamètre moyen de 3,9 microns. Il n'y avait aucune inflammation observée. Il n'a pas été retrouvé de particules d'usure à distance de l'implant, véhiculées par la lymphe, le foie ou la rate.

3.3.2. La prothèse de type Prestige

Medtronic Sofamor Danek *(Goffin et al., 2002, Goffin et al., 2004, Hilibrand et al., 2004).*

La prothèse métal-métal ou prothèse de Bristol a été décrite par Cummins dès 1989 et nommée Prestige 1, 2 puis Prestige 3. Elle est constituée d'une rotule sphérique en acier inoxydable sur le plateau supérieur (Figure 45). Cette prothèse est placée dans l'espace inter-discal et fixée à la partie antérieure du corps vertébral par des vis à os.

Figure 45. *La prothèse métal-métal de type Bristol ou Prestige décrite par Cummins*

Cette conception permet un mouvement de flexion-extension, une inclinaison latérale et une rotation axiale. La rotule est légèrement plus petite que l'élément creux, ce qui permet une translation de 2mm dans le plan transversal, avec plus de 10° de mobilité en flexion-extension et inclinaison latérale. Cette interface, aux composantes non adaptées entre elles, permet à la vertèbre supérieure de trouver ses propres centres de rotation. Des plaques rigides en acier sont fixées avec des vis aux extrémités afin de favoriser la croissance de l'os.

Premiers résultats de la prothèse Prestige

En 1998, l'équipe de Cummins (Cummins et al., 1998) a passé en revue les cas de 20 patients chez lesquels 22 prothèses de Cummins (Prestige 1) avaient été posées. Aucun SSA n'a été rapporté et les auteurs ont conclu que la prothèse en acier inoxydable était stable, mobile, biomécaniquement et biochimiquement compatible (DiAngelo et al., 2004).

Le disque Prestige 1 a été évalué ultérieurement dans le cadre d'une étude préliminaire composée de 15 patients présentant une radiculopathie cervicale ou une myélopathie. Tous les patients avaient une fusion spinale chirurgicale ou congénitale précédemment et présentaient des troubles radiologiques aux niveaux adjacents. Les critères de résultats étaient basés sur l'évaluation de la sûreté et de la stabilité du dispositif.

Le disque artificiel a maintenu le mouvement dans tous les cas. Le procédé a été jugé sûr (sans dislocation ou desserrement des vis) (Wigfield et al., 2003). Quatre ans après, les patients ont été évalués pour des résultats à moyen terme. Les mesures

cliniques des résultats étaient basées sur le NDI[6] et le SF- 36 administrés à intervalles réguliers, et ont montré une bonne amélioration (30%). L'évaluation radiographique a permis de vérifier que le mouvement a été maintenu avec 5,7° de mobilité moyenne en flexion-extension dans tous les cas disponibles (12 patients) à 48 mois. Deux vis se sont cassées sans conséquences cliniques. Deux dispositifs ont été explantés, l'un pour douleur chronique due à une surcharge des facettes articulaires et l'autre après 3 années d'implantation, pour traiter une condition préexistante. Robertson et collaborateurs (Robertson et al., 2005) font remarquer qu'aucun dispositif n'a fait l'objet d'un échec direct. Cependant, l'équipe de Bordeaux juge que la prothèse Prestige 1 peut s'avérer encombrante et exposerait au risque de dysphagie (Vital et al., 2007).

Par ailleurs, une étude multicentrique, randomisée et comparative a été lancée pour comparer la prothèse Prestige 2 (évolution de Prestige 1) à l'arthrodèse. L'étude a uniquement inclus des patients qui n'avaient jamais subi une chirurgie cervicale précédemment et qui présentaient des troubles dégénératifs sur un unique niveau de C4 à C7. Les patients ont été évalués radiologiquement et médicalement (E.V.A., NDI, SF-36) jusqu'à 24 mois de suivi. Les résultats préliminaires des 55 patients inscrits dans l'étude ont été présentés à 12 mois. La prothèse Prestige 2 a maintenu le mouvement angulaire (en moyenne de 5,9 degrés en flexion-extension). Bien que les résultats ne soient pas statistiquement significatifs, il est noté une tendance à une meilleure amélioration clinique du groupe arthroplastie versus le groupe arthrodèse (de type Smith-Robinson).

Une analyse préliminaire des données d'une étude longitudinale sur la prothèse Prestige 2 prouve que pour 118 patients souffrant de névralgie cervico-brachiale par suite de hernie discale à niveau unique, la prothèse discale a maintenu à moyen terme la mobilité segmentaire cervicale et la hauteur du disque (Sawin et al., 2005). L'implant a été qualifié de stable. La flexion-extension moyenne était de 7,5° à 6,5° en flexion-extension à 24 mois après implantation et de 5,7° après 48 mois. La translation moyenne était de 0.83 millimètres.

Les résultats d'un essai d'usure fait sur la prothèse de type Prestige montrent un taux d'usure de 0.42 mm^3/million de cycles après 10 millions de flexions-extensions et 5 millions d'inclinaisons latérales couplées à de la rotation axiale, ce qui est un résultat

[6] NDI : Index d'invalidité cervicale (Neck Disability Index)

raisonnable comparé aux 5 mm^3/million de cycles produits par une prothèse de hanche de chrome-cobalt (Bertagnoli et al., 2005a).

3.3.3. La prothèse de type Prodisc-Cervical

Synthes (Bertagnoli et al., 2005b, Hilibrand et al., 2004)

La Prothèse de Synthes de type Prodisc-C, (Figure 46) implantée depuis 1990, est faite de deux plateaux en chrome-cobalt avec, deux ailerons sagittaux aux extrémités qui permettent d'assurer la fixation dans le corps vertébral, et d'un composant fixe de polyéthylène. Cette articulation est faite d'une partie concave dans la plaque d'extrémité crâniale et d'une pièce convexe en UHMWPE (polyéthylène) fixée sur la plaque d'extrémité caudale. La surface de la prothèse en contact avec la vertèbre présente un enduit de plasma-titane pulvérisé afin de stimuler la croissance de l'os.

Cette prothèse assure une restauration physiologique cinématique des segments cervicaux vertébraux procurant +/- 10° de flexion-extension, +/- 10° d'inclinaison latérale et aucune limite pour la rotation axiale.

Figure 46. *La prothèse Prodisc-C de Marnay et Bertagnoli (plateaux en chrome, cobalt, molybdène et noyau en polyéthylène)*

Premiers Résultats de la prothèse Prodisc-Cervical

L'étude de Bertagnoli (Bertagnoli et al., 2005b) décrit une facilité d'utilisation de ce type de prothèse et montre de bons premiers résultats.

3.3.4. La prothèse de type Mobi C

Cette prothèse est une variante mise sur le marché en novembre 2004 avec deux plateaux en chrome cobalt et un noyau en polyéthylène qui peut glisser sur le plateau inférieur. Elle a trois degrés de liberté en rotation et deux en translation.

3.3.5. La prothèse de type céramique-céramique *Scient'x*

Cette prothèse encore nommée Discocerv (Figure 47) vise une moindre usure comme celle observée dans les prothèses de hanche. C'est ce type de prothèse que nous avons testé dans nos expérimentations.

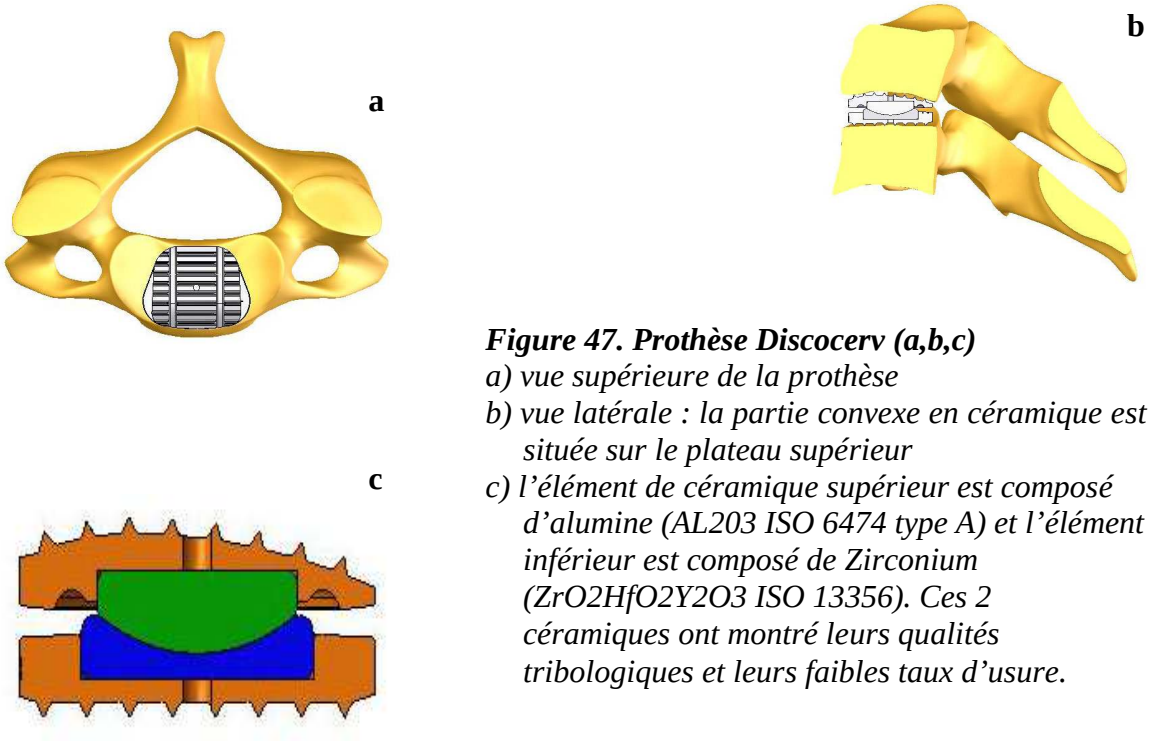


Figure 47. Prothèse Discocerv (a,b,c)
a) vue supérieure de la prothèse
b) vue latérale : la partie convexe en céramique est située sur le plateau supérieur
c) l'élément de céramique supérieur est composé d'alumine (AL203 ISO 6474 type A) et l'élément inférieur est composé de Zirconium (ZrO2HfO2Y2O3 ISO 13356). Ces 2 céramiques ont montré leurs qualités tribologiques et leurs faibles taux d'usure.

3.3.6. La prothèse de type PCM *Cervitech (Hilibrand et al., 2004)*

La prothèse de type Porous-Coated Motion (PCM) inclut une surface de friction de polyéthylène-sur-métal avec une large pièce convexe en polyéthylène fixée sur la plaque d'extrémité caudale, permettant un mouvement de translation. Les plaques

d'extrémité de chrome-cobalt sont couvertes de titane et de calcium-phosphate afin de constituer une couche stimulante pour la croissance osseuse.(Figure 48)

Figure 48. *Prothèse de type PCM (Porous-Coated Motion)*

Premiers résultats de la prothèse PCM

Après leur étude clinique, Pimenta (Pimenta et al., 2004) notent, sur la première année, des améliorations substantielles concernant la douleur et l'incapacité. Sekhon (Sekhon 2005c) précise que la critique qui peut être apportée à cette prothèse est celle d'une contrainte trop importante sur les articulaires postérieures.

Pimenta et son équipe (Pimenta et al., 2004) ont implanté 82 disques de type PCM chez 53 patients présentant des troubles symptomatiques SSA assortis d'une radiculopathie et/ou d'une myélopathie. Les patients ont été évalués radiologiquement et médicalement avec l'E.V.A. et le NDI. Tous les points se sont améliorés de manière significative en suivi postopératoire et à 1 an. Quatre vingts pour cent des patients ont eu de bons ou excellents résultats à une semaine, et se sont améliorés à 90% avec de bons ou excellents résultats à un mois (évaluation suivant les critères de type ODOM[7]). Une migration d'un dispositif sur 4 millimètres a été notée à 3 mois.

3.3.7. La prothèse de type CerviCore
Stryker (Hilibrand et al., 2004)

La prothèse de type CerviCore (Figure 49) est une prothèse métal-sur-métal (chrome-cobalt).

La demande d'autorisation de mise sur le marché aux Etats-Unis est encore en suspens mais les concepteurs déclarent que cette prothèse permet grâce aux surfaces

[7] ODOM : échelle d'évaluation de la satisfaction des patients.

articulaires en forme de selle de localiser l'axe de rotation dans le corps de la vertèbre caudale pendant la flexion-extension tandis que celui-ci se situe dans le corps de la vertèbre crâniale pendant l'inclinaison latérale, imitant de ce fait les axes de rotation d'un disque Asymptomatique. Après insertion de la prothèse, celle-ci est fixée par des vis à os placées dans la partie antérieure du corps vertébral pour stabiliser l'implant.

Figure 49. *Prothèse Cervicore (métal sur métal)*

Aucun résultat n'a été publié à ce jour.

3.3.8. La prothèse de type Jacokowesky

Enfin, il existe une prothèse non métallique, totalement élastomérique faite de silastic et d'une enveloppe de polyester. Aucun résultat n'a été publié à ce jour.

3.4. Biomécanique du disque artificiel

La cinématique d'un disque artificiel intervertébral et son effet sur la biomécanique du rachis cervical ont été rapportés par Puttlitz (Puttlitz et al., 2004). Ces auteurs ont comparé sur spécimens cadavériques les mouvements des segments adjacents sur des sujets implantés de prothèses de type Bryan versus sujets non implantés. Les mouvements des sujets avec prothèse discale se rapprochaient de ceux des sujets sans prothèse dans chacun des trois axes de rotation au niveau affecté. Il n'y avait aucune différence statistique aux niveaux des segments adjacents entre sujets intacts et spécimens implantés prouvant qu'un concept de prothèse pouvait reproduire les mouvements physiologiques aux niveaux implantés et adjacents (Reitman et al., 2004a).

La prothèse de type Prodisc C a montré sur de nombreux spécimens cadavériques que les patterns de mouvement étaient respectés au niveau implanté et au niveau adjacent sur des modèles cadavériques humains. L'équipe de Wigfield (Wigfield et al., 2003) a enregistré le profil d'effort du segment adjacent à la prothèse discale et l'a comparé au profil d'effort d'un spécimen intact. Après PDC, des profils d'effort comparables ont été obtenus à partir des disques non traités et une prothèse discale de type Bryan (Duggal et al., 2004).

En outre, Duggal, a fait l'étude (sur des spécimens humains) de la pression intra-discale (PID) au segment adjacent d'une prothèse de type PCM versus un spécimen intact et un spécimen arthrodésé. Des pressions intra-discales semblables ont été enregistrées entre les conditions intactes et une PDC, ceci aux deux niveaux adjacents. En revanche, la pression intra-discale relevée durant la flexion-extension au niveau adjacent chez les sujets arthrodésés était sensiblement plus élevée. Il n'y avait pas de différence de mobilité entre le groupe intact et le groupe PDC (Duggal et al., 2004). Cette étude montre que le disque cervical maintient le niveau de pression intra-discale au niveau adjacent et que la cinématique du niveau opéré est comparable au niveau Asymptomatique.

De plus, aucun changement de la courbure cervicale sagittale globale du rachis cervical n'a été détecté après PDC chez les patients implantés avec un disque de type Bryan (Parkinson et al., 2005).

Ainsi, il s'avère que la prothèse cervicale discale peut maintenir l'alignement sagittal du rachis cervical, préserver le segment adjacent de l'hypermobilité et empêcher l'augmentation des efforts sur le segment adjacent. Ces éléments peuvent suggérer que la prothèse discale pourrait préserver le rachis cervical du SSA contrairement à l'arthrodèse.

3.5. Indications et contre-indications des PDC

Comme la PDC (prothèse discale cervicale) constitue un traitement relativement nouveau, le souci principal aujourd'hui est d'obtenir une meilleure définition des

indications et des contre-indications. A cet effet, Pracyk (Pracyk et al., 2005) ont récemment compilé un éventail d'indications suite à une étude approfondie de la littérature.

- échec du traitement médical conservateur précédent, de la réduction de l'activité, de la thérapie physique et des infiltrations.
- radiculopathie due à des hernies discales (molles ou dures) ou à des ostéophytes foraminaux.
- myélopathie due à des hernies discales (molles ou dures) produisant une compression médullaire
- toute combinaison de ces derniers éléments.

Ces auteurs ont isolé la contre-indication principale de la PDC : les déviations significatives du rachis. D'autres contre-indications incluent l'hypomobilité, l'hypermobilité, l'infection ou l'ostéomyélite, l'arthrite rhumatoïde, l'insuffisance rénale, l'ostéoporose, le cancer, et les traitements médicamenteux pré-opératoires à base de cortico-stéroïde.

D'autres études ont également exclu des patients souffrant de douleurs cervicales axiales associées à une instabilité (Goffin et al., 2004). Anderson et collaborateurs (Anderson et al., 2003) excluent les cyphoses, les spondylolisthésis, l'arthrite grave des facettes articulaires, le canal cervical étroit, l'ossification du ligament longitudinal postérieur. Bryan (Bryan, 2002) exclut des patients ayant eu des interventions chirurgicales antérieures du rachis cervical y compris les arthrectomies des facettes articulaires postérieures.

Le choix de l'âge des patients est important pour optimiser l'amélioration apportée par la prothèse. Des patients plus âgés risquent de ne pas bénéficier autant que des sujets plus jeunes de l'arthroplastie à cause des troubles dégénératifs associés au vieillissement naturel du rachis.

De nombreux auteurs limitent l'arthroplastie cervicale à une population comprise entre 30-35 ans et 60-65 ans (Bryan, 2002 ; Parkinson et al., 2005 ; Pracyk et al., 2005 ; Sekhon 2004b). Pimenta (Pimenta et al., 2004) ont étudié une population appartenant à un éventail d'âge au-delà de ces indications, ils comparent des personnes plus âgées (70 ans) à des plus jeunes (20 ans) et notent de bons résultats.

La pertinence clinique à traiter avec PDC les atteintes multi segmentaires n'est pas encore bien établie. La plupart des études incluent uniquement les patients à un niveau

symptomatique (Cummins et al., 1998 ; Hilibrand et al., 1999 ; Goffin et al., 2004 ; Sekhon et al., 2004c ; Pracyk et al., 2005). Il faut cependant observer que quelques études récentes incluent des atteintes à deux niveaux avec de bons résultats (Porchet et al., 2004 ; Sekhon et al., 2004d).

Par ailleurs, aujourd'hui de nombreux chirurgiens sont favorables à des procédures à deux ou plusieurs niveaux, arguant du fait que les troubles aux segments adjacents se produisent chez des patients présentant préférentiellement des fusions multi segmentaires et que l'amélioration de la fonctionnalité grâce aux PDC a plus d'impact sur les fusions à plusieurs niveaux.

En dépit de ces points de vue et des avantages théoriques, il n'y a aucune évidence dans la littérature pour prouver que deux prothèses ou plus partagent également les contraintes et que leur comportement biomécanique soit équivalent. Ceci, à plus forte raison, quand les prothèses ne sont pas implantées dans des segments continus (Porchet et al., 2004).

Néanmoins, l'arthroplastie pourrait être considérée comme une chance d'arrêter ou de retarder le processus dégénératif après une fusion mono ou poly- segmentaire. Pimenta et son équipe (Pimenta et al., 2004) ont révisé ses critères d'inclusion. Dans son étude sur l'implantation de prothèse de type PCM, 12 patients sur 81 avaient eu une fusion précédemment (reprise pour SSA). Un cas était une reprise d'une prothèse précédente. Ishihara (Ishihara et al., 2004), rapportent quatre cas de réussite d'implantation après échecs d'arthrodèses à cages.

Sekhon (Sekhon et al 2005) a présenté les résultats de 9 patients présentant précédemment des fusions et 6 patients avec des lamino-foraminotomies chez lesquels une ou deux prothèses de Bryan ont été implantées au dessus et/ou en dessous des segments fusionnés ou de la foraminotomie. Il décrit un cas de dislocation du dispositif d'arthroplastie chez un patient présentant une hyper mobilité pré-opératoire. Dans deux cas, des prothèses montées inclinées ne présentaient pas de signes de détérioration clinique. Un patient s'est plaint de dysphagie persistante. Cependant, les scores d'E.V.A[8] étaient améliorés, et 90% des patients étaient satisfaits après 24 mois de suivi (Reitman et al., 2004a). Dans des suivis plus éloignés, toutes les prothèses restaient

[8] E.V.A. échelle visuelle analogique (outil d'évaluation de la douleur globale).

mobiles. De plus, Sekhon a rapporté une arthroplastie de la jonction cervico thoracique réussie suite à plusieurs niveaux fusionnés précédemment (Sekhon, 2005a).

3.6. Bénéfices et Risques de l'arthroplastie

Les bénéfices de l'arthroplastie

La conservation de la mobilité :

L'arthroplastie remplace le disque intervertébral par un disque artificiel qui permet de maintenir la mobilité du segment et de ce fait, celle du rachis. Elle soulage la douleur, permet la décompression des structures nerveuses tout en préservant la taille et la mobilité du disque (Cummins et al., 1998). En conséquence, elle peut constituer dans certains cas une alternative à l'arthrodèse en procurant un plus grand confort pour le patient.

La réduction des efforts au niveau des segments adjacents :

Un nombre important de patients a subi une deuxième opération chirurgicale après arthrodèse. La dégénérescence des segments adjacents aux niveaux de la fusion est provoquée par une perturbation des efforts et de la biomécanique dans ces segments, en raison de la fusion. On observe les mêmes efforts chez des spécimens ayant une articulation artificielle versus des spécimens intacts. Ainsi, il semble qu'un disque artificiel permette d'éviter l'accélération de la dégénérescence des segments adjacents. L'arthroplastie peut diminuer et pourrait éliminer les risques et les morbidités connus dans les arthrodèses (Anderson et al., 2004 ; Hilibrand et al., 2004).

Le retour à la vie normale :

Dans la plupart des cas d'arthrodèses cervicales, les chirurgiens ont besoin que les patients limitent leurs activités afin de favoriser la fusion. Cette restriction retarde le retour au travail et à la vie normale du patient. Après arthroplastie, les patients peuvent probablement plus rapidement retourner à leurs activités sans restriction (Hilibrand et al., 2004). Une étude récente (Traynelis et al., 2006) observe le retour au travail de patients prothésés par rapport à des patients arthrodésés, elle montre de façon significative que le groupe des patients prothésés retourne plus vite au travail que des patients arthrodèsés

Le traitement des dégénérescences au niveau des segments adjacents :

Azmi (Azmi et al., 2003) ont montré que l'implantation de PDC est un traitement approprié pour limiter les dégénérescences discales au niveau des segments adjacents à la fusion , ceci, dès la première intervention chirurgicale.

Risques de l'arthroplastie

Les conflits cinématiques :

La géométrie de l'implant a un impact majeur sur la cinématique inter-vertébrale. Certains facteurs comme le rayon de courbure, la position des centres de rotation, le placement caudal ou crânial de la partie sphérique ont des effets directs sur la cinématique. Le remplacement du disque peut entraîner un conflit au niveau facettaire ou au niveau des uncus et être source de cervicalgies.

Les risques liés à la prothèse discale:

Les complications potentielles qui peuvent se produire après l'installation d'une prothèse discale sont la migration, le rejet ou le risque de développement d'ostéophytes. Les prothèses n'ont été implantées que depuis quelques années seulement et un plus long recul est nécessaire pour évaluer ces risques (Cummins et al., 1998). Le taux de débris produits devrait également être pris en compte parce que le nombre et la quantité des débris liés à l'usure peuvent induire des réactions inflammatoires, des rejets ou des migrations.

Le problème de la validation à long terme :

Bien que les études biomécaniques aient décrit les conséquences de la fusion cervicale sur la cinématique des niveaux adjacents, la pertinence clinique des prothèses discale n'est pas encore démontrée. Même si les résultats cliniques sont encourageants à court terme, des études sont encore nécessaires à long terme pour s'assurer que ces prothèses sont sûres et efficaces in vivo (Hilibrand et al., 2004).

En résumé

Les prothèses discales cervicales sont utilisées après discectomie antérieure dans le cadre du traitement chirurgical des radiculopathies ou des myélopathies. L'arthroplastie a été conçue pour restaurer la mobilité segmentaire intervertébrale et éviter ainsi les efforts excessifs induits par la fusion cervicale. L'objectif de la PDC est bien évidemment de restaurer une cinématique la plus physiologique possible.

Un disque artificiel doit prouver sa très haute résistance à l'usure. Les matériaux des surfaces articulaires (impliqués dans les couples de frottement) doivent produire un taux minimal de débris quelle que soit la conception de la prothèse.

Il existe à l'heure actuelle plusieurs modèles sur le « marché », qui utilisent essentiellement des éléments métal sur métal, métal sur polyéthylène ou céramique sur céramique.

Les PDC constituent dans certains cas une alternative à l'arthrodèse. Elles montrent dans leurs premiers résultats cliniques leurs capacités à maintenir la mobilité intervertébrale, la conservation de la hauteur inter-somatique, une diminution à court et moyen terme de la fréquence des lésions dégénératives observées sur radiographies au niveau des segments adjacents au segment opéré. Elles diminuent la durée d'arrêt de travail et procurent plus de fonctionnalité aux patients.

Néanmoins, aucun résultat à long terme n'est disponible jusqu'ici et beaucoup de questions sont encore laissées sans réponse. Il n'y a pas encore une vue d'ensemble claire des complications à long terme qui pourraient se produire. Quelle est la durée de vie de tels implants ? Bien que les résultats cliniques soient encourageants à court terme, des études sont encore nécessaires pour s'assurer à long terme que ces prothèses sont sûres, efficaces et qu'elles n'entraînent pas de complications avant de démontrer leur supériorité aux fusions.

4. Le Whiplash

4.1. Définition

Le Whiplash (appelé encore coup du lapin ou coup de fouet cervical) peut être défini comme un mécanisme de transfert d'énergie apparaissant lors d'une accélération et décélération de la tête par rapport au tronc, sans impact de la tête, dans une direction quelconque de l'espace.

Lorsqu'un patient est victime d'un whiplash, il en résulte a minima une entorse cervicale, dont les séquelles selon la littérature ont une durée extrêmement variable pouvant aller d'un mois à plusieurs années (Freeman et al., 1998 et 1999).

En général, la sévérité des signes cliniques permet de faire la distinction entre les traumatismes graves et les traumatismes bénins. Les entorses graves entraînent dans certains cas une déstabilisation rachidienne, leur diagnostic est souvent évident après les examens cliniques et les résultats d'imagerie médicale. Cependant, la frontière entre une entorse grave et une entorse bénigne est souvent cliniquement difficile à cerner.

4.2. Incidence et prévalence

L'incidence des cervicalgies attribuées à un whiplash a augmenté depuis trente ans dans les pays occidentaux. Elle est de l'ordre de 300 pour 100 000 habitants en Amérique du nord et en Europe de l'ouest (Holm et al., 2008). Ceci, malgré la présence obligatoire d'appui-tête dans les véhicules aux USA depuis 1968 qui a fait baisser de 18% le nombre de traumatismes rachidiens (O'Neill et al., 1972), sans toutefois empêcher les entorses bénignes.

Cependant, Bourbeau et ses collaborateurs (Bourbeau et al., 1993), observent que le risque de souffrir d'une entorse du rachis cervical est plus important chez les sujets ceinturés que chez les sujets non ceinturés (risque relatif ceinturé/non ceinturé de 1,58). Mais, ils notent que les lésions les plus graves sont plus fréquentes chez les sujets non ceinturés.

En conclusion, l'augmentation constante du nombre de cas semblerait liée à plusieurs facteurs parmi lesquels celui du port mal maîtrisé de la ceinture de sécurité. Ceci ne remettant pas en cause par ailleurs les bienfaits du port obligatoire de la ceinture de sécurité en termes de vies sauvées.

En effet, les premiers dispositifs de protection contre les effets des chocs arrière, les appuis-tête, sont apparus vers la fin des années soixante et ont permis de prévenir l'apparition des blessures graves du cou. Cependant, leurs performances restent insuffisantes car ils n'offrent pas une protection complète contre le whiplash. Ceci tient au fait que les concepteurs de véhicules et d'équipement ne disposent pas aujourd'hui de critère(s) biomécanique(s) ni d'outils de mesure permettant d'évaluer le risque de blessure, bien que des travaux conséquents aient été fait sur ce sujet (Bertholon, 1999).

La communauté scientifique s'est pourtant intéressée à la question depuis de nombreuses années mais n'a pu, jusqu'à ce jour, mettre au point un indice, mesurable sur mannequin, corrélé avec le risque de blessure. Divers indices reposant sur des hypothèses relatives au mécanisme de blessure ont été proposés dans la littérature (LNL, Nkm, T1 rebond, NDC, NIC, NIJ, My….). Ils reposent sur la quantification du mouvement relatif de la tête par rapport au thorax ou sur celle des efforts ou moments appliqués à la liaison entre la tête et le torse. Aucun d'eux aujourd'hui n'est capable de prédire avec un intervalle de confiance suffisant le risque de blessure.

Les mannequins d'essais, sur lesquels sont mesurées les grandeurs mécaniques servant à estimer le risque, affichent une bio-fidélité insuffisante lorsqu'on compare leur comportement à celui de sujets volontaires (Yaguchi et al., 2006). Des équipes suédoises ont construit un mannequin (le BIORID) beaucoup plus bio-fidèle que le mannequin HYBRID III habituellement utilisé pour les tests de chocs.

En effet, il existe toujours une distance entre la tête du sujet traumatisé et l'appui-tête qui favorise une extension lors d'un choc arrière. L'effet rebond propulse alors la tête vers l'avant créant ainsi pour les personnes ceinturées un traumatisme en flexion.

L'augmentation du trafic de la circulation, notamment en milieu urbain, est évidemment un élément qui n'est pas neutre dans l'augmentation du nombre de cas de traumatismes observés.(Tableau 4)

Tableau 4. Incidence des traumatismes cervicaux avec accélération-décélération (TAD[9]) et prévalence des pathologies associées aux TAD

Auteurs	Pays	Age (ans)	N	Définition	Prévalence (%)	Incidence (/100 000)	Hommes (/100 000)	Femmes (/100 000)
Spitzer et al., 1995	Canada	NC	47661*	TAD	NC	70	86	54
Cassidy et al., 2000	Canada	>18	3046* 2230** 2186**	TAD		417 302 296	398 230 223	432 371 367
Berglund et al., 2000	Canada	18-65	182 136	Cervicalgies 7 ans après TAD Cervicalgies 7 ans après AVP (choc postérieur sans TAD)	39,6 14	NC NC	NC NC	NC NC
Parmar et al., 1993	Angleterre	20-67	204	Cervicalgies 1 an après TAD Cervicalgies 8 ans après TAD	44 18	NC NC	NC NC	NC NC
Miettinen et al., 2002	Finlande	NC	312	Altération santé significative	8	NC	NC	NC
Schrader et al., 1996	Lituanie	NC	32	Cervicalgies 6 mois après TAD	0	NC	NC	NC

4.3. Classification des lésions du cou

4.3.1. Selon l'Abbreviated Injury Scale (A.I.S)

Cette classification organise les lésions sur une échelle de 1 à 6 représentant les états cliniques de bénin à grave. (Tableau 5)

[9] TAD : traumatisme cervical avec accélération-décélération
* régime d'assurance avec préjudice dommageable
** régime d'assurances sans faute

Tableau 5. Classification A.I.S. (Abbreviated Injury Scale).

Localisation	Lésion	A.I.S.
Peau	Abrasion, contusion, plaie, avec perte de sang >20% en volume	1-3
Vaisseaux		1-3
	Veine jugulaire (externe), lésion mineure-majeure	2-3
Organes	Veine jugulaire (interne), lésion mineure-majeure	2-3
internes	Artères vertébrale ou carotide (externe), lésion mineure-majeure	3-4
		1
	Artère carotide (commune, interne) lésion mineure-	2
Système	majeure	3
nerveux	Glande thyroïde	2-3
	Larynx, glandes salivaires, cordes vocales	2-3
	Pharynx	3
	Racine nerveuse simple -multiple	4
	Plexus brachial, lésion partielle- complète	5-6
Squelette	Moelle épinière, contusion avec signes neurologiques	1
Colonne	transitoires	2
cervicale	Avec signes neurologiques partiels	2
	Avec signes neurologiques permanents <C4>C3	2-3
	Os hyoïde fracture	2
	Etirement	
	Lésion discale	3
	Luxation atloïdi-axoïdienne ou des facettes articulaires	3
	Fracture des apophyses épineuses, transverses, et mineures du corps	3
	Des facettes articulaires, lame, pédicule, odontoïde, majeure du corps	3

4.3.2. Selon la Classification de la Quebec Task Force (QTF). (Spitzer et al., 1995)

Cette classification (QTF on Whiplash Associated Disorders-Spitzer) spécifie les lésions sur une échelle de 1 à 4 en fonction de la gravité des lésions.(Tableau 6)

Tableau 6. Classification QTF des lésions du cou

Présentation Clinique	Niveau QTF
Pas de douleur ni de signe physique	0
Douleur sans signe physique	1
Douleur et signes musculo-squelettiques (raideur, perte de mobilité)	2
Douleur et signes neurologiques	3
Douleur et fracture ou luxation	4

4.3.3. Vitesse et gravités des lésions

En choc arrière, la majorité des cas observés l'est pour des vitesses inférieures à 35 km/h et une forte proportion de lésions mineures se retrouve pour des vitesses inférieures à 15 km/h (Bourhis, 1996).

On retrouve des résultats similaires chez Otte (Otte et al., 1997) avec 80 % de lésions mineures pour une vitesse inférieure à 20 km/h. Hell (Hell et al., 1998) confirment ces résultats en répertoriant le plus grand nombre de lésions mineures pour des impacts à 10 km/h et le risque maximum de lésions mineures à 15 km/h. Ces derniers auteurs étudient les lésions mineures du cou en choc arrière avec la classification proposée par la Quebec Task Force (Spitzer et al., 1995). Ils trouvent que 70 % des lésions sont de niveau QTF 2, 20% de niveau QTF 1 et environ 6 % de niveau QTF 3.

En outre, l'étude menée au Québec par Spitzer (Spitzer et al., 1995) montre qu'il s'agit d'un traumatisme survenant à basse vitesse (30 km/h), plutôt chez un conducteur qu'un passager (75% pour 25%), de sexe féminin (60%) et jeune (35 ans).

4.3.4. L'impact au plan Médico Socio Economique

L'impact socio- économique

Dans son étude, Freeman (Freeman et al., 1999) estiment que les dépenses globales liées au Whiplash aux Etats-Unis peuvent être évaluées à 29 milliards de

Dollars. En Europe, le coût estimé des dommages liés au Whiplash est de 10 milliards d'Euros par an.

En termes de coût social, les compagnies d'assurances relèvent une augmentation constante des remboursements associés à ce type d'événement.

La « Motor Accident Authority » des nouvelles Galles du Sud (Australie) donne une proportion de 39 % de cas de Whiplash sur 126 923 cas de plaintes recensés par cet organisme à la date de juin 1998. De plus, il est précisé que la majorité de ces plaintes donne lieu à remboursements - 78 % des cas pour la « Motor Accident Authority » de la nouvelle Gale du Sud (Australie)- mais que l'objectivation et l'évaluation du préjudice reposent sur des bases peu solides (Spitzer et al., 1995).

Aujourd'hui, les études menées par les assureurs reposent sur les déclarations des victimes et la gravité de l'atteinte est estimée d'après la durée de la persistance des troubles déclarés (Silverstein et al., 2002 ; Miettinen et al., 2002 ; Krafft et al., 2004).

Au total, on peut retenir que les impacts économiques et sociaux sont importants.

L'impact médical

Le traitement classique associe une immobilisation par un collier souple et des antalgiques jusqu'à sédation des douleurs. Un arrêt de travail est souvent associé.

D'après Barnsley (Barnsley et al., 1994 ; Barnsley et al., 1995), 75% des patients récupèrent en 2 à 3 mois après un whiplash. Les 25% restants développent des douleurs chroniques et parmi eux 10% conservent des douleurs constantes et importantes à vie. La physiopathologie des troubles décrits à la suite d'entorses bénignes met en jeu diverses lésions non visibles radiologiquement. Ce sont des déchirures musculaires des longus colli, des lésions de la chaîne sympathique antérieure, des déchirures capsulaires, des hémorragies articulaires, voire de véritables fractures articulaires dont le diagnostic n'est pas objectivable sur des clichés standards de rachis cervical. Jonsson (Jonsson et al., 1991 et 1994) ont étudié par examen radiologique conventionnel complet, couplé à un examen tomodensitométrique, l'état du rachis cervical de 22 accidentés de la route décédés d'un traumatisme crânien sévère. Ils ont comparé ces résultats aux pièces anatomiques de rachis cervicaux prélevés chez ces mêmes accidentés. Au niveau du rachis cervical inférieur, 198 lésions n'avaient pas été diagnostiquées dont 77 fractures articulaires parcellaires, 77 lésions unco-vertébrales et 22 lésions discales. On peut aisément concevoir que de telles lésions passées inaperçues peuvent être à l'origine de

douleurs persistantes et résiduelles. Selon Hohl (Hohl, 1974), on peut observer une discopathie avec une fréquence de 40% après un traumatisme rachidien d'allure banale.

La validité du «syndrome de whiplash tardif» a été la source de nombreux débats depuis des décennies dans la littérature médical entre les tenants d'une origine physique, les défenseurs d'une origine psychologique (avec souvent recherche d'avantages financiers) et les partisans d'une origine somato-psychique. L'étude de Revel (Revel, 2004) va dans le sens d'une atteinte multi-factorielle dans laquelle l'aspect psychologique prendrait une large place. Cependant, des études récentes montrent une diminution significative des amplitudes articulaires chez les patients atteints de whiplash (Dall'Alba et al., 2001 ; Armstrong et al., 2005 ; Prushansky et al., 2006 ; Dvir et al., 2006). Par ailleurs, l'altération du contrôle postural est aussi mise en évidence par certaines études (Michaelson et al., 2003 ; Sjöström et al., 2003 ; Treleaven et al., 2003, 2005b, 2006).

La plupart des traitements n'ont jamais été évalués de manière scientifique. Pour différents auteurs, dont Spitzer et Revel (Spitzer et al., 1995 ; Revel, 2004), un effort doit être réalisé pour améliorer la prise en charge de cette pathologie car on sait qu'elle peut évoluer vers un état douloureux chronique durant plusieurs mois voire plusieurs années. Les recommandations préconisent un traitement par mobilisation précoce lors de séances de kinésithérapie. Le port d'un collier doit être évité. L'emploi de produits antalgiques ne doit pas dépasser quelques jours. Enfin, une reprise précoce des activités physiques et professionnelles doit être conseillée.

En résumé

Le whiplash génère une entorse cervicale. Les cas très graves présentent des signes cliniques évidents et une imagerie médicale significative peu discutable. En revanche, très souvent, la frontière entre une entorse grave et une entorse bénigne est difficile à cerner.

L'accidentologie est en augmentation consécutivement au port de la ceinture de sécurité (transfert des sollicitations sur le rachis cervical) et à l'augmentation du trafic urbain (O'Neill et al., 1972 ; Bourbeau et al., 1993). Il s'agit d'un traumatisme survenant en général à basse vitesse (Spitzer et al., 1995 ; Bourhis, 1996 ; Otte et al., 1997). D'après Hell (Hell et al., 1998), la plus grande proportion des lésions est de type Quebec Task Force grade 1 et 2 (dans respectivement 20% et 70% des cas).

D'après Barnsley (Barnsley et al., 1994 et 1995), 75% des patients récupèrent en 2 à 3 mois après un whiplash. Les 25% restants développent des douleurs chroniques et parmi eux, 10% conservent des douleurs constantes et importantes à vie.

Il faut surtout noter que l'objectivation et l'évaluation du préjudice reposent sur des bases peu solides comme le souligne le rapport de la Quebec Task Force on Whiplash associated disorders (Spitzer et al., 1995).

Au sein de la communauté scientifique, de nombreux auteurs remettent en cause les pathologies consécutives à des chocs sagittaux à faible vitesse et plus généralement l'existence d'un phénomène particulier que serait le Whiplash tardif. Ce constat entraîne des querelles d'experts depuis de nombreuses années. Cependant, des études récentes montrent une diminution significative des amplitudes articulaires chez les patients atteints de whiplash (Dall'Alba et al., 2001 ; Armstrong et al., 2005 ; Prushansky et al., 2006 ; Dvir et al., 2006). Par ailleurs, l'altération du contrôle postural est aussi mise en évidence par plusieurs auteurs (Michaelson et al., 2003 ; Sjöström et al., 2003 ; Treleaven et al., 2003, 2005b, 2006).

5. Etude de la mobilité chez les sujets asymptomatiques

La question de la mobilité du rachis cervical a fait l'objet de revues (Chen et al., 1999 ; Jordan, 2000). Dans la première, 45 études ont été analysées, dans la seconde 21.

Les articles sont nombreux. Cependant, dans leur grande majorité, leurs auteurs traitent uniquement de la mobilité sur les mouvements principaux dans les différents plans. Les études qui abordent la mobilité inter-segmentaire du rachis cervical ou les mouvements couplés aux mouvements principaux sont moins abondantes.

Parmi l'ensemble de ces études, on peut distinguer les études in vitro et les études in vivo.

5.1. Les études in vitro

Les études in vitro sont effectuées sur des populations à faibles effectifs et concernent généralement des sujets âgés (Lysell, 1969 ; Panjabi et al., 1993 ; Panjabi et al., 2001 ; McBride et al., 1995 ; Watier, 1997 ; Watier, 2006 ; Goel et al., 1988a ; Onan et al., 1998 ; Kotani et al., 1998). Seule l'étude de Holmes (Holmes et al., 1996) concerne des sujets plus jeunes (moyenne d'âge 26 ans).

La portée de ces études permet l'analyse de la mobilité inter-segmentaire du rachis cervical ainsi que des mouvements couplés aux mouvements principaux. Ces études offrent également la possibilité de décrire la géométrie des articulations et de mesurer leur comportement cinématique. Elles autorisent, grâce à des essais qui ne sont tolérables que dans des situations artificielles, à procéder à des études de comportement mécanique des différents éléments du rachis cervical (corps vertébraux, articulations, disques, ligaments).

Leur limite est liée d'une part à des échantillons faibles et de tranches d'âge élevées et, d'autre part, à des données recueillies qui ne reflètent que partiellement la structure vivante et ne lui sont donc pas totalement transposables.

Dans les dispositifs utilisés, les matériels les plus employés sont des capteurs de déplacements fixés sur les corps vertébraux (Ulrich et al., 1987 ; Panjabi et al., 1988).

Des mesures radiographiques peuvent être associées à ces dispositifs. Par exemple, Worth (Worth, 1985) a étudié la mobilité atlanto-occipitale. Goel (Goel et al., 1984) ont utilisé un système à ultra sons. Des études cinématiques in vitro sont également effectuées avec des dispositifs de reconstruction tridimensionnelle (Watier, 1997 et 2006).

De tels dispositifs permettent d'affiner les mesures mais présentent globalement les mêmes portées et limites que celles citées précédemment.

5.2. Les études in vivo

Depuis une vingtaine d'années, le développement de nouveaux dispositifs a permis de faciliter les études in vivo. La précision des dispositifs et leur diversité permettent d'offrir un large panel d'études et de résultats. La grande majorité des études est faite à partir de mouvements effectués de manière active.

L'avantage de ces études est de pouvoir étudier la mobilité avec la mise en jeu des structures vivantes, la variabilité des comportements gestuels et ainsi de refléter au mieux la réalité. Ces études sont peu invasives.

Leur inconvénient est lié aux difficultés à travailler sur l'humain et donc aux nombreux paramètres à maîtriser.

Les études in vivo utilisent de nombreux dispositifs, des modalités expérimentales très variées qui offrent beaucoup de résultats parmi lesquels on note une grande disparité. Les dispositifs conçus conditionnent souvent l'objectif de la mesure et la fiabilité des résultats. En effet, chacun d'eux présente un objectif d'utilisation spécifique. Nous allons nous attacher maintenant à une analyse de ces principaux dispositifs.

Les dispositifs de mesure in vivo

Les goniomètres simples

Des études proposent des mesures faites à partir de simples goniomètres dont la reproductibilité est en général discutable à l'exception de l'étude de Taimela en 2000

(Taimela et al., 2000) qui décrit une bonne reproductibilité (r = 0,79 ; p = 0,89). Ces goniomètres sont des outils cliniques simples qui permettent de mesurer les amplitudes articulaires des mouvements principaux lors des examens cliniques de base.

Leur avantage est représenté par leur facilité d'utilisation clinique et leur faible coût. Leur limite est liée à la marge d'erreur qu'ils génèrent (plus de 5° en général).

Les dispositifs basés sur les rayons X : radiographie, ciné-radiographie, scanner

On trouve depuis de nombreuses années des études par clichés radiographiques dynamiques. La plus ancienne remonte à Virchow, rapportée par Metsdagh (Metsdagh 1969), et date de 1928. Depuis, ces études se sont affinées grâce aux progrès de l'imagerie (Penning et al., 1987 ; Lind et al., 1989 ; Mimura et al., 1989). Les travaux de Frobin (Frobin et al., 2002a) ont encore amélioré les modalités de calculs et la fiabilité des résultats. Ces techniques par imagerie permettent en effet l'étude inter-segmentaire, même si elles sont restreintes à une analyse en deux dimensions. La ciné-radiographie permet également de faire de l'étude clinique dynamique (Van Mameren et al., 1990 ; Hino et al., 1999). On trouve aussi des études à partir de scanners de type « CT Scan » (Dvorak et al., 1987 ; Penning et al., 1987). Avec cette technique, Ishii (Ishii et al., 2004 et 2006) ont étudié la mobilité tridimensionnelle en rotation puis en inclinaison latérale ainsi que les mouvements couplés aux mouvements principaux.

L'avantage de ces dispositifs est qu'ils sont simples à mettre en œuvre et qu'ils donnent une bonne idée de ce qui se passe dans la réalité.

Les inconvénients sont liés aux irradiations plus ou moins importantes délivrées aux sujets en fonction du type de technologie. Un autre inconvénient est le coût relativement élevé de ces examens.

Les inclinomètres

Des inclinomètres (à liquide ou à gravité) sont utilisés en pratique clinique quotidienne et présentent une bonne reproductibilité, sauf pour la mesure de la rotation axiale (Klaber Moffet et al., 1989 ; Alaranta et al., 1994 ; Hole et al., 1995).(Figure 50)

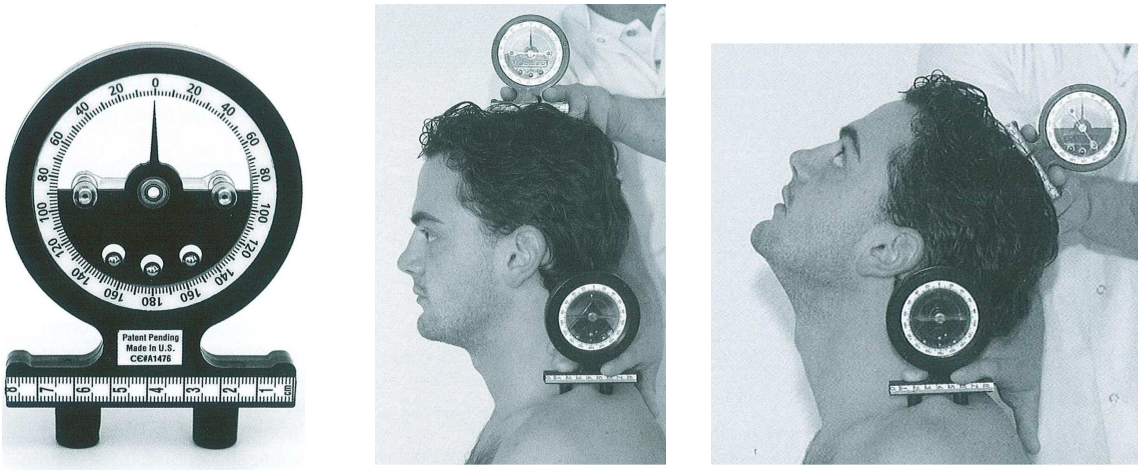


***Figure 50**. Inclinomètre à gravité de type Lobel et son mode d'utilisation.*

Une étude qui compare les mesures obtenues à partir d'inclinomètres électroniques et de radiographies (Mayer et al., 1993) montre une bonne fiabilité des inclinomètres électroniques. (Figure 51)

***Figure 51**. Inclinomètre électronique type Cybex 320 EDI et son mode d'utilisation*

Les inclinomètres à liquide ou à gravité sont d'une utilisation simple, compatible avec la pratique clinique et d'un coût raisonnable. L'inconvénient tient à leur précision relative (entre 3° et 5°).

Les inclinomètres électroniques sont eux plus fiables et plus précis, néanmoins on peut regretter leur coût qui limite leur diffusion en pratique quotidienne.

Le Cervical Range of Motion (CROM)

Parmi les nombreuses études qui ont alimenté les bases de données sur les amplitudes des mouvements principaux, beaucoup ont été réalisées avec le cervical range of motion (CROM). Le CROM (Figure 52) est composé d'un casque prenant un appui sur le nez, équipé de deux inclinomètres latéralement et d'une boussole sur son sommet. Il permet, en position assise, de mesurer les trois degrés de liberté articulaire (Flexion/Extension, Inclinaison latérale Droite/Inclinaison latérale Gauche, Rotation Droite/Rotation Gauche). Certains possèdent de plus une baguette mobile fixée sur un compas gradué qui permet de chiffrer l'antépulsion ou la rétropulsion de la tête. Des variantes sont équipées de niveaux qui permettent de reproduire à l'identique les positions de la tête.

Youdas (Youdas et al., 1992) ont utilisé le CROM et étudié la mobilité de 337 sujets Asymptomatiques de 11 à 97 ans. Nilsson (Nilsson et al., 1995) ont également étudié 90 sujets Asymptomatiques avec le CROM en 1995. Youdas (Youdas et al., 1992) dans leur revue sur la mesure de la mobilité trouvent 9 outils de mesure différents chez 11 auteurs et recommandent l'utilisation du CROM. Plusieurs autres auteurs (Capuano-Pucci et al., 1991 ; Rheault et al., 1992 ; Nilsson et al., 1995 ; Loudon et al., 1997 ; Fiebert et al., 1999) ont utilisé et étudié la reproductibilité du CROM qu'ils trouvent généralement élevée en inter et intra examinateur. Cependant, ces instruments ne fournissent que les amplitudes des mouvements principaux dans les différents plans et ne permettent pas d'appréhender les mouvements couplés qui leur sont associés.

L'avantage du CROM est qu'une fois le casque installé, il est possible de faire des mesures enchainées dans les différents plans sans perte de temps. La facilité d'emploi du système a permis de mettre en place de nombreuses études avec de nombreux sujets. Cet instrument ne présente pas de véritable inconvénient.

Figure 52*. Cervical Range of Motion et son mode d'utilisation.*

Les électrogoniomètres

Les études qui permettent l'observation et la quantification de la cinématique tridimensionnelle sont réalisées, pour certaines, à partir de systèmes utilisant des capteurs de déplacements. Parmi celles-ci, on peut citer celles qui utilisent le Spine Motion Analyser (SMA) (Figure 53) : Christensen et al., 1998, (étude sur 40 sujets Asymptomatiques) ; Feipel et al., 1999, (étude sur 250 sujets Asymptomatiques) ; Lantz et al., 1999, (étude sur 63 sujets Asymptomatiques) ; Petersen et al., 2000, (étude sur 30 sujets Asymptomatiques) ; Solinger et al., 2000b, (étude sur 20 sujets Asymptomatiques).

L'avantage de ce dispositif tri-dimensionnel est lié à sa simplicité d'installation et à sa fiabilité. Cette facilité d'utilisation et le coût accessible de l'appareil ont permis de conduire de nombreuses études sur un nombre conséquent de sujets. L'inconvénient est lié à la difficulté d'assurer un repère précis en cervico-thoracique et de faire des mesures inter-segmentaires.

Figure 53*. Cervical Spine Motion Analyser et son mode d'utilisation.*

Les dispositifs magnétiques

D'autres auteurs utilisent des dispositifs magnétiques de type 3 Space system ou Fastrack ou encore isotrack : (Trott et al., 1996 ; Walmsley et al., 1996 ; Pearson et al., 1995 ; Morphett et al., 2003).

L'avantage de ces systèmes est qu'ils sont faciles à mettre en œuvre et d'un coût raisonnable. L'inconvénient est que les mesures réalisées avec ces systèmes sont perturbées par un environnement ferromagnétique et qu'il faut gérer l'encombrement lié aux câbles. De plus, ils ne permettent pas de faire des mesures inter- segmentaires.

***Figure 54**. 3 Space System ou Fastrack (Polhémus)*

Les dispositifs ultra sons

D'autres auteurs (Goel et al., 1984 ; Dvir et al., 2000 ; Demaille-Wlodyka et al., 2007) ont utilisé des dispositifs ultra sons.

Les avantages de ces systèmes sont liés à leur facilité d'installation et à leur fiabilité démontrée pour le système Zébris. Les inconvénients sont liés aux perturbations générées par l'environnement sonore. De plus, ils ne permettent pas de faire des mesures inter-segmentaires.

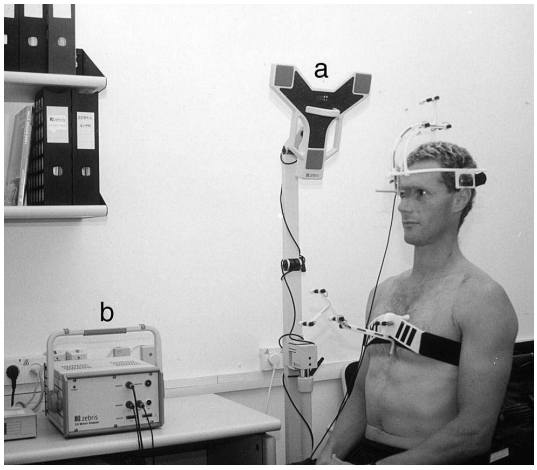


***Figure 55**. Système ultra son de type Zebris et son mode d'utilisation.*

La vidéofluoroscopie

Une nouvelle approche permet de faire une reconstruction tridimensionnelle (3D) et de réaliser une analyse inter-segmentaire (Wu et al., 2007). Ces auteurs ont réalisé récemment une étude de faisabilité d'analyse de la mobilité différenciée sur 16 sujets des parties haute et basse du rachis cervical qui s'est avérée positive. L'appareil utilisé était le diagnost 97 de Philips, à la fréquence de 30 images/s.(Figure 56)

L'avantage de cette approche est lié à sa facilité de réalisation et à la possibilité de faire de la mesure inter-segmentaire. L'inconvénient demeure son caractère invasif, même si les intensificateurs d'images permettent de réduire l'exposition aux rayonnements.

***Figure 56**. Système vidéo fluoroscopique Philips diagnost 97 et son mode d'utilisation.*

Les dispositifs opto-électroniques

De plus en plus utilisés, les dispositifs optiques permettent de faire de la reconstruction tridimensionnelle à partir du repérage de marqueurs passifs (systèmes Elite, Vicon, Motion Analysis….).

Ces systèmes ont l'avantage de permettre une liberté totale de mouvements dans de nombreux environnements. De plus, les sujets ne sont pas gênés dans leurs évolutions gestuelles par des fils. Ces dispositifs ne sont pas invasifs. Leur inconvénient est lié au coût de ces systèmes qui les cantonnent à un usage d'expérimentations et de laboratoire. Par ailleurs, ils ne permettent pas d'appréhender les mesures inter-segmentaires.

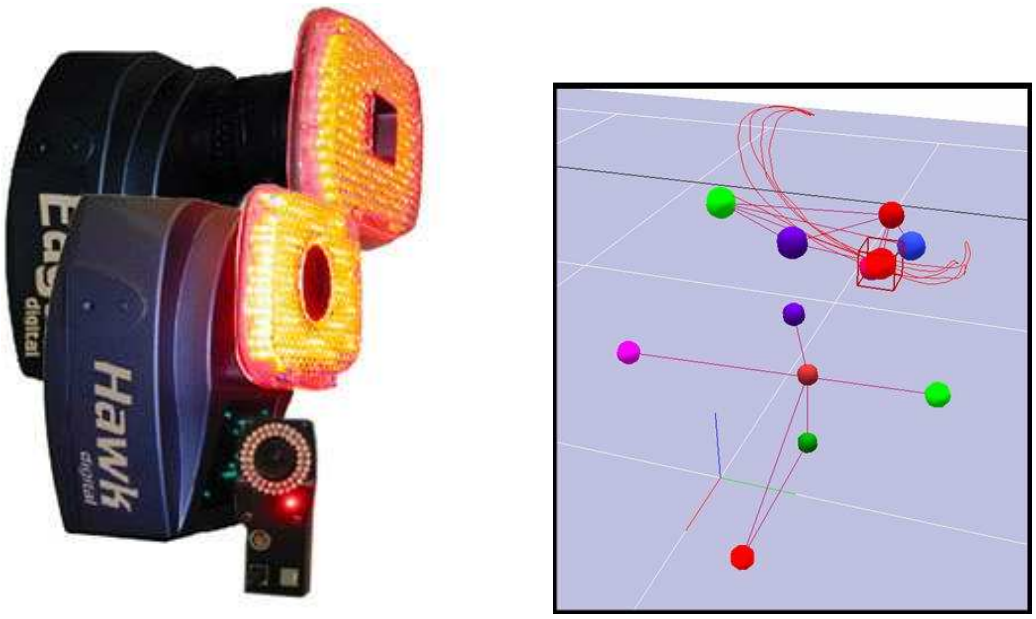


Figure 57*. Les systèmes opto-électroniques. Caméras et suivi de trajectoires de mouvement*.(Motion Analysis)

En résumé

Il existe de nombreux dispositifs, des plus simples au plus complexes, qui permettent de mesurer les amplitudes des mouvements cervicaux dans les trois plans de l'espace. Mais il y a peu d'études sur le rachis cervical qui utilisent des systèmes opto électroniques d'analyse tri dimensionnelle (Watier, 1997 ; Watier, 2006 ; Ferrario et al., 2002 ; Doriot et al., 2006).

En ce qui concerne les études sur les mouvements couplés aux mouvements principaux, on peut citer (Trott et al., 1996 ; Sforza et al., 2002 ; Ischï et al., 2004 ; Malmström et al., 2006 ; Wu et al., 2007 ; Demaille-Wlodyka et al., 2007).

5.3. Les résultats observés

Nous distinguerons la présentation des résultats observés en fonction des différentes thématiques abordées.

Ainsi, nous aborderons successivement les amplitudes globales des mouvements principaux qui impliquent des dispositifs de mesure simples (goniomètres) et d'utilisation clinique. Puis, les études ayant pour objectif les mesures des mobilités inter-segmentaires, des translations inter-segmentaires et des zones neutres. Enfin, les études qui proposent des analyses fines en quantifiant non seulement les mouvements principaux dans les différents plans mais aussi les mouvements couplés aux mouvements principaux.

De nombreuses études sont effectuées avec différents types de goniomètres. Parmi elles, on trouve les auteurs qui utilisent le CROM (Capuano-Pucci et al., 1991 ; Rheault et al., 1992 ; Youdas et al., 1992 ; Kulhman, 1993 ; Fiebert et al., 1994 ; Hole et al., 1995 ; Nilsson et al., 1995 ; Nilsson et al., 1996 ; Osterbauer et al., 1996 ; Loudon et al., 1997). Ces études fournissent des valeurs angulaires pour les mouvements principaux du rachis cervical. Il est important de citer les travaux de Youdas (Youdas et al., 1992) qui ont mesuré la mobilité sur un large échantillon de 337 sujets Asymptomatiques. Les données obtenues permettent de classer les amplitudes de mouvements par tranches d'âge et par genre pour les mouvements de flexion-extension, d'inclinaisons latérales droite et gauche et de rotations axiale droite et gauche. Sur ce sujet, nous avons réalisé des tableaux de synthèse qui sont disponibles en annexe **(Annexe 2)**.

5.3.1. Les mobilités inter-segmentaires

Afin de faciliter la lecture des données sur les mobilités inter-segmentaires, nous proposons des tableaux synthétiques qui présentent par type d'étude (in vitro - in vivo) les valeurs angulaires successives de flexion-extension, d'inclinaison latérale et de rotation axiale.

D'une façon générale, nous pouvons noter que les valeurs in vitro sont majorées par rapport aux valeurs in vivo.

Mobilité inter-segmentaire en flexion-extension

Tableau 7. Mobilité inter-segmentaire en flexion-extension. Valeurs moyennes des amplitudes inter segmentaires exprimées en degrés (écart-type)

Etudes in vitro	Nb	âge	C0-C1	C1-C2	C2-C3	C3-C4	C4-C5	C5-C6	C6-C7
Panjabi et al., (1986)					9,9	9,9	9,9	9,9	9,9
Panjabi et al., (1988)	10	47	24,5	22,4					
Moroney et al., (1988)	4				9,7	9,7	9,7	9,7	9,7
Panjabi et al., (2001)	16		27,4	24,4	6,2	7,7	10,1	9,9	71
Lysell (1969)					4,9	10,2	13	14,5	13,5
Goel et al., (1984)						6,4	6,2	5,2	5,7
Wen (1993b)	13	84	28,5	25,5	11,8	14,7	13,3	13,8	12,3
Watier (1997)	22	86	28,7	22,3	7,3	10,8	13,8	13,4	10,8
Holmes et al., (1994)	32	44			7,7	13,5	17,9	5,6	12,5
White et al., (1990)			25	25	10	15	20	20	17
Etudes in vivo									
Penning (1978)	20		30	30	12	18	20	20	15
Dvorak et al., (1988)	28	30		12	10 (3)	15 (3)	19 (4)	20 (4)	19 (4)
Dvorak et al., (1991)	44	52		14,5	12	17,5	21,5	22,5	21,5
Lind et al., (1989)			14 (15)	13	10 (4)	14 (6)	16 (6)	15 (8)	11 (7)
Dvorak et al., (1993)	45	31		14,1	12	17,5	21,1	22,6	21,4
Frobin (2002a)	137	33	13,5	11,3	8,1	13,4	15,7	15	10,6
Metsdagh (1969)	32	28			11	15,5	18,5	19,5	16,5

Mobilité inter-segmentaire en inclinaison latérale

Tableau 8. Mobilité inter-segmentaire en inclinaison latérale. Valeurs moyennes des amplitudes inter segmentaires exprimées en degrés (écart-type).

Etudes in vitro	Nb	âge	C0-C1	C1-C2	C2-C3	C3-C4	C4-C5	C5-C6	C6-C7
Panjabi et al., (1988) (Pour un côté)			11	13,4					
Louis (1982)			8	0	10	12	12	8	9
Panjabi et al., (2001)			9,1	6,5	9,5	9,1	9,3	6,5	5,4
Lysell (1969)					7,9	9,8	9,1	9	8,4
Goel et al., (1984)	6						5,4	4,6	
Wen (1993b)	13	64	8,3	9,8	12,6	13,4	11	10,6	9,2
Watier (1997)	22	66	6,7	9,3	6,7	6,7	10,5	11,2	8,6
White et al., (1978)			10	10	20	22	22	16	14
Etudes in vivo									
Penning (1978)	20		5	5	6	6	6	6	6
Ishii (2004) (Pour un côté)	12		1,9 (0,9)	1,6 (1,3)	3,7 (2)	3,5 (1,4)	3,3 (1)	4,3 (1,4)	5,7 (1,9)

Mobilité inter-segmentaire en rotation axiale

Tableau 9. Mobilité inter-segmentaire en rotation axiale. Valeurs moyennes des amplitudes inter segmentaires exprimées en degrés (écart-type)

Etudes in vitro	Nb	âge	C0-C1	C1-C2	C2-C3	C3-C4	C4-C5	C5-C6	C6-C7
White et al., (1978)			0	94	18	22	24	20	9
Panjabi et al., (2001)					3,2	4,2	6,8	4,2	18
Moroney et al., (1988)	4		9,9	56,7	3,2	5,1	6,8	5,1	2,9
Wen (1993b)	13	64							
Lysell (1969)	28	52			6	9,8	10,3	8	5,7
Goel et al., (1984)	6	67				4,6	4,6	4,6	3,4
Watier (1997)	22	66	11	71	9,5	10,8	12,3	9	5,6
Louis (1982)			8	46	9	12	14	12	10
Etudes in vivo									
Penning (1987)			2	81	6	13	13,6	13,8	10,8
Dvorak et al., (1987)	12	58	4	83	6	13	13,4	14	10,8
Mimura et al., (1989)	20				7,4	5,8	4,2	5,4	6,4
Lai (1993)	20		8	76	9	7	7	6	6
Ishii (2004)	16		3,4	72,6					
Metsdagh (1969)	32	28			15,5	12	5	5,5	2

Mobilité inter-segmentaire en translation

La mobilité inter-segmentaire est couplée à de petits mouvements de translation. Ainsi, lors de la flexion-extension, les corps vertébraux effectuent les uns par rapport aux autres de petites translations antéro-postérieures.

Lors des inclinaisons latérales, il se produit de faibles translations latérales. Dans des situations particulières extrêmes (e.g., danse indienne), il est possible que des translations latérales exagérées de la tête induisent des translations plus conséquentes des corps vertébraux.

D'ailleurs, une étude récente effectuée par Harrison (Harrison et al., 2000a) a montré chez 20 sujets, auxquels on demandait d'effectuer une translation latérale de la tête, qu'ils configuraient leur rachis cervical en forme de S centré sur C3.

La mesure de la translation moyenne entre l'axis par rapport à C3 était de 30 mm (3,2). Cette valeur élevée concerne certes une population jeune, mais qui ne pratiquait pas de la « danse indienne ». Ceci suggère la possibilité de déplacements plus importants dans certaines circonstances ou dans certaines activités. Les mouvements de translation inter-segmentaire sont souvent à la limite de la précision des dispositifs de mesure. De ce fait, même si ces translations sont constatées, les auteurs donnent rarement les valeurs mesurées. Cependant, quelques mesures ont pu être recueillies dans les études de Watier et Reitman (Watier, 1997 et 2006 ; Reitman et al., 2004b).

Tableau 10. Translation des corps vertébraux en flexion-extension et inclinaison latérale : moyenne (écart-type) d'après Watier (Watier, 1997).

Niveau	Translation antéro postérieure (mm)	Niveau	Translation Latérale (mm)
C0-C1	-8,1 (2,7)	C0-C1	5,7 (3,1)
C1-C2	3,4 (1,5)	C1-C2	-1,8 (3,2)
C2-C3	3,1 (2,3)	C2-C3	-1,5 (0,6)
C3-C4	3,3 (2,3)	C3-C4	-1,7 (0,9)
C4-C5	3,6 (1,7)	C4-C5	-2,1 (1,3)
C5-C6	3,4 (1,8)	C5-C6	-2,1 (1,3)
C6-C7	2,1 (1,3)	C6-C7	-1,9 (0,9)
C7-T1	1,3 (1)	C7-T1	-0,9 (0,7)

Tableau 11. Translation antéro postérieure et valeurs limites sur une population de 140 sujets (d'après Reitman, 2004b)

Niveau	Translation Antérieure (mm)		Niveau	Translation Postérieure (mm)	
	H	F		H	F
C2-C3	1,86 (0,09-3,83)	1,75 (0,25-3,26)	C2-C3	0,90 (1,75-1,75)	0,70 (1,62-1,62)
C3-C4	2,94 (1,43-4,44)	2,56 (1,23-3,90)	C3-C4	1,36 (2,34-2,34)	1,25 (2,22-2,22)
C4-C5	3,30 (1,01-2,3)	2,71 (1,5-5,59)	C4-C5	1,74 (3,18-3,18)	1,5 (2,26-2,26)
C5-C6	2,87 (1,17-4,57)	2,53 (1,15-3,91)	C5-C6	1,74 (2,94-2,94)	1,65 (2,88-2,88)
C6-C7	2,46 (0,23-4,70)	2,06 (0,46-3,67)	C6-C7	1,85 (3,58-3,58)	1,46 (2,61-2,31)

5.3.2. Le couplage de la rotation à l'inclinaison et vice versa

Une caractéristique mécanique maintes fois décrite, bien admise et partagée par de nombreux auteurs, concerne le couplage de la rotation à l'inclinaison latérale et vice versa.

Cette caractéristique a été largement évoquée dans la littérature à partir des études in vitro (White et al., 1978 ; Panjabi et al., 1988 ; Panjabi et al., 2001).

D'autres études ont été faites in vivo (Trott et al., 1996 ; Alund et al., 1990 ; Feipel et al., 1999 ; Malmström et al., 2006 ; Dall'Alba et al., 2001 ; Demaille-Wlodyka et al., 2007 ; Ishii et al., 2004). Toutes ces études montrent que ce couplage est parfaitement avéré in vivo. *Cependant, il y a une différence sur cette question entre les études in vivo et les études in vitro.*

En effet, en ce qui concerne le rachis cervical inférieur, lors de l'inclinaison latérale, la rotation est couplée dans le même sens que l'inclinaison latérale et vice versa pour la rotation. Ceci est lié et expliqué par la disposition géométrique et l'inclinaison des surfaces articulaires postérieures. En effet, à partir de la configuration géométrique des processus articulaires postérieurs, lorsqu'un processus articulaire monte et va vers l'avant, l'autre descend et va vers l'arrière. Sur le rachis cervical inférieur les résultats des études (in vitro et in vivo) concordent tous sur le sens du déplacement.

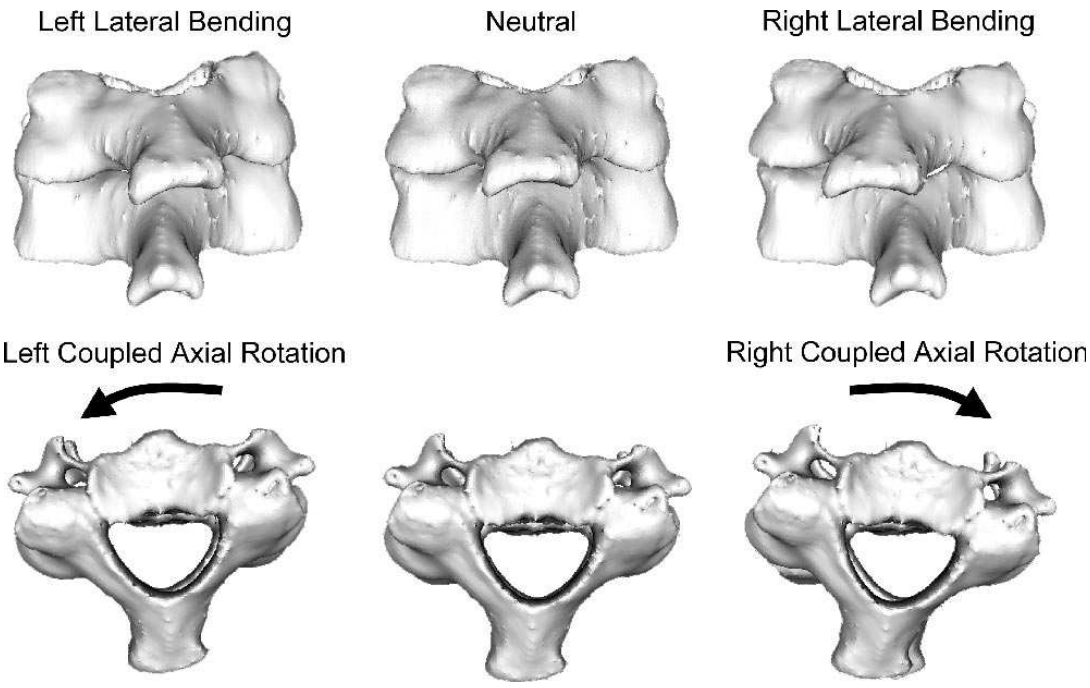


***Figure 58**. D'après Ishii (Ishii et al., 2006). Mobilité intervertébrale dans le rachis cervical inférieur lors de l'inclinaison latérale*

La rotation axiale couplée à l'inclinaison latérale s'explique par l'obliquité de l'orientation des articulations zygapophysaires. Lors de l'inclinaison latérale, un processus articulaire se déplace ventralement et l'autre caudalement. C'est cette particularité qui conditionne le mouvement couplé de rotation axiale.

En revanche, il y a une différence fondamentale entre les résultats trouvés, en ce qui concerne l'inclinaison latérale, dans les études in vitro par rapport aux études in vivo, pour ce qui intéresse le rachis cervical supérieur.

En effet, Ishii (Ishii et al., 2004) montrent que contrairement à Panjabi dans son étude in vitro, lors de l'inclinaison latérale, la rotation du rachis cervical supérieur se fait en sens opposé. Selon cette équipe, la mise en tension musculo-ligamentaire explique pour partie ce comportement.

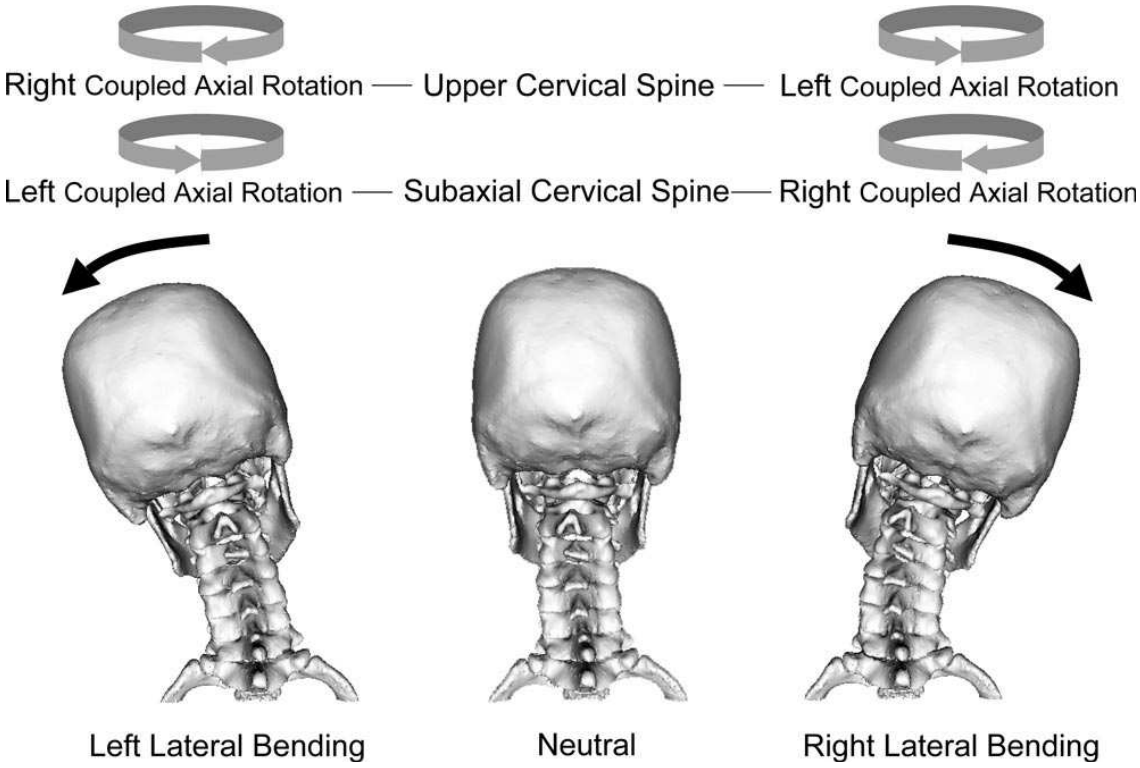


***Figure 59**. D'après Ishii (Ishii et al., 2006). Les couplages au niveau du rachis cervical lors de l'inclinaison latérale*

Ainsi, lors d'une inclinaison latérale gauche du cou, il se produit une rotation axiale droite au niveau du rachis cervical supérieur et une rotation gauche au niveau du rachis cervical inférieur et vice versa.

Par ailleurs, les résultats observés au niveau des amplitudes sont également différents en situation in vitro et en situation in vivo. Les amplitudes sont largement plus importantes dans la première que dans la seconde.

5.3.3. Les zones neutres

La notion de zone neutre a été exprimée pour la première fois en 1978 par White (White et al., 1978). La zone neutre se définit comme la zone où la rigidité est faible voire quasi nulle.

Wen et Watier (Wen et al., 1993a ; Watier, 1997 et 2006) ont également étudié cette zone neutre sur le rachis cervical.

Lorsqu'on observe la répartition moyenne des mobilités globales, on constate que plus de 30 % de la mobilité se situent au niveau des deux seules unités du rachis cervical supérieur.

En inclinaison latérale, la répartition serait quasi identique à tous les étages vertébraux avec une moyenne de 10 °. En rotation axiale, on constate un comportement très spécifique du rachis cervical supérieur avec plus de 60% de la mobilité qui se situent au niveau de ce seul rachis cervical supérieur.

Or, en observant les résultats des auteurs, on s'aperçoit qu'une majorité s'accorde à dire qu'un grand pourcentage de la mobilité se fait en zone neutre.

A titre d'exemple, plus de 60 % de mobilité sont réalisés en zone neutre pour chaque niveau du rachis cervical moyen et inférieur. En C1/C2, on observe que plus de 80 % de la mobilité de rotation axiale sont réalisés en zone neutre. De plus, il est utile de noter que cette zone neutre présente un grand intérêt fonctionnel car elle facilite la fluidité des mouvements ce qui permet dans le même temps d'assurer une fonction musculaire économique.

5.3.4. Les amplitudes des mouvements principaux et couplés du rachis cervical

Nous présentons tout d'abord les résultats de mobilité globale des mouvements principaux sous forme de tableaux synthétiques à partir des auteurs suivant : Dvorak et al., 1992 ; Trott et al., 1996 ; Feipel et al., 1999 ; Petersen et al., 2000 ; Solinger et al., 2000a ; Castro et al., 2000 ; Dvir et al., 2000 ; Sforza et al., 2002 ; Lee et al., 2003 ; Malmström et al., 2006 ; Doriot et al., 2006 ; Demaille-Woldyka et al., 2007.

Puis, nous exposons les amplitudes des mouvements couplés à ces mouvements principaux sous forme de tableaux synthétiques à partir des études suivantes : Trott et al., 1996 ; Sforza et al., 2002 ; Malmström et al., 2006 ; Demaille-Woldyka et al., 2007.

Dans ces tableaux, nous présentons les résultats qui concernent deux tranches d'âge (20-30 ans et 30-40 ans) ce qui correspond à la tranche d'âge de population que nous avons également étudiée. Ces valeurs nous serviront à comparer nos résultats.(Tableaux 12 à 17)

Les amplitudes angulaires des mouvements principaux de Flexion- Extension

Tableau 12. Flexion-Extension. Valeurs moyennes des amplitudes angulaires exprimées en degrés (écart-type)

Auteurs, Instrument Utilisé	Nombre de sujets	Tranche d'âge Ou Moyenne d'âge 20-30	Tranche d'âge Ou Moyenne d'âge 30-40	Flexion Extension	Flexion	Extension
Dvorak (1992) SMA	10	20-29	30-39	152,7 (20) 141,1 (11,4)		
Trott (1996) Isotrack	30 30	20-29	30-39	133,6 121,6	57,5 46,8	76,1 64,8
Feipel (1999) SMA	133	20-29		123	66 (10)	57 (15)
Petersen (2000) SMA	30		31,7	125,8	66 (6,9)	59,8 (7,4)
Solinger (2000b) SMA	20		20 – 40	121	66 (5)	55 (10)
Dvir (2000) Zebris	25		26-48	122 (16)	60 (13)	62 (19)
Castro (2000) Zebris	23 27	20–29 H 20–29 F		148.8 (18.1) 152.1 (14.5)		
Sforza (2002) Elite	30 30	22,8 (4,8)	36,5	130 (16,3) 117,4 (11)	60,4 (12,1) 47 (5,9)	69,9 (12,7) 70,5 (9,9)
Lee (2003) Zebris	20	18-30		128	53	75
Malmström (2006) Zebris	20 20	20-29	30-39	145 139	71 72	74 67
Doriot (2006) VICON	22	27 (4) F 27 (3) H		125 (13)	61(12)	64 (14)
Demaille-Wlodyka (2007) Zebris	52 38	30 (2)	39 (3)	135,4 (17,3) 128,9 (18 ,9)	62,5 (10,8) 61,1 (10,5)	72,8 (13,5) 63,8 (14,1)

Les amplitudes angulaires des mouvements principaux d'inclinaison latérale

Tableau 13. Inclinaison latérale. Valeurs moyennes des amplitudes angulaires exprimées en degrés (écart-type)

Auteurs, Instrument utilisé	Nombre de sujets	Tranche D'âge Ou Moyenne d'âge	Tranche D'âge Ou Moyenne d'âge 30-40	Inclinaison Latérale Globale	Inclinaison Latérale Droite	Inclinaison Latérale Gauche
Dvorak (1992) SMA	10	20-29	30-39	101,1 (13,3) H 100 (8,6) F 94,7 (10) H 106,3 (18,1) F		
Nilsson (1996) CROM	35 35	20-28	30-39	122 (4) H 116 (8) F 111 (12) H 108 (14) F		
Feipel (1999) SMA	133	20-29		89	45 (8)	44 (7)
Petersen (2000) SMA	30		31,7	88	43,8 (7,7)	44,2 (8)
Solinger (2000b) SMA	20		20 – 40	88	46 (9)	42 (8)
Dvir (2000) ZEBRIS	25		26-48	83,4 (7,5)	42,4 (7,9)	41 (7,7)
Castro (2000) ZEBRIS	23 27	20–29 H 20–29 F		92,4 (13.9) 89,5 (12.6)		
Sforza (2002) ELITE	30 30	22,8 (4,8)	36,5	77,2 (15,3) 78,7 (16,2)	40,9 (8,3) 38,8 (8,8)	36,3 (8) 40 (9,1)
Lee (2003) ZEBRIS	20	18-30		77	38	39
Malmström (2006) ZEBRIS	20 20	20-29	30-39	94 83	47 40	47 43
Doriot (2006) VICON	22	27 (4) F 27 (3) H		84	41 (6)	43 (7)
Demaille-Wlodyka (2007) ZEBRIS	52 38	30 (2)	39 (3)	96,84 (20,6) 88,88 (17,5)	46,95 (9,2) 41,19 (9)	51,80 (9,5) 47,70 (10,1)

Les amplitudes angulaires des mouvements principaux de rotation axiale

Tableau 14. Rotation Axiale. Valeurs moyennes des amplitudes angulaires exprimées en degrés (écart-type)

Auteurs, Instrument utilisé	Nombre de sujets	Tranche D'âge Ou Moyenne d'âge	Tranche D'âge Ou Moyenne d'âge	Rotation Axiale	Rot D	Rot G
Dvorak (1992) SMA	10	20-29	30-39	152,7 (20) 141,1 (11,4)		
Nilsson (1996) CROM	35 35	20-28	30-39	174 (13) H 174 (13) F 166 (12) H 167 (13) F		
Feipel (1999) SMA	133	20-29		143 (10)	71 (10)	72 (9)
Petersen (2000) SMA	30		31,7	171	84,5 (8)	86,5 (7,9)
Solinger (2000b) SMA	20	20 – 40		153	77 (8)	76 (8)
Dvir (2000) Zebris	25		26-48	143,3 (10,5)	68,3 (11,3)	75 (9,5)
Castro (2000) Zebris	23 27	20–29 H 20–29 F		161 (15.5) 160,1 (14.0)		
Sforza (2002) ELITE	30 30	22,8 (4,8)	36,5	78,3 (21,3) 77,5 (23,6)	41,6 (11,8) 39,2 (11,4)	36,9 (11,4) 38,5 (13,5)
Lee (2003) Zebris	20	18-30		128	65	63
Malmström (2006) Zebris	20 20	20-29	30-39	160 155	79 78	81 77
Doriot (2006) VICON	22	27 (4) F 27 (3) H		148	76 (8)	82 (6)
Demaille-Wlodyka (2007) VICON	52 38	30 (2)	39 (3)	157,78 (20,2) 148,63 (15)	76,29 (11,6) 70,68 (8,6)	81,50 (10,7) 77,97 (13,5)

Les amplitudes angulaires des mouvements couplés dans le mouvement de flexion- extension

Tableau 15. Mouvements couplés dans la flexion-extension. Valeurs moyennes des amplitudes angulaires exprimées en degrés [Minimum; Maximum], (écart-type)

Auteurs, Nombre de Sujets et Instrument utilisé	Mouvements Principaux et Mouvements couplés	Population (20 -30)	Population (30 -40)	Population Totale
Trott (1996) 40 Isotrac		**Groupe 20-29**	**Groupe 30 - 39**	
	Flexion	57,5	46,8	
	Extension	76,1	64,8	
	Inclinaison$_{FLE-EXT}$ (°)	16,2	5	
	Rotation$_{FLE-EXT}$ (°)	13,8	5,8	
Sforza (2002) 20 Elite				**Groupe moyenne 36,5 ans (5,4)**
	Flexion			47 (11)
	Extension			70 (9,9)
	Inclinaison$_{FLE-EXT}$ (°)			7,5 (2,8)
	Rotation$_{FLE-EXT}$ (°)			7,4 (2,6)
Malmström (2006) 20 Zebris	Flexion	-70.7 [-53,9 à -85,1]	-71.9 [-57,3 à -86]	
	Inclinaison$_{FLE-EXT}$ (°)	-0,6 [-8,8 à 7]	-0,2 [-9,7 à 6,6]	
	Rotation$_{FLE-EXT}$ (°)	-0,6 [-8,8 à 4,9]	-1,2 [-7,6 à 6,7]	
	Extension	73.9 [43,3 à 95,9]	66,7 [47,3 à 83,9]	
	Inclinaison$_{FLE-EXT}$ (°)	-0,3 [-7,7 à 7,3]	-1,3 [-10,9 à 8]	
	Rotation$_{FLE-EXT}$ (°)	1,7 [-2,4 à 8,3]	0,9 [(-5,1 à 10]	
Demaille-Wlodyka (2007) 52 38 Zebris		**Groupe 25-35 ans moyenne 30 ans**	**Groupe 35-44 ans moyenne 39 ans**	
	Flexion	62,5 (10,8)	61,1 (10,5)	
	Extension	72,8 (13,5)	63,8 (14,1)	
	Inclinaison$_{FLE-EXT}$ (°)	9,8 (3,9)	10 (3,6)	
	Rotation$_{FLE-EXT}$ (°)	12,5 (7,4)	14,4 (8,3)	

Les amplitudes angulaires des mouvements couplés dans le mouvement d'inclinaison latérale

Tableau 16. Mouvements couplés dans l'inclinaison latérale. Valeurs moyennes des amplitudes angulaires exprimées en degrés [Minimum; Maximum], (écart-type)

Auteurs, Nombre de Sujets et Instrument utilisé	Mouvements Principaux et Mouvements Couplés	Population (20 -30)	Population (30 -40)	Population Totale
		Groupe 20-29	**Groupe 30 - 39**	
Trott (1996) 30 Isotrac	Inclinaison Latérale Droite	78	77,5	
	Inclinaison Latérale Gauche	71,7	71,1	
	Flexion-Extension$_{INC}$ (°)	13,9	16,4	
	Rotation$_{INC}$ (°)	12,1	16,1	
				Groupe moyenne 36,5 ans (5,4)
Sforza (2002) 20 Elite	Inclinaison Latérale Droite			38,8 (8,8)
	Inclinaison Latérale Gauche			40 (9 ,1)
	Flexion-Extension$_{INC}$ (°)			24,5 (8,6)
	Rotation$_{INC}$ (°)			77,5 (23,6)
Malmström (2006) 20 Zebris	Inclinaison Latérale Droite	46,7 [35,3 à 63,2]	40,5 [29,3 à 54,6]	
	Flexion-Extension$_{INC}$ (°)	2,9 [-10 à 15,5]	3,2 [-10,2 à 15,9]	
	Rotation$_{INC}$ (°)	2,4 [-6,1 à 13,4]	5 [-13,4 à 21,7]	
	Inclinaison Latérale Gauche	-47,1[-36,3 à – 57,8]	-43,1 [-35,5 à -54,2]	
	Flexion-Extension$_{INC}$ (°)	2,6 [-11,2 à 15,9]	1,1 [-17,1 à 17,7]	
	Rotation$_{INC}$ (°)	-4,8 [-11,5 à 7,5]	-5,3 [-20 à 12,7]	
Demaille-Wlodyka (2007) 52 38 Zebris		**Groupe 25-35 ans moyenne 30 ans (2)**	**Groupe 35-44 ans moyenne 39 ans (3)**	
	Inclinaison Latérale Droite	47 (9,2)	41,2 (9)	
	Inclinaison Latérale Gauche	51,8 (9,45)	47,7 (10,1)	
	Flexion-Extension$_{INC}$ (°)	17,8 (6,1)	17,2 (4)	
	Rotation$_{INC}$ (°)	34,42 (14,9)	37 (19)	

Les amplitudes angulaires des mouvements couplés dans le mouvement de rotation axiale

Tableau 17. Mouvements couplés dans la rotation axiale. Valeurs moyennes des amplitudes angulaires exprimées en degrés [Minimum; Maximum], (écart-type)

Auteurs et Nombre de Sujets et Instrument	Mouvements Principaux Et Mouvements Couplés	Population (20 -30)	Population (30 -40)	Population Totale
		Groupe 20-29	**Groupe 30 - 39**	
Trott (1996) 30 Isotrac	Rotation Axiale Droite	78	77,5	
	Rotation Axiale Gauche	71,7	71,1	
	Flexion-Extension(°)	27	11,5	
	Inclinaison $_{ROT}$ (°)	20,1	3,1	
Malmström (2006) 20 Zebris	Rotation Axiale Droite	78,9 [66,8 à 93,6]	77,7 [63 à 92,6]	
	Flexion-Extension$_{ROT}$	- 4,3 [-13,3 à 4,7]	-4 [-20,5 à 4,3]	
	Inclinaison $_{ROT}$ (°)	7,3 [-3,8 à 15,3]	6,5 [-4,1 à 19,5]	
	Rotation Axiale Gauche	-81 [-70,7 à -94,1]	-76,7 [-65,8 à -90,4]	
	Flexion-Extension$_{ROT}$	-0,8 [-7,4 à 10,7]	-2,7 [-21,9 à 12,4]	
	Inclinaison $_{ROT}$ (°)	-10,3 [-23,6 à 2,8]	-10,5 [-22,6 à 8,2]	
				Groupe moyenne 36,5 ans (5,4)
Sforza (2002) 20 Elite	Rotation Axiale Droite			76,6 (6,1)
	Rotation Axiale Gauche			76,6 (8,1)
	Flexion-Extension$_{ROT}$			15,7 (4,6)
	Inclinaison $_{ROT}$ (°)			26,5 (9,7)
Demaille-Wlodyka (2007) 52 38 Zebris		**Groupe 25-35 ans moyenne 30 ans**	**Groupe 35-44 ans moyenne 39 ans**	
	Rotation Axiale Droite	76,3 (11,6)	70,7 (8,6)	
	Rotation Axiale Gauche	81,5 (10,7)	78 (13,5)	
	Flexion-Extension$_{ROT}$	18,1 (8)	21,9 (11,9)	
	Inclinaison $_{ROT}$ (°)	24,5 (12)	31,1 (20,1)	

5.4. Les problèmes rencontrés et les hypothèses mises à l'épreuve

5.4.1. Au niveau des études in vitro

Concernant les études in vitro, les problèmes rencontrés sont de plusieurs ordres :

Tout d'abord, les modalités de pré-conditionnement des unités fonctionnelles testées ainsi que les couples appliqués varient suivant les études.

D'un point de vue expérimental, on constate qu'une structure biologique in vitro ne présente une réponse reproductible à des sollicitations identiques qu'après avoir été soumise à un certain nombre de sollicitations de faible amplitude et à une faible vitesse de déformation. L'échantillon est dit pré-conditionné lorsque les différences entre les essais ont disparu.

Ainsi, Goel (Goel et al., 1984) utilisent un couple de 0,3 Nm, Schulte (Schulte et al., 1989) de 0,45 Nm, Traynelis (Traynelis et al., 1993) de 1 Nm, Moroney (Moroney et al., 1988) de 1,8 Nm, Richter (Richter et al., 2000) de 2,5 Nm, Wen (Wen et al., 1993b) de 4,5 Nm. D'autres auteurs (Lysell et al., 1969) ne reportent pas le couple appliqué. De plus, les auteurs ne précisent généralement pas les erreurs commises sur le couple pour une charge appliquée donnée.

Par ailleurs, les manières d'appliquer les efforts varient également dans les protocoles. Ces efforts peuvent être appliqués pas à pas à l'aide de chargements discrets, ou bien à l'aide de dispositifs motorisés en continu. Goertzen (Goertzen et al., 2004) a spécifiquement comparé ces deux méthodes de sollicitation sur des spécimens anatomiques. Il constate qu'avec des chargements discrets, la mobilité en zone neutre et la mobilité totale des segments anatomiques sont plus importantes qu'avec un chargement continu, avec des variations allant parfois jusqu'à 45 %.

Ensuite, on trouve également des variations dans les études sur la vitesse de chargement qui peuvent aller de quelques secondes à 35 secondes entre chaque pas de chargement (Panjabi et al., 1991 ; Watier, 1997 et 2006 ; Goertzen et al., 2004). Dans tous les cas, en raison des caractéristiques viscoélastiques et du fluage des segments, les vitesses de chargement influencent indiscutablement les résultats.

Par ailleurs, les niveaux et le nombre d'unités fonctionnelles testés sont également variables suivant les auteurs. Ainsi, Wen et Moroney (Wen et al., 1993b ;

Moroney et al., 1988) testent une seule unité fonctionnelle, Panjabi (Panjabi et al., 2001) deux ou plusieurs niveaux d'unité fonctionnelle, Richter (Richter et al., 2000) trois niveaux. Goel (Goel et al., 1984 ; Goel et al., 1988b) testent, quant à eux, des segments complets d'unité fonctionnelle de C2 à T1.

Enfin, les âges des unités fonctionnelles testés ne sont pas toujours mentionnés, il en est ainsi de Moroney et Panjabi (Moroney et al., 1988 ; Panjabi et al., 2001). En revanche, Wen et Richter (Wen et al., 1993b ; Richter et al., 2000) fournissent les données en fonction des âges.

Ce constat pose la question de la définition des populations dites « normales » ou « Asymptomatiquees » dans les études.

En effet, il est montré que des populations vieillissantes et considérées comme asymptomatiques présentent des éléments dégénératifs jusqu'à une proportion de 70 %, ce qui est non négligeable. Ainsi, Lysell et ses collaborateurs (Lysell et al., 1969) ont comparé des populations de moins de 53 ans avec des groupes de 55 à 67 ans. Ils reportent une différence significative d'éléments dégénératifs dans le groupe de plus de 55 ans avec des dégénérescences multiples qui incluent la présence d'ostéophytoses, de dégénérescences discale et articulaire.

Afin de mieux cerner cette question de la « normalité », il est souhaitable de bénéficier d'une référence afin de préciser la « qualité » de l'échantillon testé. Yoganandan (Yoganandan et al., 2008) a mis au point à partir de prélèvements segmentaires d'échantillons osseux, des mesures de la densité osseuse. Puis, à partir de comparaisons aux échantillons de populations « Asymptomatiquees », il spécifie la normalité avec une approximation tout à fait correcte.

5.4.2. Au niveau des études in vivo

L'un des problèmes rencontrés dans les études in vivo concerne le degré de précision des outils et des protocoles de mesure et donc leur répercussion sur la qualité des données fournies.

Concernant la mesure de l'erreur angulaire intrinsèque, beaucoup d'auteurs ne présentent pas le degré de précision de l'outil utilisé alors que d'autres l'estiment.

Tableau 18. Valeur de l'erreur angulaire en degré (moyenne), [minimum-maximum]

Auteurs Instrument utilisé	Erreur angulaire annoncée
Petersen et al., 2000 Goniomètre électronique	[1,85° à 3,92°]
Feipel et al., 1999 Electrogoniomètre	(0,1°)
Watier, 1997 Vicon	(1,44°)
Morphet et al., 2003 Electrogoniomètre	[0 à 2°]
Sforza et al., 2002 Elite	(2,9°)
Ferrario et al., 2002 Elite	[1,5°à 2,9°]
Dvir et al., 2000 Zébris	(0,53°)
Harrison et al., 2001 Imagerie	(1,91°)
Frobin et al., 2002b Imagerie	(1,5°)

5.4.2.1. L'inclusion ou la non inclusion du rachis thoracique supérieur

Dans les études sur la mobilité du rachis cervical, certains auteurs incluent le rachis thoracique supérieur considérant que celui-ci est difficilement dissociable du rachis cervical inférieur. En revanche, d'autres auteurs séparent ces deux entités en proposant la septième vertèbre cervicale comme zone limite du rachis cervical. C7 est alors utilisée comme point de repère limite. Pour ce qui nous concerne, nous avons considéré que le rachis thoracique supérieur faisait partie intégrante du mouvement fonctionnel cervical. Nous nous sommes donc préoccupés de savoir quelles étaient les valeurs angulaires de mobilité thoracique fournies par la littérature.

La mobilité thoracique et son niveau de participation dans les mouvements du rachis cervical ont été assez peu étudiés. White et Panjabi (White et al., 1990) ont cependant montré que la mobilité du rachis cervical thoracique supérieur jouait un rôle tout à fait fonctionnel dans la mobilité du rachis cervical.

Des études, pour la plupart in vitro, ont traité de la mobilité du rachis thoracique supérieur dans les mouvements principaux de flexion-extension, d'inclinaison latérale et de rotation. Récemment, Persson (Persson et al., 2007) ont étudié sur 40 sujets Asymptomatiques à partir de deux positions assises, l'une très contrainte et l'autre moins contrainte, la participation du rachis thoracique dans le mouvement de flexion-extension. Ces auteurs concluent sur l'ensemble des positions lors des mouvements de flexion extension que 60 % du mouvement se passent dans le rachis cervical, 30 % dans la partie supérieure du rachis thoracique et 10 % dans la partie inférieure du rachis thoracique jusqu'à T12.

Pour ces auteurs, la mobilité thoracique est une composante naturelle et fonctionnelle du mouvement du rachis cervical.

Cette question de la mobilité thoracique est pertinente pour les biomécaniciens car elle pose la problématique de l'étude des mouvements relatifs tête/tronc et également de la qualité du repère thorax choisi en fonction de la définition de ses limites.

Nous proposons les valeurs angulaires répertoriées chez différents auteurs. Ces valeurs sont synthétisées dans le tableau ci-dessous avec, en référence, les auteurs considérés.

Tableau 19. Valeurs angulaires de la mobilité thoracique.

Auteurs	Flexion –Extension	Inclinaison latérale (1 coté)	Rotation (1 coté)
T1-T2	4°	3°	4,5°
T2-T3	4°	3°	4°
T3-T4	4°	3°	4°
T4-T5	4°	3°	4°
T5-T6	4°	3°	4°
T6-T7	5°	3°	4°
T7-T8	6°	3°	4°
T8-T9	6°	3°	3,5°
T9-T10	6°	3°	2°
T10-T11	9°	4°	1°
T11-T12	12°	4,5°	1°
Total **Vanneuville et al., (1980)**	64°	35,5°	36°
Castaing et Santini (1960)	70°	30°	30°
Louis (1982)	50°	20°	35°
Kapandji (1982)	70°		37°

5.4.2.2. La position de référence et sa reproductibilité

Un autre problème soulevé concerne la définition de la position de référence. En effet, il n'existe pas de consensus dans la littérature sur la définition de la position neutre. Or, la position de référence de la posture assise du sujet et de la position de la tête à partir de laquelle est effectuée l'étude de mobilité influence l'amplitude de la mobilité, dans tous les plans, des mouvements principaux et couplés.

En effet, Walmsley (Walmsley et al., 1996) ont montré qu'en fonction de la position de la tête du sujet soit en pro-traction ou en rétraction (la pro-traction se définissant par une antériorisation du crâne et la rétraction par un recul postérieur du crâne) les amplitudes de mouvement étaient significativement modifiées par rapport à une position neutre.

Dvorak (Dvorak et al., 1992) avaient également montré une diminution de la mobilité dans les différents plans lors des mouvements effectués en protraction ou en rétraction.

Récemment, Edmondston (Edmonston et al., 2005) ont montré que la position en protraction ou en rétraction diminuait de façon significative la mobilité.

Par ailleurs, (Vasavada et al., 1998 ; Panjabi et al., 1993 ; Harrison et al., 2001) montrent que les différentes postures du tronc et de la tête génèrent des facteurs biomécaniques musculaires et articulaires qui ont une influence sur les mouvements principaux et les mouvements couplés au niveau du rachis cervical supérieur.

Ainsi, dans la plupart des études, les sujets doivent adopter une position de référence et ont pour consigne de la maintenir tout au long de l'expérimentation. Les auteurs utilisent très fréquemment une position anatomique de référence : en position assise, le tronc est généralement maintenu dans une position verticale.

Quelques auteurs ont ajusté cette position en utilisant des repères anatomiques ou un référentiel externe tel que par exemple, un niveau à bulle pour Ordway et McClure, ou un inclinomètre chez Youdas (Ordway et al., 1997 ; McClure et al., 1998 ; Youdas et al., 1992).

Cependant, au delà de la problématique de la définition de la position de référence, la question qui reste posée est celle de **la reproductibilité de la position initiale des sujets au cours des différentes séquences de mouvements.**

En effet, les sujets ont plus ou moins la possibilité de reproduire le positionnement initialement fixé par la mise en jeu du contrôle proprioceptif cervical lors de l'exécution de leurs séries de mouvement. Cette question est abordée dans la littérature avec des approches techniques et des méthodologies différentes qui rendent hasardeuses les comparaisons entre les études.

Le premier problème rencontré concernant la reproductibilité du mouvement est lié à la méthode et à la technique employée.

A partir d'une position initiale de la tête qui est mesurée, certains auteurs demandent aux sujets d'effectuer des mouvements puis de reprendre la position initiale qui est mesurée à nouveau (utilisation de la vision).

D'autres auteurs, à partir d'une position initiale de la tête qui est équipée d'un pointeur lumineux demandent aux sujets de venir « pointer » une zone préalablement définie après avoir exécuté les mouvements, les yeux fermés. C'est ainsi que Zachman (Zachman et al., 1989) ont mesuré ce repositionnement sans utilisation de la vision. Ils trouvent peu de différence par rapport à la position initiale.

D'autres auteurs ont utilisé ce protocole dans leurs études et montrent des résultats voisins de ceux exprimés par : Revel et al., 1991 ; Heikkilä et al ., 1996 ; Rix et al., 2001 ; Kristjansson 2003 ; Chen et al., 2001.

En effet, Chen (Chen et al., 2001), dans le cadre de leur méta-analyse, estiment l'erreur moyenne de repositionnement à 5° en inclinaison latérale, 3° en rotation et 9° en flexion extension sur des mesures avec un indice de confiance à 95%.

Un autre problème tient aux études de repositionnement à partir de définitions différentes de la position neutre. Cette question est soulignée par Chen (Chen et al., 2001) dans leur méta-analyse. Il cite des variations de positions de référence dans les études (Rheault et al., 1992 ; Ordway et al., 1997 ; Youdas et al., 1992 ; Tucci et al., 1986). Ceci explique d'ailleurs selon lui les dissymétries de mesure obtenues sur les écarts angulaires par rapport à la position initiale au travers des études.

D’autres auteurs produisent des résultats contradictoires. Ces auteurs (Walmsley et al., 1996 ; Loudon et al., 1997 ; Feipel et al., 1999 ; Koerkhuis et al., 2003), ne trouvent pas de différences ou des valeurs proches de la position initiale.

5.4.3. L’influence de l’âge

Sur les mouvements principaux

Dans la littérature, la question de l’effet de l’âge sur l’amplitude de mobilité est largement évoquée pour les mouvements principaux et à un moindre degré pour les mouvements couplés associés aux mouvements principaux.

Concernant l’effet de l’âge sur les mouvements principaux, on trouve un certain nombre d’études qui évoquent une diminution des valeurs des amplitudes articulaires avec l’augmentation de l’âge.

Les premières études qui montrent un effet de l’âge sont celles de Lind et Alund (Lind et al., 1989 ; Alund et al., 1990).

Cependant, certains auteurs évoquent un effet de l’âge linéaire sur les mouvements principaux. C’est ainsi que Youdas a étudié avec le CROM l’amplitude des mouvements principaux. En effectuant des comparaisons par tranches d’âge et par genre, il note une diminution tout au long des décades. La composition de son groupe est de 171 femmes et 166 hommes étudiés entre 11 et 97 ans. Les résultats montrent clairement une diminution de la mobilité qui s’exprime de façon linéaire sur l’ensemble des décades.

Par ailleurs, Chen (Chen et al., 1999), à partir de leur méta-analyse, considèrent qu’il y a une diminution linéaire de 4° par décade de la mobilité avec l’âge sur les mouvements principaux.

D’autres auteurs évoquent **un effet de l’âge non linéaire** sur l’ensemble des groupes :

Ainsi, Trott (Trott et al., 1996) étudient avec le 3 Space Isotrak la mobilité de 120 sujets Asymptomatiques, (60 H et 60 F) répartis sur quatre groupes d’âge (20-29 ans, 30-39ans, 40-49 ans, 50-59 ans). Ils relatent une différence significative des valeurs angulaires avec l’âge sur certains mouvements qui sont fonction des tranches d’âge de population (ie, pour Trott: en extension, pour le groupe 20-29 ans versus 30-39 ans ainsi que pour le groupe 20-29 ans versus le groupe 40-49 ans, en rotation pour le groupe 30-

39 ans versus 40-49 ans). Les résultats exprimés par Trott montrent donc une diminution non linéaire de l'amplitude articulaire avec l'âge.

De même, Feipel (Feipel et al., 1999), ont montré dans une étude portant sur 250 sujets répartis sur des tranches d'âges de 14 à 70 ans, une diminution significative des amplitudes de tous les mouvements principaux.

Puis, Castro (Castro et al., 2000) étudient avec le système Zebris une population de 157 personnes (86 femmes et 71 hommes) répartis par décades entre 20-30 ans jusqu'à 80-90 ans. Pour ces auteurs, il y a une diminution de l'amplitude articulaire en fonction de l'âge sur tous les mouvements principaux.

Ensuite, Sforza (Sforza et al., 2002), avec un système Elite, comparent trois groupes d'âges (un premier de 20 sujets adolescents de moyenne d'âge 16 ans, un deuxième groupe de jeunes adultes de 30 sujets de moyenne d'âge 22,8 ans et un troisième groupe d'âge moyen 36,5 ans avec 20 sujets). Cette équipe trouve une diminution d'amplitude avec l'âge sur l'ensemble des groupes et des mouvements.

Doriot (Doriot et al., 2006) ont comparé une population de sujets jeunes au nombre de 22, et une population de sujets âgés au nombre de 19. La moyenne d'âge des sujets jeunes est de 27 ans et celle des sujets âgés est de 70 ans. Ils observent une diminution significative des amplitudes articulaires sur l'ensemble des mouvements principaux.

Cagnie (Cagnie et al., 2007a) étudient une population de 96 sujets Asymptomatiques avec un système Zebris. Ils montrent une réduction significative de l'amplitude de mobilité avec l'âge sur l'ensemble des mouvements.

Enfin, Demaille-Wlodyka (Demaille-Wlodyka et al., 2007) analysent une population de 232 sujets Asymptomatiques répartis en 6 groupes par tranches d'âge 15-24 ans, 25-34 ans, 35-44 ans, 45-54 ans et 55-65 ans et un groupe d'âge supérieur à 65 ans en utilisant le Zebris comme dispositif de mesure. Ils trouvent un effet de l'âge significatif sur l'ensemble des mouvements principaux.

Par ailleurs, des auteurs évoquent **un effet de l'âge uniquement sur certains mouvements** :

Ainsi, Malmström (Malmström et al., 2006), avec le système Zebris, étudient un groupe de 120 sujets (60 hommes et 60 femmes) répartis en 6 décades avec 10 hommes et 10 femmes dans chacune. Cette équipe trouve une diminution de la mobilité sur l'ensemble des mouvements principaux sauf pour la flexion. Malmström et ses collaborateurs notent de plus, une diminution importante de l'amplitude articulaire avec

l’âge qui affecte principalement le mouvement d’extension comme avaient pu le montrer auparavant les études de Youdas et Hole (Youdas et al., 1992 ; Hole et al., 1995).

Une seule étude (Mayer et al., 1993) ne montre pas d'effet de l'âge.

Par ailleurs, l'étude de Wolfenberger (Wolfenberger et al., 2002) explique que les effets attribués à l'âge sont plus liés au vieillissement et à la dégénérescence des structures. Cette variable associée, non discriminée dans les études, constitue un facteur confondant non négligeable et pose un véritable questionnement qui pourrait expliquer les différences de résultats sur les groupes d’âge exprimées par les auteurs.

Sur les mouvements couplés aux mouvements principaux

S’agissant des mouvements couplés, **certaines études ne montrent pas de diminution des amplitudes des mouvements couplés avec l’augmentation de l’âge** (Buchalter et al., 1988 ; Dvorak et al., 1993 ; Feipel et al., 1999 ; Dall’Alba et al., 2001). Cependant, ces auteurs ne considèrent pas les populations supérieures à 65 ans.

D’autres auteurs font valoir une diminution des amplitudes des mouvements couplés avec l’âge qui s’exprime de façon diverse: pour Trott (Trott et al., 1996), il n’y a pas de diminution significative avec l’âge pour les mouvements couplés à la rotation sauf entre le groupe des 20-29 ans et le groupe des 50-59 ans.

Quant à Malmström (Malmström et al., 2006), ils trouvent une diminution des mouvements couplés dans la population de 70 à 79 ans. Ils notent dans le groupe de population (50-60 ans) un couplage de la rotation homolatérale dans le mouvement d’inclinaison et au contraire un couplage controlatéral dans le groupe (60-70 ans).

L’hypothèse émise par Malmström pour expliquer ce résultat est que les personnes âgées seraient beaucoup plus en flexion que les personnes jeunes lors de l’exécution des mouvements de rotation.

Enfin, Demaille-Wlodyka (Demaille-Wlodyka et al., 2007) trouvent un effet de l’âge sur les mouvements couplés dans les trois plans.

Sur le repositionnement céphalique

Dans une étude récente incluant 232 sujets, Demaille-Wlodyka (Demaille-Wlodyka et al., 2007) ont étudié la reproductibilité du retour en position de référence, l’effet de l’âge et celui du genre. Leurs résultats montrent qu’il n’y a pas d’effet de l’âge

et du genre qui affectent de façon significative le retour à la position de référence. Par ailleurs, l'erreur moyenne de repositionnement est de 4,23 ° (SD à 3,55°) pour la rotation axiale et de 4,68 ° pour l'inclinaison latérale (SD à 4,05°).

Dans une étude récente, Teng (Teng et al., 2007) ont effectué une analyse de la reproductibilité du positionnement céphalique sur 20 sujets de 40 à 65 ans versus 20 sujets de 20 à 30 ans. Ils trouvent un effet significatif de l'âge dans le repositionnement en plan sagittal, les autres plans n'étant pas affectés.

Quant à Schweigart (Schweigart et al., 2002), ils étudient la reproductibilité du repositionnement céphalique chez 50 sujets, à partir d'une stimulation vestibulaire. Ils notent une augmentation significative des écarts angulaires par rapport à la position de référence avec l'augmentation de l'âge. Puis, ils étudient le repositionnement sans la participation vestibulaire. Ils notent une augmentation significative avec l'âge. Enfin, ils effectuent l'expérience en cumulant la stimulation proprioceptive et vestibulaire. Ils ne trouvent pas d'augmentation avec l'âge et, de plus, ils trouvent que l'erreur du repositionnement céphalique est proche de zéro.

Ceci semble montrer que les deux entrées (vestibulaire et proprioceptive) jouent un rôle important dans le repositionnement céphalique et que les résultats peuvent être modifiés par la prédominance ou l'atteinte de l'une ou l'autre de ces entrées, ce qui est parfois le cas chez les personnes âgées.

5.4.4. L'influence du genre et de la taille

L'hypothèse suivant laquelle il y aurait une différence en fonction du genre est évoquée dans la littérature de façon moins importante que la problématique de l'âge.

Certaines études montrent toutefois une différence significative en faveur des femmes :

Ainsi, certains auteurs (Youdas et al., 1991 ; Kuhlman et al., 1993 ; Walmsley et al., 1996 ; Wolfenberger et al., 2002) trouvent une différence significative avec une augmentation de la mobilité chez les femmes par rapport aux hommes.

Trott (Trott et al., 1996) trouvent une différence significative en extension en faveur des femmes dans la comparaison du groupe de 20-29 ans versus 30-39. En revanche, ils ne montrent pas de différence sur les mouvements couplés.

Malmström (Malmström et al., 2006) trouvent une différence significative en faveur des femmes mais uniquement pour le mouvement d'extension.

Castro (Castro et al., 2000) montrent quant à eux qu'il y a une différence entre les hommes et les femmes au même âge et en particulier dans la tranche de population âgée, c'est-à-dire dans le groupe 70-79 ans. Cependant, ils font valoir quelques données spécifiques. Les femmes de 70-79 ans, à l'exception de la rotation en position de rétraction montrent une diminution de mobilité plus importante que les femmes de 60-69 ans.

Pour les hommes, la plus grande diminution de mobilité est trouvée (à l'exception de la flexion-extension) entre les groupes de 60 - 69 ans et de 70-79 ans.

Ils observent également que l'amplitude de la rotation sur une position de flexion maximale ne diminue pas avec l'âge mais qu'au contraire elle aurait tendance à augmenter.

D'autres études ne montrent pas de différence avec le genre:

Ainsi, d'autres auteurs (Dvorak et al., 1992 ; Mayer et al., 1993 ; Ordway et al., 1997 ; Mannion et al., 2000 ; Doriot et al., 2006) ne trouvent pas de différence significative par rapport au genre.

De même, Chen (Chen et al., 1999) dans leur méta-analyse, ne rapportent pas de différence par rapport au genre.

Concernant l'hypothèse d'une influence de la taille, à notre connaissance, il n'y a pas d'étude sur le sujet.

5.4.5. L'influence du poids et de l'entraînement physique des participants

L'hypothèse suivant laquelle le poids influence l'amplitude articulaire est évoquée par des auteurs qui réalisent leurs classifications à partir d'indicateurs différents.

Ainsi, Castro (Castro et al., 2000) traitent la question en utilisant des groupes classés à partir de l'indice de Broca[10]. Ces auteurs notent une différence significative (augmentation des amplitudes articulaires) sur tous les mouvements principaux entre les groupes qui ont un index de Broca situé entre 0,86 et 1, c'est-à-dire situés dans la tranche « poids idéal » et les groupes ayant un index compris entre 1,01 et 1,50 c'est-à-dire pour la tranche dite « poids un peu au-dessus de la normale ». En outre, ils notent

[10] Indice de Broca : est égal au rapport du poids sur la hauteur (exprimée en cm) moins 100.

une différence (avec une diminution de l'amplitude articulaire) dans tous les plans de mouvements chez les obèses.

Par ailleurs, Malmström (Malmström et al., 2006) utilisent l'indice de masse corporelle (IMC[11]). Pour Malmström et ses collaborateurs, l'augmentation de l'indice de masse corporelle a une influence (diminution de l'amplitude articulaire) sur le mouvement d'extension uniquement pour les femmes.

S'agissant de l'influence de l'entraînement physique des participants, certains auteurs relatent une augmentation de la mobilité avec l'entraînement physique. Ainsi, l'équipe de Dvorak (Dvorak et al., 1992) avait évoqué dans son étude que les femmes étaient plus mobiles dans le groupe des 70-79 ans que dans celui du groupe 60-69 ans. Ils attribuaient ce constat au fait que les femmes incluses dans le groupe plus âgé (70-79 ans) avaient une activité de gymnastique par rapport au groupe plus jeune (60-69 ans).

Ce constat avait été fait auparavant dans l'étude de Bakke (Bakke, 1931) qui avait l'impression que les personnes qui pratiquaient la gymnastique ou l'avaient pratiquée plus régulièrement étaient plus mobiles.

D'autres auteurs évoquent une diminution de la mobilité avec l'entraînement physique.

Ainsi, Castro (Castro et al., 2000) proposent une comparaison à partir d'une classification du niveau d'activité physique des sujets. Dans leur étude, les différentiations des « groupes activité » étaient spécifiées en fonction de la dose hebdomadaire de pratique d'activité physique. La classification proposée par Castro était la suivante :

Groupe 1 : activité physique supérieure à trois fois par semaine

Groupe 2 : activité physique une fois par semaine ou activité professionnelle induisant des activités physiques

Groupe 3 : aucune activité physique ou activité professionnelle plutôt de type sédentaire.

En comparant ces groupes, ils notent une différence significative en flexion et en extension entre le groupe 2 et le groupe 3 en faveur du groupe 2. Mais ils notent aussi une mobilité diminuée avec l'augmentation des niveaux d'activité physique

11 Indice de Masse Corporelle : est égal au rapport de la masse (en kg) sur la taille (en m) au carré.

(comparaison groupe1 / groupe 3) dans tous les mouvements excepté pour un mouvement de rotation effectué à partir d'un maximum d'antéflexion.

Par ailleurs, Nyland (Nyland et al., 2004) montrent que les amplitudes des mouvements cervicaux sont plus importantes dans les trois plans chez les joueurs de football amateurs par rapport à des joueurs professionnels.

Quant à Lark (Lark et al., 2007), ils rapportent également une limitation de l'amplitude des mouvements principalement en extension chez les joueurs de première ligne de rugby par rapport à la population contrôle. Ils montrent une corrélation avec l'ancienneté de la pratique du rugby.

En conclusion, ces résultats semblent indiquer qu'une activité physique d'entretien améliore la mobilité et qu'une activité physique intensive (qui probablement hyper développe la musculature du cou) a plutôt tendance à la réduire.

En résumé

L'ensemble des études in vivo met en relief différents problèmes, les perspectives adoptées et les questionnements suggérés.

Certaines études incluent le thorax dans la mobilité cervicale et d'autres non. Ainsi, parmi les questions soulevées se trouve celle de ***l'inclusion ou non du rachis thoracique supérieur*** *dans la distinction entre rachis cervical et thorax. Pour Persson (Persson et al., 2007) le rachis thoracique supérieur pourrait participer à 30% de l'amplitude du mouvement de flexion-extension du rachis cervical.*

Cette question de la mobilité thoracique est pertinente pour les biomécaniciens car elle pose la problématique de l'étude des mouvements relatifs tête/tronc et également de la qualité du repère thorax choisi en fonction de la définition de ses limites.

L'une des difficultés principalement rencontrée concerne ***la définition de la position de référence des sujets****. Cette position influence de façon non négligeable l'amplitude de la mobilité dans tous les plans des mouvements principaux et couplés et pose la question de* ***la reproductibilité de la position initiale*** *par les sujets au cours des différentes séquences de mouvements.*

Dans les études de reproductibilité du repositionnement céphalique, des résultats contradictoires sont exprimés concernant l'erreur de repositionnement. Les différentes modalités de calculs employées, les différentes définitions des positions neutres utilisées, l'influence de l'âge comme facteur confondu peuvent expliquer les différences de valeurs angulaires exprimées par les auteurs.

Concernant l'effet de l'âge *sur les mouvements principaux, on trouve un nombre majoritaire d'études qui évoquent l'hypothèse d'une diminution des valeurs des amplitudes articulaires avec l'augmentation de l'âge. Cependant, les résultats ne semblent pas linéaires et l'étude de Wolfenberger (Wolfenberger et al., 2002) explique que les effets attribués à l'âge sont en réalité plus liés à la dégénérescence des structures qu'à l'âge. Cette variable associée non discriminée dans les études constitue un facteur confondu non négligeable et pose un véritable problème qui pourrait expliquer pour partie les différences exprimées entre les différents groupes d'âge et entre les études. Au-delà de cette remarque, cette donnée pose la question de la définition des « populations Asymptomatiquees ». Pour les mouvements couplés, les quelques auteurs qui évoquent la question de l'âge donnent des résultats contradictoires.*

S'agissant de la question de ***l'influence du genre sur la mobilité,*** *on note des résultats contradictoires.*

Sur la question de l'influence du poids *des sujets sur la mobilité, bien que les études utilisent des critères non identiques (Indice de Broca, IMC) les résultats montrent que l'obésité entraîne une diminution de mobilité****.***

Les résultats des études qui explorent le rôle de l'activité physique sur la mobilité *semblent démontrer qu'une activité physique d'entretien améliore la mobilité et qu'une activité physique intensive a plutôt tendance à la réduire.*

Concernant l'influence de la taille*, il n'y a pas à notre connaissance d'étude sur le sujet.*

6. Etude de la mobilité sur les populations « pathologiques »

Dans la littérature, on trouve de nombreuses hypothèses concernant les différences observées entre les sujets pathologiques et non pathologiques**.** La répercussion essentielle des états pathologiques du rachis cervical concerne la mobilité et se traduit de façon naturelle par une diminution de l'amplitude articulaire.

6.1. La diminution des amplitudes articulaires

Sur les mouvements principaux chez les sujets cervicalgiques

Quelques auteurs ont exprimé leurs résultats à ce sujet :

Alaranta (Alaranta et al., 1994) avaient étudié sur un an une population de 308 bûcherons et repris une population de 51 bûcherons cervicalgiques pour explorer les reproductibilités des mesures de mobilité. Ils relatent une assez forte corrélation entre les amplitudes de mobilité en flexion/extension et les douleurs cervicales apparues durant la période étudiée.

Dvorak et Haughie (Dvorak et al., 1992 ; Haughie et al., 1995) ont noté une diminution de l'amplitude des mouvements d'extension et de rotation chez les cervicalgiques.

Jordan (Jordan et al., 1997) ont comparé les mobilités de 119 cervicalgiques chroniques versus 80 sujets Asymptomatiques. Ces auteurs trouvent une diminution significative de l'extension chez les hommes et les femmes pour les troisième et quatrième décades (sa population étant répartie en groupes d'âges).

Hagen (Hagen et al., 1997) ont mesuré la mobilité cervicale d'une population de 49 bûcherons. Ils comparent deux populations de bûcherons (l'une ayant eu des douleurs au cours de l'année précédente et l'autre ayant des douleurs depuis moins de 7 jours). Ils constatent que ceux qui ont des douleurs depuis un an ont une diminution significative de la mobilité en flexion et en rotation gauche.

Sobel (Sobel et al., 2000) étudient les amplitudes de 26 patients cervicalgiques par rapport à des sujets Asymptomatiques sur la rotation. Ils observent que la rotation est inférieure de 50 % à celle de la population Asymptomatiquee.

Rix (Rix et al., 2001) comparent 11 sujets Asymptomatiques versus 11 cervicalgiques chroniques. Ils trouvent une diminution significative de l'amplitude chez les cervicalgiques sur la rotation droite, la flexion et l'inclinaison latérale gauche.

Lee (Lee et al., 2003) étudient une population de 40 sujets, 26 sujets Asymptomatiques et 14 sujets qui ont des douleurs cervicales moyennes. Ils trouvent une diminution significative de la rotation et de l'extension chez les sujets qui présentent des douleurs. La particularité de cette étude est qu'elle s'intéresse aux mouvements de protraction et de rétraction en effectuant deux tests à 10 minutes d'intervalle limitant ainsi les biais liés à l'apprentissage de ce mouvement complexe. Ils montrent une différence significative de la rétraction chez la population pathologique.

Ylinen (Ylinen et al., 2003) analysent une population de 69 patients cervicalgiques versus 69 sujets Asymptomatiques. Ils pratiquent des mesures passives de la mobilité. Ils notent une diminution des amplitudes articulaires chez les cervicalgiques avec cependant une très grande variation dans l'expression des mouvements déficitaires. De plus, ils montrent qu'il n'y a pas de corrélation significative entre l'intensité de la douleur et la mobilité.

Au total, on trouve une nette tendance chez les auteurs à noter un déficit de mobilité chez les cervicalgiques principalement sur l'extension et la rotation. Cependant, il existe des variations sur les plans de mouvements déficitaires ce qui est réaliste compte tenu de la diversité des tableaux cliniques des patients cervicalgiques.

Sur les mouvements principaux chez les sujets atteints de whiplash

Une autre catégorie de population, caractérisée par les whiplash, en particulier au stade de la classification (QTF1 ou QTF2) de la Quebec Task Force, montre une diminution de la mobilité dans les mouvements principaux.

Ainsi, Dall'Alba (Dall'Alba et al., 2001) étudient une population importante de whiplash (114) par rapport à une population de 89 sujets asymptomatiques. Ils notent une diminution relativement importante de la mobilité dans l'ensemble des mouvements principaux. Leur analyse statistique permet de catégoriser les populations (whiplash Vs Asymptomatiques) à 90,3 % avec un test de sensibilité à 86,2 % et une spécificité à 95,3 %.

Puis, Kasch et Antonaci (Kasch et al., 2001, Antonaci et al., 2002) ont montré une diminution de la mobilité significative entre les whiplash et des sujets Asymptomatiques.

Ensuite, Armstrong (Armstrong et al., 2005) étudient une population de 23 sujets atteints de whiplash (20 sujets QTF 2 et 3 sujets QTF 3) versus 23 sujets Asymptomatiques. Ils montrent une différence significative de la mobilité par rapport aux sujets Asymptomatiques notamment en flexion-extension et en rotations droite et gauche.

Enfin, les travaux de Prushansky (Prushansky et al., 2006) sont particulièrement intéressants car la comparaison est faite entre une population de 75 sujets Asymptomatiques et 101 sujets atteints de whiplash. Leur comparaison porte sur les mouvements principaux. Ils utilisent comme indicateur la moyenne des coefficients de variation[12] des mouvements principaux. Ils trouvent qu'à partir de ce critère, ils peuvent distinguer de façon assez précise les patients atypiques. Ainsi, Prushansky et ses collaborateurs estiment qu'ils discriminent les patients atypiques à partir d'un coefficient moyen de variation (sur la totalité des mouvements principaux) supérieur à 22% et préconisent d'utiliser la moyenne du coefficient de variation pour faire des comparaisons discriminantes.

[12] Coefficient de variation : est égal à l'écart type sur la moyenne multiplié par cent.

Préalablement à cette étude, en analysant une population de simulateurs par rapport à une population de whiplash, Dvir (Dvir et al., 2004) avaient également montré que la moyenne du coefficient de variation qui permettait de distinguer les 2 populations était de 23,5 %.

Sur les mouvements principaux chez les sujets opérés pour hernie discale

Ylinen (Ylinen et al., 2003) comparent la mobilité post-opératoire de patients opérés pour hernie discale cervicale. Ils comparent 53 patients qui ont subi une discectomie cervicale à 53 sujets Asymptomatiques. Ils montrent qu'il y a une différence significative de diminution de la mobilité à un mois post-opératoire chez les sujets opérés.

Sur les mouvements principaux et couplés chez les sujets « pathologiques »

Concernant l'hypothèse de la diminution des mouvements couplés aux mouvements principaux chez les sujets pathologiques, deux études à notre connaissance sont disponibles : celles de Dall'Alba et Jordan (Dall'Alba et al., 2001 ; Jordan et al., 2003).

Jordan et ses collaborateurs mettent en évidence un comportement cinématique particulier chez des sujets atteints de spondylarthrite ankylosante (pathologie connue pour associer des calcifications osseuses créant des fusions osseuses, le tout, entraînant un déficit de mobilité).

Les travaux de Dall'Alba sont particulièrement utiles car ils montrent que lorsqu'ils étudient la différence entre les populations asymptomatiques et les populations atteintes de whiplash en utilisant uniquement une comparaison sur les mouvements principaux, ils obtiennent une possibilité de différencier les populations à 79,5% (avec un test de sensibilité à 72,5 % et de spécificité à 88,4 %). En revanche, lorsqu'ils additionnent les mouvements principaux aux mouvements couplés, ils trouvent une possibilité de différencier ces 2 populations à 90,3 % (avec une sensibilité à 86,2% et une spécificité à 95,3 %).

En outre, s'agissant des mouvements couplés, une étude intéressante est proposée par l'équipe de McNair (McNair et al., 2007) qui étudie les mouvements principaux et les mouvements couplés d'un patient présentant une cervicalgie aigüe. Ce patient est ensuite traité par mobilisation spécifique et recouvre entre 25 et 30 % de sa mobilité à la fois sur les mouvements principaux et sur les mouvements couplés.

6.2. La diminution de la vitesse et de la régularité des mouvements

Concernant l'hypothèse de la diminution de la vitesse et de la régularité des mouvements, nous disposons d'une étude, celle de l'équipe de Sjölander (Sjölander et al., 2008). Cette étude inclut 16 sujets-contrôles et 16 patients cervicalgiques ou atteints de whiplash, de moyennes d'âge comparables. Les auteurs montrent qu'il y a à la fois une diminution significative de la vitesse et de la régularité des mouvements chez les sujets pathologiques.

6.3. L'augmentation de l'erreur du repositionnement céphalique

L'hypothèse selon laquelle la qualité du repositionnement est affectée chez des personnes présentant des cervicalgies chroniques et particulièrement lors des atteintes de type whiplash est largement étudiée dans la littérature.

Dans ce cadre, plusieurs études montrent une augmentation de l'erreur du repositionnement céphalique :

De nombreux auteurs (Revel et al., 1991 ; Revel et al., 1994 ; Heikkilä et al., 1996 ; Loudon et al., 1997 ; Heikkilä 1998 ; Feipel et al., 1999 ; Rix et al., 2001 ; Sterling et al., 2003 ; Kristjansson et al., 2003 ; Trealeaven et al., 2005a ; Grip et al., 2007) ont analysé le sens de repositionnement. Il est admis pour ces auteurs qu'il y a une atteinte du sens de repositionnement chez les sujets pathologiques par rapport aux sujets Asymptomatiques.

Cependant, la question des variables associées est évoquée dans d'autres études, en particulier l'effet de l'âge sur le sens kinesthésique. En effet, le sens du

repositionnement met en jeu les activités proprioceptives, dont le sens kinesthésique, qui peuvent être altérées par le seul effet du vieillissement.

Les études contradictoires :

Armstrong et ses collaborateurs (Armstrong et al., 2005) étudient une population de 23 sujets Asymptomatiques par rapport à 23 whiplash QTF2 et QTF3. Ils ne trouvent pas de différence significative d'atteinte du sens de repositionnement, y compris lorsqu'ils modifient la position de la tête dans les expériences.

Teng et ses collaborateurs (Teng et al., 2007) étudient la sensibilité du sens kinesthésique (par l'étude du repositionnement céphalique) en comparant un groupe de jeunes sujets (fourchette d'âge comprise entre 18 et 30 ans) et un groupe de 40 sujets (40 - 65 ans). Parmi ce dernier groupe, 20 sujets n'ont pas de cervicalgie et 20 autres ont une histoire de cervicalgie moyenne. Les résultats montrent une différence de sensibilité du sens kinesthésique dans le plan sagittal au détriment de la population la plus âgée. L'explication donnée par Teng est que la qualité du sens kinesthésique est liée à l'âge et notamment dans le plan sagittal où il requiert une activité musculaire non négligeable pour repositionner la tête en position neutre lors des mouvements de flexion/extension.

Quant à Sjölander (Sjölander et al., 2008), ils étudient une population de 16 sujets Asymptomatiques par rapport à 16 sujets pathologiques (atteints de cervicalgies (9) ou de whiplash (7)). Ils évaluent le sens du repositionnement en utilisant successivement deux conditions de calcul : la première condition utilise la variable de l'erreur constante (CE[13]), la deuxième celle de l'erreur variable (VE[14]). En pratiquant des calculs séparés, leurs résultats montrent une diminution du sens kinesthésique lorsqu'ils font un calcul à partir de l'inclusion de l'erreur variable (VE) par rapport à la prise en compte de la seule erreur constante (CE), ce qui souligne l'impact des modalités de calcul sur cette question.

[13] CE : Erreur constante, est définie comme la différence entre la cible réelle et la moyenne des cibles atteintes. Elle correspond donc à une erreur systématique ou biais.

[14] VE: Erreur variable, est définie comme l'écart-type entre les différentes cibles atteintes. Elle correspond donc à la variabilité du positionnement autour de la valeur moyenne.

6.4. L’altération du contrôle postural

L’hypothèse selon laquelle les patients atteints de whiplash ou de cervicalgies présentent des troubles posturaux est évoquée dans la littérature.

Ainsi, dans leur étude, Treleaven (Treleaven et al., 2006) étudient une population de 100 whiplash versus 40 sujets Asymptomatiques. Sur la totalité de la population des whiplash, plus de 72 % des patients ont une atteinte de l’équilibre postural en station debout. Mais l’originalité du travail de Treleaven a consisté en une étude différenciée des sources de perturbations pouvant influencer l’équilibre postural.

C’est ainsi qu’ils testent successivement le repositionnement céphalique dont on a préalablement montré dans les paragraphes précédents qu’il était atteint chez les sujets pathologiques. Ils testent aussi la poursuite oculaire qui met en évidence la coordination oculomotrice.

A l’issue de ce travail, ils montrent que les tests mettant en jeu le sens de repositionnement ont une haute valeur prédictive (88 %). En revanche, ces tests ont une faible sensibilité (60 %) et spécificité (54 %) pour discriminer les anomalies de l’équilibre postural et l’atteinte oculaire.

D’autres auteurs (Kogler et al., 2000 ; Michaelson et al., 2003 ; Sjostrom et al., 2003 ; Treleaven et al., 2003 et 2005b) ont montré une atteinte de l’équilibre postural chez des « whiplash ».

En outre, Tjell et Treleaven (Tjell et al., 1998 ; Treleaven et al., 2005c et 2006) ont montré qu’il y avait une altération du contrôle oculomoteur chez les patients cervicalgiques.

Ces résultats suggèrent pour les cliniciens qu’il est nécessaire de discriminer et donc d’évaluer autant que possible les atteintes de l’équilibre postural sur les trois entrées (visuelle, vestibulaire, proprioceptive) afin de ne pas sous estimer le poids de l’activité oculomotrice dans l’équilibre postural.

En résumé

Chez les sujets pathologiques, *les amplitudes des mouvements principaux sont diminuées et celles des mouvements couplés sont évoquées de façon contradictoire.*

Il y a une atteinte du repositionnement céphalique avec une augmentation de l'erreur de repositionnement, surtout chez les patients atteints de whiplash. De plus, il est noté une diminution de la vitesse des mouvements, l'expression de mouvements irréguliers et une atteinte de l'équilibre postural.

Objectifs et Hypothèses de travail

La mesure et l'interprétation de la mobilité du rachis cervical sont des éléments fondamentaux pour l'évaluation des patients par les cliniciens. La revue de littérature permet notamment de relever la variabilité inter-individuelle des amplitudes articulaires.

Si de nombreuses études traitent des amplitudes des mouvements principaux dans les trois plans de l'espace, peu utilisent des systèmes opto-électroniques d'analyse tridimensionnelle. En effet, à notre connaissance, seuls quelques auteurs (Watier, 1997 et 2006 ; Ferrario et al., 2002 ; Sforza et al., 2002 ; Doriot et al., 2006) utilisent ces dispositifs. Par ailleurs, il existe peu d'études sur les mouvements couplés aux mouvements principaux (Trott et al., 1996 ; Sforza et al., 2002 ; Ishii et al., 2004 ; Malmström et al., 2006 ; Wu et al., 2007 ; Demaille-Wlodyka et al., 2007).

Enfin, très peu d'études ont comparé des populations Asymptomatiquees et des populations pathologiques, à la fois sur les mouvements principaux et les mouvements couplés.

Ce sont ces éléments qui ont guidé notre étude cinématique tridimensionnelle du rachis cervical avec un système de type Motion Analysis chez des sujets Asymptomatiques versus des sujets pathologiques. Le but premier est de recueillir des données complémentaires afin d'alimenter les bases existantes.

Dès lors, notre protocole d'étude est conçu en tenant compte précisément des observations et des problèmes soulevés dans la littérature. En effet, à la variabilité naturelle des données disponibles s'ajoutent souvent des variations dues à la diversité des outils et aux différences de méthodes et de protocoles utilisés dans la mesure des amplitudes. C'est pourquoi, nous avons utilisé le même dispositif dans des conditions identiques pour l'étude des populations Asymptomatiquees et des populations pathologiques.

Ainsi, notre protocole intègre les éléments suivants :

D'abord, la position de référence du sujet. En effet, la position de référence du sujet au travers de sa posture assise et de la position de sa tête, donc de la position de départ à partir de laquelle est effectuée l'étude de mobilité, influence de façon

importante l'amplitude de la mobilité dans tous les plans des mouvements principaux et couplés.

Ensuite, la prise en compte de l'influence du repositionnement céphalique dans les mouvements oculo-céphalogyres surtout chez les sujets pathologiques (cf p 119-120).

Enfin, la question de l'inclusion ou de l'exclusion du rachis thoracique supérieur (cf p 103-104).

De plus nous avons été attentifs à l'influence compensatoire que pourrait avoir la vision dans la réalisation des mouvements. Pour éviter ce type d'influence nous avons occulté la vision périphérique des sujets durant les expérimentations afin d'obtenir de « purs » mouvements cervicaux.

On sait par ailleurs qu'il n'y a pas de consensus quant à la définition d'un repère thorax pour l'étude des mobilités du rachis cervical. Nous avons donc testé plusieurs modalités de repères thorax afin de choisir in fine, un repère optimal.

Une autre caractéristique mécanique maintes fois décrite, bien admise et partagée par tous les auteurs, concerne le couplage de la rotation à l'inclinaison latérale et vice versa. Cette caractéristique a conduit à nous demander si l'on pouvait considérer que les sujets Asymptomatiques avaient des amplitudes symétriques de mouvement (entre l'inclinaison droite et gauche) et si cette symétrie se retrouvait pour les mouvements couplés associés à ce mouvement d'inclinaison et vice versa pour la rotation.

Le traitement de cette question repose sur l'idée que les sujets Asymptomatiques pourraient avoir des amplitudes de mouvements symétriques et les sujets pathologiques des amplitudes dissymétriques.

Cette question de la symétrie de mouvement conduit à étudier un mouvement complexe dans deux directions opposées et strictement symétriques (cf description p 136-137). Celui-ci nécessite pour sa réalisation, d'effectuer une combinaison de flexion, d'inclinaison latérale et de rotation. Notre hypothèse est que l'analyse cinématique de ce seul mouvement pourrait être susceptible de caractériser le sujet pathologique et de le différencier du sujet Asymptomatique. Ceci, d'autant que les composantes essentielles de ce mouvement sont caractérisées par de l'inclinaison et de la rotation.

On sait aussi que les sujets avec arthrodèse augmentent parfois leurs amplitudes de mouvement aux niveaux sus et sous jacent à la fusion osseuse. Cette compensation peut donner des résultats cliniques surprenants au niveau de l'amplitude de mobilité. Il nous a donc semblé utile d'explorer quel était avec arthrodèse le comportement des

mouvements couplés ? Sont-ils augmentés ou diminués par rapport à la population Asymptomatiquee ?

Pour les sujets avec prothèses, il était en revanche évident de tester leur mobilité. Est-ce que la prothèse discale cervicale (type cervitec) procure une mobilité proche de la population Asymptomatiquee ? Comment s'opèrent les mouvements couplés aux mouvements principaux ? En effet, ces questions restent encore ouvertes.

Pour la population pathologique de type « whiplash », celle-ci est insuffisante pour faire une analyse statistique satisfaisante. Nous présentons néanmoins, sans traitement statistique, le phénomène observé.

Enfin, la question de la reproductibilité de la position de la tête des sujets en plan sagittal au cours de l'expérimentation était posée, sachant que les sujets avaient comme unique consigne de reprendre leur position initiale de départ à partir d'un repère visuel au centre de chaque trajectoire de mouvement matérialisée sur notre prototype. Pour tenter de répondre à cette question, nous avons mesuré, avant chaque série de mouvements, un angle qui reflétait l'orientation de la tête en plan sagittal. Nous avons nommé cet angle « angle tragus » dont nous avons ensuite comparé les valeurs dans les différentes populations.

L'ensemble de cette approche constitue l'essentiel du corps de notre travail.

DEUXIEME PARTIE

Matériel et Méthodes

Chapitre 1

Population, Matériel

1. Population

La population totale de cette étude est composée de 66 adultes (36 femmes et 30 hommes) âgés en moyenne de 39,0 ± 12,9 ans (40,7 ± 13,6 ans et 37,0 ± 11,8 ans chez les femmes et les hommes respectivement). Tous les participants ont été informés du protocole et leurs consentements écrits ont été obtenus. Après vérification des critères d'inclusion, tous les sujets ont été admis à participer au protocole.

Cette population a été classée en 4 groupes en fonction de la présence ou non d'une « pathologie » :

- groupe Asymptomatique (n = 42, dont 21 femmes et 21 hommes),
- groupe Arthrodèse (n = 12, dont 6 femmes et 6 hommes),
- groupe Prothèse (n = 8, dont 6 femmes et 2 hommes),
- groupe Whiplash (n = 4, dont 3 femmes et 1 homme).

De plus, la population asymptomatique a été divisée en 3 sous-groupes en fonction de la tranche d'âge :

- groupe 20-30 ans (n = 20, dont 10 femmes et 10 hommes),
- groupe 30-40 ans (n = 10, dont 5 femmes et 5 hommes),
- groupe 40-55 ans (n = 12, dont 6 femmes et 6 hommes).

La population asymptomatiquee est ainsi composée de 42 volontaires âgés de 20 à 55 ans (21 femmes et 21 hommes).

Sélection de la population asymptomatique

Les sujets asymptomatiques étaient exempts de pathologies du rachis cervical, vestibulaires, oculaires, de douleurs ou de séquelles chirurgicales susceptibles d'influencer les performances lors des tests. Par ailleurs, les personnes obèses (IMC > à

30), les femmes enceintes et les sujets de plus de 55 ans étaient exclus de cette population.

L'exploitation d'un questionnaire préalablement rempli par les participants sert de présélection et de recueil de données. L'information des sujets a été faite verbalement et à l'aide de la fourniture d'un document écrit explicitant l'objectif de l'étude, les conditions de l'expérimentation, la possibilité d'arrêter l'expérimentation à tout moment si les participants le souhaitaient. L'inclusion définitive a été prononcée par le médecin investigateur en même temps qu'était recueilli le consentement par écrit de chaque participant.

La procédure expérimentale étant non invasive et sans risque associé pour les participants, il n'a pas été demandé d'accord spécifique du Comité d'Ethique.

Les caractéristiques démographiques et physiques des sujets asymptomatiques inclus dans l'étude sont exposées dans le tableau 20.

Tableau 20. Caractéristiques démographiques et physiques des sujets asymptomatiques. Les valeurs exposées expriment successivement la moyenne, la déviation standard (SD) et les valeurs extrêmes [minimum ; maximum]

	Asymptomatique	**Asymptomatique [20-30]**	**Asymptomatique [30-**	**Asymptomatique [40-55]**
Nombre de sujets	42	20	10	12
Genre	F : 21 ; H : 21	F :10 ; H :10	F : 5 ; H : 5	F : 6 ; H : 6
Age (ans)	34,3 (10,8) [20 ; 54]	25,1 (2,6) [20 ; 29]	34,8 (3,2) [30 ; 39]	49,2 (4,4) [42 ; 54]
Poids (Kg)	67,07 (12,5) [50 ; 98]	67 (8,6) [55 ; 80]	66,7 (16,4) [50 ; 98]	67,5 (14) [50 ; 93]
Taille (m)	1,71 (0,09) [1,56 ; 1,89]	1,72 (0,06) [1,59 ; 1,82]	1,71 (0,1) [1,57 ; 1,88]	1,7 (0,1) [1,56 ; 1,89]
Indice de Masse Corporelle (I.M.C.)	22,74 (2,5) [18,82 ; 28,95]	22,61 (2,2) [19,72 ; 26,12]	22,55 (3) [18,82 ; 28,95]	23,1 (2,2) [20,03 ; 27,77]

Sélection de la population « pathologique »

Les patients ont été recrutés par le service de neuro chirurgie du Pr Gilles Perrin du centre hospitalier de Lyon Bron. Ils ont tous été informés des modalités des expérimentations et leur consentement verbal a été préalablement exigé avant leur convocation dans le service. A leur arrivée dans le service, ils ont bénéficié d'une visite de contrôle de leur état de santé et d'un avis d'inclusion à l'expérimentation effectué par le Dr Cédric Barrey, neuro-chirurgien. Au cours de cette visite, il leur était remis une fiche d'information sur les objectifs et les modalités de déroulement des expérimentations et leur consentement a été recueilli par écrit.

Tableau 21. Caractéristiques démographiques et cliniques du groupe Arthrodèse

Sujets N° Anonymat	Age (54,25 ans)	Genre 6F-6H	Niveau arthrodèse	Recul post opératoire (mois)	E.V.A.[15]	NPDS [16]
TFA1	58	H	C4-C7	6	0	25
AM A2	67	F	C4-C7	5	3	36
GEA3	56	F	C5-T1	6	0	16
GHA4	51	F	C4-C7	12	3	36
RMTA5	67	F	C1-C2	12	6,3	68
SFOA6	28	H	C4-C5	8	2,5	15
BJA7	69	F	C6-C7	11	3	49
RHMA8	58	H	C1-C3	24	0	16
CFA9	43	F	C6-T1 et T1-T7	14	3,2	49
LAA10	44	H	C1-C2	12	2,2	18
GMA11	55	H	C5-C7	7	2 ,2	26
ZMA12	55	H	C4-C7	7	3	55

[15] E.V.A. Echelle Visuelle Analogique : permet de coter l'intensité de la douleur globale de 0 à 10.
[16] NPDS : Neck Pain Disability Scale: échelle d'incapacité spécifique aux cervicalgies (20 items, score de 0 à 100).

Tableau 22. Caractéristiques démographiques et cliniques du groupe Prothèse

Sujets N° Anonymat	Age (37,75 ans)	Genre 6F-2H	Niveau Prothèse	Recul post opératoire (mois)	E.V.A	NPDS
VFP1	38	H	C5-C6	6	4	24
TVP2	42	F	C6-C7	13	3	45
CLP3	40	F	C6-C7	24	3	42,5
KLP4	31	F	C5-C6	1	2	36
BCP5	38	F	C6-C7	7	2	29
MSP6	34	H	C5-C6	1	0	0,75
DVP7	33	F	C6-C7	2	0,5	25,5
MVA10	46	F	C5-C6	1	0	9

Tableau 23. Caractéristiques démographiques et cliniques du groupe Whiplash

Sujets N° Anonymat	Age (45,75 ans)	Genre 3F-1H	Recul post accident (mois)	E.V.A.	NPDS
PFW1	27	H	64	7,5	68,3
NMW2	52	F	8	6	69,5
KFW3	47	F	31	5	76,25
MSCW4	57	F	12	4	50

2. Matériel

Le matériel utilisé dans le cadre du laboratoire de biomécanique et de mécanique des chocs (UMR_T9406) est un système d'analyse tridimensionnelle du mouvement de type Motion Analysis (Motion Analysis corp ^{tm}, Santa Rosa, USA), composé de cinq caméras numériques à 1,3 MPx. Les trajectoires spatiales des marqueurs externes sont collectées à la fréquence d'échantillonnage de 100 Hz.

Le système Motion Analysis a fait preuve de sa précision instrumentale, de l'ordre du mm dans nos conditions d'utilisation (Bonnefoy et al., 2005).

Un fauteuil instrumenté (Figure 60) permet de positionner les patients en position assise référencée. Le rachis thoraco-lombaire est maintenu par un appui bassin lombaire réglable en hauteur et en profondeur. Un repose-pied réglable en hauteur permet au sujet de maintenir une posture aisée. Une ceinture permet de sangler le bassin du sujet une fois sa position assise réglée.

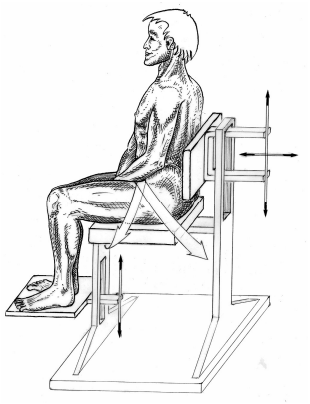


Figure 60*.*
Schématisation du fauteuil.

Nous avons conçu et utilisé un prototype expérimental permettant de matérialiser la trajectoire à suivre (Figure 61). Ce prototype comprend une potence réglable en hauteur par un système de pas de vis millimétrique, qui était disposée à 0,65 m face au fauteuil. Cette potence est équipée de tubes creux, de formes variées. Ces tubes sont conçus de telle sorte qu'ils matérialisent le suivi de trajectoire non aléatoire de la tête en flexion-extension, en inclinaison latérale droite et gauche, en rotation droite et gauche. Enfin, une trajectoire permet de réaliser un mouvement complexe qui débute par une flexion inclinaison rotation dans un sens et se termine par une extension inclinaison rotation dans l'autre sens. Pour faciliter le suivi des trajectoires, les tubes sont munis en leur centre d'un fil fin lumineux de couleur verte. Il est à noter que l'éclairage du fil est fixe (i.e. la vitesse de parcours de la trajectoire n'est pas imposée).

Ce fil lumineux est placé au centre des tubes dans notre prototype. Il facilite le suivi des trajectoires dans le cadre d'une situation qui sollicite la vision centrale. Dans ce cadre, les yeux sont fixes et c'est uniquement les mouvements du rachis cervical qui déplacent et orientent la tête. En outre, la matérialisation des trajectoires permet d'enregistrer des mouvements de couplages de telle sorte qu'ils ne soient pas confondus avec des adaptations proprioceptives oculo motrices en cours de mouvements. Ici, la réalisation et la reproduction d'un mouvement réalisé par un sujet qui dispose d'un élément de guidance lumineux place l'individu dans la situation d'un contrôle de ce mouvement essentiellement par le sens kinesthésique. Ce sens kinesthésique est alors

largement sous la dépendance et la qualité des activations proprioceptives musculaires cervicales. Or, la population pathologique peut présenter un déficit de la proprioception cervicale qui peut être d'autant plus compensé par les mouvements oculaires. C'est pourquoi le suivi des trajectoires dans une situation d'occultation de la vision périphérique crée les conditions optimales pour recueillir des données en rapport direct avec les mouvements couplés, certes globaux, mais non confondus avec des compensations d'adaptations oculo cervicales.

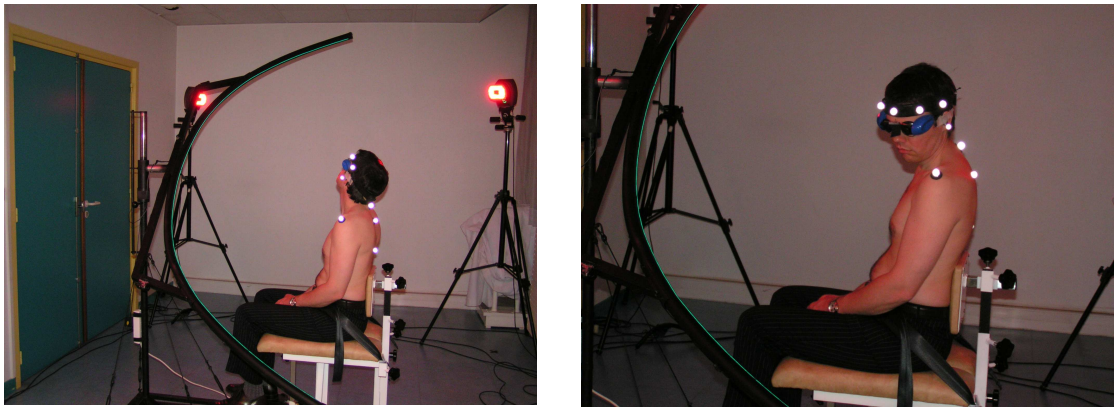


Figure 61. *Prototype, fauteuil, installation d'un sujet, exemple de réalisation d'un mouvement complexe.*

Un casque instrumenté de 5 marqueurs réfléchissants (Figure 62), pesant 120 grammes, facilement réglable et adaptable aux différents périmètres de tête est utilisé. Il permet, grâce aux caméras du système Motion Analysis, de suivre les trajectoires des mouvements de la tête dans les différents plans de l'espace.

Figure 62.
Photo du casque instrumenté.

Des lunettes instrumentées (Figure 63) permettent d'occulter la vision périphérique tout en autorisant une vision centrale pour éliminer les biais liés à l'adaptation ou à la compensation oculo-motrice des yeux dans le suivi des trajectoires. Les lunettes à vision centrale permettent donc la réalisation de mouvements cervicaux « purs » et par conséquent de recueillir des enregistrements cinématiques du rachis cervical sans présence du facteur confondu de l'adaptation visuelle. Deux types de lunettes sont utilisés, l'un pour les sujets ayant une vision normale, l'autre pour des sujets portant des verres correcteurs.

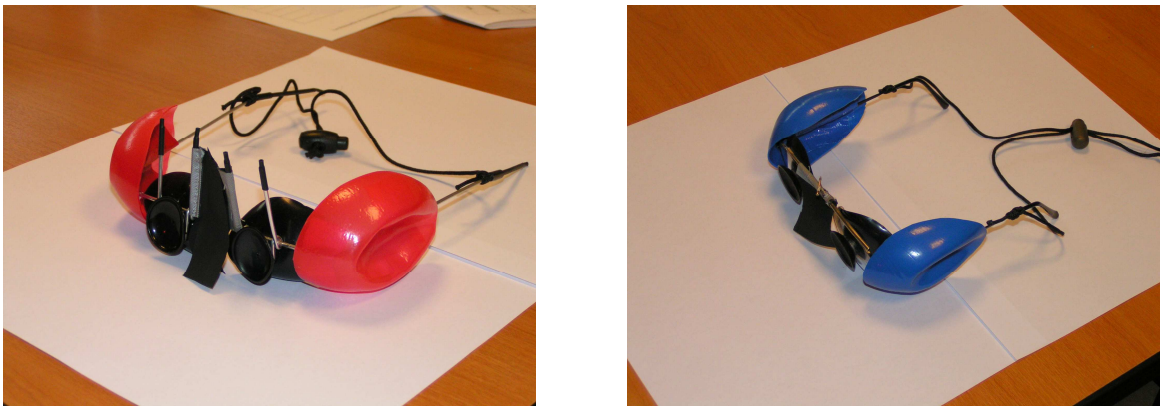


Figure 63. *Photos des types de lunettes utilisées. Bleu pour vision normale. Rouge pour poser sur les lunettes existantes.*

Du petit matériel : 2 oreillettes de tailles différentes munies d'un capteur permettant de localiser le tragus, 2 compas thoraciques de tailles différentes, deux niveaux, un système équipé d'un laser de type B.

Chapitre 2

Méthodes

1. Méthodes d'expérimentations

L'expérimentation s'est effectuée au sein du Service de Neuro-Chirurgie du Centre Hospitalier Universitaire de Lyon-Bron 69000 (France).

Echauffement musculaire et articulaire

Préalablement à son installation et à l'expérimentation, chaque sujet bénéficie d'un échauffement musculaire qui comprend la réalisation de séries de contractions musculaires statiques des différents plans musculaires du rachis cervical. Puis, un échauffement articulaire est entrepris, il consiste à répéter les mouvements utilisés dans le cadre de l'expérimentation et à chercher progressivement à les effectuer dans leur maximum d'amplitude. La durée globale de l'échauffement est de 15 minutes, il précède toutes les expérimentations.

L'ensemble de l'échauffement est conduit et démontré par le même opérateur. Puis, les participants sont conduits dans la salle d'expérimentation, informés et familiarisés avec les installations.

Installation du sujet

Le sujet est ensuite installé en position assise confortable, le tronc en position verticale. Cette position verticale du tronc est obtenue par un calage de la zone bassin lombaire, grâce aux possibilités de réglage en hauteur et en profondeur du contre appui qui équipe le fauteuil. Le réglage du socle pelvien sur une légère antéversion du bassin permet de maintenir une petite lordose lombaire qui permet à son tour d'aligner la position thoracique. En effet, toute rétroversion du bassin va entraîner une cyphose lombo- thoracique et par compensation une augmentation de la lordose cervicale, préjudiciable à une bonne position de départ pour la réalisation des mouvements. La

colonne cervicale est placée de telle sorte que le regard soit à l'horizontale et que la tête soit en position neutre par rapport au plan sagittal. Les mains et les avant bras du sujet reposent sur les cuisses, et le bassin, une fois placé en position référencée (légère antéversion), est sanglé. Les pieds du sujet reposent sur un repose pieds réglable en hauteur (qui permet de s'adapter aux différentes morphologies des sujets) de telle sorte que le sujet soit dans une position de confort. Les sujets sont ensuite équipés des lunettes, du casque et des marqueurs.

Adaptation et réglage du matériel pour chaque sujet

Le réglage de la partie centrale de la potence est effectué à l'aide d'un laser de classe B qui permet d'aligner l'axe de vision (regard à l'horizontale) avec l'axe de la potence qui est matérialisé par un petit triangle rouge.

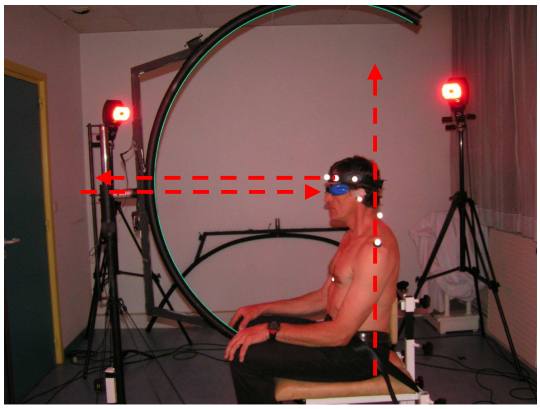


Figure 64. *Installation du sujet. Contre appui bassin lombaire, tronc vertical, réglage de l'axe de la potence par rapport à l'axe du regard. Marqueurs du casque dans un plan horizontal parallèle à l'axe du regard.*

Repérage anatomique

Les repérages anatomiques sont effectués par le même opérateur. Le sujet est équipé de 7 marqueurs réfléchissants. Un marqueur est fixé sur une oreillette positionnée au niveau du tragus, les autres sont fixés sur l'épineuse de C7, l'épineuse de T3, et sur le milieu du bord latéral de chaque acromion. Puis un marqueur est fixé sur le corps du sternum. Le repère sternal se situe sur la face antérieure sous- cutanée du sternum, précisément dans la fossette située de part et d'autre de l'insertion des muscles pectoralis major.

Enfin, le dernier marqueur thoracique est positionné sur la colonne thoracique, dans un plan horizontal contenant le repère sternal. L'alignement des repères sternal et thoracique inférieur est réalisé grâce à un compas thoracique muni d'un niveau de telle

sorte à pouvoir garantir la définition d'un axe antéro-postérieur horizontal lié au thorax pour chaque sujet.

Au début de chaque mouvement, il est demandé au sujet de se remettre en position de référence, i.e. de fixer le centre de la trajectoire matérialisé par un repère visuel (triangle rouge).

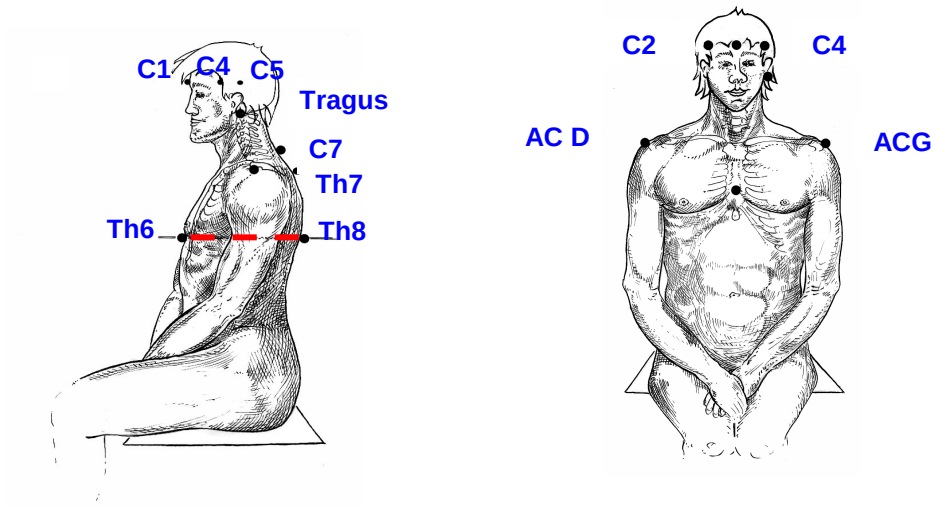


Figure 65. *Points de repérage anatomique et emplacement des marqueurs. Les marqueurs TH6 et TH8 sont alignés dans un même plan horizontal.*

Définition des mouvements analysés

Avant de débuter les mouvements tests, le sujet est sollicité pour refaire quelques répétitions de chaque type de mouvement au maximum de l'amplitude afin de s'assurer qu'il satisfait aux consignes d'exécution et de réalisation. Ensuite, le sujet n'est plus sollicité ou encouragé durant les tests. Au début de chaque mouvement, il est demandé au sujet de se remettre en position de référence, i.e. de fixer le centre de la trajectoire matérialisé par le repère visuel.

Les mouvements analysés sont des mouvements de flexion/extension de la tête, d'inclinaison latérale droite et gauche, des mouvements de rotation droite et gauche, enfin un mouvement combiné utilisant à la fois la flexion, l'inclinaison et la rotation. Ce mouvement consiste à exécuter une flexion, inclinaison et rotation de la tête d'un côté pour aller ensuite en extension, rotation et inclinaison du côté opposé, décrivant ainsi

une trajectoire curviligne (Cf supra). Les mouvements sont exécutés dans le même ordre pour tous les sujets. Les sujets doivent réaliser dix cycles pour chaque mouvement, au maximum de l'amplitude et à la vitesse qui leur convient. Le maniement de l'application logicielle et le recueil des données sont effectués par le même opérateur.

Le temps d'expérimentation global est d'environ de 50 minutes par personne (échauffement compris).

2. Méthode de quantification des rotations dans les 3 dimensions de l'espace

2.1. Problématique

La problématique de l'analyse du mouvement in vivo est, à partir des trajectoires mesurées d'un certain nombre de repères cutanés, d'obtenir les déplacements des différentes articulations du squelette sous-jacent. Pour ce faire, les segments corporels sont très généralement considérés rigides (c.a.d. indéformables), ces segments rigides étant reliés entre eux par des articulations et les mouvements de translation de ces articulations étant la plupart du temps négligés. La question devient donc: comment caractériser au mieux les rotations articulaires ?

La normalisation est apparue de plus en plus nécessaire dans l'analyse cinématique tridimensionnelle, car les résultats publiés ne sont comparables que si à la fois les méthodes de calcul mais également les axes articulaires sont définis de manière strictement identique. Ainsi, après plusieurs années où des groupes de travail spécialisés sur chaque articulation se sont penchés sur ce problème délicat, la Société Internationale de Biomécanique (ISB) a proposé une normalisation, qui généralise finalement la proposition faite par Grood et Suntay en 1983 pour l'articulation du genou (Grood et al., 1983) à l'ensemble des articulations. Ces recommandations sont décrites dans deux articles parus au Journal of Biomechanics, en 2002 pour la hanche, la cheville et le

rachis et en 2005 pour l'épaule, le coude, le poignet et la main (Wu et al., 2002 ; Wu et al., 2005).

Ces deux publications définissent, pour chaque segment corporel, les points anatomiques servant de référence, comment doit être construit le repère orthonormé représentant le segment corporel à partir de ces points de référence et enfin la méthode de calcul de la cinématique 3D correspondant à l'articulation entre deux segments corporels. La méthode retenue est une séquence de rotations successives autour d'axes mobiles, dont l'ordre est imposé, avec systématiquement le premier axe de mouvement lié au segment proximal (le plus souvent, il s'agit de l'axe de flexion/extension) et le dernier axe fixé au segment distal (le plus souvent support de la rotation interne/externe).

En ce qui concerne le rachis, l'ISB a détaillé les recommandations pour reporter la cinématique 3D intervertébrale (Wu et al., 2002), c.a.d. entre deux vertèbres successives, mais ne précise pas comment généraliser cette proposition pour décrire la cinématique au niveau régional, autrement dit le mouvement du rachis cervical entre la tête et le thorax.

De notre point de vue, plusieurs choix doivent être faits, qui auront des répercussions sur les résultats. Le premier concerne les points de référence servant à construire le repère lié à chacun des segments corporels, le second concerne les axes de mouvement (définition des repères segmentaires et ordre de la séquence de rotation). Pour tenter de répondre à cette problématique, nous avons donc réalisé une étude préliminaire à notre travail principal que nous présentons ci-après.

2.2. Etude préliminaire pour définir un repère thorax « rigide »

Afin de déterminer les positions optimales des marqueurs représentant un repère thorax « rigide » pour les mouvements analysés, nous avons réalisé une expérimentation pour enregistrer, au cours de ces mouvements, les variations de distances entre des marqueurs localisés en regard de différents points anatomiques.

Cette étude, même si elle ne permet pas de s'assurer que les trois marqueurs se déplaçant le plus « rigidement » entre eux suivent bien le mouvement du thorax sous-jacent (cette donnée ne pouvant pas être mesurée), nous permet d'identifier les trois positions correspondant au trièdre le plus rigide.

Argumentation anatomique pour le positionnement du marqueur sternum

Nous avons, dans un premier temps, évalué le positionnement du marqueur sternum à partir de trois points de repère anatomiques:

1) la fourchette sternale
2) le manubrium sternal
3) la fossette située au niveau du corps du sternum. Cette zone sous-cutanée a la forme d'une fossette ou d'un méplat suivant les morphologies. Elle est formée par la traction antéro-latérale des muscles pectoralis major et en arrière par le muscle transversus thoracis.

Nous nous sommes très vite aperçus que les marqueurs situés sur la fourchette sternale et sur le manubrium avaient beaucoup de mobilité, en particulier lors de l'extension cervicale. Sur l'ensemble des mouvements, il était évident de visu que le point anatomique le plus stable en situation de respiration calme et « normale » était le marqueur situé dans la fossette du corps du sternum.

Nous avons donc choisi ce point de repère sur le sternum.

Si les différents points de repères sur le sternum étaient pour nous facilement différentiables d'un point de vue de leur mobilité respectives, les choses n'étaient pas aussi lisibles pour les différents points de repères thoraciques postérieurs potentiels. Ainsi, nous avons étudié, sur une population, les déplacements relatifs de plusieurs points de repères anatomiques (T1, T3 et T6) afin de faire des choix sur ceux conduisant au repère thorax le plus rigide. Nous avons également évalué le positionnement sur les acromions, largement utilisé dans la littérature pour définir un repère lié au thorax.

Population

L'étude s'est faite sur une population de 10 sujets Asymptomatiques (2F et 8H) d'une moyenne d'âge de 34,6 ans [22 ans-60 ans].(Tableau 24)

Tableau 24. Caractéristiques démographiques et Genre de la population

Sujets (10)	**Age (34,6 ans)**	**Genre 2 F et 8 H**
Sujet 1	25	H
Sujet 2	60	H
Sujet 3	50	H
Sujet 4	26	H
Sujet 5	39	F
Sujet 6	40	F
Sujet 7	22	H
Sujet 8	23	H
Sujet 9	28	H
Sujet 10	33	H

Matériel et protocole expérimental

Le matériel utilisé était exactement le même que celui présenté dans le détail pour l'étude des populations. Le protocole expérimental était également semblable à celui déjà exposé, à l'exception de la vision qui ne justifiait pas, compte tenu de l'objectif de l'étude préliminaire, d'être occultée.

Nous avons, dans ces conditions expérimentales, enregistré le déplacement des marqueurs pour l'ensemble des mouvements de 10 sujets Asymptomatiques (2 F et 8 H). Notre objectif consistait à repérer les 3 marqueurs présentant le moins de mobilité relative.

Nous avons mesuré les déplacements relatifs des marqueurs au cours de tous les mouvements successifs. L'enregistrement s'est fait sur 10 cycles pour chaque mouvement et chez chaque sujet.

Méthode de calcul

Calcul de la variation moyenne des distances entre chaque marqueur et tous les autres, pour tous les sujets et tous les mouvements.

A partir des trajectoires tridimensionnelles des six marqueurs, nous avons, pour chacun des sujets et chacun des mouvements, calculé la variation moyenne des distances entre chaque marqueur et tous les autres.

Cette variation moyenne est évaluée par la formule suivante :

$$\Delta_k = \frac{1}{5} \sum_{j=1}^{5} \frac{\sum_{i=1}^{n} \left| \mathrm{d}_{kj}(i) - \overline{\mathrm{d}_{kj}} \right|}{n}$$

Avec : $\mathrm{d}_{kj}(i) = \sqrt{\left(x_k(i) - x_j(i)\right)^2 + \left(y_k(i) - y_j(i)\right)^2 + \left(z_k(i) - z_j(i)\right)^2}$, distance entre le marqueur M_k et le marqueur M_j à l'image i ; n le nombre d'images collectées au cours du mouvement.

Calcul de la déformation moyenne des différents triplets, pour tous les sujets et tous les mouvements

Puisque le repère segmentaire est défini à partir de trois marqueurs, nous avons également quantifié la déformation moyenne de différents triplets (ensemble de trois marqueurs). Pour cela, nous avons calculé la variation moyenne des distances inter-marqueurs pour les trois triplets contenant le marqueur sternum les plus susceptibles de matérialiser le repère thorax : sternum-T1-T6, sternum-T3-T6 et sternum-acromion droit-acromion gauche.

Méthode de traitement statistique employée pour le repère Thorax

Pour l'ensemble des données, le traitement statistique a été réalisé à l'aide du logiciel Statview® (SAS Institute Inc., Version 5, USA).

Pour tous les tests, le seuil de significativité a été défini à 0,05. Les probabilités d'erreurs (p) sont indiquées comme suit, *: P<0,05, **: P<0,01, ***: P<0,001 et ns: non significatif.

Les valeurs moyennes et les déviations standards (DS) ont été calculées pour chacune des variables mesurées.

Pour le traitement des données, il a été procédé à un test *t* de Student. Les comparaisons entre les différents échantillons correspondent à des conditions appariées et traitées comme telles.

Résultats de l'étude préliminaire

Nous exprimons dans le tableau 25 les valeurs des moyennes (sur la population de 10 sujets) des variations de distances entre marqueurs pour chaque mouvement. Ces valeurs sont exprimées en millimètre. Dans le tableau 26, nous exprimons les valeurs moyennes des déformations des différentes combinaisons potentielles de triplets : Sternum- T1- T6, Sternum- T3-T6 et Sternum-Acromion droit-Acromion gauche, ceci, pour chaque mouvement.

Variations de distances entre un marqueur et tous les autres.

Tableau 25. Valeurs des moyennes des variations de distances entre marqueurs. Valeurs (mm), [min ; max], étendue (mm), coefficient de variation (CV)

Variables	Marqueurs	Valeurs	[Min ; Max]	Etendue	CV
Flexion	Sternum	1,43 ± 0,45	[0,70 ; 2,16]	1,46	0,31
	T1	4,11 ± 0,94	[2,86 ; 5,13]	2,27	0,23
	T3	2,70 ± 0,64	[1,82 ; 3,69]	1,87	0,24
	T6	3,00 ± 0,77	[2,04 ; 4,46]	2,42	0,26
	AcD	1,57 ± 0,46	[0,70 ; 2,39]	1,69	0,29
	AcG	1,47 ± 0,44	[0,70 ; 2,34]	1,64	0,30
Inclinaison	Sternum	0,87 ± 0,25	[0,55 ; 1,30]	0,75	0,29
	T1	1,02 ± 0,23	[0,73 ; 1,45]	0,72	0,23
	T3	0,88 ± 0,20	[0,68 ; 1,31]	0,63	0,23
	T6	1,14 ± 0,29	[0,72 ; 1,51]	0,79	0,25
	AcD	1,22 ± 0,28	[0,83 ; 1,96]	1,13	0,23
	AcG	1,26 ± 0,20	[0,89 ; 1,51]	0,62	0,16
Rotation	Sternum	1,06 ± 0,62	[0,63 ; 2,88]	2,25	0,59
	T1	2,38 ± 0,57	[1,75 ; 3,43]	1,68	0,24
	T3	1,06 ± 0,16	[0,77 ; 1,28]	0,51	0,15
	T6	1,44 ± 0,30	[1,03 ; 2,14]	1,11	0,21
	AcD	1,98 ± 0,46	[1,04 ; 2,66]	1,62	0,23
	AcG	2,21 ± 0,49	[1,49 ; 3,25]	1,76	0,22
C-HD	Sternum	1,11 ± 0,66	[0,61 ; 3,00]	2,40	0,59
	T1	3,08 ± 0,66	[1,93 ; 4,18]	2,25	0,21
	T3	1,53 ± 0,37	[0,95 ; 2,12]	1,16	0,24
	T6	2,11 ± 0,63	[1,30 ; 2,92]	1,62	0,30
	AcD	2,22 ± 0,96	[1,11 ; 3,86]	2,75	0,43
	AcG	2,35 ± 0,80	[1,47 ; 3,73]	2,27	0,34
C-HG	Sternum	0,96 ± 0,25	[0,71 ; 1,51]	0,79	0,26
	T1	2,92 ± 0,72	[1,67 ; 3,95]	2,27	0,24
	T3	1,43 ± 0,32	[0,76 ; 1,89]	1,13	0,23
	T6	1,95 ± 0,55	[1,34 ; 2,86]	1,52	0,28
	AcD	2,15 ± 0,50	[1,52 ; 3,07]	1,55	0,23
	AcG	2,37 ± 0,71	[1,39 ; 3,61]	2,22	0,30

Déformations des triplets.

Tableau 26. Valeurs des moyennes des déformations des triplets. Valeurs (mm), [min ; max], étendue (mm), coefficient de variation (CV)

Variables	Marqueurs	Valeurs	[Min ; Max]	Etendue	CV
Flexion	St_T1_T6	3,89 ± 0,94	[2,70 ; 5,38]	2,68	0,24
	St_T3-T6	1,83 ± 0,74	[1,09 ; 3,84]	2,74	0,41
	St_AcD_AcG	1,37 ± 0,41	[0,62 ; 2,01]	1,39	0,30
Inclinaison	St_T1_T6	0,96 ± 0,31	[0,59 ; 1,49]	0,89	0,32
	St_T3-T6	0,78 ± 0,27	[0,48 ; 1,31]	0,82	0,35
	St_AcD_AcG	1,09 ± 0,31	[0,79 ; 1,77]	0,98	0,28
Rotation	St_T1_T6	1,40 ± 0,80	[0,91 ; 3,75]	2,84	0,57
	St_T3-T6	0,88 ± 0,29	[0,60 ; 1,60]	1,00	0,33
	St_AcD_AcG	1,62 ± 0,37	[0,92 ; 2,92]	1,10	0,23
C-HD	St_T1_T6	1,96 ± 0,75	[1,12 ; 3,93]	2,80	0,38
	St_T3-T6	0,99 ± 0,42	[0,48 ; 1,97]	1,49	0,42
	St_AcD_AcG	1,54 ± 0,52	[0,90 ; 2,48]	1,58	0,34
C-HG	St_T1_T6	1,66 ± 0,41	[1,02 ; 2,21]	1,19	0,25
	St_T3-T6	0,95 ± 0,31	[0,56 ; 1,46]	0,90	0,90
	St_AcD_AcG	1,50 ± 0,44	[0,98 ; 2,22]	1,24	0,29

Comparaison des variations de distance entre marqueurs et des déformations des triplets pour le mouvement de Flexion

Tableau 27. Comparaison des variations de distance entre un marqueur et tous les autres

	P	T	Ddl
Sternum *vs.* T1	*** (<0,0001)	11,2	10
Sternum *vs.* T3	*** (<0,0001)	9,4	10
Sternum *vs.* T6	*** (<0,0001)	9,5	10
Sternum *vs.* AcD	ns (0,3200)	1,0	10
Sternum *vs.* AcG	ns (0,7600)	0,3	10
T1 *vs.* T3	*** (<0,0001)	10,9	10
T1 *vs.* T6	*** (<0,0001)	7,7	10
T1 *vs.* AcD	*** (<0,0001)	10,1	10
T1 *vs.* AcG	*** (<0,0001)	11,2	10
T3 *vs.* T6	** (0,0019)	4,2	10
T3 *vs.* AcD	*** (<0,0001)	7,3	10
T3 *vs.* AcG	*** (<0,0001)	9,3	10
T6 *vs.* AcD	*** (<0,0001)	7,2	10
T6 *vs.* AcG	*** (<0,0001)	8,8	10
AcD *vs.* AcG	ns (0,3000)	1,1	10

En résumé

Les marqueurs Sternum (1,43 ± 0,45), AcG (1,47 ± 0,44) et AcD (1,57 ± 0,46) sont les plus fiables et aucune différence significative entre ces 3 marqueurs n'est observée.

Tableau 28. Comparaison des déformations de triplets

	P	T	ddl
St_T1_T6 vs. St_T3_T6	*** (<0,0001)	11,1	10
St_T1_T6 vs. St_AcD_AcG	*** (<0,0001)	9,8	10
St_T3_T6 vs. St_AcD_AcG	* (0,0463)	2,3	10

En résumé

Le triplet St_AcD_AcG est le plus rigide et il est significativement différent des 2 autres.

Comparaison des variations de distance entre marqueurs et des déformations des triplets pour le mouvement d'Inclinaison latérale

Tableau 29. Comparaison des variations de distance entre un marqueur et tous les autres

	P	T	Ddl
Sternum *vs.* T1	ns (0,502)	2,2	10
Sternum *vs.* T3	ns (0,8373)	0,2	10
Sternum *vs.* T6	** (0,0069)	3,4	10
Sternum *vs.* AcD	* (0,0193)	1,0	10
Sternum *vs.* AcG	*** (<0,0001)	6,1	10
T1 *vs.* T3	ns (0,0918)	1,9	10
T1 *vs.* T6	ns (0,13431)	1,6	10
T1 *vs.* AcD	ns (0,0991)	1,8	10
T1 *vs.* AcG	** (0,0024)	4,0	10
T3 *vs.* T6	** (0,0058)	3,5	10
T3 *vs.* AcD	** (0,0082)	3,3	10
T3 *vs.* AcG	*** (<0,0001)	6,7	10
T6 *vs.* AcD	ns (0,6002)	0,5	10
T6 *vs.* AcG	ns (0,1862)	1,4	10
AcD *vs.* AcG	ns (0,6467)	0,5	10

En résumé

Les marqueurs Sternum (0,87 ± 0,25), T3 (0,88 ± 0,20) et T1 (1,02 ± 0,23) sont les plus fiables et aucune différence significative entre ces 3 marqueurs n'est observée.

Tableau 30. Comparaison des déformations de triplets

	P	T	Ddl
St_T1_T6 *vs.* St_T3_T6	** (0,0049)	3,6	10
St_T1_T6 *vs.* St_AcD_AcG	ns (0,3074)	1,1	10
St_T3_T6 *vs.* St_AcD_AcG	* (0,0313)	2,5	10

En résumé

Le triplet St_T3_T6 est le plus rigide et il est significativement différent des 2 autres.

Comparaison des variations de distance entre marqueurs et des déformations des triplets pour le mouvement de Rotation Axiale

Tableau 31. Comparaison des variations de distance entre un marqueur et tous les autres

	P	T	Ddl
Sternum *vs.* T1	*** (<0,0001)	8,9	10
Sternum *vs.* T3	ns (0,9902)	0,0	10
Sternum *vs.* T6	* (0,0127)	3,0	10
Sternum *vs.* AcD	** (0,0091)	3,2	10
Sternum *vs.* AcG	*** (<0,0001)	9,5	10
T1 *vs.* T3	*** (<0,0001)	8,4	10
T1 *vs.* T6	*** (<0,0001)	6,5	10
T1 *vs.* AcD	ns (0,0959)	1,8	10
T1 *vs.* AcG	* (<0,0348)	2,4	10
T3 *vs.* T6	*** (0,0003)	5,4	10
T3 *vs.* AcD	*** (<0,0001)	6,9	10
T3 *vs.* AcG	*** (<0,0001)	8,4	10
T6 *vs.* AcD	* (<0,0194)	2,8	10
T6 *vs.* AcG	*** (<0,0001)	6,8	10
AcD *vs.* AcG	ns (0,2947)	1,1	10

En résumé

Les marqueurs Sternum (1,06 ± 0,62) et T3 (1,06 ± 0,16) sont les plus fiables et aucune différence significative n'est observée entre ces 2 marqueurs.

Tableau 32. Comparaison des déformations de triplets

	P	T	Ddl
St_T1_T6 *vs.* St_T3_T6	* (0,0124)	3,0	10
St_T1_T6 *vs.* St_AcD_AcG	ns (0,3603)	9,8	10
St_T3_T6 *vs.* St_AcD_AcG	*** (<0,0001)	6,1	10

En résumé

Le triplet St_T3_T6 est le plus rigide et il est significativement différent des 2 autres.

Comparaison des variations de distance entre marqueurs et des déformations des triplets pour le mouvement complexe-HD

Tableau 33. Comparaison des variations de distance entre un marqueur et tous les autres

	P	T	Ddl
Sternum *vs.* T1	*** (<0,0001)	9,0	10
Sternum *vs.* T3	* (0,0458)	2,3	10
Sternum *vs.* T6	*** (0,0003)	5,4	10
Sternum *vs.* AcD	* (0,0151)	2,9	10
Sternum *vs.* AcG	*** (<0,0001)	6,7	10
T1 *vs.* T3	*** (<0,0001)	10,8	10
T1 *vs.* T6	*** (0,0003)	5,4	10
T1 *vs.* AcD	** (0,0021)	4,1	10
T1 *vs.* AcG	** (0,0027)	4,0	10
T3 *vs.* T6	*** (0,0002)	5,6	10
T3 *vs.* AcD	* (0,0218)	2,7	10
T3 *vs.* AcG	** (0,0019)	4,2	10
T6 *vs.* AcD	Ns (0,7165)	0,4	10
T6 *vs.* AcG	Ns (0,7081)	1,5	10
AcD *vs.* AcG	Ns (0,6715)	0,4	10

En résumé

Le marqueur Sternum (1,11 ± 0,66) est le plus fiable et il est significativement différent des autres marqueurs. Vient ensuite le marqueur T3 (1,53 ± 0,37) qui est le deuxième marqueur le plus pertinent et il est significativement différent des autres.

Tableau 34. Comparaison des déformations de triplets

	P	T	Ddl
St_T1_T6 *vs.* St_T3_T6	*** (<0,0001)	7,2	10
St_T1_T6 *vs.* St_AcD_AcG	ns (0,0966)	1,8	10
St_T3_T6 *vs.* St_AcD_AcG	** (0,0061)	6,1	10

En résumé

Le triplet St_T3_T6 est le plus rigide et il est significativement différent des 2 autres.

Comparaison des variations de distance entre marqueurs et des déformations des triplets pour le mouvement complexe-HG

Tableau 35. Comparaison des variations de distance entre un marqueur et tous les autres

	P	T	Ddl
Sternum *vs.* T1	*** (<0,0001)	9,5	10
Sternum *vs.* T3	*** (0,0003)	5,4	10
Sternum *vs.* T6	*** (<0,0001)	7,1	10
Sternum *vs.* AcD	*** (<0,0001)	9,9	10
Sternum *vs.* AcG	*** (<0,0001)	7,8	10
T1 *vs.* T3	*** (<0,0001)	9,6	10
T1 *vs.* T6	*** (0,0004)	5,2	10
T1 *vs.* AcD	*** (0,0003)	5,5	10
T1 *vs.* AcG	*** (0,0009)	4,6	10
T3 *vs.* T6	** (0,0017)	4,2	10
T3 *vs.* AcD	*** (<0,0001)	6,1	10
T3 *vs.* AcG	*** (0,0002)	5,6	10
T6 *vs.* AcD	ns (0,0511)	2,2	10
T6 *vs.* AcG	* (0,0305)	2,5	10
AcD *vs.* AcG	ns (0,0855)	1,9	10

En résumé

Le marqueur Sternum (0,96 ± 0,25) est le plus fiable et il est significativement différent des autres marqueurs. Vient ensuite le marqueur T3 (1,43 ± 0,32) qui est le deuxième marqueur le plus pertinent et il est significativement différent des autres.

Tableau 36. Comparaison des déformations de triplets

	P	T	Ddl
St_T1_T6 *vs.* St_T3_T6	*** (<0,0001)	8,7	10
St_T1_T6 *vs.* St_AcD_AcG	ns (0,2325)	1,3	10
St_T3_T6 *vs.* St_AcD_AcG	** (0,0015)	4,3	10

En résumé

Le triplet St_T3_T6 est le plus rigide et il est significativement différent des 2 autres.

<u>CONCLUSION</u> (Concernant le repère thorax)

De manière générale, pour cette étude sur l'ensemble des mouvements cervicaux testés, le marqueur le plus fiable est le marqueur Sternum. S'il fallait ajouter un autre choix de marqueur ce serait T3, qui arrive juste derrière.

Concernant les triplets (combinaisons de trois marqueurs) c'est celui formé par St_T3_T6 qui subit le moins de déformations sur l'ensemble des mouvements.

Les résultats de cette étude confortent nos observations visuelles et valident notre choix de positionner un marqueur sur le sternum, un autre en regard de T3 et le troisième à proximité de T6 (dans l'alignement horizontal strict du marqueur sternum).

3. Méthode de définition des repères segmentaires (« Segment Coordinate System »)

Le problème consiste à quantifier les rotations de la tête par rapport au thorax dans les trois dimensions de l'espace, en assurant la cohérence du modèle avec les concepts anatomiques pour permettre l'interprétation ultérieure des résultats en clinique.

La première étape consiste à affecter un repère à chaque segment corporel, considéré indéformable : la tête et le thorax. Pour permettre l'interprétation des angles calculés, les axes de ces repères doivent représenter des directions anatomiques privilégiées de ces segments.

Pour la tête, le casque est muni de 5 marqueurs répartis de manière symétrique par rapport à son plan sagittal. La position du casque sur la tête est relativement contrainte par la forme du casque, et l'on aligne lors de la pose du casque le plan formé par les marqueurs avec l'axe du regard (Figure 66).

L'origine du repère Casque, Oc, est définie par le point milieu des marqueurs situés à l'arrière du casque : C3 et C5 (Figure 66).

L'axe Yc est l'axe joignant l'origine Oc et le marqueur C1 (centré à l'avant), il est donc situé dans le plan formé par les marqueurs et orienté vers l'avant. Il est ainsi parallèle à l'axe du regard.

L'axe Zc est construit comme la perpendiculaire au plan formé par les marqueurs C3 et C5, et l'axe Yc. Il est dirigé vers le haut.

L'axe Xc complète le trièdre direct. Il est dirigé vers la droite.

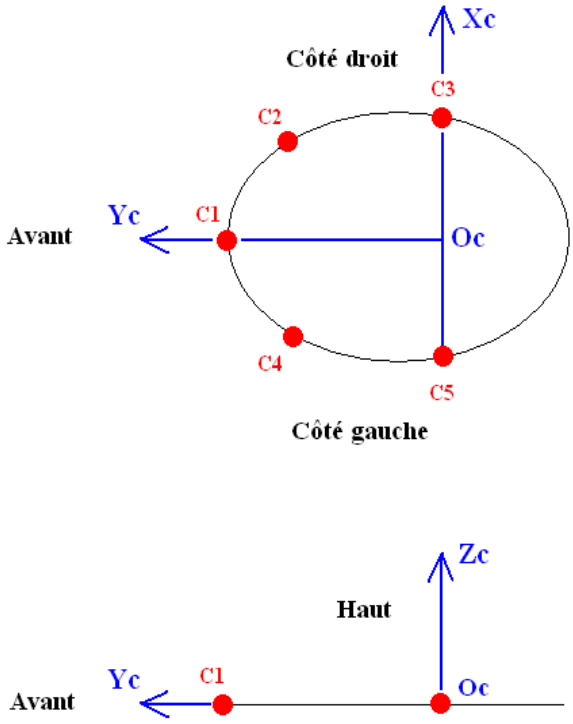


Figure 66. *Définition du repère lié au casque*

Pour le thorax (Figure 67), le marqueur Th6 est fixé sur le corps du sternum (dans la légère dépression osseuse offerte par le corps du sternum). Le marqueur Th8 est situé sur la colonne vertébrale, dans le plan horizontal contenant Th6 (ce marqueur est placé au moyen d'un compas thoracique, guidé par un niveau, le sujet étant installé assis et sanglé dans le fauteuil). Ainsi, l'axe construit sur ces deux marqueurs représente un axe horizontal lié au thorax. Le marqueur Th7 est positionné en regard de l'épineuse de la vertèbre T3.

Afin de corriger les légères déformations résiduelles du triplet de marqueurs formant le repère thorax, nous appliquons aux trajectoires des marqueurs Th6, Th7 et Th8 l'algorithme de solidification mis en place au laboratoire (Chèze et al., 1995).

L'origine du repère Thorax, (Figure 68), Oth, coïncide avec le marqueur Th6 fixé sur le sternum.

L'axe Yth est l'axe joignant le marqueur Th8 et l'origine, il est donc horizontal et orienté vers l'avant.

L'axe Xth est construit comme la perpendiculaire au plan formé par les marqueurs Th7 et Th8, et l'axe Yth. Il est dirigé vers la droite.

L'axe Zth complète le trièdre direct. Il est dirigé vers le haut.

Tous les vecteurs sont normés, afin de définir deux repères segmentaires orthonormés directs.

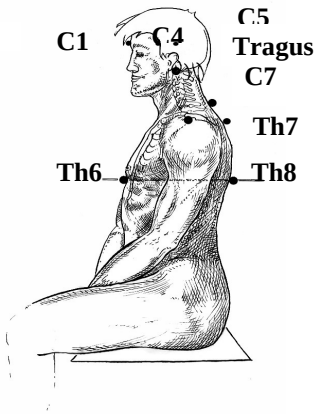


Figure 67. *Emplacements anatomique des marqueurs.*

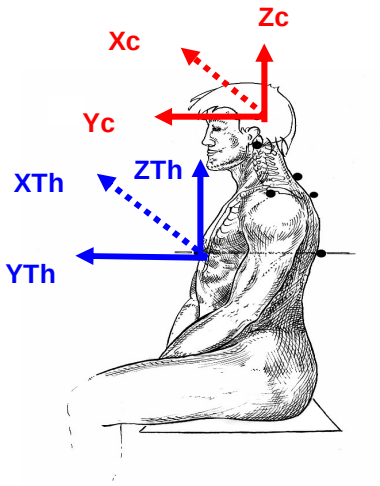


Figure 68. *Repères tête et thorax.*

La position et l'orientation de chaque repère segmentaire R_S par rapport au référentiel fixe lié au laboratoire R_0 sont décrites de façon synthétique par une matrice homogène ${}^{0}_{S}\mathbf{T}$. Les trois premières colonnes correspondent aux composantes des vecteurs unitaires, et la 4ème colonne contient les coordonnées de l'origine du repère R_S dans le repère fixe :

$$ {}^{0}_{S}\mathbf{T} = \begin{array}{c} \\ \vec{\mathbf{X}}_0 \\ \vec{\mathbf{Y}}_0 \\ \vec{\mathbf{Z}}_0 \\ \\ \end{array} \begin{array}{c} \begin{array}{cccc} \vec{\mathbf{X}}_S & \vec{\mathbf{Y}}_S & \vec{\mathbf{Z}}_S & \overrightarrow{\mathbf{OO}}_S \end{array} \\ \begin{bmatrix} & & & x_s \\ & \left[{}^{0}_{S}\mathbf{R}\right] & & y_s \\ & & & z_s \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \end{array} $$

Pour traduire l'orientation relative du segment Tête (ou Casque) par rapport à celle du segment Thorax, il faut calculer la matrice de rotation correspondante à chaque instant i, par la relation :

$$ {}^{Thi}_{Ci}\mathbf{R} = \left({}^{0}_{Thi}\mathbf{R}\right)^{-1} \cdot {}^{0}_{Ci}\mathbf{R} $$

Nous choisissons de définir une position neutre, correspondant à la posture adoptée naturellement par le sujet en début de chaque mouvement. Lors de l'installation du sujet sur le siège, un réglage de la hauteur du support des trajectoires lumineuses permet de positionner le point central de ces trajectoires parallèlement à l'axe du regard, le sujet ayant la tête bien droite. Au début de chaque mouvement, on demande au sujet de regarder le point central de la trajectoire lumineuse, matérialisée par un repère.

Dans cette position neutre de référence, les angles calculés doivent être nuls. Pour cela, il faut corriger la matrice d'orientation relative en faisant l'hypothèse que le repère lié au casque et le repère lié au thorax sont parallèles sur l'image initiale. Soit :

$$ {}^{Thi}_{Ci}\mathbf{R}_{cor} = {}^{Thi}_{Ci}\mathbf{R} \,.\, ({}^{Th1}_{C1}\mathbf{R})^{-1} = \left[\delta_{ij} \right] $$

4. Méthode de définition des axes de mouvement (« Joint Coordinate System »)

La décomposition de la rotation globale entre deux segments adjacents en une séquence de trois rotations élémentaires autour d'axes mobiles est la démarche la plus utilisée en biomécanique, et c'est celle qui est préconisée par la Société Internationale de Biomécanique (Wu et al., 2002 & 2005). Toutefois, la description du mouvement du rachis cervical, i.e. de la tête par rapport au thorax, n'est pas standardisée.

L'ordre choisi pour la séquence est X, Y, Z. La première rotation, α,, correspond à un mouvement de flexion-extension autour de l'axe Xth, lié au repère Thorax. La seconde rotation, β, s'effectue autour de l'axe flottant Y, défini à chaque instant comme la perpendiculaire commune aux deux autres axes de mouvement. Cette rotation est interprétée comme de l'inclinaison latérale. La troisième rotation, γ, s'effectue autour de l'axe Zc, lié au casque et correspond à un mouvement de rotation gauche /droite.

La forme analytique de la matrice de rotation correspondante s'obtient en multipliant les matrices de rotation élémentaires, qui s'écrivent respectivement :

$$\mathbf{R}_X = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\alpha & -\sin\alpha \\ 0 & \sin\alpha & \cos\alpha \end{bmatrix}, \quad \mathbf{R}_Y = \begin{bmatrix} \cos\beta & 0 & \sin\beta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin\beta & 0 & \cos\beta \end{bmatrix} \text{ et } \mathbf{R}_Z = \begin{bmatrix} \cos\gamma & -\sin\gamma & 0 \\ \sin\gamma & \cos\gamma & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Dans l'ordre suivant : $\mathbf{R}_{XYZ} = \mathbf{R}_Z \,.\, \mathbf{R}_Y \,.\, \mathbf{R}_X$, qui conduit à l'expression :

$$\mathbf{R}_{XYZ} = \begin{bmatrix} \cos\beta.\cos\gamma & -\cos\beta.\sin\gamma & \sin\beta \\ \sin\alpha.\sin\beta.\cos\gamma + \cos\alpha.\sin\gamma & -\sin\alpha.\sin\beta.\sin\gamma + \cos\alpha.\cos\gamma & -\sin\alpha.\cos\beta \\ -\cos\alpha.\sin\beta.\cos\gamma + \sin\alpha.\sin\gamma & \cos\alpha.\sin\beta.\sin\gamma + \sin\alpha.\cos\gamma & \cos\alpha.\cos\beta \end{bmatrix}$$

En identifiant l'expression analytique $\mathbf{R}_{XYZ}$ avec la matrice d'orientation relative de la Tête par rapport au Thorax à chaque instant ${}^{Thi}_{Ci}\mathbf{R}_{cor} = \left[\delta_{ij} \right]$, on obtient les valeurs des trois angles à partir des termes les plus simples :

L'angle de flexion/extension est donné par la relation : $\alpha = \text{atan2}(-\delta_{23}, \delta_{33})$.

L'angle d'inclinaison latérale est donné par la relation : $\beta = \text{asin}(\delta_{13})$.

L'angle de rotation interne/externe est donné par la relation : $\gamma = \text{atan2}(-\delta_{12}, \delta_{11})$.

Avec l'utilisation de cette séquence, les phénomènes de « gimbal-lock » correspondant à une indétermination des amplitudes angulaires se produisent dans les cas où l'angle β est voisin de 90°. En pratique, lors des mouvements effectués, l'amplitude d'inclinaison latérale reste bien en deçà de cette valeur, il n'y a donc pas de risque de division par zéro dans le calcul de α et γ.

Définition des mouvements d'épaules

Afin de quantifier les mouvements compensatoires des épaules (i.e. les déplacements de l'axe des épaules par rapport au repère thorax), nous avons également calculé :

- l'angle d'inclinaison latérale des épaules comme l'angle formé entre l'axe bi-acromial et l'axe Xth en projection dans le plan frontal du thorax (Xth, Zth) ;

- l'angle de rotation des épaules comme l'angle formé entre l'axe bi-acromial et l'axe Xth en projection dans le plan horizontal du thorax (Xth, Yth).

Définition de l'angle « Tragus »

Cet angle est compris entre la droite joignant les marqueurs tragus-C7 et la verticale abaissée en C7, projetté dans le plan sagittal du thorax (Yth Zth).

Le traitement des données s'est fait à l'aide du logiciel Matlab 7.

5. Méthode statistique employée pour les comparaisons des populations

La normalité des échantillons a été contrôlée grâce au test de Kolmogorov-Smirnov. L'homogénéité des variances entre deux groupes a été vérifiée à l'aide du test F de Snedecor[17].

Quelles que soient les variables (mouvements principaux, couplés et compensatoires puis mouvements complexes), les différences potentielles entre les 4 groupes étudiés ont été évaluées par une analyse de variance (ANOVA) à un facteur (groupe). Lorsque les résultats de l'ANOVA ont été significatifs, un test post-hoc, le *t* de Student, pour les comparaisons deux à deux, a été appliqué. Pour faciliter la lisibilité des résultats, toutes les comparaisons possibles ont été présentées les unes après les autres :

- groupe Asymptomatique *versus* groupe Arthrodèse,
- groupe Asymptomatique *vs.* groupe Prothèse,
- groupe Asymptomatique *vs.* groupe Whiplash,
- groupe Arthrodèse *vs.* groupe Prothèse.

Les comparaisons des moyennes ont été réalisées soit en condition non appariée soit en condition appariée.

[17] F de Snedecor : équivalent du *t* dans les analyses de variance.

Concernant la comparaison de moyennes provenant d'échantillons indépendants (non appariés), la conclusion apportée au test a été fondée sur la loi du *t* de Student en fonction du nombre de degrés de liberté qui s'appliquait. Le détail des formules utilisées est fourni en annexe **(Annexe 3)**.

TROISIEME PARTIE

Résultats - Discussion

Chapitre 1

Résultats.

1. Caractéristiques des populations

1.1. Comparaison inter-groupes

L'âge moyen des sujets des différents groupes est présenté dans le tableau 37. L'ANOVA a montré un effet significatif de la moyenne d'âge sur tous les groupes ($p<0,001$).

Tableau 37. Age des différents groupes

Valeur moyenne ± déviation standard. *** : $P<0,001$.

	Asymptomatique	Arthrodèse	Prothèse	Whiplash	P
Age (ans)	34,3 ± 10,8	54,3 ± 11,7	37,8 ± 5,0	45,8 ± 13,1	***

En tenant compte des sous-groupes composant le groupe Asymptomatique, qui ont été classés en fonction de la tranche d'âge, l'ANOVA n'a montré aucune différence significative de la moyenne d'âge (tableau 38) entre les groupes suivants:

- le groupe Asymptomatique 30-40 ans et le groupe Prothèse,
- le groupe Asymptomatique 40-55 ans et le groupe Arthrodèse,
- le groupe Asymptomatique 40-55 ans et le groupe Whiplash.

Tableau 38. Age des différents groupes

Valeur moyenne ± déviation standard. Ns : non significatif; *** : P<0,001.

	AGE	**Arthrodèse 54,3 ± 11,7**	**Prothèse 37,8 ± 5,0**	**Whiplash 45,8 ± 13,1**
SOUS-GROUPES	**Asympto [20-30]** 25,1 ± 2,6	*** <0,0001 (*10,80* ; 30)	*** <0,0001 (*8,87* ; 26)	*** <0,0001 (*6,94* ; 22)
	Asympto [30-40] 34,8 ± 3,2	*** <0,0001 (*5,09* ; 20)	Ns 0,14 (*1,53* ; 16)	* <0,02 (*2,60* ; 12)
	Asympto [40-55] 49,2 ± 4,4	Ns <0,17 (*1,41* ; 22)	*** <0,0001 (5,39 ; 18)	Ns <0,43 (*0,82* ; 14)

1.2. Comparaison intra groupes

L'âge des hommes et des femmes de chacun des groupes est décrit dans le tableau ci-dessous :

Tableau 39. Age des sujets femmes et hommes dans chacun des groupes

Valeur moyenne ± déviation standard. Ns : non significatif

	GROUPES	**Femmes (Âge)**	**Hommes (Âge)**	**P**	**Total [min ; max]**	**Valeur de P (*t* ; ddl)**
GROUPES	**Total (66)**	40,7 ± 2,3	37,0 ± 2,2	Ns	39,0 ± 12,9 [20,0 ; 69,0]	0,25 (*1,16* ; 64)
	Asymptomatique (42)	34,6 ± 2,5	34,0 ± 2,2	Ns	34,3 ± 10,8 [20,0 ; 55,0]	0,86 (*0,18* ; 40)
	Arthrodèse (12)	58,8 ± 4,3	49,7 ± 4,8	Ns	54,3 ± 11,7 [28,0 ; 69,0]	0,19 (*1,42* ; 10)
	Prothèse (8)	38,3 ± 2,3	36,0 ± 2,0	Ns	37,8 ± 5,0 [31,0 ; 46,0]	0,61 (*0,54* ; 6)
	Whiplash (4)	52,0 ± 2,9	27,0	--	45,8 ± 13,1 [27,0 ; 57,0]	-- (-- ; 2)

EN RÉSUMÉ

Les groupes sont statistiquement différents par rapport à leur moyenne d'âge. En conséquence, il faudra prendre en compte les résultats des sous-groupes composant la population saine quand nous voudrons comparer les sujets pathologiques aux sujetsasymptomatiques. En effet, cette prise en compte permettra d'éliminer le facteur « âge » pour certaines comparaisons.

2. Effet du genre

Objectif de l'étude : Observer la différence des valeurs angulaires sur l'ensemble des mouvements principaux entre les femmes et les hommes.

En préambule, les résultats de l'ANOVA à deux facteurs « genre* groupe » n'ont apporté aucune différence significative au cours de tous les mouvements réalisés par les sujets.

2 .1. Flexion

L'ANOVA ne montre aucun effet significatif du genre (p=0,28). De plus, quel que soit le groupe, la comparaison de moyennes en condition non appariée montre également un effet non significatif du genre. Les valeurs angulaires du mouvement de flexion, chez chacun des groupes, sont présentées dans le tableau 40 :

Tableau 40. Effet du genre dans chacun des groupes au cours du mouvement principal de flexion. Valeur moyenne ± déviation standard. Ns: non significatif

	FLEXION	**Femmes**	**Hommes**	**P**	**Total [min ; max]**	**Valeur de P (*t* ; ddl)**
GROUPES	**Total (°)**	50,0 ± 14,1	53,6 ± 12,3	Ns	51,6 ± 13,3 [8,1 ; 73,2]	0,28 (*1,09* ; 64)
	Asymptomatique (°)	57,3 ± 6,4	56,5 ± 7,7	Ns	56,9 ± 7,0 [40,4 ; 70,3]	0,73 (*0,34* ; 40)
	Arthrodèse (°)	33,8 ± 12,9	48,1 ± 18,6	Ns	40,9 ± 17,0 [8,1 ; 69,5]	0,15 (*1,55* ; 10)
	Prothèse (°)	52,0 ± 12,4	55,0 ± 9,3	Ns	52,7 ± 10,8 [36,3 ; 73,2]	0,76 (*0,32* ; 6)
	Whiplash (°)	27,1 ± 11,6	20,9	--	25,6 ± 10,0 [20,0 ; 69,0]	-- (-- ; 2)

2 .2. Extension

L'ANOVA ne montre aucun effet significatif du genre (p=0,77). Quel que soit le groupe, la comparaison de moyennes en condition non appariée montre également un

effet non significatif du genre. Les valeurs angulaires du mouvement de l'extension chez chacun des groupes sont présentées dans le tableau 41:

Tableau 41. Effet du genre dans chacun des groupes au cours du mouvement principal d'extension. Valeur moyenne ± déviation standard. Ns: non significatif

	EXTENSION	**Femmes**	**Hommes**	**P**	**Total [min ; max]**	**Valeur de P (*t* ; ddl)**
GROUPES	**Total (°)**	54,1 ± 19,7	52,7 ± 18,8	Ns	53,5 ± 19,2 [8,3 ; 90,9]	0,77 (*0,29* ; 64)
	Asymptomatique (°)	65,9 ± 12,9	61,6 ± 12,7	Ns	63,7 ± 12,8 [34,8 ; 90,9]	0,28(*1,10* ; 40)
	Arthrodèse (°)	41,0 ± 15,4	32,2 ± 14,2	Ns	36,6 ± 14,9 [8,3 ; 60,5]	0,33 (*1,02* ; 10)
	Prothèse (°)	42,1 ± 14,9	39,1 ± 14,4	Ns	41,3 ± 13,8 [20,8 ; 57,7]	0,81 (*0,25* ; 6)
	Whiplash (°)	21,8 ± 5,2	16,6	--	20,5 ± 5,0 [16,6 ; 27,8]	-- (-- ; 2)

2.3. Flexion-Extension

L'ANOVA ne montre aucun effet significatif du genre (p=0,76). Quel que soit le groupe, la comparaison de moyennes en condition non appariée montre également un effet non significatif du genre. Les valeurs angulaires du mouvement total de flexion-extension chez chacun des groupes sont présentées dans le tableau 42 :

Tableau 42. Effet du genre dans chacun des groupes au cours du mouvement principal total de flexion-extension. Valeur moyenne ± déviation standard. Ns: non significatif

	FLEXION-EXTENSION	**Femmes**	**Hommes**	**P**	**Total [min ; max]**	**Valeur de P (*t* ; ddl)**
GROUPES	**Total (°)**	104,1 ± 30,9	106,3 ± 27,3	Ns	105,1 ± 29,1 [23,3 ; 147,0]	0,76 (*0,30* ; 64)
	Asymptomatique (°)	123,2 ± 15,2	118,1 ± 15,2	Ns	120,7 ± 15,2 [90,5 ; 147,0]	0,2 8(*1,08* ; 40)
	Arthrodèse (°)	74,8 ± 24,5	80,3 ± 30,4	Ns	77,5 ± 26,4 [23,3 ; 107,3]	0,73 (*0,35* ; 10)
	Prothèse (°)	94,0 ± 23,3	94,1 ± 19,8	Ns	94,1 ± 21,1 [57,0 ; 118,6]	0,99 (*0,01* ; 6)
	Whiplash (°)	48,9 ± 16,5	37,5	--	46,1 ± 14,6 [36,9 ; 67,7]	-- (-- ; 2)

2.4. Inclinaison latérale

L'ANOVA ne montre aucun effet significatif du genre (p=0,42). Quel que soit le groupe, la comparaison de moyennes en condition non appariée montre également un effet non significatif du genre. Les valeurs angulaires du mouvement d'inclinaison latérale chez chacun des groupes sont présentées dans le tableau 43 :

Tableau 43. Effet du genre dans chacun des groupes au cours du mouvement principal d'inclinaison latérale. Valeur moyenne ± déviation standard. Ns: non significatif

INCLINAISON	Femmes	Hommes	P	Total [min ; max]	Valeur de P (*t* ; ddl)
Total (°)	57,0 ± 23,9	61,7 ± 23,5	Ns	59,1 ± 23,6 [8,5 ; 116,2]	0,42 (*0,81* ; 64)
Asymptomatique (°)	67,4 ± 21,0	68,7 ± 21,9	Ns	68,0 ± 21,2 [16,1 ; 116,2]	0,84 (*0,20* ; 40)
Arthrodèse (°)	42,3 ± 14,2	38,1 ± 19,0	Ns	40,2 ± 16,2 [16,4 ; 62,4]	0,67 (*0,43* ; 10)
Prothèse (°)	55,8 ± 16,5	66,9 ± 0,6	Ns	58,6 ± 14,4 [27,4 ; 73,0]	0,40 (*0,90* ; 6)
Whiplash (°)	15,8 ± 6,4	47,2	--	23,7 ± 16,6 [8,5 ; 47,2]	-- (-- ; 2)

2.5. Rotation axiale

L'ANOVA ne montre aucun effet significatif du genre (p=0,88). Quel que soit le groupe, la comparaison de moyennes en condition non appariée montre également un effet non significatif du genre. Les valeurs angulaires du mouvement de rotation axiale chez chacun des groupes sont présentées dans le tableau 44 :

Tableau 44. Effet du genre dans chacun des groupes au cours du mouvement principal de rotation axiale. Valeur moyenne ± déviation standard. Ns: non significatif

	ROTATION	Femmes	Hommes	P	Totale [min ; max]	Valeur de P (*t* ; ddl)
GROUPES	**Total (°)**	135,7 ± 39,8	133,9 ± 35,7	Ns	134,9 ± 37,7 [33,1 ; 183,1]	0,85 (*0,15* ; 64)
	Asymptomatique (°)	158,2 ± 14,1	151,1 ± 17,0	Ns	154,7 ± 15,9 [112,1 ; 183,1]	0,15 (*2,14* ; 40)
	Arthrodèse (°)	94,8 ± 26,1	89,6 ± 33,2	Ns	92,2 ± 28,6 [49,2 ; 134,9]	0,77 (*0,30* ; 10)
	Prothèse (°)	141,1 ± 25,5	126,9 ± 25,7	Ns	137,5 ± 24,6 [108,7 ; 179,5]	0,52 (*0,68* ; 6)
	Whiplash (°)	48,6 ± 25,3	50,6	--	49,1 ± 20,7 [33,1 ; 77,8]	-- (-- ; 2)

En résumé

Quel que soit le mouvement principal analysé, il n'existe aucun effet significatif du genre. En conséquence, nous pouvons regrouper les hommes et les femmes dans chacun des groupes afin d'avoir des effectifs plus importants et ainsi optimiser l'analyse statistique.

3. Effet de l'âge dans la population asymptomatique

Objectif de l'étude : Observer l'influence de l'âge sur les valeurs angulaires de l'ensemble des mouvements principaux et des mouvements couplés associés.

Afin d'étudier l'effet de l'âge dans la population asymptomatiquee, nous nous contenterons de comparer les groupes d'âges extrêmes : 20-30 ans *vs*. 40-55 ans.

3.1. Flexion-Extension et mouvements couplés

Les valeurs angulaires du mouvement principal de flexion-extension ainsi que des mouvements couplés d'inclinaison latérale et de rotation axiale des sujets asymptomatiques de 20-30 ans et de 40-55 ans sont rapportées dans le tableau 45 :

Tableau 45. Effet de l'âge chez les sujets asymptomatiques au cours du mouvement principal de flexion-extension et des mouvements couplés. Valeur moyenne ± déviation standard. Ns: non significatif

FLEXION-EXTENSION	**20-30 ans [min ; max]**	**40-55 ans [min ; max]**	**P**	**Valeur de P (*t* ; ddl)**
Flexion (°)	56,7 ± 8,2 [40,4 ; 60,7]	55,6 ± 5,4 [45,5 ; 68,5]	Ns	0,70 (*0,40* ; 30)
Extension (°)	65,1 ± 12,7 [34,8 ; 90,9]	59,4 ± 12,1 [46,6 ; 79,4]	Ns	0,23 (*1,22* ; 30)
Flexion-Extension (°)	121,7 ± 15,4 [90,5 ; 146,9]	115,1 ± 14,4 [98,2 ; 138,2]	Ns	0,23 (*1,22* ; 30)
Inclinaison$_{FLE-EXT}$ (°)	6,8 ± 3,0 [4,2 ; 16,9]	5,6 ± 1,7 [3,6 ; 9,4]	Ns	0,26 (*1,14* ; 30)
Rotation$_{FLE-EXT}$ (°)	6,3 ± 2,2 [3,4 ; 11,9]	5,9 ± 1,8 [3,1 ; 8,9]	Ns	0,54 (*0,61* ; 30)

3.2. Inclinaison latérale et mouvements couplés

Les valeurs angulaires du mouvement principal d'inclinaison latérale ainsi que des mouvements couplés de flexion-extension et de rotation axiale des sujets asymptomatiques de 20-30 ans et de 40-55 ans sont rapportées dans le tableau 46 :

Tableau 46. Effet de l'âge chez les sujets asymptomatiques au cours du mouvement principal d'inclinaison latérale et des mouvements couplés. Valeur moyenne ± déviation standard. Ns: significatif; *: P<0,05; ***: P<0,001

INCLINAISON	**20-30 ans [min ; max]**	**40-55 ans [min ; max]**	**P**	**Valeur de P (*t* ; ddl)**
Inclinaison (°)	77,9 ± 19,4 [32,5 ; 116,2]	52,7 ± 13,5 [25,4 ; 70,7]	***	0,0004 (*3,96* ; 30)
Flexion-Extension$_{INC}$ (°)	14,3 ± 8,3 [4,5 ; 35,0]	8,1 ± 5,1 [3,6 ; 20,5]	*	0,0283 (*2,31* ; 30)
Rotation$_{INC}$ (°)	47,3 ± 15,1 [23,7 ; 81,0]	55,1 ± 34,2 [19,2 ; 117,3]	Ns	0,37 (*0,90* ; 30)

3.3. Rotation axiale et mouvements couplés

Les valeurs angulaires du mouvement principal de rotation axiale ainsi que des mouvements couplés de flexion-extension et d'inclinaison latérale des sujets asymptomatiques de 20-30 ans et de 40-55 ans sont rapportées dans le tableau 47 :

Tableau 47. Effet de l'âge chez les sujets asymptomatiques au cours du mouvement principal de rotation axiale et des mouvements couplés. Valeur moyenne ± déviation standard. Ns: non significatif.

ROTATION	**20-30 ans [min ; max]**	**40-55 ans [min ; max]**	**P**	**Valeur de P (*t* ; ddl)**
Rotation (°)	152,8 ± 16,7 [117,0 ; 183,1]	153,8 ± 18,9 [112,1 ; 179,4]	Ns	0,87 (*0,16* ; 30)
Flexion-Extension$_{ROT}$ (°)	14,5 ± 6,0 [2,7 ; 27,9]	12,8 ± 5,4 [6,4 ; 23,7]	Ns	0,41 (0,*83* ; 30)
Inclinaison $_{ROT}$ (°)	23,1 ± 8,8 [7,0 ; 39,7]	19,7 ± 7,3 [8,1 ; 30,2]	Ns	0,26 (*1,14* ; 30)

En résumé

Chez le sujet asymptomatique, nous observons uniquement un effet de l'âge lors du mouvement d'inclinaison latérale et de son mouvement couplé de flexion-extension. Concernant les autres mouvements principaux de rotation axiale et de flexion-extension ainsi que leurs mouvements couplés, nos résultats montrent qu'ils ne sont pas influencés par l'âge.

4. Symétrie des mouvements dans la population asymptomatique

Objectif de l'étude : Observer la symétrie de mouvement dans l'inclinaison latérale et la rotation ainsi que dans les mouvements couplés respectivement associés.

4.1. Inclinaison latérale et mouvement couplé de rotation axiale

Le tableau 48 présente les valeurs angulaires ainsi que les comparaisons des mouvements principaux d'inclinaisons latérales droite et gauche puis de leurs mouvements couplés de rotations axiales droite et gauche respectivement :

Tableau 48. Effet de la symétrie chez les sujets asymptomatiques au cours des mouvements principaux d'inclinaisons latérales droite et gauche et des mouvements couplés de rotations axiales. Valeur moyenne ± déviation standard. Ns: non significatif

INCLINAISON	Droite [min ; max]	Gauche [min ; max]	P	Valeur de P (*t* ; ddl)
Inclinaison (°)	33,0 ± 10,9 [8,8 ; 60,6]	35,0 ± 11,3 [7,2 ; 55,6]	Ns	0,06 (*1,89* ; 41)
$Rotation_{INC}$ (°)	23,8 ± 11,7 [4,1 ; 55,1]	23,6 ± 11,8 [6,9 ; 62,9]	Ns	0,87 (*0,17* ; 41)

4.2. Rotation axiale et mouvement couplé d'inclinaison latérale

Le tableau 49 présente les valeurs angulaires ainsi que les comparaisons des mouvements principaux de rotations axiales droite et gauche puis de leurs mouvements couplés d'inclinaisons latérales droite et gauche respectivement :

Tableau 49. Effet de la symétrie chez les sujets asymptomatiques au cours des mouvements principaux de rotations axiales droite et gauche et des mouvements

couplés d'inclinaisons latérales. Valeur moyenne ± déviation standard. Ns: non significatif

ROTATION	Droite [min ; max]	Gauche [min ; max]	P	Valeur de P (*t* ; ddl)
Rotation (°)	78,27 ± 9,52 [53,30 ; 96,51]	76,41 ± 7,72 [56,32 ; 92,84]	Ns	0,87 (*0,16* ; 30)
Inclinaison$_{ROT}$ (°)	10,7 ± 4,5 [3,1 ; 19,7]	10,7 ± 4,6 [3,0 ; 20,0]	Ns	0,93 (*0,08* ; 41)

4.3. Mouvements complexes

Le tableau 50 présente les valeurs angulaires ainsi que les comparaisons des mouvements complexes droite (HD) et gauche (HG) qui sont composés pour chacun d'eux de trois composantes fondamentales : la flexion-extension, l'inclinaison et la rotation :

Tableau 50. Effet de la symétrie chez les sujets asymptomatiques au cours des mouvements complexes droite et gauche. Valeur moyenne ± déviation standard. Ns: non significatif; *: P<0,05.

MOUVEMENT COMPLEXE	HD [min ; max]	HG [min ; max]	P	Valeur de P (*t* ; ddl)
Flexion-Extension (°)	56,8 ± 16,3 [32,0 ; 105,8]	62,5 ± 14,5 [23,1 ; 105,8]	*	0,0439 (*2,08* ; 41)
Inclinaison (°)	36,3 ± 9,5 [16,6 ; 59,3]	35,7 ± 7,7 [17,4 ; 50,2]	Ns	0,69 (*0,40* ; 41)
Rotation (°)	119,4 ± 22,3 [35,1 ; 154,4]	115,3 ± 20,7 [68,9 ; 152,3]	Ns	0,24 (1,*20* ; 41)

En résumé

De manière générale, les différents mouvements réalisés sont symétriques à gauche et à droite chez le sujet asymptomatique. Seule une dissymétrie est observée dans la composante de flexion-extension réalisée lors des mouvements complexes.

5. Effet du groupe

Objectif de l'étude *:* Observer la différence des valeurs angulaires entre les différents groupes pour tous les mouvements principaux, les mouvements couplés et les mouvements compensatoires associés (mouvements des épaules).

Quels que soient les mouvements, les différences potentielles entre les 4 groupes étudiés (Asymptomatiques, Arthrodèse, Prothèse et Whiplash) ont été évaluées par une ANOVA à un facteur « groupe ». Les principaux résultats ont mis en évidence un effet du groupe (p<0,001) sur tous les mouvements principaux réalisés (tableau 51) :

Tableau 51. Effet du groupe au cours des mouvements principaux
Valeur moyenne ± déviation standard. ***: P<0,001.

Variables	Groupe	Valeurs	Effet groupe	Valeur de P (*F* ; ddl)
Flexion (°)	Asymp	56,9 ± 7,0	***	<0,0001 (*17,3* ; 3)
	Arth	40,9 ±		
	Proth	17,0		
	Whip	52,7 ±		
Extension (°)	Asymp	63,7 ±	***	<0,0001 (*26,1* ; 3)
	Arth	12,8		
	Proth	36,6 ±		
	Whip	14,9		
Flexion-Extension (°)	Asymp	120,7 ±	***	<0,0001 (*33,7* ; 3)
	Arth	15,2		
	Proth	77,5 ±		
	Whip	26,4		
Inclinaison (°)	Asymp	68,0 ±	***	<0,0001 (*11,0* ; 3)
	Arth	21,2		
	Proth	40,2 ±		
	Whip	16,2		
Rotation (°)	Asymp	154,7 ±	***	<0,0001 (*56,5* ; 3)
	Arth	15,9		
	Proth	92,2 ±		
	Whip	28,6		

Afin de simplifier la lecture des résultats post-hoc, nous avons présenté séparément les comparaisons deux à deux :

- groupe Asymptomatique *vs.* groupe Arthrodèse,
- groupe Asymptomatique *vs.* groupe Prothèse,
- groupe Asymptomatique *vs.* groupe Whiplash,
- groupe Arthrodèse *vs.* groupe Prothèse.

Compte tenu de la faiblesse de l'échantillon « whiplash » nous n'avons pas procédé à la comparaison des whiplash versus les autres groupes « pathologiques ».

5.1. Asymptomatiques vs. Arthrodèse

5.1.1. Groupe entier des sujets asymptomatiques vs arthrodèse

Les tests post-hoc, le *t* de Student, ont montré des différences significatives (p<0,001) au cours des mouvements principaux entre les 2 groupes étudiés (tableau 52) :

Tableau 52. Effet du groupe au cours des mouvements principaux
Valeur moyenne ± déviation standard. ***: P<0,001.

MOUVEMENTS	Asymptomatique [min ; max]	Arthrodèse [min ; max]	P	Valeur de P (*t* ; ddl)
Flexion (°)	56,9 ± 7,0 [40,4 ; 70,3]	40,9 ± 17,0 [8,1 ; 69,5]	***	<0,0001 (*4,88* ; 52)
Extension (°)	63,7 ± 12,8 [34,8 ; 90,9]	36,6 ± 14,9 [8,3 ; 60,5]	***	<0,0001 (*6,25* ; 52)
Flexion-extension (°)	120,7 ± 15,2 [90,5 ; 147,0]	77,5 ± 26,4 [23,3 ; 107,3]	***	<0,0001 (*7,25* ; 52)
Inclinaison (°)	68,0 ± 21,2 [16,1 ; 116,2]	40,2 ± 16,2 [16,4 ; 62,4]	***	<0,0001 (*4,20* ; 52)
Rotation (°)	154,7 ± 15,9 [112,1 ; 183,1]	92,2 ± 28,6 [49,2 ; 134,9]	***	<0,0001 (9,90 ; 52)

Il a été montré précédemment (cf. 1.1. Tableau 37) qu'il y avait une différence significative (p<0,0001 ; 5,56; 52) entre les sujets asymptomatiques (34,3 ± 10,8) et les

sujets Arthrodèse (54,3 ± 11,7) **en terme d'âge**. Par contre, il a également été montré (cf. 1.1. Tableau 38) qu'il **n'y avait aucune différence significative** (p=0,17 ; *1,41* ; 22) **entre le groupe Arthrodèse (54,3 ± 11,7) et le groupe Asymptomatique 40-55 ans (49,2 ± 4,4)**. En conséquence, une comparaison de ces 2 derniers groupes a été réalisée afin d'affiner l'analyse et de limiter la variable « âge ».

5.1.2. Groupe 40-55 ans des sujets asymptomatiques vs arthrodèse

Flexion-extension

Les principaux résultats ont mis en évidence un effet significatif du groupe lors du mouvement principal total de flexion-extension (p<0,001). Les valeurs angulaires de flexion et d'extension étaient significativement plus élevées chez les sujets Asymptomatiques en comparaison aux sujets Arthrodèse. Par contre, les mouvements couplés et compensatoires étaient identiques quel que soit le groupe d'appartenance des sujets (tableau 53) :

Tableau 53. Comparaison entre asymptomatiques (40-55 ans) et arthrodèse au cours du mouvement principal de flexion-extension et de ses mouvements couplés et compensatoires. Valeur moyenne ± déviation standard. Ns: non significatif; **: P<0,01; ***: P<0,001

FLEXION-EXTENSION	**Asymptomatique 40-55 ans [min ; max]**	**Arthrodèse [min ; max]**	**P**	**Valeur de P (*t* ; ddl)**
Flexion (°)	55,6 ± 5,4 [48,5 ; 65,5]	40,9 ± 17,0 [8,1 ; 69,5]	**	0,0092 (*2,86* ; 22)
Extension (°)	59,4 ± 12,1 [46,6 ; 79,4]	36,6 ± 14,9 [8,3 ; 60,5]	***	0,0004 (*4,13* ; 22)
Flexion-Extension (°)	115,1 ± 14,4 [98,2 ; 138,2]	77,5 ± 26,4 [23,3 ; 107,3]	***	0,0003 (*4,32* ; 22)
Inclinaison $_{FLE-EXT}$ (°)	5,6 ± 1,7 [3,6 ; 9,4]	6,5 ± 6,6 [1,7 ; 25,4]	Ns	0,66 (*0,44* ; 22)
Rotation $_{FLE-EXT}$ (°)	5,9 ± 1,8 [3,1 ; 8,9]	6,4 ± 4,0 [2,9 ; 16,4]	Ns	0,66 (*0,45* ; 22)
INCepa $_{FLE-EXT}$ (°)	1,8 ± 0,8 [0,8 ; 3,2]	1,8 ± 1,2 [0,7 ; 5,4]	Ns	0,95 (*0,06* ; 22)
ROTepa $_{FLE-EXT}$ (°)	1,0 ± 0,3 [0,7 ; 1,7]	2,5 ± 3,3 [0,5 ; 12,0]	Ns	0,15 (*1,51* ; 22)

Inclinaison latérale

Un effet significatif du groupe a été observé lors du mouvement principal d'inclinaison latérale ($p<0,05$) avec une valeur toujours supérieure dans le groupe asymptomatique (tableau 54). Par contre, les mouvements couplés et compensatoires n'étaient pas influencés par le groupe hormis pour le mouvement couplé de rotation ($p<0,05$):

Tableau 54. Comparaison entre asymptomatiques (40-55 ans) et arthrodèse au cours du mouvement principal d'inclinaison latérale et de ses mouvements couplés et compensatoires. Valeur moyenne ± déviation standard. Ns: non significatif; *: P<0,05

INCLINAISON	Asymptomatique 40-55 ans [min ; max]	Arthrodèse [min ; max]	P	Valeur de P (*t* ; ddl)
Inclinaison (°)	52,7 ± 5,4 [25,4 ; 70,7]	40,2 ± 16,2 [16,4 ; 62,4]	*	0,0409 (*3,08* ; 22)
Flexion-Extension $_{INC}$ (°)	8,1 ± 5,1 [3,6 ; 20,5]	7,9 ± 3,9 [3,5 ; 14,5]	Ns	0,92 (*0,10* ; 22)
Rotation $_{INC}$ (°)	55,1 ± 34,2 [19,2 ; 117,3]	29,2 ± 9,4 [12,5 ; 45,8]	*	0,0176 (*2,54* ; 22)
INCepa $_{INC}$ (°)	4,7 ± 2,5 [1,6 ; 9,2]	5,5 ± 2,8 [1,1 ; 10,1]	Ns	0,50 (*0,68* ; 22)
ROTepa $_{INC}$ (°)	2,4 ± 1,1 [0,7 ; 4,2]	3,2 ± 1,6 [1,1 ; 5,1]	Ns	0,15 (*1,49* ; 22)

Rotation axiale

Un effet significatif du groupe a été observé lors du mouvement principal de rotation axiale ($p<0,001$) et lors de ses mouvements couplés ($p<0,05$). Les valeurs angulaires de ces mouvements étaient significativement plus importantes chez les sujets asymptomatiques comparativement aux sujets Arthrodèse. Les mouvements compensatoires étaient identiques (tableau 55):

Tableau 55. Comparaison entre asymptomatiques (40-55 ans) et arthrodèse au cours du mouvement principal de rotation axiale et de ses mouvements couplés et compensatoires. Valeur moyenne ± déviation standard. Ns: non significatif; *: P<0,05; ***: P<0,001

ROTATION	**Asymptomatique 40-55 ans [min ; max]**	**Arthrodèse [min ; max]**	**P**	**Valeur de P (*t* ; ddl)**
Rotation (°)	153,8 ± 18,9 [112,1 ; 179,4]	92,2 ± 28,6 [49,2 ; 134,9]	***	<0,0001 (*6,23* ; 22)
Flexion-Extension $_{ROT}$ (°)	12,8 ± 5,4 [6,4 ; 23,7]	9,2 ± 2,4 [4,9 ; 13,5]	*	0,0451 (*2,12* ; 22)
Inclinaison $_{ROT}$ (°)	19,7 ± 7,3 [8,1 ; 30,2]	18,2 ± 7,0 [5,6 ; 27,4]	Ns	0,6107 (*2,47* ; 22)
INCepa $_{ROT}$ (°)	10,6 ± 3,8 [4,8 ; 16,8]	7,0 ± 6,2 [0,8 ; 16,3]	Ns	0,10 (*1,73* ; 22)
ROTepa $_{ROT}$ (°)	5,9 ± 2,0 [3,0 ; 8,3]	5,4 ± 4,3 [0,9 ; 12,3]	Ns	0,76 (*0,31* ; 22)

En résumé

Les résultats ont mis en évidence un effet significatif (p<0,001) du groupe lors du mouvement principal total de flexion-extension. Les valeurs angulaires des mouvements principaux étaient significativement plus élevées chez les sujets Sains en comparaison aux sujets Arthrodèse (p<0,001). Le mouvement couplé de rotation était significativement (p<0,05) moins élevé pour les arthrodèses. Par contre, les mouvements compensatoires étaient identiques quel que soit le groupe.

5.2. Asymptomatiques vs. Prothèse

5.2.1. Groupe entier des sujets asymptomatiques vs prothèse

Flexion-extension

Les principaux résultats ont mis en évidence un effet significatif (p<0,001) du groupe lors du mouvement principal total de flexion-extension (tableau 56) :

Tableau 56. Comparaison entre Asymptomatiques (groupe entier) et prothèse au cours du mouvement principal de flexion-extension et de ses mouvements couplés et compensatoires. Valeur moyenne ± déviation standard. Ns: non significatif; *: P<0,05; *** : P<0,001

FLEXION-EXTENSION	**Asymptomatique [min ; max]**	**Prothèse [min ; max]**	**P**	**Valeur de P (*t* ; ddl)**
Flexion (°)	56,9 ± 7,0 [40,4 ; 70,3]	52,7 ± 10,8 [36,3 ; 73,2]	Ns	0,17 (*1,41* ; 48)
Extension (°)	63,7 ± 12,8 [34,8 ; 90,9]	41,3 ± 13,8 [20,8 ; 57,7]	***	<0,0001 (*4,48* ; 48)
Flexion-Extension (°)	120,7 ± 15,2 [90,5 ; 147,0]	94,1 ± 21,1 [57,0 ; 118,6]	***	<0,0001 (*4,25* ; 48)
Inclinaison $_{FLE-EXT}$ (°)	6,6 ± 2,7 [3,6 ; 16,9]	4,3 ± 2,0 [2,0 ; 7,6]	*	0,0200 (*2,31* ; 48)
Rotation $_{FLE-EXT}$ (°)	6,6 ± 2,5 [3,1 ; 13,0]	6,4 ± 3,0 [3,6 ; 11,7]	Ns	0,84 (*0,20* ; 48)
INCepa $_{FLE-EXT}$ (°)	2,3 ± 3,2 [0,6 ; 21,7]	1,5 ± 1,2 [0,4 ; 3,6]	Ns	0,49 (*0,70* ; 48)
ROTepa $_{FLE-EXT}$ (°)	2,3 ± 3,2 [0,4 ; 5,5]	0,9 ± 0,4 [0,3 ; 1,5]	Ns	0,11 (*1,64* ; 48)

Inclinaison latérale

Un effet significatif du groupe a été observé lors du mouvement principal d'inclinaison latérale (p<0,05) avec une valeur toujours supérieure dans le groupe asymptomatique comparé au groupe prothèse (tableau 57). Par contre, les mouvements couplés et compensatoires n'étaient pas influencés par le groupe:

Tableau 57. Comparaison entre asymptomatiques (groupe entier) et prothèse au cours du mouvement principal d'inclinaison latérale et de ses mouvements couplés et compensatoires. Valeur moyenne ± déviation standard. Ns: non significatif; *: P<0,05

INCLINAISON	Asymptomatique [min ; max]	Prothèse [min ; max]	P	Valeur de P (*t* ; ddl)
Inclinaison (°)	68,0 ± 21,2 [16,1 ; 116,2]	58,6 ± 14,8 [27,4 ; 73,0]	*	0,0410 (*2,87* ; 48)
Flexion-extension $_{INC}$ (°)	12,4 ± 7,5 [3,6 ; 35,0]	11,4 ± 5,2 [5,9 ; 18,3]	Ns	0,72 (*0,35* ; 48)
Rotation $_{INC}$ (°)	47,4 ± 22,5 [19,2 ; 117,3]	45,9 ± 17,7 [12,9 ; 67,3]	Ns	0,78 (*0,28* ; 48)
INCepa $_{INC}$ (°)	4,4 ± 2,3 [0,6 ; 10,2]	4,0 ± 1,8 [1,6 ; 7,0]	Ns	0,66 (*0,44* ; 48)
ROTepa $_{INC}$ (°)	2,3 ± 1,5 [0,4 ; 8,3]	1,8 ± 1,4 [0,7 ; 4,8]	Ns	0,37 (*0,90* ; 48)

Rotation axiale

Un effet significatif du groupe a été observé lors du mouvement principal de rotation axiale (p<0,05). Les valeurs angulaires de ce mouvement étaient significativement plus importantes chez les sujets asymptomatiques comparativement aux sujets prothèse (tableau 58):

Tableau 58. Comparaison entre asymptomatiques (groupe entier) et prothèse au cours du mouvement principal de rotation axiale et de ses mouvements couplés et compensatoires. Valeur moyenne ± déviation standard. Ns: non significatif; *: P<0,05

ROTATION	Asymptomatique [min ; max]	Prothèse [min ; max]	P	Valeur de P (*t* ; ddl)
Rotation (°)	154,7 ± 15,9 [112,1 ; 183,1]	137,5 ± 24,6 [108,7 ; 179,5]	*	0,0138 (2,56 ; 48)
Flexion-Extension $_{ROT}$ (°)	13,9 ± 5,2 [2,7 ; 27,9]	14,3 ± 5,3 [7,2 ; 23,7]	Ns	0,82 (*0,23* ; 48)
Inclinaison $_{ROT}$ (°)	21,4 ± 8,2 [6,5 ; 39,7]	25,9 ± 6,0 [16,8 ; 31,9]	Ns	0,15 (*1,48* ; 48)
INCepa $_{ROT}$ (°)	7,9 ± 3,9 [1,3 ; 17,3]	9,1 ± 6,4 [1,2 ; 16,8]	Ns	0,51 (*0,66* ; 48)
ROTepa $_{ROT}$ (°)	4,8 ± 2,5 [1,2 ; 13,3]	5,6 ± 3,3 [1,8 ; 9,8]	Ns	0,47 (*0,73* ; 48)

En résumé

Les amplitudes articulaires au niveau cervical sont significativement plus importantes chez le sujet sain comparativement au sujet prothèse lors des mouvements de flexion-extension, d'inclinaison latérale et de rotation axiale. Les mouvements couplés et compensatoires sont identiques entre ces deux populations.

5.3. Asymptomatiques vs. Whiplash

5.3.1. Groupe entier des sujets asymptomatiques vs whiplash

Les tests post-hoc, le *t* de Student, ont montré des différences significatives (p<0,001) au cours des mouvements principaux entre les 2 groupes étudiés (tableau 59) :

Tableau 59. Effet du groupe au cours des mouvements principaux
Valeur moyenne ± déviation standard. ***: P<0,001.

MOUVEMENTS	**Asymptomatique [min ; max]**	**Whiplash [min ; max]**	**P**	**Valeur de P (*t* ; ddl)**
Flexion (°)	56,9 ± 7,0 [40,4 ; 70,3]	25,6 ± 10,0 [17,4 ; 40,0]	***	<0,0001 (*8,25* ; 44)
Extension (°)	63,7 ± 12,8 [34,8 ; 90,9]	20,5 ± 5,0 [16,6 ; 27,8]	***	<0,0001 (*6,64* ; 44)
Flexion-Extension (°)	120,7 ± 15,2 [90,5 ; 147,0]	46,1 ± 14,6 [36,9 ; 67,7]	***	<0,0001 (*9,39* ; 44)
Inclinaison (°)	68,0 ± 21,2 [16,1 ; 116,2]	23,7 ± 16,6 [8,5 ; 45,2]	***	<0,0002 (*4, 50* ; 44)
Rotation (°)	151,9 ± 23,4 [66,1 ; 183,1]	49,1 ± 20,7 [33,1 ; 77,8]	***	<0,0001 (8,47 ; 44)

Il a été montré précédemment (cf. 1 .1.Tableau 37) qu'il y avait une différence significative (p<0,05 ; *1,99* ; 44) entre les sujets asymptomatiques (34,3 ± 10,8) et les sujets whiplash (45,8 ± 13,1) en terme d'âge. Par contre, il a également été montré (cf. 2 .1.1.Tableau 38) qu'il n'y avait aucune différence significative (p=0,43 ; *0,82* ; 14) entre le groupe whiplash (45,8 ± 13,1) et le groupe asymptomatiques 40-55 ans (49,2 ± 4,4). En conséquence, une comparaison de ces 2 derniers groupes a été réalisée afin d'affiner l'analyse et afin de limiter la variable « âge ».

5.3.2. Groupe 40-55 ans des sujets Asymptomatiques vs Whiplash

Flexion-extension

Les principaux résultats ont mis en évidence un effet significatif du groupe lors du mouvement principal total de flexion-extension (p<0,001). Les valeurs angulaires de flexion et d'extension étaient significativement plus élevées chez les sujets asymptomatiques en comparaison aux sujets whiplash. Par contre, les mouvements couplés et compensatoires étaient identiques quel que soit le groupe d'appartenance des sujets (tableau 60) :

Tableau 60. Comparaison entre asymptomatiques (40-55 ans) et whiplash au cours du mouvement principal de flexion-extension et de ses mouvements couplés et compensatoires. Valeur moyenne ± déviation standard. Ns: non significatif; **: P<0,01; ***: P<0,001

FLEXION-EXTENSION	**Asymptomatique 40-55 ans [min ; max]**	**Whiplash [min ; max]**	**P**	**Valeur de P (*t* ; ddl)**
Flexion (°)	55,6 ± 5,4 [48,5 ; 65,5]	25,6 ± 10,0 [17,4 ; 40,0]	***	<0,0001 (*7,86* ; 14)
Extension (°)	59,4 ± 12,1 [46,6 ; 79,4]	20,5 ± 5,0 [16,6 ; 27,8]	***	<0,0001 (*6,13* ; 14)
Flexion-Extension (°)	115,1 ± 14,4 [98,2 ; 138,2]	46,1 ± 14,6 [36,9 ; 67,7]	***	<0,0001 (*8,28* ; 14)
Inclinaison $_{FLE-EXT}$ (°)	5,6 ± 1,7 [3,6 ; 9,4]	5,6 ± 3,5 [3,0 ; 10,6]	Ns	0,97 (*0,04* ; 14)
Rotation $_{FLE-EXT}$ (°)	5,9 ± 1,8 [3,1 ; 8,9]	2,9 ± 1,4 [1,9 ; 5,0]	**	0,0095 (*3,00* ; 14)
INCepa $_{FLE-EXT}$ (°)	1,8 ± 0,8 [0,8 ; 3,2]	1,0 ± 0,5 [0,5 ; 1,6]	Ns	0,80 (*1,88* ; 14)
ROTepa $_{FLE-EXT}$ (°)	1,0 ± 0,3 [0,7 ; 1,7]	0,9 ± 0,5 [0,4 ; 1,4]	Ns	0,45 (*0,78* ; 14)

Inclinaison latérale

Un effet significatif du groupe a été observé lors du mouvement principal d'inclinaison latérale (p<0,01) et des mouvements compensatoires associés (p<0,05), avec des valeurs toujours supérieures dans le groupe asymptomatique. Par contre, les mouvements couplés n'étaient pas influencés par le groupe (tableau 61):

Tableau 61. Comparaison entre asymptomatiques (40-55 ans) et whiplash au cours du mouvement principal d'inclinaison latérale et de ses mouvements couplés et compensatoires. Valeur moyenne ± déviation standard. Ns: non significatif; *: P<0,05 ; **: P<0,01

INCLINAISON	**Asymptomatique 40-55 ans [min ; max]**	**Whiplash [min ; max]**	**P**	**Valeur de P (*t* ; ddl)**
Inclinaison (°)	52,7 ± 5,4 [25,4 ; 70,7]	23,7 ± 16,6 [8,5 ; 45,2]	**	0,0032 (*3,54* ; 14)
Flexion-Extension $_{INC}$ (°)	8,1 ± 5,1 [3,6 ; 20,5]	5,1 ± 1,4 [4,0 ; 7,0]	Ns	0,27 (*1,15* ; 14)
Rotation $_{INC}$ (°)	55,1 ± 34,2 [19,2 ; 117,3]	26,6 ± 3,8 [21,0 ; 29,0]	Ns	0,12 (*1,63* ; 14)
INCepa $_{INC}$ (°)	4,7 ± 2,5 [1,6 ; 9,2]	2,0 ± 0,8 [0,9 ; 2,6]	*	0,0401 (*2,18* ; 14)
ROTepa $_{INC}$ (°)	2,4 ± 1,1 [0,7 ; 4,2]	0,8 ± 0,2 [0,6 ; 1,0]	*	0,0168 (*2,71* ; 14)

Rotation axiale

Un effet significatif du groupe a été observé lors du mouvement principal de rotation axiale (p<0,001) et lors de ses mouvements compensatoires (p<0,001). Les valeurs angulaires de ces mouvements étaient significativement plus importantes chez les sujets asymptomatiques comparativement aux sujets whiplash. Par contre, les mouvements couplés n'étaient pas influencés par le groupe (tableau 62) :

Tableau 62. Comparaison entre asymptomatiques (40-55 ans) et whiplash au cours du mouvement principal de rotation axiale et de ses mouvements couplés et compensatoires. Valeur moyenne ± déviation standard. Ns: non significatif; ***: P<0,001 ; ** : P<0,01

ROTATION	**Asymptomatique 40-55 ans [min ; max]**	**Whiplash [min ; max]**	**P**	**Valeur de P (*t* ; ddl)**
Rotation (°)	153,8 ± 18,9 [112,1 ; 179,4]	49,1 ± 20,7 [33,1 ; 77,8]	***	<0,0001 (*9,39* ; 14)
Flexion-Extension $_{ROT}$ (°)	12,8 ± 5,4 [6,4 ; 23,7]	14,1 ± 10,9 [2,5 ; 26,0]	Ns	0,75 (*0,32* ; 14)
Inclinaison $_{ROT}$ (°)	19,7 ± 7,3 [8,1 ; 30,2]	13,8 ± 7,7 [4,0 ; 20,3]	Ns	0,18 (*1,40* ; 14)
INCepa$_{ROT}$ (°)	10,6 ± 3,8 [4,8 ; 16,8]	2,2 ± 1,0 [1,2 ; 3,5]	***	0,0008 (*4,25* ; 14)
ROTepa$_{ROT}$ (°)	5,9 ± 2,0 [3,0 ; 8,3]	1,7 ± 0,7 [0,9 ; 2,4]	**	0,0014 (*3,96* ; 14)

EN RÉSUMÉ

Les amplitudes articulaires au niveau cervical sont significativement plus importantes chez le sujet asymptomatiques comparativement au sujet whiplash lors des mouvements de flexion-extension, d'inclinaison latérale et de rotation axiale. On note également une différence significative sur les mouvements compensatoires au détriment des whiplash (ces sujets semblent plus rigides).

5.4. Arthrodèse vs. Prothèse

Bien qu'il ait été montré (cf. 1.I Tableau 37) une différence significative (p=0,0015; *3,74* ; 18) entre l'âge des sujets arthrodèse (54,3 ± 11,7) et des sujets prothèse (37,8 ± 5,0), nous avons comparé les valeurs angulaires des différents mouvements de ces deux groupes.

Flexion-extension

Le principal résultat a mis en évidence des valeurs significativement plus élevées chez les sujets prothèse en comparaison aux sujets arthrodèse (p<0,05) lors du mouvement principal de flexion-extension. Les amplitudes articulaires des mouvements couplés et compensatoires ne différaient pas entre les deux groupes (tableau 63) :

Tableau 63. Comparaison entre arthrodèse et prothèse au cours du mouvement principal de flexion-extension et de ses mouvements couplés et compensatoires. Valeur moyenne ± déviation standard. Ns: non significatif; *: P<0,05; ** P<0,01.

FLEXION-EXTENSION	**Arthrodèse [min ; max]**	**Prothèse [min ; max]**	**P**	**Valeur de P (*t* ; ddl)**
Flexion (°)	40,9 ± 17,0 [8,1 ; 69,5]	52,7 ± 10,8 [36,3 ; 73,2]	**	0,0015 (*3,74* ; 18)
Extension (°)	36,6 ± 14,9 [8,3 ; 60,5]	41,3 ± 13,8 [20,8 ; 57,7]	Ns	0,48 (*0,72* ; 18)
Flexion-Extension (°)	77,5 ± 26,4 [23,3 ; 107,3]	94,1 ± 21,1 [57,0 ; 118,6]	*	0,0162 (*2,48* ; 18)
Inclinaison $_{FLE-EXT}$ (°)	6,5 ± 6,6 [1,7 ; 25,4]	4,3 ± 2,0 [2,0 ; 7,6]	Ns	0,36 (*0,94* ; 18)
Rotation $_{FLE-EXT}$ (°)	6,4 ± 4,0 [2,9 ; 16,4]	6,4 ± 3,0 [3,6 ; 11,7]	Ns	0,97 (*0,04* ; 18)
INCepa $_{FLE-EXT}$ (°)	1,8 ± 1,2 [0,7 ; 5,4]	1,5 ± 1,2 [0,4 ; 3,6]	Ns	0,55 (*0,61* ; 18)
ROTepa $_{FLE-EXT}$ (°)	2,5 ± 3,3 [0,5 ; 12,0]	0,9 ± 0,4 [0,3 ; 1,5]	Ns	0,21 (*1,30* ; 16)

Inclinaison latérale

Un effet significatif du groupe a été observé lors du mouvement principal d'inclinaison latérale ($p<0,05$) avec une valeur toujours supérieure dans le groupe prothèse comparé au groupe arthrodèse (tableau 64). Par contre, les mouvements couplés et compensatoires n'étaient pas influencés par le groupe:

Tableau 64. Comparaison entre arthrodèse et prothèse au cours du mouvement principal d'inclinaison latérale et de ses mouvements couplés et compensatoires. Valeur moyenne ± déviation standard. Ns: non significatif; *: $P<0,05$

INCLINAISON	**Arthrodèse [min ; max]**	**Prothèse [min ; max]**	**P**	**Valeur de P (*t* ; ddl)**
Inclinaison (°)	40,2 ± 16,2 [16,4 ; 62,4]	58,6 ± 14,8 [27,4 ; 73,0]	*	0,0193 (*2,57* ; 18)
Flexion-Extension $_{INC}$ (°)	7,9 ± 3,9 [3,5 ; 14,5]	11,4 ± 5,2 [5,9 ; 18,3]	Ns	0,11 (*1,70* ; 18)
Rotation $_{INC}$ (°)	29,2 ± 9,4 [12,5 ; 45,8]	45,9 ± 17,7 [12,9 ; 67,3]	*	0,0176 (*2,61* ; 18)
INCepa $_{INC}$ (°)	5,5 ± 2,8 [1,1 ; 10,1]	4,0 ± 1,8 [1,6 ; 7,0]	Ns	0,22 (*1,28* ; 18)
ROTepa $_{INC}$ (°)	3,2 ± 1,6 [1,1 ; 5,1]	1,8 ± 1,4 [0,7 ; 4,8]	Ns	0,54 (*2,06* ; 18)

Rotation axiale

Un effet significatif du groupe a été observé lors du mouvement principal de rotation axiale ($p<0,05$) et de ses mouvements couplés ($p<0,05$). Les valeurs angulaires de ces mouvements étaient significativement plus importantes chez les sujets prothèse comparativement aux sujets arthrodèse (tableau 65):

Tableau 65. Comparaison arthrodèse et prothèse au cours du mouvement principal de rotation axiale et de ses mouvements couplés et compensatoires.
Valeur moyenne ± déviation standard. Ns: non significatif; *: P<0,05 ; ** : P<0,01

ROTATION	**Arthrodèse [min ; max]**	**Prothèse [min ; max]**	**P**	**Valeur de P (*t* ; ddl)**
Rotation (°)	92,2 ± 28,6 [49,2 ; 134,9]	137,5 ± 24,6 [108,7 ; 179,5]	**	0,0018 (*3,66* ; 18)
Flexion-Extension $_{ROT}$ (°)	9,2 ± 2,4 [4,9 ; 13,5]	14,3 ± 5,3 [7,2 ; 23,7]	**	0,0085 (*2,96* ; 18)
Inclinaison $_{ROT}$ (°)	18,2 ± 7,0 [5,6 ; 27,4]	25,9 ± 6,0 [16,8 ; 31,9]	*	0,02 (*2,55* ; 18)
INCepa $_{ROT}$ (°)	7,0 ± 6,2 [0,8 ; 16,3]	9,1 ± 6,4 [1,2 ; 16,8]	Ns	0,48 (*0,73* ; 18)
ROTepa $_{ROT}$ (°)	5,4 ± 4,3 [0,9 ; 12,3]	5,6 ± 3,3 [1,8 ; 9,8]	Ns	0,93 (*0,09* ; 18)

EN RÉSUMÉ

De façon générale, le sujet Prothèse a une meilleure mobilité et amplitude articulaire au niveau cervical comparativement au sujet arthrodèse lors des mouvements de flexion-extension, d'inclinaison latérale et de rotation axiale.

6. Symétrie des mouvements dans la population « pathologique »

6.1. Arthrodèse

Inclinaison latérale et mouvement couplé de rotation axiale

Le tableau 66 présente les valeurs angulaires ainsi que les comparaisons des mouvements principaux d'inclinaisons latérales droite et gauche puis de leurs mouvements couplés de rotations axiales droite et gauche respectivement :

Tableau 66. Effet de la symétrie chez les sujets arthrodèse au cours des mouvements principaux d'inclinaisons latérales droite et gauche et des mouvements couplés de rotations axiales. Valeur moyenne ± déviation standard. Ns: non significatif; **: P<0,01.

INCLINAISON	**Droite [min ; max]**	**Gauche [min ; max]**	**P**	**Valeur de P (*t* ; ddl)**
Inclinaison (°)	17,1 ± 8,3 [4,6 ; 27,5]	23,1 ± 9,1 [8,6 ; 36,9]	**	0,0100 (*3,10* ; 11)
Rotation $_{INC}$ (°)	16,7 ± 7,5 [0,9 ; 27,4]	12,5 ± 6,0 [0,4 ; 20,6]	Ns	0,16 (*1,50* ; 11)

Rotation axiale et mouvement couplé d'inclinaison latérale

Le tableau 67 présente les valeurs angulaires ainsi que les comparaisons des mouvements principaux de rotations axiales droite et gauche puis de leurs mouvements couplés d'inclinaisons latérales droite et gauche respectivement :

Tableau 67. Effet de la symétrie chez les sujets arthrodèse au cours des mouvements principaux de rotations axiales droite et gauche et des mouvements couplés d'inclinaisons latérales. Valeur moyenne ± déviation standard. Ns: non significatif

ROTATION	Droite [min ; max]	Gauche [min ; max]	P	Valeur de P (*t* ; ddl)
Rotation (°)	47,6 ± 15,0 [26,5 ; 69,6]	44,6 ± 14,9 [22,7 ; 70,5]	Ns	0,26 (*1,17* ; 11)
Inclinaison$_{ROT}$ (°)	7,7 ± 2,8 [4,4 ; 12,1]	10,5 ± 5,7 [0,6 ; 21,1]	Ns	0,12 (*1,70* ; 11)

Mouvements complexes

Le tableau 68 présente les valeurs angulaires ainsi que les comparaisons des mouvements complexes droite (HD) et gauche (HG) qui sont composés pour chacun d'eux de trois composantes fondamentales : la flexion-extension, l'inclinaison et la rotation :

Tableau 68. Effet de la symétrie chez les sujets arthrodèse au cours des mouvements complexes droite et gauche. Valeur moyenne ± déviation standard. Ns: non significatif; *: P<0,05.

MOUVEMENT COMPLEXE	HD [min ; max]	HG [min ; max]	P	Valeur de P (*t* ; ddl)
Flexion-Extension (°)	41,2 ± 12,5 [18,2 ; 58,1]	41,8 ± 18,6 [15,5 ; 70,0]	Ns	0,83 (*0,22* ; 11)
Inclinaison (°)	28,6 ± 12,6 [14,5 ; 48,4]	25,8 ± 10,2 [10,1 ; 44,5]	*	0,042 (*2,83* ; 11)
Rotation (°)	63,0 ± 21,8 [25,9 ; 103,6]	57,3 ± 26,3 [20,8 ; 107,3]	*	0,0245 (*2,22* ; 11)

EN RÉSUMÉ

Le sujet arthrodèse réalise des mouvements dissymétriques en inclinaison latérale et au cours au cours des mouvements complexes (inclinaison et rotation).

6.2. Prothèse

Inclinaison latérale et mouvement couplé de rotation axiale

Le tableau 69 présente les valeurs angulaires ainsi que les comparaisons des mouvements principaux d'inclinaisons latérales droite et gauche puis de leurs mouvements couplés de rotations axiales droite et gauche respectivement :

Tableau 69. Effet de la symétrie chez les sujets prothèse au cours des mouvements principaux d'inclinaisons latérales droite et gauche et des mouvements couplés de rotations axiales. Valeur moyenne ± déviation standard. Ns: non significatif.

INCLINAISON	**Droite [min ; max]**	**Gauche [min ; max]**	**P**	**Valeur de P (*t* ; ddl)**
Inclinaison (°)	29,5 ± 7,7 [15,0 ; 38,6]	29,1 ± 8,1 [12,4 ; 37,2]	Ns	0,81 (*0,24* ; 7)
Rotation $_{INC}$ (°)	23,5 ± 8,6 [8,1 ; 36,3]	21,5 ± 10,3 [4,8 ; 38,5]	Ns	0,44 (*0,82* ; 7)

Rotation axiale et mouvement couplé d'inclinaison latérale

Le tableau 70 présente les valeurs angulaires ainsi que les comparaisons des mouvements principaux de rotations axiales droite et gauche puis de leurs mouvements couplés d'inclinaisons latérales droite et gauche respectivement :

Tableau 70. Effet de la symétrie chez les sujets prothèse au cours des mouvements principaux de rotations axiales droite et gauche et des mouvements couplés d'inclinaisons latérales. Valeur moyenne ± déviation standard. Ns: non significatif.

ROTATION	**Droite [min ; max]**	**Gauche [min ; max]**	**P**	**Valeur de P (*t* ; ddl)**
Rotation (°)	68,3 ± 11,8 [53,2 ; 80,6]	69,2 ± 15,2 [53,8 ; 101,0]	Ns	0,83 (*0,22* ; 7)
Inclinaison $_{ROT}$ (°)	12,7 ± 4,9 [4,3 ; 19,2]	13,2 ± 2,6 [7,5 ; 15,3]	Ns	0,81 (*0,25* ; 7)

Mouvement complexe

Le tableau 71 présente les valeurs angulaires ainsi que les comparaisons des mouvements complexes droite (HD) et gauche (HG) qui sont composés pour chacun d'eux de trois composantes fondamentales : la flexion-extension, l'inclinaison et la rotation :

Tableau 71. Effet de la symétrie chez les sujets prothèse au cours des mouvements complexes droite et gauche. Valeur moyenne ± déviation standard. Ns: non significatif; **: P<0,01.

MOUVEMENT COMPLEXE	**HD [min ; max]**	**HG [min ; max]**	**P**	**Valeur de P (*t* ; ddl)**
Flexion-Extension (°)	55,1 ± 9,0 [44,1 ; 68,6]	50,2 ± 9,6 [35,6 ; 62,8]	**	0,0079 (*3,67* ; 7)
Inclinaison (°)	30,7 ± 12,1 [11,4 ; 53,2]	33,4 ± 7,9 [22,9 ; 44,9]	Ns	0,70 (*0,40* ; 7)
Rotation (°)	106,8 ± 27,1 [72,1 ; 154,4]	97,6 ± 17,6 [69,7 ; 124,9]	Ns	0,45 (0,80 ; 7)

EN RÉSUMÉ

Le sujet prothèse présente des mouvements principaux symétriques. En revanche, il présente une dissymétrie en flexion-extension dans le mouvement complexe (droite vs. gauche).

6.3. Whiplash

Inclinaison latérale et mouvement couplé de rotation axiale

Le tableau 72 présente les valeurs angulaires ainsi que les comparaisons des mouvements principaux d'inclinaisons latérales droite et gauche puis de leurs mouvements couplés de rotations axiales droite et gauche respectivement :

Tableau 72. Effet de la symétrie chez les sujets whiplash au cours des mouvements principaux d'inclinaisons latérales droite et gauche et des mouvements couplés de rotations axiales. Valeur moyenne ± déviation standard. Ns: non significatif.

INCLINAISON	**Droite [min ; max]**	**Gauche [min ; max]**	**P**	**Valeur de P (*t* ; ddl)**
Inclinaison (°)	12,5 ± 6,7 [7,4 ; 22,2]	11,2 ± 10,3 [1,1 ; 25,1]	Ns	0,63 (*0,53* ; 3)
Rotation $_{INC}$ (°)	10,7 ± 7,0 [1,6 ; 16,5]	15,8 ± 7,7 [11,6 ; 27,3]	Ns	0,52 (*0,72* ; 3)

Rotation axiale et mouvement couplé d'inclinaison latérale

Le tableau 73 présente les valeurs angulaires ainsi que les comparaisons des mouvements principaux de rotations axiales droite et gauche puis de leurs mouvements couplés d'inclinaisons latérales droite et gauche respectivement :

Tableau 73. Effet de la symétrie chez les sujets whiplash au cours des mouvements principaux de rotations axiales droite et gauche et des mouvements couplés d'inclinaisons latérales. Valeur moyenne ± déviation standard. Ns: non significatif.

ROTATION	**Droite [min ; max]**	**Gauche [min ; max]**	**P**	**Valeur de P (*t* ; ddl)**
Rotation (°)	23,4 ± 16,2 [8,9 ; 44,3]	25,7 ± 5,7 [20,7 ; 33,5]	Ns	0,75 (*0,35* ; 3)
Inclinaison $_{ROT}$ (°)	11,0 ± 7,3 [2,4 ; 19,3]	2,8 ± 1,9 [1,0 ; 5,3]	Ns	0,11 (*2,23* ; 3)

Mouvement complexe

Le tableau 74 présente les valeurs angulaires ainsi que les comparaisons des mouvements complexes droite (HD) et gauche (HG) qui sont composés pour chacun d'eux de trois composantes fondamentales : la flexion-extension, l'inclinaison et la rotation :

Tableau 74. Effet de la symétrie chez les sujets prothèses au cours des mouvements complexes droite et gauche. Valeur moyenne ± déviation standard. Ns: non significatif.

MOUVEMENT COMPLEXE	**HD [min ; max]**	**HG [min ; max]**	**P**	**Valeur de P (*t* ; ddl)**
Flexion-extension (°)	26,3 ± 10,0 [15,0 ; 36,1]	34,0 ± 12,9 [20,6 ; 46,7]	Ns	0,44 (*0,89* ; 3)
Inclinaison (°)	13,4 ± 5,0 [7,5 ; 18,6]	20,1 ± 6,1 [14,3 ; 28,2]	Ns	0,16 (*1,83* ; 3)
Rotation (°)	34,9 ± 17,0 [20,4 ; 58,0]	38,0 ± 5,7 [33,1 ; 45,9]	Ns	0,63 (0,54 ; 3)

En résumé

Le sujet whiplash réalise de façon symétrique (droite vs. gauche) les mouvements d'inclinaison latérale, de rotation axiale et les mouvements couplés associés ; ainsi que les mouvements complexes.

7. Variation de l'angle Tragus

Objectif de l'étude : Observer la différence des valeurs moyennes de l'angle tragus entre chaque mouvement (Flexion-Extension, Inclinaison, Rotation, Complexe-HD et Complexe -HG) et entre les différentes populations (Tableau 75).

Tableau 75. Variation de l'angle tragus sur l'ensemble des populations. Valeur moyenne ± déviation standard. Ns: non significatif.

POPULATION	**Asymptomatique**	**Arthrodèse**	**Prothèse**	**Whiplash**
Flexion-extension	44,7 ± 6,1	48,2 ± 6,8	43,9 ± 4,5	49,3 ± 4,9
Inclinaison	43,7 ± 5,5	48,8 ± 7,3	42,6 ± 9,0	46,0 ± 6,6
Rotation	44,5 ± 5,1	47,7 ± 8,6	43,8 ± 4,8	51,8 ± 9,6
C-HD	45,1 ± 7,0	46,8 ± 7,3	45,1 ± 7,1	52,5 ± 8,9
C-HG	44,9 ± 7,1	47,7 ± 7,1	43,7 ± 4,6	48,7 ± 5,7
P **Valeur p (F ; ddl)**	ns 0,86 (*0,33* ; 4)	ns 0,97 (*0,12* ; 4)	ns 0,94 (*0,18* ; 4)	Ns 0,74 (*0,50* ; 4)

En résumé

Il n'y a pas de différence significative de la valeur de l'angle tragus entre les positions de départ des différents mouvements et ce, pour toutes les populations. Autrement dit, l'ensemble des populations se repositionne correctement par rapport à la position de départ y compris les groupes Arthrodèse et Prothèse.

Chapitre 2

Discussion

A propos du repère thorax

L'International Society of Biomechanics a détaillé les recommandations pour reporter la cinématique 3D intervertébrale (Wu et al., 2002), mais elle n'a pas précisé comment généraliser cette proposition pour décrire la cinématique du mouvement du rachis cervical entre la tête et le thorax.

Aussi avons-nous, à partir de ces éléments, fait le choix de nos axes de mouvement et proposé les points de référence anatomiques qui servent à construire le repère lié à chacun des segments corporels.

S'agissant du repère thorax, nous avons montré l'intérêt et validé le choix fait par une étude statistique significative. Cependant, notre étude porte sur un petit échantillon de population, ce qui constitue une limite à la robustesse de la démonstration. D'autres études portant sur des échantillons de population plus larges devraient donc permettre à l'avenir de fournir des données complémentaires et conforter ainsi nos résultats.

A propos des valeurs angulaires des mouvements principaux des sujets asymptomatiques

Concernant les valeurs angulaires des mouvements principaux des sujets Asymptomatiques et en dépit de la variabilité des résultats observés, nous avons comparé nos résultats à ceux retenus dans la littérature. Afin de réaliser ces comparaisons sur les mouvements principaux et les mouvements couplés, nous avons sélectionné les études qui proposent des résultats sur des tranches d'âge identiques à celles de nos populations ou sur des groupes à moyenne d'âge très voisine de nos populations. Les variations des valeurs observées sont rapportées dans des tableaux synthétiques, par plan de mouvement, afin de permettre un référencement aisé pour le lecteur. Les questions qui se posent à la vue des variations observées sont de savoir quels sont les facteurs qui peuvent expliquer ces différences. S'agit-il de différences

intra-dispositifs, inter-dispositifs ou mixtes ? Comment se situent nos résultats par rapport à la littérature ? Afin de répondre à ces questions, nous proposons une approche comparative par plan de mouvement. Ainsi, un premier tableau synthétique présente les comparaisons intra et inter-dispositifs. Un deuxième tableau affiche la comparaison de nos résultats à ceux de la littérature.

Comparaison des valeurs angulaires intra et inter-dispositifs pour le mouvement de flexion-extension

Pour la flexion-extension, certains dispositifs montrent des différences de plus de 20° pour un même dispositif sur une tranche d'âge identique. Les différences entre les dispositifs sont également du même ordre de grandeur (Tableau 76).

Tableau 76. Comparaison intra et inter dispositif pour la Flexion-Extension

Flexion-Extension	CROM 20- 29	SMA 20- 29	Zébris 20- 29	CROM 30-39	SMA 30-39	Zébris 30-39
Nilsson et al., 1996	**129 (6)**			**120 (8)**		
Dvorak et al., 1992	**153 (20)**			**141 (11)**		
Solinger et al., 2000b		**121**			**121**	
Trott et al., 1996		**134**			**126**	
Dvir et al., 2000			**122 (16)**			
Castro et al., 2000			**149 (18)**			
Demaille-Wlodyka et al., 2007						**129 (19)**
Malmström et al., 2006						**139**

La comparaison de nos valeurs angulaires sur le mouvement de Flexion-Extension par rapport à l'analyse de la littérature (Tableau 77) montre que :

Nos résultats sont proches (à ± 5°-10°) pour les deux populations (20-29 ans et 30-39 ans) de ceux de Nilsson, Solinger, Dvir, Doriot, Sforza, Lee ; de ceux de Youdas pour sa population de 30-39 ans et de Demaille-Wlodyka pour sa population de 25-35 ans (Youdas et al., 1992 ; Nilsson et al., 1996 ; Feipel et al., 1999 ; Petersen et al., 2000 ; Solinger et al., 2000a ; Dvir et al., 2000 ; Sforza et al., 2000 ; Doriot et al., 2003 ; Lee et al., 2003 ; Demaille-Wlodyka et al., 2007).

Nos résultats sont éloignés, pour les deux populations (20-29 ans et 30-39 ans), des études de Dvorak, Hole, Trott, Castro, Petersen, Malmström, de Demaille-Wlodyka pour sa population 25-35 ans et de Youdas pour sa population de 20-29 ans (Dvorak et al., 1992 ; Hole et al., 1995 ; Trott et al., 1996 ; Castro et al., 2000 ; Malmström et al., 2006 ; Demaille-Wlodyka et al., 2007).

Tableau 77. Comparaison de nos valeurs angulaires de Flexion-Extension

Auteurs, Instrument Utilisé	Nombre de sujets	Tranche D'âge Ou Moyenne d'âge 20-30 (ans)	Tranche D'âge Ou Moyenne d'âge 30-40 (ans)	Flexion Extension (°)
Dvorak et al., 1992. CROM	10	20-29	30-39	152,7 (20) 141,1 (11,4)
Youdas et al., 1992. CROM	20	20-29	30-39	135 (15) 123 (12)
Hole et al., 1995. CROM	30	20-29	30-39	145 (10) 125 (9,5)
Nilsson et al., 1996. CROM	35 35	20-28	30-39	129 (6) H 128 (12) F 120 (8) H 120 (12) F
Trott et al., 1996. Isotrack	30 30	20-29	30-39	133,6 121,6
Feipel et al., 1999. SMA	133	20-29		123
Petersen et al., 2000. SMA	30		31,7	125,8
Solingeret al., 2000b. SMA	20		20-40	121
Dvir et al., 2000. Zebris	25		26-48	122 (16)
Castro et al., 2000. Zebris	23 27	20-29 H 20-29 F		148.8 (18.1) 152.1 (14.5)
Sforza et al., 2002. Elite	30	22,8 (4,8)	36,5	130 (16,3) 117,4 (11)
Lee et al., 2003. Zebris	20	18-30		128
Malmström et al., 2006. Zebris	20 20	20-29	30-39	145 139
Doriot et al., 2006. VICON	22	27 (4) F 27 (3) H		125 (13)
Demaille-Wlodyka et al., 2007. Zebris	52 38	25-35-[30 (2)]	35-45-[39 (3)]	135,4 (17,3) 128,9 (18 ,9)
Boussion 2008. Motion	20 42	20-30	34,3 (10,8)	121,7 (15,4) 120,7 (15,2)

Comparaison des valeurs angulaires intra et inter-dispositifs pour les mouvements d'inclinaison latérale

Pour les inclinaisons latérales, un dispositif montre des différences de plus de 20° sur une tranche d'âge identique. Les différences de valeurs angulaires entre les dispositifs se situent entre 12 et 20 °.

Tableau 78. Comparaison intra et inter dispositif pour les Inclinaisons latérales

Inclinaisons Latérales	CROM 20- 29	SMA 20- 29	Zébris 20- 29	CROM 30-39	SMA 30-39	Zébris 30-39
Nilsson et al., 1996	**122 (4)**			**111 (12)**		
Dvorak et al., 1992	**122 (4)**			**95 (10)**		
Feipel et al., 1999		**89 (8)**				
Trott et al., 1996		**93**			**85**	
Petersen et al., 2000					**88 (8)**	
Lee et al., 2003			**77**			
Demaille-Wlodyka et al., 2007			**97 (20)**			**89 (17)**
Malmström et al., 2006						**83**

La comparaison de nos valeurs angulaires sur les mouvements d'inclinaisons latérales par rapport à l'analyse de la littérature (Tableau 79) montre que :

Concernant l'inclinaison latérale, nos résultats sont proches (entre ± 5°-10°) pour les deux populations (20-29 ans et 30-39 ans) de ceux de Youdas, Petersen, Solinger, Dvir, Sforza, Doriot, Lee ; de ceux de Hole, Trott pour les populations de 30-39 ans, et de ceux de Demaille-Wlodyka pour leur population 25-35 ans (Hole et al., 1995 ; Trott et al., 1996 ; Dvir et al., 2000 ; Castro et al., 2000 ; Solinger et al., 2000b ; Petersen et al., 2000 ; Sforza et al., 2000 ; Doriot et al., 2003 ; Lee et al., 2003 ; Demaille-Wlodyka et al., 2007).

Nos résultats sont éloignés pour les deux populations (20-29 ans et 30-39 ans) de ceux de Dvorak et Nilsson, pour la population des 20-29 ans de ceux de Hole, Trott, Castro, Malmström et de ceux de Demaille-Wlodyka pour leur population de 25-35 ans (Hole et al., 1995 ; Trott et al., 1996 ; Castro et al., 2000 ; Malmström et al., 2006 ; Demaille-Wlodyka et al., 2007).

Tableau 79. Comparaison de nos valeurs angulaires pour les Inclinaisons latérales

Auteurs, Instrument Utilisé	Nombre de sujets	Tranche D'âge Ou Moyenne d'âge 20-30 (ans)	Tranche D'âge Ou Moyenne d'âge 30-40 (ans)	Inclinaison Latérale Globale (°)
Dvorak et al., 1992. SMA	10	20-29	30-39	101,1 (13,3) H 100 (8,6) F 94,7 (10) H 106,3 (18,1) F
Youdas et al., 1992. CROM	20	20-29	30-39	88 (6,4) 88 (8,8)
Hole et al., 1995. CROM	30	20-29	30-39	91 (7) 73,6 (9)
Nilsson et al., 1996. CROM	35 35	20-28	30-39	122 (4) H 116 (8) F 111 (12) H 108 (14) F
Trott et al., 1996. Isotrack	30 30	20-29	30-39	93,1 85,1
Feipel et al., 1999. SMA	133	20-29		89
Petersen et al., 2000. SMA	30		31,7	88
Solinger et al., 2000b. SMA	20		20-40	88
Dvir et al., 2000. ZEBRIS	25		26-48	83,4 (7,5)
Castro et al., 2000. ZEBRIS	23 27	20-29 H 20-29 F		92,4 (13.9) 89,5 (12.6)
Sforza et al., 2002. Elite	30 30	22,8 (4,8)	36,5	77,2 (15,3) 78,7 (16,2)
Lee et al., 2003. ZEBRIS	20	18-30		77
Malmström et al., 2006. ZEBRIS	20 20	20-29	30-39	94 83
Doriot et al., 2006. Vicon	22	27 (4) F 27 (3) H		84
Demaille-Wlodyka et al., 2007. ZEBRIS	52 38	25-35-[30 (2)]	35-45-[39 (3)]	96,84 (20,6) 88,88 (17,5)
Boussion 2008. MOTION	20 42	20-30	34,3 (10,8)	77,9 (19,4) 68,0 (21,2)

Comparaison des valeurs angulaires intra et inter-dispositifs pour le mouvement de Rotation Axiale

Pour la rotation axiale, un dispositif montre des différences de plus de 30° sur une tranche d'âge identique. Les différences de valeurs entre les dispositifs sont du même ordre de grandeur.

Tableau 80. Comparaison intra et inter dispositif pour les Rotations Axiales

Rotation Axiale	CROM 20- 29	SMA 20- 29	Zébris 20- 29	CROM 30-39	SMA 30-39	Zébris 30-39
Nilsson et al., 1996	**174 (13)**			**166 (12)**		
Dvorak et al., 1992	**184 (12)**			**175 (10)**		
Feipel et al., 1999		**143 (10)**				
Solinger et al., 2000b		**153**			**153**	
Petersen et al., 2000					**171**	
Castro et al., 2000			**161 (15)**			
Lee et al., 2003			**128**			
Dvir et al., 2000						**143 (10)**
Malmström et al., 2006						**155**

La comparaison de nos valeurs angulaires sur les mouvements de rotation axiale par rapport à l'analyse de la littérature (Tableau 81) montre que :

Nos résultats sont proches (à ± 5°-10°) pour les deux populations (20-29 ans et 30-39 ans) de ceux de Youdas, Hole, Dvorak, Solinger, Doriot, Trott, Dvir, Sforza, Malmström, Demaille-Wlodyka, (Youdas et al., 1992 ; Hole et al., 1995 ; Dvorak et al., 1992 ; Trott et al., 1996 ; Solinger et al., 2000b ; Dvir et al., 2000 ; Doriot et al., 2003 ; Malmström et al., 2006 ; Demaille-Wlodyka et al., 2007).

Nos résultats sont éloignés pour les deux populations (20-29 ans et 30-39 ans) de ceux de Nilsson et Sforza, de ceux de Lee pour leur population de 18-30 ans et de ceux de Petersen pour leur population de 30-39 ans (Nilsson et al., 1996 ; Sforza et al., 2000 ; Petersen et al., 2000 ; Lee et al., 2003).

Tableau 81. Comparaison de nos valeurs angulaires pour les Rotations Axiales

Auteurs, Instrument utilisé	Nombre de sujets	Tranche D'âge Ou Moyenne d'âge 20-30 (ans)	Tranche D'âge Ou Moyenne d'âge 30-40 (ans)	Rotation Axiale (°)
Dvorak et al., 1992. CROM	10	20-29	30-39	152,7 (20)
Youdas et al., 1992. CROM	20	20-29	30-39	143 (6,3) 135 (7,3)
Hole et al., 1995. CROM	30	20-29	30-39	147 (6,1) 139 (8,4)
Nilsson et al., 1996. CROM	35 35	20-28	30-39	174 (13) H 174 (13) F 166 (12) H 167 (13) F
Trott et al., 1996. Isotrack	30 30	20-29	30-39	149,7 148,6
Feipel et al., 1999. SMA	133	20-29		143 (10)
Petersen et al., 2000. SMA	30		31,7	171
Solinger et al., 2000b.	20	20-40		153
Dvir et al., 2000. ZEBRIS	25		26-48	143,3 (10,5)
Castro et al., 2000. ZEBRIS	23 27	20-29 H 20-29 F		161 (15.5) 160,1 (14.0)
Sforza et al., 2002.	30 30	22,8 (4,8)	36,5	78,3 (21,3) 77,5 (23,6)
Lee et al., 2003. ZEBRIS	20	18-30		128
Malmström et al., 2006. Imagerie	20 20	20-29	30-39	160 155
Doriot et al., 2006. VICON	22	27 (4) F 27 (3) H		148
Demaille-Wlodyka et al., 2007. ZEBRIS ZEBRIS	52 38	25-35-30 (2)	35-45-39 (3)	157,78 (20,2) 148,63 (15)
Boussion 2008. MOTION	20 42	20-30	34,3 (10,8)	152,8 (16,7) 151,9 (23,4)

Les résultats exposés montrent qu'il existe des différences de valeurs angulaires sur les mouvements principaux, à la fois entre les dispositifs de mesure et entre les différents auteurs utilisant le même type de dispositif. Ces observations suggèrent que les différences observées sont liées à la variété des dispositifs existants mais aussi, pour un poids au moins équivalent, aux différences de protocoles expérimentaux et de méthodes employées dans les différentes études comme nous le montrons plus loin.

Par ailleurs, nous avons comparé nos résultats avec les quelques études qui proposent à la fois des valeurs d'amplitude articulaire sur les mouvements principaux et sur les mouvements couplés.

L'ensemble des comparaisons présentées s'est fait à partir des études de Trott, Sforza, Malmström et Demaille-Wlodyka (Trott et al., 1996 ; Sforza et al., 2002 ; Malmström et al., 2006 ; Demaille-Wlodyka et al., 2007).

Un premier tableau synthétique (Tableau 82) présente les valeurs angulaires des mouvements couplés des études citées ci-dessus et un second tableau (Tableau 83) affiche nos résultats afin d'établir les comparaisons. La présentation est faite par plan de mouvement.

Les valeurs angulaires des mouvements couplés des sujets asymptomatiques

Les amplitudes angulaires des mouvements couplés dans le mouvement de flexion- extension

Les amplitudes des mouvements couplés lors des mouvements de flexion-extension se situent dans une fourchette de 7° à 9,8° pour l'inclinaison et de 6° à 12° pour la rotation. Ces valeurs représentent pour l'inclinaison 7 à 8% du mouvement global de flexion-extension et pour la rotation 5 à 10%. On note chez Trott des valeurs qui sont deux fois plus importantes (16° d'inclinaison et 13,8° de rotation). Il semble difficile d'interpréter ces résultats. Quant à Malmström, ils fournissent des valeurs extrêmement faibles qui s'expliquent par le fait que les sujets sont placés dans un fonctionnement contraint (les mouvements sont exécutés de façon tangente à une plaque radiographique).

Dans notre étude (Tableau 83), les valeurs pour le mouvement couplé d'inclinaison sont de 6,8° et de 6,3° pour la rotation. Cependant, nous avons mesuré les

mouvements compensatoires des épaules et il est important de souligner le fait que 35 à 45 % du mouvement couplé d'inclinaison peut être compensé par l'inclinaison des épaules et que 30 à 35 % du mouvement couplé de rotation peut être compensé par leur rotation.

Tableau 82. Mouvements couplés dans la flexion-extension (études de la littérature). Valeurs des amplitudes angulaires exprimées en degrés : moyenne, (Déviation Standard), [Minimum; Maximum]

Auteurs, Nombre de Sujets et Instrument utilisé	Mouvements Principaux F-E Et Mouvements Couplés	Groupe (20 -30) Moyenne DS () Etendue []	Groupe (30 -40) Moyenne DS () Etendue []
Trott (1996) 40 Isotrac		**Groupe 20-29**	**Groupe 30-39**
	Flexion	**57,5**	**46,8**
	Extension	**76,1**	**64,8**
	Inclinaison$_{FLE-EXT}$ (°)	16,2	5
	Rotation$_{FLE-EXT}$ (°)	13,8	5,8
Sforza (2002) 20 Elite		**Groupe âge jeune 22,8 ans (4,9)**	**Groupe âge moyen 36,5 ans (5,4)**
	Flexion	**60,4 (12,1)**	**47 (5,9)**
	Extension	**69,9 (12,7)**	**70 (9,9)**
	Inclinaison$_{FLE-EXT}$ (°)	7,3 (3)	7,5 (2)
	Rotation$_{FLE-EXT}$ (°)	6,2 (2,5)	7,4 (2,2)
Malmström (2006) 20 Zebris		**Groupe 20-30**	**Groupe 30 – 40**
	Flexion	**-70.7 [-53,9 ; -85,1]**	**-71.9 [-57,3 ; -86]**
	Inclinaison$_{FLE-EXT}$ (°)	-0,6 [-8,8 ; 7]	-0,2 [-9,7 ; 6,6]
	Rotation$_{FLE-EXT}$ (°)	-0,6 [-8,8 ; 4,9]	-1,2 [-7,6 ; 6,7]
	Extension	**73.9 [43,3 ; 95,9]**	**66,7 [47,3 ; 83,9]**
	Inclinaison$_{FLE-EXT}$ (°)	-0,3 [-7,7 ; 7,3]	-1,3 [-10,9 ; 8]
	Rotation$_{FLE-EXT}$ (°)	1,7 [-2,4 ; 8,3]	0,9 [-5,1 ; 10]
Demaille-Wlodyka (2007) 52 38 Zebris		**Groupe 25-35 ans 30 ans (2)**	**Groupe 35-45 ans 39 ans (3)**
	Flexion	**62,5 (10,8)**	**61,1 (10,5)**
	Extension	**72,8 (13,5)**	**63,8 (14,1)**
	Inclinaison$_{FLE-EXT}$ (°)	9,8 (3,9)	10 (3,6)
	Rotation$_{FLE-EXT}$ (°)	12,5 (7,4)	14,4 (8,3)

Tableau 83. Mouvements couplés dans la flexion-extension dans notre étude. Valeurs des amplitudes angulaires exprimées en degrés : moyenne, [Minimum; Maximum], (Déviation Standard), Coefficient de Variation (CV)[18] .

FLEXION-EXTENSION Motion Analysis	**Groupe (N :20) 20-30 ans [min ; max] CV moyen**	**20-30 ans % du mouvement principal ou couplé**	**Groupe (N :42) Total [min ; max] CV moyen**	**Total % du mouvement principal ou couplé**
Flexion (°)	56,7 ± 8,2 [40,4 ; 60,7] CV : 0,15		56,9 ± 7,0 [40,4 ; 70,3] CV : 0,12	
Extension (°)	65,1 ± 12,7 [34,8 ; 90,9] CV : 0,20		63,7 ± 12,8 [34,8 ; 90,9] CV : 0,20	
Flexion-Extension (°)	121,7 ± 15,4 [90,5 ; 146,9] CV : 0,35		120,7 ± 15,2 [90,5 ; 147,0] CV : 0,13	
Inclinaison $_{FLE-EXT}$ (°)	6,8 ± 3,0 [4,2 ; 16,9] CV : 0,45	5,6% du mvt principal de Flexion - Extension	6,6 ± 2,7 [3,6 ; 16,9] CV : 0,41	5,5% du mvt principal de Flexion –Extension
Rotation $_{FLE-EXT}$ (°)	6,3 ± 2,2 [3,4 ; 11,9] CV : 0,35	5,2% du mvt principal de Flexion - Extension	6,6 ± 2,5 [3,1 ; 13,0] CV : 0,38	5,5% du mvt principal de Flexion –Extension
INCepa $_{FLE-EXT}$ (°)	3,09 ± 4,6 [0,6 ; 21,7] CV : 1,48	45,4% du mouvement couplé **Inclinaison $_{FLE-}$**	2,3 ± 3,2 [0,6 ; 21,7] CV : 1,4	34,8% du mouvement couplé **Inclinaison $_{FLE-EXT}$**
ROTepa $_{FLE-EXT}$ (°)	1,85 ±1,5 [0,4 ; 5,5] CV : 0,81	29,4% du mouvement couplé **Rotation $_{FLE-EXT}$**	2,3 ± 3,2 [0,4 ; 5,5] CV : 0,73	34,8% du mouvement couplé **Rotation $_{FLE-EXT}$**

[18] Cv : le coefficient de variation est égal à l'écart type/moyenne.

Les amplitudes angulaires des mouvements couplés dans le mouvement d'inclinaison latérale

Les amplitudes des mouvements couplés lors des mouvements d'inclinaisons latérales se situent dans une fourchette de 14 à 18° pour la flexion-extension et de 12 à 78° pour la rotation. Ces valeurs représentent pour la flexion-extension de 18 à 23% du mouvement global d'inclinaison latérale et pour la rotation de 15 à 100%. Les mouvements couplés de rotation sont donc importants, hormis dans l'étude de Malmström où les valeurs sont faibles compte tenu vraisemblablement des mouvements contraints imposés aux sujets (le sujet a la tête sanglée et effectue son inclinaison sur un demi cercle mobile fixé sur un plan fixe, il ne peut donc effectuer de la rotation). Les valeurs angulaires varient de 12° (Trott) à 78° (Sforza) pour la rotation, ces écarts sont vraisemblablement liés aux protocoles expérimentaux. Cette fourchette très large du couplage en rotation montre toute la difficulté à faire réaliser les mouvements d'inclinaison latérale de façon naturelle et situe la limite des comparaisons entre les différentes études.

Dans notre étude, les mouvements couplés sont de 14° pour la flexion-extension et de 47° pour la rotation. De plus, les mouvements compensatoires d'inclinaison des épaules représentent 6,5% du mouvement principal d'inclinaison latérale et la rotation des épaules représente entre 5 et 6% des mouvements couplés de rotation.

Tableau 84. Mouvements couplés dans l'inclinaison latérale (études de la littérature). Valeurs des amplitudes angulaires exprimées en degrés : moyenne, [Minimum; Maximum], (Déviation Standard), Coefficient de Variation (CV)

Auteurs et Nombre de Sujets et Instrument	Mouvements Principaux I.L Et Mouvements Couplés	Groupe (20 -30) Moyenne DS () Etendue []	Groupe (30 -40) Moyenne DS () Etendue []
Trott (1996) 30 Isotrac		**Groupe 20-29**	**Groupe 30-39**
	Inclinaison Latérale Droite	**47,6**	**44,8**
	Inclinaison Latérale Gauche	**45,5**	**40,3**
	Flexion-Extension$_{INC}$ (°)	13,9	16,4
	Rotation$_{INC}$ (°)	12,1	16,1
Sforza (2002) 20 Elite		**Groupe âge jeune 22,8 ans (4,9)**	**Groupe âge moyen 36,5 ans (5,4)**
	Inclinaison Latérale Droite	**40,9 (8,3)**	**38,8 (8,8)**
	Inclinaison Latérale Gauche	**36,3 (8)**	**40 (9 ,1)**
	Flexion-Extension$_{INC}$ (°)	16,8 (5,5)	24,5 (8,6)
	Rotation$_{INC}$ (°)	78,3 (21,3)	77,5 (23,6)
Malmström (2006) 20 Zebris		**Groupe 20-30**	**Groupe 30-40**
	Inclinaison Latérale Droite	**46,7 [35,3 à 63,2]**	**40,5 [29,3 ; 54,6]**
	Flexion-Extension$_{INC}$ (°)	2,9 [-10 à 15,5]	3,2 [-10,2 à 15,9]
	Rotation$_{INC}$ (°)	2,4 [-6,1 à 13,4]	5 [-13,4 à 21,7]
	Inclinaison Latérale Gauche	**-47,1 [-36,3 à - 57,8]**	**-43,1 [-35,5 à -54,2]**
	Flexion-Extension$_{INC}$ (°)	2,6 [-11,2 à 15,9]	1,1 [-17,1 à 17,7]
	Rotation$_{INC}$ (°)	-4,8 [-11,5 ; 7,5]	-5,3 [-20 à 12,7]
Demaille-Wlodyka (2007) 52 38 Zebris		**Groupe 25-35 ans 30 ans (2)**	**Groupe 35-45 ans 39 ans (3)**
	Inclinaison Latérale Droite	**47 (9,2)**	**41,2 (9)**
	Inclinaison Latérale Gauche	**51,8 (9,45)**	**47,7 (10,1)**
	Flexion-Extension$_{INC}$ (°)	17,8 (6,1)	17,2 (4)
	Rotation$_{INC}$ (°)	34,42 (14,9)	37 (19)

Tableau 85. Mouvements couplés dans l'inclinaison latérale dans notre étude. Valeurs moyennes des amplitudes angulaires exprimées en degrés (moyenne), [Minimum; Maximum], (Déviation Standard), Coefficient de Variation (CV).

INCLINAISON Motion Analysis	Groupe (N :20) 20-30 ans [min ; max]	20-30 ans % du mouvement principal ou couplé	Groupe (N :42) Total [min ; max]	Total % du mouvement principal ou couplé
Inclinaison (°)	77,9 ± 19,4 [32,5 ; 116,2] CV : 0,25		68,0 ± 21,2 [16,1 ; 116,2] CV : 0,31	
Flexion-extension $_{INC}$ (°)	14,3 ± 8,3 [4,5 ; 35,0] CV : 0,58	18,4 % du mvt principal d'inclinaison	12,4 ± 7,5 [3,6 ; 35,0] CV : 0,61	18,2 % du mvt principal d'inclinaison
Rotation $_{INC}$ (°)	47,3 ± 15,1 [23,7 ; 81,0] CV : 0,32	60,7 % du mvt principal d'inclinaison	47,4 ± 22,5 [19,2 ; 117,3] CV : 0,48	69,7 % du mvt principal d'inclinaison
INCepa $_{INC}$ (°)	4,5 ± 2,3 [0,6 ; 10,2] CV : 0,52	6,5 % du mvt principal d'inclinaison	4,4 ± 2,3 [0,6 ; 10,2] CV : 0,52	6,5 % du mvt principal d'inclinaison
ROTepa $_{INC}$ (°)	2,25 ± 1,3 [0,4 ; 4,3] CV : 0,56	5,8 % du mouvement couplé de **Rotation $_{INC}$**	2,3 ± 1,5 [0,4 ; 8,3] CV : 0,86	4,9 % du mouvement couplé de **Rotation $_{INC}$**

Les amplitudes angulaires des mouvements couplés dans le mouvement de rotation axiale.

Les amplitudes des mouvements couplés lors des mouvements de rotation axiale se situent dans une fourchette de 5 à 18° pour la flexion-extension et de 7 à 28° pour l'inclinaison latérale. Ces valeurs représentent 3 à 12 % du mouvement global de rotation axiale pour la flexion-extension et de 5 à 18% pour l'inclinaison latérale. Les mouvements couplés d'inclinaison latérale varient en fonction des protocoles expérimentaux des études.

Dans notre étude (Tableau 87), les mouvements couplés de flexion-extension sont de 14° et de 23° pour l'inclinaison. En outre, les mouvements compensatoires d'inclinaison des épaules représentent de 25 à 37 % du mouvement couplé d'inclinaison latérale. Les mouvements compensatoires de rotation des épaules représentent environ 3% du mouvement principal de rotation axiale.

Tableau 86. Mouvements couplés dans la rotation axiale (études de la littérature). Valeurs des amplitudes angulaires exprimées en degrés : moyenne, [Minimum; Maximum], (Déviation Standard), Coefficient de Variation (CV)

Auteurs et Nombre de Sujets et Instrument	Mouvements Principaux R. A Et Mouvements Couplés	Groupe (20 -30) Moyenne DS () Etendue []	Groupe (30 -40) Moyenne DS () Etendue []
Trott (1996) 30 Isotrac		**Groupe 20-29**	**Groupe 30-39**
	Rotation Axiale Droite	78	77,5
	Rotation Axiale Gauche	71,7	71,1
	Flexion-Extension (°)	13,9	11,5
	Inclinaison $_{ROT}$ (°)	20,1	3,1
Malmström (2006) 20 Zebris		**Groupe 20-30**	**Groupe 30-40**
	Rotation Axiale Droite	78,9 [66,8 à 93,6]	77,7 [63 à 92,6]
	Flexion-Extension$_{ROT}$	- 4,3 [-13,3 à 4,7]	-4 [-20,5 à 4,3]
	Inclinaison $_{ROT}$ (°)	7,3 [-3,8 à 15,3]	6,5 [-4,1 à 19,5]
	Rotation Axiale Gauche	-81 [-70,7 à -94,1]	-76,7 [-65,8 à -90,4]
	Flexion-Extension$_{ROT}$	-0,8 [-7,4 à 10,7]	-2,7 [-21,9 à 12,4]
	Inclinaison $_{ROT}$ (°)	-10,3 [-23,6 à 2,8]	-10,5 [-22,6 à 8,2]
Sforza (2002) 20 Elite		**Groupe âge jeune 22,8 ans (4,9)**	**Groupe âge moyen 36,5 ans (5,4)**
	Rotation Axiale Droite	79,8 (7,6)	76,6 (6,1)
	Rotation Axiale Gauche	75,3 (8,2)	76,6 (8,1)
	Flexion-Extension$_{ROT}$	12,9 (4,5)	15,7 (4,6)
	Inclinaison $_{ROT}$ (°)	27,6 (11,5)	26,5 (9,7)
Demaille-Wlodyka (2007) 52 38 Zebris		**Groupe 25-35 ans 30 ans (2)**	**Groupe 35-45 ans 39 ans (3)**
	Rotation Axiale Droite	76,3 (11,6)	70,7 (8,6)
	Rotation Axiale Gauche	81,5 (10,7)	78 (13,5)
	Flexion-Extension$_{ROT}$	18,1 (8)	21,9 (11,9)
	Inclinaison $_{ROT}$ (°)	24,5 (12)	31,1 (20,1)

Tableau 87. Mouvements couplés dans la rotation axiale dans notre étude. Valeurs des amplitudes angulaires exprimées en degrés : moyenne, [Minimum; Maximum], (Déviation Standard), Coefficient de Variation (CV).

ROTATION ***Motion Analysis***	**Groupe (N :20) 20-30 ans [min ; max]**	**20-30 ans % du mouvement principal ou couplé**	**Groupe (N :42) Total [min ; max]**	**Total % du mouvement principal ou couplé**
Rotation (°)	152,8 ± 16,7 [117,0 ; 83,1] CV : 0,11		154,7 ± 15,9 [112,1 ; [83,1] CV : 0,10	
Flexion-extension $_{ROT}$ (°)	14,5 ± 6,0 [2,7 ; 27,9] CV : 0,41	9,9 % du mvt principal de rotation	13,9 ± 5,2 [2,7 ; 27,9] CV : 0,37	9,2 % du mvt principal de rotation
Inclinaison $_{ROT}$ (°)	23,1 ± 8,8 [7,0 ; 39,7] CV : 0,38	15,7 % du mvt principal de rotation	21,4 ± 8,2 [6,5 ; 39,7] CV : 0,38	14 % du mvt principal de rotation
INCepa $_{ROT}$ (°)	5,9 ± 2,7 [1,2 ; 12,4] CV : 0,46	25,5 % du mvt couplé **Inclinaison $_{ROT}$**	7,9 ± 3,9 [1,3 ; 17,3] CV : 0,50	36,9 % du mvt couplé **Inclinaison $_{ROT}$**
ROTepa $_{ROT}$ (°)	4 ± 2 [1,2 ; 7,8] CV : 0,52	2,8 % du mvt principal de rotation	4,8 ± 2,5 [1,2 ; 13,3] CV : 0,52	3,2 % du mvt principal de rotation

En résumé

Ces comparaisons sur les populations asymptomatiquees montrent la variabilité entre les études des valeurs angulaires des mouvements couplés associés à tous les mouvements principaux. Elles montrent également les limites d'interprétation des mouvements couplés pour la flexion-extension. En effet, ces types de couplages doivent, selon nous, s'interpréter comme des adaptations posturales dans la réalisation du mouvement et ce, d'autant, que, lors des études in vivo par systèmes non invasifs, nous sommes dans l'incapacité de mesurer les mouvements inter segmentaires. En effet, la réalisation d'un mouvement de flexion-extension le mieux axé possible nécessite de petites oscillations posturales afin de maintenir les équilibres frontaux et horizontaux tout au long de la réalisation du mouvement. Cet équilibre s'exprime par des mouvements couplés de faible amplitude chez les sujets Asymptomatiques qui sont la résultante des activités proprioceptives fines des muscles du rachis cervical. Il convient donc, selon nous, de distinguer les mouvements couplés de faible amplitude, qui

expriment la résultante des régulations posturales dynamiques lors des mouvements, et les couplages de grande amplitude qui sont le fruit de mouvements combinés bien identifiés comme les couplages de rotation au mouvement principal d'inclinaison et le couplage d'inclinaison au mouvement principal de rotation axiale. Ces derniers constituent pour nous les véritables mouvements de couplage.

Ainsi, dans le mouvement principal d'inclinaison latérale, nous avons un vrai couplage de rotation qui s'exprime par des valeurs angulaires élevées. De plus, les valeurs recueillies sont fonctionnelles car elles tiennent compte des rotations opposées qui s'exercent entre le rachis cervical inférieur et le supérieur lors du mouvement d'inclinaison latérale car nous mesurons les mouvements relatifs de la tête par rapport au thorax. Nos capteurs sont situés sur le casque, ils intègrent donc les mouvements de sens opposé du rachis cervical supérieur. En effet, les rotations sous occipitale et crâniale se font en sens opposé à l'inclinaison (Ishii et al., 2004), par conséquent les valeurs recueillies reflètent une résultante fonctionnelle globale.

Outre les résultats obtenus sur les mouvements couplés, cette étude semble montrer globalement un intérêt à quantifier les mouvements compensatoires des épaules qui représentent des pourcentages non négligeables des valeurs angulaires des mouvements principaux ou des mouvements couplés afin de minimiser les sources d'erreurs.

Nous avons noté dans notre étude la symétrie droite et gauche des mouvements d'inclinaison et de rotation à la fois dans les mouvements principaux, les mouvements complexes et les mouvements couplés chez les sujets Asymptomatiques. Aucune étude à notre connaissance n'a jusqu'alors montré cette particularité. Cependant, on peut noter que les valeurs angulaires fournies par les différentes études semblent présenter cette tendance (ie : (cf supra) étude de Trott, Malmström).

L'effet du genre

Dans notre étude, nous n'avons pas trouvé d'effet significatif du genre sur les mouvements principaux, ce qui était aussi le cas dans les études de Dvorak, Mayer, Ordway, Chen, Mannion, Doriot (Dvorak et al., 1992 ; Mayer et al., 1993 ; Ordway et al., 1997 ; Chen et al., 1999 ; Mannion et al., 2000 ; Doriot et al., 2006).

Cependant, d'autres auteurs (Youdas et al., 1991 ; Kuhlman et al., 1993 ; Walmsley et al., 1996 ; Wolfenberger et al., 2002) trouvent une différence significative avec une augmentation de la mobilité chez les femmes par rapport aux hommes. Trott (Trott et al., 1996) trouvent une différence significative en extension en faveur des femmes dans la comparaison du groupe de 20-29 ans versus 30-39. Malmström (Malmström et al., 2006) observent une différence significative en faveur des femmes mais uniquement pour le mouvement d'extension.

Castro (Castro et al., 2000) montrent qu'il y a une différence entre les hommes et les femmes dans la tranche de population âgée (groupe 70-79 ans).

Seules deux études (Trott et al., 1996 ; Malmtrom et al., 2006), à notre connaissance, ont étudié l'effet du genre sur les mouvements couplés de la population Asymptomatiquee. En accord avec ces auteurs, nous n'avons pas trouvé d'effet significatif du genre sur les mouvements couplés.

L'effet de l'âge

Nous avons observé un effet de l'âge uniquement lors du mouvement d'inclinaison latérale. Nos résultats sont confortés par ceux d'autres auteurs qui décrivent un effet de l'âge uniquement sur certains mouvements (Trott et al., 1996 ; Doriot et al., 2006 ; Malmström et al., 2006).

Certains auteurs décrivent un effet de l'âge avec une diminution des amplitudes des mouvements qui s'exprime de façon linéaire sur l'ensemble des mouvements principaux (Youdas et al., 1992 ; Chen et al., 1999).

D'autres décrivent un effet de l'âge non linéaire sur les mouvements principaux (Lind et al., 1989 ; Alund et al., 1990 ; Hole et al., 1995 ; Christensen et al., 1998 ; Feipel et al., 1999 ; Castro et al., 2000 ; Sforza et al., 2002 ; Cagnie et al., 2007a ; Demaille-Wlodyka et al., 2007).

Une autre étude ne montre pas de diminution des amplitudes avec l'augmentation de l'âge (Dall'Alba et al., 2001). Il est à noter que cette étude ne considère pas des populations âgées supérieures à 60 ans.

S'agissant des mouvements couplés, nous avons trouvé un effet de l'âge dans le mouvement couplé de flexion-extension au cours du mouvement d'inclinaison latérale.

D’autres études montrent une diminution de certains mouvements couplés : pour Trott (Trott et al., 1996), il y a une diminution significative avec l’âge pour les mouvements couplés au mouvement principal de rotation entre le groupe des 20-29 ans et le groupe des 50-59 ans.

Malmström (Malmström et al., 2006), quant à eux, trouvent une diminution des mouvements couplés dans la population de 70 à 79 ans. Ils notent surtout un couplage de la rotation homolatérale dans le mouvement d’inclinaison dans le groupe de population (50-60 ans) et au contraire un couplage controlatéral dans le groupe (60-70 ans).

L’hypothèse émise par l’équipe de Malmström pour expliquer ce résultat est que les personnes âgées seraient beaucoup plus en flexion lors de l’exécution des mouvements d’inclinaisons latérales.

Enfin, Demaille-Wlodyka (Demaille-Wlodyka et al., 2007) trouvent un effet de l’ âge sur les mouvements couplés dans les trois plans.

Bien que la majorité des études décrivent un effet de diminution des amplitudes articulaires avec l’âge, la problématique de l’effet âge n’est pas totalement clarifiée. En effet, l'étude de Wolfenberger (Wolfenberger et al., 2002) explique que les effets attribués à l'âge sont plus liés à l’aspect vieillissement et dégénérescence des structures. Cette variable associée, non discriminée dans les études, constitue un facteur confondu non négligeable qui pourrait expliquer les différences exprimées.

Simpson (Simpson et al., 2008) ont étudié par imagerie l’effet de l’âge et celui de la dégénérescence sur 199 sujets. Leur analyse statistique multi variée prend en compte comme critère de dégénérescence le score de Kallgreen[19]. Ces auteurs montrent à la fois un effet de l’âge et un effet de la dégénérescence. C’est ainsi que pour chaque augmentation d’un point du score de Kallgren, ils notent une diminution de 1,2° par niveau atteint et une augmentation de 0,8° par compensation au niveau sus jacent à l’atteinte et ce, tout particulièrement, au niveau du rachis cervical supérieur. Il est donc probable que l’intégration de l’aspect dégénérescence en tant que variable dans les études sur l’effet de l’âge permettrait de distinguer les variables dégénérescence-âge, de limiter les facteurs confondus dans les analyses statistiques, de clarifier le poids

[19] Score de Kallgreen : score de dégénérescence apprécié sur images radiographiques avec une cotation par points.

respectif de ces variables et, in fine, d'apporter des données moins hétérogènes et plus fines sur la question de l'effet de l'âge.

Les facteurs qui influent sur la mobilité

Nous avons vu précédemment, lors de notre étude sur le repère thorax, que les marqueurs placés en regard des épineuses de C7 et T1 avaient une certaine mobilité lors des mouvements du rachis. Nous avons observé que cette mobilité était particulièrement évidente lors des mouvements du rachis cervical en plan sagittal. En effet, il a été démontré (White et al., 1990) que la mobilité thoracique supérieure faisait partie intégrante de l'amplitude globale de flexion-extension du rachis cervical. Une étude récente (Persson et al., 2007), portant sur l'analyse de la mobilité cervico-thoracique en plan sagittal dans différentes conditions expérimentales chez 40 sujets féminins de 30 à 48 ans met en évidence trois points importants. Le premier est que lors du mouvement de flexion-extension cervicale, 60% du mouvement se passe dans le rachis cervical, 30 % dans le rachis thoracique supérieur et 10% dans le rachis thoracique inférieur jusqu'à T12.

Le deuxième point est que cette mobilité est influencée par la position de départ de la tête. Cette problématique avait déjà été soulignée antérieurement (Ordway et al., 1997). En effet, les positions de la tête en protraction et en rétraction limitent la mobilité cervicale, et, de plus, la position de la tête en rétraction diminue le mouvement horizontal du rachis cervical.

Le troisième porte sur l'influence de l'installation du sujet sur l'amplitude de la mobilité cervicale. Les résultats montrent en effet une amplitude de mouvement diminuée dans des conditions de position assise contrainte par rapport à une position non contrainte. La position contrainte limite les étirements des chaines musculaires et limite donc, de fait, le mouvement. Aussi paraît-il fondamental de tenir compte de l'ensemble de ces éléments dans la mise en place des protocoles d'études.

Les protocoles et les méthodes

Les différences et les variantes des protocoles expérimentaux mis en place dans les études expliquent vraisemblablement pour une part la variabilité des valeurs angulaires précédemment exposées.

Dans notre étude, les sujets avaient un point de repère (petit triangle rouge) qui était placé au centre de chaque barre matérialisant les trajectoires à suivre. Ce repère était préalablement réglé par rapport à l'axe de vision de chaque sujet. Ainsi, nos sujets avaient une position de la tête automatiquement contrôlée et une bonne potentialité de reproduire correctement les mouvements en plan frontal et horizontal. Il restait à identifier, dans ces conditions expérimentales, ce qu'il adviendrait du contrôle de la position de la tête en plan sagittal. Nous avons, à cet effet, défini, matérialisé et calculé la valeur d'un angle « tragus » qui exprime directement la position de la tête en plan sagittal. Cet angle permet de contrôler visuellement une position en éventuelle protraction ou rétraction chez les sujets, puis de calculer et de comparer cet angle entre les sujets. Les résultats de la comparaison des valeurs angulaires moyennes de l'angle « tragus » sur l'ensemble de notre population (sujets Asymptomatiques plus pathologiques) ne montrent pas de différence significative. Ainsi, nous pensons que notre protocole de contrôle de la position de la tête sur deux plans permet à tous les sujets de maîtriser la position de la tête dans le troisième plan. Par ailleurs, notre protocole semble répondre en tous points aux conditions préconisées par l'étude de Persson (Persson et al., 2007).

L'autre élément, qui contribue à la variabilité des valeurs angulaires recueillies *in vivo,* est lié aux différentes méthodes de calcul utilisées et au petit nombre d'études disponibles. En fait, peu d'études publiées ont cherché à caractériser *in vivo* la cinématique 3D du rachis cervical, donc à quantifier les amplitudes des mouvements principaux et aussi celles des mouvements couplés à ces derniers. Les choix faits dans ces différentes études ne nous semblent pas satisfaisants.

En effet, certains auteurs (Demaille-Wlodyka et al., 2007 ; Malmström et al., 2006) utilisent un système Zebris (ultrasons) avec les ancillaires et logiciels de calcul dédiés. Dans ce cas, un casque muni de capteurs est fixé sur la tête et le repère thorax est défini à partir d'un ancillaire fixé sur l'épaule. Ce choix nous semble critiquable car

l’épaule, par le biais de la scapulo-thoracique, est un système articulaire indépendant de celui du thorax et possède sa mobilité propre. Ce protocole ne permet donc pas d’isoler correctement la cinématique du rachis cervical.

Une autre étude, toujours à partir du système Zebris, propose une variante dans le protocole expérimental en utilisant un trièdre fixé sur un ancillaire sternal, maintenu sur le thorax par une sangle (Dvir et al., 2000). Ce trièdre ne permettant pas de définir des axes ayant un sens anatomique, une procédure complexe de calibrage est nécessaire pour retrouver les amplitudes des mouvements principaux.

Une autre critique concernant ces études est qu’aucun de leurs auteurs ne décrit clairement la méthode de calcul de la cinématique 3D, c'est-à-dire, ni l’ordre de la séquence, ni les axes de rotation, ce qui interdit les comparaisons des valeurs angulaires fournies avec celles d’autres équipes.

Sforza (Sforza et al., 2002) utilisent un système d’analyse du mouvement Elite pour analyser la cinématique du rachis cervical. Trois marqueurs sont fixés sur la tête, et trois marqueurs sont utilisés pour définir le repère thorax : le processus épineux de T3 et les deux acromions. Là encore, les mouvements conjugués entre les épaules et le thorax dans les mouvements d’inclinaison latérale et de rotation axiale du rachis cervical sont intégrés dans les valeurs angulaires calculées, ce qui semble être un biais important de cette étude.

Enfin, Dall’Alba (Dall’Alba et al., 2001) utilisent un système magnétique (Fastrack) avec un capteur 6 axes fixé sur le front, et un second capteur collé sur la peau en regard du processus épineux de C7. Or, les glissements de la peau sont très importants au niveau de C7, ce qui induit probablement une erreur non négligeable sur les amplitudes de mouvement mesurées.

Les Arthrodèses

Les conditions d’expérimentations sur le groupe « arthrodèse » étaient les suivantes : la moyenne du délai post opératoire se situait à 10 mois [5-24 mois], la population présentait en moyenne des douleurs évaluées sur E.V.A. à 2,4 [0-6,3], le taux d’incapacité moyen était évalué à 34 % [15%-55%] par échelle de type NPDS. Dans ces conditions, on peut penser que les douleurs ne pouvaient impacter négativement la mobilité.

Notre comparaison statistique montre que les valeurs angulaires des mouvements principaux étaient significativement plus élevées chez les sujets Asymptomatiques en comparaison des sujets «Arthrodèses» ($p<0,001$).

Cependant, ces résultats doivent être interprétés et discutés au-delà des résultats statistiques purs. En effet, les résultats des comparaisons doivent être rapportés au différentiel négatif d'articulations inter segmentaires mises en jeu chez le sujet « Arthrodèse » par rapport au sujet Asymptomatique.

En effet, lors du mouvement de flexion-extension, le groupe « Arthrodèse » réalise 67% de l'amplitude de mobilité du groupe « Asymptomatique » avec moins de systèmes articulaires disponibles. Les amplitudes des mouvements couplés du groupe arthrodèses associés à ce mouvement doivent être interprétées comme étant augmentées. Les valeurs angulaires sont en effet, proches des valeurs du groupe « Asymptomatique » alors que la mobilité se répartit sur un nombre inférieur d'articulations inter-segmentaires.

Pour le mouvement d'inclinaison latérale, le groupe « Arthrodèse » réalise 76% de l'amplitude de mobilité du groupe « Asymptomatique ». L'amplitude du mouvement couplé de flexion est augmentée et celle de rotation est légèrement diminuée.

Pour le mouvement de rotation axiale, le groupe « Arthrodèse » réalise 60% de l'amplitude de mobilité du groupe « Asymptomatique ». Les amplitudes des mouvements couplés de flexion-extension sont augmentées et celles des mouvements couplés d'inclinaison latérale quasi équivalentes à celles des sujets Asymptomatiques.

Goffin, Bertagnoli et Dmitriev (Goffin et al., 2002, Bertagnoli et al., 2005b, Dmitriev et al., 2005) ont montré que des augmentations significatives de la mobilité segmentaire se produisent aux niveaux adjacents à la fusion durant les mouvements normaux. Ces résultats confortent les nôtres, sachant qu'il ne nous est pas possible de préciser si les augmentations de mouvements se produisent à la fois sur les mouvements principaux et sur les mouvements couplés. Il est à noter également que sur l'ensemble des mouvements, les sujets « Arthrodèse » n'ont pas plus de mouvements compensatoires d'épaules que les sujets Asymptomatiques.

En outre, le groupe « Arthrodèse » réalise des mouvements dissymétriques au cours du mouvement principal d'inclinaison latérale et également au cours des mouvements complexes (inclinaison et rotation) ce qui le distingue nettement du groupe « Asymptomatiques » qui lui réalise des mouvements symétriques.

La limite de notre étude est cependant liée à la nécessité de faire une interprétation globale sur une population «Arthrodèse » hétérogène (cette population comprend 3 arthrodèses hautes -deux à 1 niveau et une à 2 niveaux- une arthrodèse moyenne-1 niveau- huit arthrodèses basses- 6 à 3 niveaux dont une avec arthrodèse thoracique T1-T7, une à 2 niveaux et une dernière à 1 niveau).

Une population plus large de sujets « Arthrodèse » nous aurait permis d'analyser des sous groupes « Arthrodèse » et de voir de quelle manière se répartissent les compensations entre les arthrodèses de niveau bas et de niveau haut. Ainsi, nous pourrions savoir si les arthrodèses de niveau haut présentent plus ou moins de mouvements couplés que les arthrodèses basses.

Les Prothèses

Les conditions d'expérimentations sur le groupe « prothèse » étaient les suivantes : la moyenne du délai post opératoire se situait à 7 mois [1-24 mois], la population présentait en moyenne des douleurs évaluées sur E.V.A. à 1,8 [0 - 4], le taux d'incapacité moyen était évalué à 30 % [0,75% - 45%] par échelle de type NPDS. Dans ces conditions, nous pouvons affirmer que les douleurs ne pouvaient impacter négativement la mobilité. De plus, compte tenu du délai post-opératoire récent de certaines prothèses, des progrès en termes de gains de mobilité restent encore possibles.

Lors du mouvement de flexion-extension, le groupe « Prothèse » réalise tout de même 93% en flexion, 65% en extension et 78 % en flexion-extension de l'amplitude de mobilité du groupe « Asymptomatique ». L'amplitude du mouvement couplé d'inclinaison est diminuée par rapport au groupe « Asymptomatique » et l'amplitude du mouvement couplé de rotation est équivalente aux sujets Asymptomatiques.

Pour le mouvement d'inclinaison latérale, le groupe « Prothèse » réalise 86% de l'amplitude de mobilité du groupe « Asymptomatique ». Les amplitudes des mouvements couplés de flexion-extension et de rotation sont équivalentes aux sujets Asymptomatiques.

Pour le mouvement de rotation axiale, le groupe « Prothèse » réalise 91% de l'amplitude de mobilité du groupe « Asymptomatique ». Les amplitudes des mouvements couplés de flexion-extension et d'inclinaison sont équivalentes au groupe

« Asymptomatique ».

Il est à noter que sur l'ensemble des mouvements, le groupe « Prothèse » n'a pas plus de mouvements compensatoires d'épaules que le groupe « Asymptomatique ».

Pour ce qui concerne les amplitudes articulaires des mouvements principaux et des mouvements couplés, le groupe « Prothèse » semble présenter des conditions de fonctionnalité qui se rapprochent du groupe « Asymptomatique ». Les données de la littérature actuellement disponibles vont dans ce sens (cf supra : état de la question sur les prothèses). Cependant, il faudra un peu de recul pour disposer de données à long terme et conforter de façon plus robuste ces premiers résultats.

Les comparaisons entre populations asymptomatiques et « pathologiques »

L'évaluation de la mobilité des patients reste une question importante et fondamentale pour les cliniciens. Il est néanmoins difficile dans bon nombre de cas d'établir un lien objectif entre les déficits de mobilité du rachis cervical et les plaintes ou les pathologies des sujets. Pour les cliniciens, donner une interprétation précise aux différentes valeurs angulaires des amplitudes des mouvements du rachis cervical et pouvoir bénéficier d'une aide au diagnostic, constituent un objectif de recherche. Deux auteurs (Dvir et al., 2004 ; Prushanski et al., 2006) introduisent des notions nouvelles à ce sujet . Ils proposent de prendre en compte en plus des valeurs angulaires de mobilité globale des mouvements principaux, les coefficients de variation moyens afin de différencier les sujets asymptomatiques des sujets pathologiques. Prushanski et collaborateurs, dans leurs travaux, montrent que le coefficient moyen de variation des mouvements principaux est un discriminateur plus fort que la somme des valeurs angulaires des mouvements principaux. Il attribue 80% de sensibilité à cet indicateur lorsqu'il est supérieur à 22%. Même si 80% de sensibilité ne constituent pas un score encore suffisant pour faire de la classification rigoureuse et du diagnostic, l'étude de cet indicateur comme élément de différentiation des populations asymptomatiquees et pathologiques nous semble utile. Nous présentons ci-après, sous forme de tableaux synthétiques, les coefficients de variation des mouvements principaux et des mouvements couplés pour chaque plan de mouvement.

Tableau 88. Coefficient de variation dans les populations sur le mouvement principal de Flexion-Extension

Variables	Repères Population	Valeurs	[Min ; Max]	CV
Flexion (°)	Asympto	56,9 ± 7,0	[40,4 ; 70,3]	0,12
	Arth	40,9 ± 17,0	[8,1 ; 69,5]	0,41
	Proth	52,7 ± 10,8	[36,3 ; 73,2]	0,20
	Whip	25,6 ± 10,0	[17,4 ; 40,0]	0,39
Extension (°)	Asympto	63,7 ± 12,8	[34,8 ; 90,9]	0,20
	Arth	36,6 ± 14,9	[8,3 ; 60,5]	0,41
	Proth	41,3 ± 13,8	[20,8 ; 57,7]	0,33
	Whip	20,5 ± 5,0	[16,6 ; 27,8]	0,24
Flexion-extension (°)	Asympto	120,7 ± 15,2	[90,5 ; 147,0]	0,13
	Arth		[23,3 ; 107,3]	0,34
	Proth	77,5 ± 26,4	[57,0 ; 118,6]	0,22
	Whip	94,1 ± 21,1	[36,9 ; 67,7]	0,32

Tableau 89. Coefficient de variation dans les populations sur les mouvements couplés au mouvement principal de Flexion-Extension.

Variables	Repères Population	Valeurs	[Min ; Max]	CV
$Inclinaison_{FLE-EXT}$ (°)	Asympto	6,6 ± 2,7	[3,6 ; 16,9]	0,41
	Arth	6,5 ± 6,6	[1,7 ; 25,4]	1,01
	Proth	4,3 ± 2,0	[2,0 ; 7,6]	0,46
	Whip	5,6 ± 3,5	[3,0 ; 10,6]	0,63
$Rotation_{FLE-EXT}$ (°)	Asympto	6,6 ± 2,5	[3,1 ; 13,0]	0,38
	Arth	6,4 ± 4,0	[2,9 ; 16,4]	0,61
	Proth	6,4 ± 3,0	[3,6 ; 11,7]	0,48
	Whip	2,9 ± 1,4	[1,9 ; 5,0]	0,48

Tableau 90. Coefficient de variation dans les populations sur le mouvement principal d'Inclinaison Latérale

Variables	Repères Population	Valeurs	[Min ; Max]	CV
Inclinaison (°)	Asympto	68,0 ± 21,2	[16,1 ; 116,2]	0,31
	Arth	40,2 ± 16,2	[16,4 ; 62,4]	0,40
	Proth	58,6 ± 14,8	[27,4 ; 73,0]	0,25
	Whip	23,7 ± 16,6	[8,5 ; 45,2]	0,70

Tableau 91. Coefficient de variation dans les populations sur les mouvements couplés au mouvement principal d'inclinaison latérale

Variables	Repères Population	Valeurs	[Min ; Max]	CV
Flexion-extension$_{INC}$ (°)	Asympto	12,4 ± 7,5	[3,6 ; 35,0]	0,61
	Arth	7,9 ± 3,9	[3,5 ; 14,5]	0,49
	Proth	11,4 ± 5,2	[5,9 ; 18,3]	0,46
	Whip	5,1 ± 1,4	[4,0 ; 7,0]	0,28
Rotation$_{INC}$ (°)	Asympto	23,8 ± 11,7	[19,2 ; 117,3]	0,48
	Arth	29,2 ± 9,4	[12,5 ; 45,8]	0,32
	Proth	45,9 ± 17,7	[12,9 ; 67,3]	0,39
	Whip	26,6 ± 3,8	[21,0 ; 29,0]	0,14

Tableau 92. Coefficient de variation dans les populations sur le mouvement principal de Rotation Axiale

Variables	Repères Population	Valeurs	[Min ; Max]	CV
Rotation (°)	Asympto	154,7 ± 15,9	[112,1 ; 183,1]	0,10
	Arth	92,2 ± 28,6	[49,2 ; 134,9]	0,31
	Proth	137,5 ± 24,6	[108,7 ; 179,5]	0,18
	Whip	49,7 ± 20,1	[33,1 ; 77,8]	0,42

Tableau 93. Coefficient de variation dans les populations sur les mouvements couplés au mouvement principal de Rotation Axiale

Variables	Repères Population	Valeurs	[Min ; Max]	CV
Flexion-extension$_{ROT}$ (°)	Asympto	13,9 ± 5,2	[2,7 ; 27,9]	0,37
	Arth	9,2 ± 2,4	[4,9 ; 13,5]	0,26
	Proth	14,3 ± 5,3	[7,2 ; 23,7]	0,37
	Whip	14,1 ± 10,9	[2,5 ; 26,0]	0,78
Inclinaison$_{ROT}$ (°)	Asymptomatique	21,4 ± 8,2	[6,5 ; 39,7]	0,38
	Arth	18,2 ± 7,0	[5,6 ; 27,4]	0,38
	Proth	25,9 ± 6,0	[16,8 ; 31,9]	0,23
	Whip	13,8 ± 7,7	[4,0 ; 20,3]	0,56

A partir de ces données, nous avons comparé nos coefficients de variation moyens avec ceux présentés par Prushanski. Nous avons un coefficient de variation moyen de 18% pour les sujets Asymptomatiques, 38% chez les sujets « Arthrodèse », 24% chez les sujets « Prothèse » et 43% chez les sujets « Whiplash ».

Nous constatons que les sujets « Arthrodèse », qui sont, pour nous, les sujets « contrôles pathologiques », sont effectivement au dessus du score de 22%. Les sujets « Whiplash » sont également au dessus de 22%, cependant compte tenu de leur faible population nous qualifierons ces résultats de « résultats tendanciels ».

Par ailleurs, nous avons évalué les coefficients de variation moyens sur nos deux mouvements complexes. Les résultats sont quasi identiques à ceux trouvés sur les mouvements principaux. En effet, la moyenne du score du coefficient de variation des sujets Asymptomatiques est de 23%, de 40 % pour les sujets « Arthrodèse », de 24% pour les sujets « Prothèse » et de 35 % pour les sujets « Whiplash ».

Nous présentons ci-après, sous forme de tableaux synthétiques, les coefficients de variation des mouvements composant nos mouvements complexes (HD-HG).

Tableau 94. Coefficient de variation dans les populations sur le mouvement complexe H-D.

Variables	Repères Population	Valeurs	[Min ; Max]	CV
Flexion (°)	Asympto	56,8 ± 16,3	[32,0 ; 105,8]	0,29
	Arth	41,2 ± 12,5	[18,2 ; 58,1]	0,30
	Proth	55,1 ± 9,0	[44,1 ; 68,6]	0,16
	Whip	26,3 ± 10,0	[15,0 ; 36,1]	0,38
Inclinaison (°)	Asympto	36,3 ± 9,5	[16,6 ; 59,3]	0,26
	Arth	28,6 ± 12,6	[14,5 ; 48,4]	0,44
	Proth	30,7 ± 12,1	[11,4 ; 53,2]	0,39
	Whip	13,4 ± 5,0	[7,5 ; 18,6]	0,37
Rotation (°)	Asymptomatique	119,4 ± 22,3	[35,1 ; 154,4]	0,19
	Arth	63,0 ± 21,8	[25,9 ; 103,6]	0,35
	Proth	106,8 ± 27,1	[72,1 ; 154,4]	0,25
	Whip		[20,4 ; 58,0]	0,49

Tableau 95. Coefficient de variation dans les populations sur le mouvement complexe H-G.

Variables	Repères Population	Valeurs	[Min ; Max]	CV
Flexion (°)	Asymptomatique	62,5 ± 14,5	[23,1 ; 105,8]	0,23
	Arth	41,8 ± 18,6	[15,5 ; 70,0]	0,44
	Proth	50,2 ± 9,6	[35,6 ; 62,8]	0,19
	Whip	34,0 ± 12,9	[20,6 ; 46,7]	0,38
Inclinaison (°)	Asymptomatique	35,7 ± 7,7	17,4 ; 50,2]	0,22
	Arth	25,8 ± 10,2	[10,1 ; 44,5]	0,40
	Proth	33,4 ± 7,9	[22,9 ; 44,9]	0,24
	Whip	20,1 ± 6,1	[14,3 ; 28,2]	0,30
Rotation (°)	Asymptomatique	115,3 ± 20,7	[68,9 ; 152,3]	0,18
	Arth		[20,8 ; 107,3]	0,46
	Proth	57,3 ± 26,3	[69,7 ; 124,9]	0,18
	Whip	97,6 ± 17,6	[33,1 ; 45,9]	0,15
		38,0 ± 5,7		

Enfin, nous avons regardé pour notre part si la moyenne des coefficients de variation des mouvements couplés pouvait être interprétée de la même manière que celle des mouvements principaux. Le résultat est que les écarts des valeurs entre les populations ne permettent pas de les différencier.

CONCLUSION et PERSPECTIVES

Dans le cadre de ce travail, nous avons réalisé une étude cinématique tridimensionnelle du rachis cervical avec un système de type Motion Analysis chez des sujets Asymptomatiques et des sujets pathologiques.

La littérature comporte de nombreuses études et apporte beaucoup de données sur les mouvements principaux des sujets asymptomatiques avec, comme caractéristique, la variabilité importante des valeurs angulaires des amplitudes des mouvements principaux. En revanche, on recense très peu de données sur les mouvements couplés. Concernant les sujets pathologiques, les études sont moins nombreuses que sur les sujets Asymptomatiques et les données sur les mouvements couplés sont encore au stade embryonnaire. L'objectif principal de notre travail a donc consisté à recueillir des données susceptibles d'abonder les bases existantes et de tenter de fournir quelques données complémentaires.

La mise au point d'un prototype expérimental opérationnel au service d'un protocole spécifique avait pour but d'intégrer certains paramètres qui, au regard de la littérature, sont susceptibles d'influencer les résultats obtenus. Ainsi, avons-nous essayé de contrôler la position de référence de chaque sujet et les compensations des mouvements oculaires dans la relation oculo-céphalogyre, mais aussi de quantifier les mouvements compensatoires des épaules au cours des mouvements principaux et couplés.

Les travaux existants n'offrent pas de consensus quant à la définition d'un repère thorax pour l'étude des mobilités du rachis cervical. C'est ce constat qui nous a conduit à chercher à définir un repère thorax le plus rigide et fiable possible. Ce repère ainsi optimisé était matérialisé par des localisations de marqueurs sur le Sternum, en regard du processus épineux de T3 et un dernier marqueur était placé sur le rachis thoracique dans l'alignement horizontal du repère sternum dénommé dans notre étude TH6.

L'étude de la population asymptomatique (composée de 42 sujets, hommes et femmes, répartis par tranches d'âge) a montré que, chez le sujet asymptomatique, on n'observait pas d'effet du genre et que l'effet de l'âge était limité au mouvement d'inclinaison latérale et à son mouvement couplé de flexion-extension.

La question du couplage de la rotation à l'inclinaison latérale et vice versa, a également fait l'objet d'un traitement. Le problème était précisément de savoir si l'on pouvait avancer que les sujets Asymptomatiques avaient des amplitudes de mouvement symétriques entre l'inclinaison droite et gauche et si cette symétrie se retrouvait pour les mouvements couplés associés à ces mouvements d'inclinaison, et vice versa pour la rotation.

Les résultats montrent que le mouvement d'inclinaison latérale et son mouvement couplé de rotation sont symétriques chez les sujets asymptomatiques. Les mouvements complexes HD et HG sont également symétriques pour les composantes essentielles qui constituent ce mouvement, c'est-à-dire l'inclinaison latérale et la rotation axiale.

La comparaison avec une population pathologique, de type « Arthrodèse » était particulièrement nécessaire. En effet, la population « Arthrodèse» est une population caractéristique d'un point de vue « pathologique » en raison de la rigidité de certaines zones articulaires.

Les résultats montrent que le groupe « Arthrodèse » réalise 67% de l'amplitude de mobilité du groupe « Asymptomatique ». Par ailleurs, les mouvements couplés que nous avons qualifiés « d'adaptation posturale » sont augmentés, ce qui signifie que ces sujets ont plus de difficulté à contrôler la direction du mouvement.

Pour le mouvement d'inclinaison latérale, le groupe « Arthrodèse » réalise 76% de l'amplitude de mobilité du groupe « Asymptomatique ». L'amplitude du mouvement couplé de flexion-extension est augmentée, ce qui signifie là aussi que les sujets ont plus de difficulté à contrôler la direction du mouvement. L'amplitude du véritable mouvement de couplage (la rotation) est diminuée, ce qui signifie que les possibilités de compensations ne sont pas suffisantes pour opérer des compensations identiques à celles d'un sujet Asymptomatique.

Pour le mouvement de rotation axiale, le groupe « Arthrodèse » réalise 60% de l'amplitude de mobilité du groupe « Asymptomatique ». Les amplitudes des mouvements couplés de flexion-extension sont augmentées, les sujets ont plus donc plus de difficulté à contrôler la direction du mouvement que les sujets asymptomatiques. L'amplitude du véritable mouvement de couplage (l'inclinaison latérale) est équivalente ce qui signifie que les compensations sont importantes. Ainsi, au-delà des valeurs des amplitudes des mouvements couplés, cette étude nous a permis de distinguer les mouvements couplés de faible amplitude attribués à des adaptations posturales des

véritables mouvements couplés qui ont des valeurs d'amplitudes plus élevées et qui sont des couplages au sens mécanique du terme.

De plus, le sujet « arthrodèse » réalise des mouvements dissymétriques au cours du mouvement principal d'inclinaison latérale (droite *vs* gauche) et également au cours des mouvements complexes (pour les composantes d'inclinaison et de rotation).

En conséquence, notre hypothèse selon laquelle les sujets asymptomatiques pourraient avoir des amplitudes symétriques et les sujets pathologiques des amplitudes dissymétriques semble résister aux faits. Par ailleurs, nous avons pu vérifier que nos mouvements complexes présentaient l'intérêt de regrouper les ingrédients potentiellement capables de différencier les populations asymptomatiques des populations pathologiques.

L'étude des amplitudes des mouvements couplés dans la population « Prothèse » montre que les sujets « Prothèse » semblent rétablir des paramètres de mobilité qui sont proches de ceux des sujets « Asymptomatiques ». Il y a en effet peu de différence entre les amplitudes des deux groupes.

Par ailleurs, ce travail montre également que l'indépendance des mouvements scapulaires par rapport au thorax se traduit par des mouvements compensatoires des épaules. Ces mouvements peuvent représenter de 6 à 45% des valeurs angulaires des mouvements principaux ou couplés suivant les plans de mouvements. Il semble donc utile de les identifier, de les quantifier et de les intégrer dans les études du mouvement du rachis cervical afin de minimiser les sources d'erreurs et d'interprétations.

Dans notre étude, les références à l'angle tragus montraient que grâce au type de protocole employé, l'ensemble des populations se repositionne correctement par rapport à la position initiale de départ. Cette information peut favoriser le contrôle de la reproductibilité des positions de départ des sujets avant la réalisation des mouvements. C'est donc un apport méthodologique utile.

Des études complémentaires sur des échantillons plus importants de population seront nécessaires pour consolider ces premiers éléments et leur donner une base statistique plus robuste.

En dépit de ce besoin de consolidation, nos résultats ouvrent des perspectives et offrent des repères pour les études ultérieures.

Ainsi la qualification d'un repère thorax fonctionnel, la symétrie de mouvement, l'analyse d'un mouvement complexe dans deux directions opposées et strictement symétriques (qui nécessite, pour sa réalisation, d'effectuer une combinaison de flexion,

d'inclinaison latérale et de rotation) méritent probablement d'être intégrés à de futures études. L'analyse cinématique des mouvements complexes pourraient caractériser un sujet pathologique et le différencier d'un sujet Asymptomatique, et ce, d'autant que les composantes essentielles de ce mouvement sont définies par de l'inclinaison et de la rotation.

Il n'est pas indifférent pour les cliniciens de disposer d'un test ayant des qualités de spécificité et de sensibilité qui permettent de différencier les sujets pathologiques des sujets Asymptomatiques. Par ailleurs, l'utilisation du protocole et de la méthode d'analyse mis en place sur des populations ciblées en fonction des applications dans le domaine clinique mais aussi ergonomique (définition d'un poste de travail ou de conduite) peut être un apport utile.

Il semble par ailleurs fécond de coupler aux analyses cinématiques des populations Asymptomatiquees et pathologiques le calcul des centres instantanés de rotation (CIR) (et leur comparaison entre populations). Ceci suppose de réaliser des clichés radiologiques, ou un minimum d'examen invasif, afin de rapporter les positions des CIR par rapport à chaque rachis cervical. Il importe d'en tenir compte.

Enfin, le fait de pouvoir, comme nous l'avons tenté, analyser à posteriori certaines courbes ou certains comportements gestuels, en revoyant le film vidéo enregistré de manière synchronisée, nous semble présenter un intérêt méthodologique à souligner.

Pour conclure, on peut, sans toutefois en ignorer les limites, considérer ces travaux comme présentant un double intérêt.

D'abord, celui de confirmer certains résultats déjà observés, et celui de mettre en évidence des éléments nouveaux susceptibles de favoriser des approches de recherche renouvelées. Cela, à la fois d'un point de vue méthodologique et d'un point de vue fonctionnel grâce, notamment, à l'analyse des mouvements couplés.

Ensuite, celui de fournir aux cliniciens des repères pour agir dans la mesure où le travail du praticien peut être éclairé par la mise en évidence de certains phénomènes ou mécanismes liés aux pathologies les plus courantes, dans un domaine encore assez peu exploré comme l'est celui du rachis cervical.

Notre contribution d'ensemble demeure relative aux contraintes liées à nos populations d'études et aux limites des explorations réalisées. C'est souvent le lot des travaux qui utilisent comme modèle biologique des individus humains caractérisés par des pathologies dont par définition on ne peut provoquer l'apparition.

Dès lors, l’expérimentation demeure une observation animée dont les produits ne sont pas moins nécessaires à la recherche et à la pratique que ceux obtenus en situation expérimentale proprement dite.

Table des Figures

Figure 1. Plans anatomiques de référence **9**

Figure 2. D'après Dufour (Dufour M.2007). Sternum, vue de face (a) et de profil (b). **10**

Figure 3. D'après Kapandji (Kapandji I A. 2007). Le crâne et le rachis cervical. **11**

Figure 4. D'après Dufour (Dufour M., 2007). Vertèbres types en vue antérieure (a), supérieure (b), postérieure (c), latérale (d) et postéro-latéro-supérieure en vue éclatée (e). **12**

Figure 5. D'après Dufour (Dufour M., 2007). La colonne cervicale vue de profil **12**

Figure 6. D'après Dufour (Dufour M., 2007).Vertèbres cervicales en vues antérieure (a), supérieure (b), postérieure (c), latérale (d) et postéro-latéro-supérieure en vue éclatée (e). **13**

Figure 7. D'après Dufour (Dufour M., 2007). Les articulations inter corporéales (d'après Dufour). **13**

Figure 8. Les articulations inter apophysaires postérieures **14**

Figure 9. D'après Kapandji. Les articulations unco-vertébrales. **14**

Figure 10. D'après Dufour (Dufour M., 2007). Configuration de l'atlas (première cervicale) **14**

Figure 11. D'après Dufour (Dufour M., 2007). L'axis (2ème cervicale) en vues antérieure (a), supérieure (b), postérieure (c), latérale (d), et postéro-latéro-supérieure en vue éclatée (e). **15**

Figure 12. D'après Dufour (Dufour M., 2007). Ligament nucal..... **19**

Figure 13. D'après Dufour (Dufour M., 2007). Ligament de la jonction crânio cervicale en coupe sagittale (a) et caricaturée (b). **19**

Figure 14. Modèle mécanique de l'articulation entre l'occiput et l'atlas. **20**

Figure 15. D'après Dufour (Dufour M, Pillu M. 2005). L'odontoïde (grisé sur le schéma) est en avant de l'atlas **21**

Figure 16. D'après Dufour (Dufour M, Pillu M. 2005). L'odontoïde est coincée entre l'arc antérieur de l'atlas et le ligament transverse (hachuré) **22**

Figure 17. D'après Dufour (Dufour M, Pillu M. 2005). Dans le plan transversal (a), la fossette articulaire supérieure de l'atlas est ovalaire : son rayon de courbure antérieur est plus grand que le postérieur. Dans le plan sagittal (b), c'est le rayon de courbure antérieur qui est plus petit. Dans le

plan frontal (c), on observe que la partie antérieure est plus verticale que la postérieure **22**

Figure 18. D'après Dufour (Dufour M, Pillu M. 2005). La double diagonale des interlignes C0-C1 et C1-C2, sans disque, est un facteur de stabilité osseuse très important (traits pleins (tangents aux plateaux supérieurs des masses latérales de l'atlas) et pointillés (tangents aux condyles occipitaux) ne sont pas alignés). **23**

Figure 19. D'après Dufour (Dufour M, Pillu M. 2005). Dans les rotations, les masses latérales de l'atlas viennent se placer dans la portion basse de la surface convexe de l'axis (a) ; il s'en suit un léger abaissement (b), comme si l'on faisait pivoter un cylindre rétréci en son milieu sur un autre cylindre. **24**

Figure 20. D'après Dufour (Dufour M, Pillu M. 2005). Les deux faisceaux entrecroisés des ligaments alaires (1), freinent les rotations de l'occipital (2) sur le rachis cervical supérieur, dans les deux sens (a). En pointillé gras : l'occipital, en pointillé maigre le cadre servant à la schématisation. (c) rotation à gauche, (d) rotation à droite de C1. ..... **24**

Figure 21. D'après Kapandji. Disposition des processus articulaires (inclinaison sur l'horizontale des articulations apophysaires postérieures en bleu). L'inclinaison latérale induit de la rotation de même sens et vice versa pour la rotation (Harrison et al, 2000b)..... **25**

Figure 22. Les possibilités mécaniques d'organisation de la rotation entre l'atlas et l'axis. **26**

Figure 23. Combinaisons gestuelles à partir des mouvements d'inclinaison et de rotation cervicale **26**

Figure 24. D'après Dufour (Dufour M, Pillu M. 2005). La lordose physiologique tend à s'accentuer avec le poids de la tête (a). La situation légèrement antérieure de la ligne gravitaire de la tête tend à provoquer la flexion du cou (b). Ces deux mécanismes se combinent et s'équilibrent. **27**

Figure 25. D'après Dufour (Dufour M, Pillu M. 2005). Il existe un décalage entre l'aplomb de C0-C1 et celui de C1-C2, ce qui tend à faire basculer C1 en extension. **28**

Figure 26. D'après Dufour (Dufour M, Pillu M. 2005). En position neutre le centre de gravité de la tête est légèrement antérieur. En extension de C0-C1 (tirets), il recule un peu.Avec l'extension de C1-C2 (pointillé), il recule encore plus. **28**

Figure 27. D'après Dufour (Dufour M, Pillu M. 2005). Transmission des contraintes (d'après Maestro) :

l'odontoïde n'est pas un simple axe de rotation mais aussi un os porteur. **29**

Figure 28. Arthrodèse cervicale antérieure selon la technique de Smith et Robinson. discectomie et insertion d'un greffon intercorporéal le plus souvent prélevé au niveau de la crête iliaque. **42**

Figure 29. Arthrodèse cervicale antérieure selon la technique de Cloward. Cylindre osseux encastré entre les 2 vertèbres (a) vue de face, (b) vue de profil (Cloward, 1988). **42**

Figure 30. Arthrodèse cervicale antérieure selon la technique de Bailey et Badgley. Utilisation d'un greffon iliaque tri cortical..... **43**

Figure 31. Arthrodèse cervicale antérieure selon la technique de Verbiest. Le greffon est cunéiforme pour éviter la mobilisation dorsale et conserver la lordose. Conservation d'un rebord antérieur pour empêcher son expulsion. **43**

Figure 32. Arthrodèse cervicale antérieure selon la technique de Simmons. Le greffon iliaque est encastré en « queue d'aronde ». **43**

Figure 33. Point d'entrée de la vis : au milieu du massif articulaire..... **44**

Figure 34. Abord par voie postérieure. Réduction de C5-C6 par plaques et vis articulaires..... **44**

Figure 35. Plaque de Sénégas. Acier inoxydable et vis de 3,5 mm..... **45**

Figure 36. Plaque de Moscher en titane. Vis cervicale à tête d'expansion, longueur 14 mm et diamètre 4 mm. Cône d'expansion de 1,8 mm. **45**

Figure 37. Ostéosynthèse par voie antérieure. Fixation par plaque et vis bi corticale..... **45**

Figure 38. Exemple de cage en titane..... **47**

Figure 39. Exemple de cage en Poly Ether Ether Ketone (PEEK.)..... **47**

Figure 40. Introduction de la cage dans l'espace inter-somatique..... **47**

Figure 41. Exemple de fixation de la cage. **48**

Figure 42. Modèle de cage plaque type (cage-plaque PCB Scient'x). **48**

Figure 43. Biocage, (utilisée dans le cadre d'une corporectomie) fixée par un type de plaques antérieures très fines, légèrement galbées, de 1 à 1.5 millimètre d'épaisseur. **48**

Figure 44. La prothèse métal-polyuréthane imaginée par Bryan 1990..... **57**

Figure 45. La prothèse métal-métal de type Bristol ou Prestige décrite par Cummins..... **61**

Figure 46. La prothèse Prodisc-C de Marnay et Bertagnoli (plateaux en chrome, cobalt, molybdène et noyau en polyéthylène). **63**

Figure 47. Prothèse Discoserv(a, b, c.)

a) vue supérieure de la prothèse

b) vue latérale : la partie convexe en céramique est située sur le plateau supérieur

c) l'élément de céramique supérieur est composé d'alumine (AL203 ISO 6474 type A) et l'élément inférieur est composé de Zirconium (ZrO2HfO2Y2O3 ISO 13356). Ces 2 céramiques ont montré leurs qualités tribologiques et leurs faibles taux d'usure. **64**

Figure 48. Prothèse de type PCM (Porous-Coated Motion) **65**

Figure 49. Prothèse Cervicore (métal sur métal)..... **66**

Figure 50. Inclinomètre à gravité de type Lobel et son mode d'utilisation. **84**

Figure 51. Inclinomètre électronique type Cybex 320 EDI et son mode d'utilisation **84**

Figure 52. Cervical Range of Motion et son mode d'utilisation. **85**

Figure 53. Cervical Spine Motion Analyser et son mode d'utilisation. **86**

Figure 54. Space System ou Fastrack (Polhémus) **87**

Figure 55. Système ultra son de type Zebris et son mode d'utilisation. **87**

Figure 56. Système vidéo fluoroscopique Philips diagnost 97 et son mode d'utilisation. **88**

Figure 57. Les systèmes optoélectroniques. Caméras et suivi de trajectoires de mouvement.(Motion Analysis)..... **89**

Figure 58. D'après Ishii (Ishii et al., 2006). Mobilité intervertébrale dans le rachis cervical inférieur lors de l'inclinaison latérale. **95**

Figure 59. D'après Ishii (Ishii et al., 2006). Les couplages au niveau du rachis cervical lors de l'inclinaison latérale. **96**

Figure 60. Schématisation du fauteuil. **134**

Figure 61. Prototype, fauteuil, installation d'un sujet, exemple de réalisation d'un mouvement complexe. **135**

Figure 62. Photo du casque instrumenté. **135**

Figure 63. Photo des types de lunettes utilisées. Bleu pour vision normale. Rouge pour poser sur les lunettes existantes. **136**

Figure 64. Installation du sujet. Contre appui bassin lombaire, tronc vertical, réglage de l'axe de la potence par rapport à l'axe

du regard. Marqueurs du casque dans un plan horizontal parallèle à l’axe du regard. **138**

Figure 65. Points de repérage anatomique et emplacement des marqueurs.Les marqueurs TH6 et TH8 sont alignés dans un même plan horizontal. **139**

Figure 66: Définition du repère lié au casque. **159**

Figure 67. Emplacements anatomique des marqueurs **160**

Figure 68. Repères tête et thorax. **160**

Table des Tableaux

Tableau 1. Section moyenne (male 50ème percentile ; en cm2) des muscles du rachis cervical d'après Van Ee (Van Ee et al., 2000)……..... **18**

Tableau 2. Découvrement des surfaces articulaires postérieures (Onan et al., 1998) **30**

Tableau 3. Prévalence des cervicalgies…… ..... …**37**

Tableau 4. Incidence des traumatismes cervicaux avec accélération-décélération (TAD20) et prévalence des pathologies associées aux TAD. **75**

Tableau 5. Classification A.I.S. (Abbreviated Injury Scale). **76**

Tableau 6. Classification QTF des lésions du cou **77**

Tableau 7. Mobilité inter-segmentaire en flexion-extension. Valeurs moyennes des amplitudes inter segmentaires exprimées en degrés (écart-type). **91**

Tableau 8. Mobilité inter-segmentaire en inclinaison latérale. Valeurs moyennes des amplitudes inter segmentaires exprimées en degrés (écart-type). **92**

Tableau 9. Mobilité inter-segmentaire en rotation axiale. Valeurs moyennes des amplitudes inter segmentaires exprimées en degrés (écart-type) **92**

Tableau 10. Translation des corps vertébraux en flexion-extension et inclinaison latérale d'après Watier (Watier, 1997). **93**

Tableau 11. Translation antéro postérieure et valeurs limites sur une population de 140 sujets (d'après Reitman, 2004b) **94**

Tableau 12. Flexion-Extension. Valeurs moyennes des amplitudes angulaires exprimées en degrés (écart-type). **99**

Tableau 13. Inclinaison latérale. Valeurs moyenne des amplitudes angulaires exprimées en degrés (écart-type)..... **100**

Tableau 14. Rotation Axiale. Valeurs moyennes des amplitudes angulaires exprimées en degrés (écart-type). **101**

Tableau 15. Mouvements couplés dans la flexion-extension. Valeurs moyennes des amplitudes angulaires exprimées en degrés [Minimum; Maximum], (écart-type). **102**

Tableau 16. Mouvements couplés dans l'inclinaison latérale. Valeurs moyennes des amplitudes angulaires exprimées en degrés [Minimum; Maximum], (écart-type). **103**

Tableau 17. Mouvements couplés dans la rotation axiale. Valeurs moyennes des amplitudes angulaires exprimées en degrés [Minimum; Maximum], (écart-type). **104**

Tableau 18. Valeur de l'erreur angulaire en degré (moyenne), [minimum-maximum]. **107**

Tableau 19. Valeurs angulaires de la mobilité thoracique..... **108**

Tableau 20. Caractéristiques démographiques et physiques des sujets Asymptomatiques. **131**

Tableau 21. Caractéristiques démographiques et cliniques du groupe Arthrodèse. **132**

Tableau 22. Caractéristiques démographiques et cliniques du groupe Prothèse. **133**

Tableau 23. Caractéristiques démographiques et cliniques du groupe Whiplash. **133**

Tableau 24. Caractéristiques démographiques et Genre de la population. **143**

Tableau 25. Valeurs des moyennes des variations de distances entre marqueurs **146**

Tableau 26. Valeurs des moyennes des déformations des triplets **147**

Tableau 27. Comparaison des variations de distance entre un marqueur et tous les autres. **148**

Tableau 28. Comparaison des déformations de triplets. **149**

Tableau 29. Comparaison des variations de distance entre un marqueur et tous les autres. **150**

Tableau 30. Comparaison des déformations de triplets..... **151**

Tableau 31. Comparaison des variations de distance entre un marqueur et tous les autres. **152**

Tableau 32. Comparaison des déformations de triplets. **153**

Tableau 33. Comparaison des variations de distance entre un marqueur et tous les autres. **154**

Tableau 34. Comparaison des déformations de triplets..... **155**

Tableau 35. Comparaison des variations de distance entre un marqueur et tous les autres. **156**

Tableau 36. Comparaison des déformations de triplets..... **157**

Tableau 37. Âge des différents groupes. **166**

Tableau 38. Âge des différents groupes. **167**

Tableau 39. Âge des sujets femmes et hommes dans chacun des groupes. **167**

Tableau 40. Effet du genre dans chacun des groupes au cours du mouvement principal de flexion..... **169**

Tableau 41. Effet du genre dans chacun des groupes au cours du mouvement principal d'extension. **170**

Tableau 42. Effet du genre dans chacun des groupes au cours du mouvement principal total de flexion-extension. **170**

Tableau 43. Effet du genre dans chacun des groupes au cours du mouvement principal d'inclinaison latérale..... **171**

Tableau 44. Effet du genre dans chacun des groupes au cours du mouvement principal de rotation axiale. **172**

Tableau 45. Effet de l'âge chez les sujets Asymptomatiques au cours du mouvement principal de flexion-extension et des mouvements couplés..... **173**

Tableau 46. Effet de l'âge chez les sujets Asymptomatiques au cours du mouvement principal d'inclinaison latérale et des mouvements couplés..... **174**

Tableau 47. Effet de l'âge chez les sujets Asymptomatiques au cours du mouvement principal de rotation axiale et des mouvements couplés. **174**

Tableau 48. Effet de la symétrie chez les sujets Asymptomatiques au cours des mouvements principaux d'inclinaisons latérales droite et gauche et des mouvements couplés de rotations axiales.. ..... **176**

Tableau 49. Effet de la symétrie chez les sujets Asymptomatiques au cours des mouvements principaux de rotations axiales droite et gauche et des mouvements couplés d'inclinaisons latérales. **177**

Tableau 50. Effet de la symétrie chez les sujets Asymptomatiques au cours des mouvements complexes droite et gauche. **177**

Tableau 51. Effet du groupe au cours des mouvements principaux..... **178**

Tableau 52. Effet du groupe au cours des mouvements principaux..... **179**

Tableau 53. Comparaison entre Asymptomatique (40-55 ans) et Arthrodèse au cours du mouvement principal de flexion-extension et de ses mouvements couplés et compensatoires.. ..... **180**

Tableau 54. Comparaison entre Asymptomatique (40-55 ans) et Arthrodèse au cours du mouvement principal d'inclinaison latérale et de ses mouvements couplés et compensatoires..... **181**

Tableau 55. Comparaison entre Asymptomatique (40-55 ans) et Arthrodèse au cours du mouvement principal de rotation axiale et de ses mouvements couplés et compensatoires..... **182**

Tableau 56. Comparaison entre Asymptomatique (groupe entier) et Prothèse au cours du mouvement principal de flexion-extension et de ses mouvements couplés et compensatoires.. ..... **183**

Tableau 57. Comparaison entre Asymptomatique (groupe entier) et Prothèse au cours du mouvement principal d'inclinaison latérale et de ses mouvements couplés et compensatoires..... **184**

Tableau 58. Comparaison entre Asymptomatique (groupe entier) et Prothèse au cours du mouvement principal de rotation axiale et de ses mouvements couplés et compensatoires.. ..... **184**

Tableau 59. Effet du groupe au cours des mouvements principaux..... **186**

Tableau 60. Comparaison entre Asymptomatique (40-55 ans) et Whiplash au cours du mouvement principal de flexion-extension et de ses mouvements couplés et compensatoires..... **187**

Tableau 61. Comparaison entre Asymptomatique (40-55 ans) et Whiplash au cours du mouvement principal d'inclinaison latérale et de ses mouvements couplés et compensatoires..... **188**

Tableau 62. Comparaison entre Asymptomatique (40-55 ans) et Whiplash au cours du mouvement principal de rotation axiale et de ses mouvements couplés et compensatoires..... **189**

Tableau 63. Comparaison entre Arthrodèse et Prothèse au cours du mouvement principal de flexion-extension et de ses mouvements couplés et compensatoires.. **190**

Tableau 64. Comparaison entre Arthrodèse et Prothèse au cours du mouvement principal d'inclinaison latérale et de ses mouvements couplés et compensatoires.. **191**

Tableau 65. Comparaison Arthrodèse et Prothèse au cours du mouvement principal de rotation axiale et de ses mouvements couplés et compensatoires. **192**

Tableau 66. Effet de la symétrie chez les sujets arthrodèse au cours des mouvements principaux d'inclinaisons latérales droite et gauche et des mouvements couplés de rotations axiales. **193**

Tableau 67. Effet de la symétrie chez les sujets arthrodèse au cours des mouvements principaux de rotations axiales droite et gauche et des mouvements couplés d'inclinaisons latérales. **194**

Tableau 68. Effet de la symétrie chez les sujets arthrodèse au cours des mouvements complexes droite et gauche. **194**

Tableau 69. Effet de la symétrie chez les sujets prothèse au cours des mouvements principaux d'inclinaisons latérales droite et gauche et des mouvements couplés de rotations axiales.. **195**

Tableau 70. Effet de la symétrie chez les sujets prothèse au cours des mouvements principaux de rotations axiales droite et gauche et des mouvements couplés d'inclinaisons latérales. **195**

Tableau 71. Effet de la symétrie chez les sujets prothèse au cours des mouvements complexes droite et gauche. **196**

Tableau 72. Effet de la symétrie chez les sujets whiplash au cours des mouvements principaux d'inclinaisons latérales droite et gauche et des mouvements couplés de rotations axiales. . **197**

Tableau 73. Effet de la symétrie chez les sujets whiplash au cours des mouvements principaux de rotations axiales droite et gauche et des mouvements couplés d'inclinaisons latérales. **197**

Tableau 74. Effet de la symétrie chez les sujets prothèses au cours des mouvements complexes droite et gauche. **198**

Tableau 75. Variation de l'angle tragus sur l'ensemble des populations. **199**

Tableau 76. Comparaison intra et inter dispositif pour la Flexion-Extension. **201**

Tableau 77. Comparaison de nos valeurs angulaires de Flexion-Extension. **202**

Tableau 78. Comparaison intra et inter dispositif pour les Inclinaisons latérales. **203**

Tableau 79. Comparaison de nos valeurs angulaires pour les Inclinaisons latérales. **204**

Tableau 80. Comparaison intra et inter dispositif pour les Rotations Axiales. **205**

Tableau 81. Comparaison de nos valeurs angulaires pour les Rotations Axiales. **206**

Tableau 82. Mouvements couplés dans la flexion-extension **208**

Tableau 83. Mouvements couplés dans la flexion-extension dans notre étude **209**

Tableau 84. Mouvements couplés dans l'inclinaison latérale (études de la littérature). **211**

Tableau 85. Mouvements couplés dans l'inclinaison latérale dans notre étude **212**

Tableau 86. Mouvements couplés dans la rotation axiale (études de la littérature) **213**

Tableau 87. Mouvements couplés dans la rotation axiale dans notre étude. **214**

Tableau 88. Coefficient de variation dans les populations sur le mouvement principal de Flexion-Extension. **224**

Tableau 89. Coefficient de variation dans les populations sur les mouvements couplés au mouvement principal de Flexion-Extension. **224**

Tableau 90. Coefficient de variation dans les populations sur le mouvement principal d'Inclinaison Latérale **225**

Tableau 91. Coefficient de variation dans les populations sur les mouvements couplés au mouvement principal d'inclinaison latérale. **225**

Tableau 92. Coefficient de variation dans les populations sur le mouvement principal de Rotation Axiale. **225**

Tableau 93. Coefficient de variation dans les populations sur les mouvements couplés au mouvement principal de Rotation Axiale **226**

Tableau 94. Coefficient de variation dans les populations sur le mouvement complexe H-D **227**

Tableau 95. Coefficient de variation dans les populations sur le mouvement complexe H-G **228**

Liste des abréviations

Asymptomatique :	Sujets Asymptomatiques
Arth :	Sujets « arthrodèse »
Proth :	Sujets « prothèse »
Whip :	Sujets whiplash
Flexion :	Mouvement principal de flexion
Extension :	Mouvement principal d'extension
Flexion-extension :	Amplitude totale du mouvement principal de flexion-extension
Inclinaison$_{FLE-EXT}$:	Mouvement couplé d'inclinaison lors du mouvement principal de flexion-extension
Rotation$_{FLE-EXT}$:	Mouvement couplé de rotation lors du mouvement principal de flexion-extension
INCepa $_{FLE-EXT}$:	Mouvement compensatoire d'inclinaison d'épaule lors du mouvement principal de flexion-extension
ROTepa $_{FLE-EXT}$:	Mouvement compensatoire de rotation d'épaule lors du mouvement principal de flexion-extension
Inclinaison :	Amplitude totale du mouvement principal d'inclinaison latérale

Flexion-extension$_{INC}$	Mouvement couplé de flexion-extension lors du mouvement principal d'inclinaison latérale
Rotation$_{INC}$:	Mouvement couplé de rotation lors du mouvement principal d'inclinaison latérale
INCepa $_{INC}$:	Mouvement compensatoire d'inclinaison d'épaule lors du mouvement principal d'inclinaison latérale
ROTepa $_{INC}$:	Mouvement compensatoire de rotation d'épaule lors du mouvement principal d'inclinaison latérale
Rotation :	Amplitude totale du mouvement principal de rotation axial
Flexion-extension$_{ROT}$	Mouvement couplé de flexion-extension lors du mouvement principal de rotation axial
Inclinaison $_{ROT}$:	Mouvement couplé d'inclinaison lors du mouvement principal de rotation axial
INCepa $_{ROT}$:	Mouvement compensatoire d'inclinaison d'épaule lors du mouvement principal de rotation axial
ROTepa $_{ROT}$:	Mouvement compensatoire de rotation d'épaule lors du mouvement principal de rotation axial
Vs :	Versus

BIBLIOGRAPHIE

Aasa U, Barnekow-Bergkvist M, Angquist KA, Brulin C. Relationships between work-related factors and disorders in the neck-shoulder and low-back region among female and male ambulance personnel. J of Occup Health 2005;47(6):481-9.

Alaranta H, Hurri H, Heliövaara M, Soukka A, Harju R. Flexibility of the spine : normative values of goniometric and tape measurements. Scand J Rehabil Med 1994;26:147-57.

Alund M, Larsson SE. Three-dimensional analysis of neck motion : a clinical method. Spine 1990;15:87-91.

An HS, Wise JJ, Xu R. Anatomy of the cervicothoracic junction : a study of cadaveric dissection, cryomicrotomy, and magnetic resonance imaging. J Spinal Disord 1999;12(6):519-25.

ANAES. Masso-kinésithérapie dans les cervicalgies communes et dans le cadre du "coup du lapin" ou whiplash. Recommandations professionnelles. Agence nationale d'accréditation et d'évaluation en santé. mai 2003.

Andersen JH, Kaergaard A, Frost P, Thomsen JF, Bonde JP, Fallentin N, Borg V, Mikkelsen S. Physical, psychosocial, and individual risk factors for neck/shoulder pain with pressure tenderness in the muscles among workers performing monotonous, repetitive work. Spine 2002;27:660-7.

Anderson PA, Rouleau JP. Intervertebral disc arthroplasty. Spine 2004;29:2779-86.

Anderson PA, Rouleau JP, Bryan VE, Carlson CS. Wear analysis of the Bryan cervical disc prosthesis. Spine 2003;28:S186-94.

Andersson HI, Ejlertsson G, Leden I, Rosenberg C. Chronic pain in a geographically defined general population : studies of differences in age, gender, social class, and pain localization. Clin J Pain 1993;9:174-82.

Antonaci F, Bulgheroni M, Ghirmai S, Lanfranchi S, Dalla TE, Sandrini G, Nappi G. 3D kinematic analysis and clinical evaluation of neck movements in patients with whiplash injury. Cephalalgia 2002;22:533-42.

Ariens GA, Bongers PM, Douwes M, Miedema MC, Hoogendoorn WE, Van der Wal G, Bouter LM, Van Mechelen W. Are neck flexion, neck rotation, and sitting at work risk factors for neck pain ? Results of a prospective cohort study. Occup Environ Med 2001;58:200-7.

Ariens GA, Bongers PM, Hoogendoorn WE, Van Der Wal G, Van Mechelen W. High physical and psychosocial load at work and sickness absence due to neck pain. Scand J Work Environ Health 2002;28:222-31.

Armstrong BS, McNair PJ, Williams M. Head and neck position sense in whiplash patients and healthy individuals and the effect of the cranio-cervical flexion action. Clin Biomech 2005;20(7):675-84.

Azmi H, Schlenk RP. Surgery for postarthrodesis adjacent-cervical segment degeneration. Neurosurg Focus 2003;15:E6.

Baba H, Furusawa H, Imura S, Kawahara H, Tsuchiya H, Tomita K. Late radiographic findings after anterior cervical fusion for spondylotic myeloradiculopathy. Spine 1993;18:2167-73.

Bailey RW, Badgley CE. Stabilization of the cervical spine by anterior fusion. J Bone Joint Surg Am 1960;42:565-94.

Bakke S. Röentgenologische Beobachtungen über die Bewegungen der Halswirbelsäule. Acta Radiol 1931;13(Suppl):1-72.

Barnsley L, Lord SM, Bogduk N. Whiplash injury. Pain 1994;58:283-307.

Barnsley L, Lord SM, Wallis BJ, Bogduk N. The prevalence of chronic cervical zygapophysial joint pain after whiplash. Spine 1995;20(1):20-25(discussion 26).

Bastien G, Willems PA, Schepens B, Heglund NC. No free load for porters in Nepal. Arch Physiol and Biochem 2001;109:S121.

Berglund A, Alfredsson L, Cassidy JD, Jensen I, Nygren A. The association between exposure to a rear-end collision and future neck or shoulder pain : a cohort study. J Clin Epidemiol 2000;53:1089-94.

Bertagnoli R, Duggal N, Pickett GE, Wigfield CC, Gill SS, Karg A, Voigt S. Cervical total disc replacement, part two : clinical results. Orthop Clin North Am 2005a;36:355-62.

Bertagnoli R, Yue JJ, Pfeiffer F, Fenk-Mayer A, Lawrence JP, Kershaw T, Nanieva R. Early results after ProDisc-C cervical disc replacement. J Neurosurg Spine 2005b;2:403-10.

Bertholon N. Modélisation 3D du cou humain en situation de chocs omnidirectionnels. Analyse cinématique et aspects lésionnels. Paris: ENSAM; 1999.

Berthoz A. Rôle de la proprioception dans le contrôle de la posture et du geste. In. Hécaen H., Jeannerod M. (eds) Du contrôle moteur à l'organisation du geste. Paris: Masson, 1978: 188-224.

Bohlman HH, Eismont FJ. Surgical techniques of anterior decompression and fusion for spinal cord injuries. Clin Orthop 1981;154:57-67.

Bonnefoy A, Pradon D, Chèze L. Les systèmes d'analyse du mouvement : techniques et principes, protocoles, sources d'erreurs et solutions. ITBM-RBM 2005;26(6):24-32.

Borghouts JA, Koes BW, Vondeling H, Bouter LM. Cost-of-illness of neck pain in The Netherlands in 1996. Pain 1999;80:629-36.

Bourbeau R, Desjardins D, Maag U, Laberge-Nadeau C. Neck injuries among belted and unbelted occupants of the front seat of cars. J Trauma 1993;35:794-799.

Bourhis S. Traumatismes du rachis cervical. LAB - PSA Peugeot Citroën / Renault. Note technique: 81/96/LAB; 1996.

Bovim G, Schrader H, Sand T. Neck pain in the general population. Spine 1994;19:1307-9.

Bryan Jr. VE. Cervical motion segment replacement. Eur Spine J 2002;11(Suppl 2):S92-7.

Buchalter D, Parnianpour M, Viola K, Nordin M, Kahanovitz N. Three dimensional spinal motion measurements. Part 1 : a technique for examining posture and functiunal spinal motion. J Spinal Disord 1988;1(4):279-83.

Buchbinder R, Goel V, Bombardier C, Hogg-Johnson S. Classification systems of soft tissue disorders of the neck and upper limb: do they satisfy methodological guidelines ? J Clin Epidemiol 1996;49:141-9.

Cagnie B, Cools A, De Loose V, Cambier D, Danneels L. Reliability and normative database of the zebris cervical range-of-motion system in healthy controls with preliminary validation in a group of patients with neck pain. J Manipulative Physiol Ther 2007a;30(6):450-5.

Cagnie B, Danneels L, Van Tiggelen D, De Loose V, Cambier D. Individual and work related risk factors for neck pain among office workers : a cross sectional study. Eur Spine J 2007b;16(5):679-86.

Capuano-Pucci D, Rheault W, Aukai J, Bracke M, Day R, Pastrick M. Intratester and intertester reliability of the cervical range of motion device. Arch Phys Med Rehabil 1991;72(5):338-40.

Cassidy JD, Carroll LJ, Cote P, Lemstra M, Berglund A, Nygren A. Effect of eliminating compensation for pain and suffering on the outcome of insurance claims for whiplash injury. N Engl J Med 2000;342(16):1179-86.

Cassou B, Derriennic F, Monfort C, Norton J, Touranchet A. Chronic neck and shoulder pain, age, and working conditions : longitudinal results from a large random sample in France. Occup Environ Med 2002;59:537-44.

Castaing J, Burdin P. Anatomie fonctionnelle de l'appareil locomoteur. Paris: Vigot, 1996.

Castro WHM, Sautmann A, Schilgen M, Sautmann M. Noninvasive three-dimensional analysis of cervical spine motion in normal subjects in relation to age and sex. An

experimental examination. Spine 2000;25(4):443-9.

Chen J, Solinger AB, Poncet JF, Lantz CA. Meta-analysis of normative cervical motion. Spine 1999;24(15):1571-8.

Chen TY, Crawford NR, Sonntag VK, Dickman CA. Biomechanical effects of progressive anterior cervical decompression. Spine 2001;26:6-13.

Chèze L, Fregly BJ, Dimnet J. A solidification procedure to facilitate cinematic analysis based on video system data. J Biomech 1995;28(7):879-84.

Chiu TT, Lam PK. The prevalence of and risk factors for neck pain and upper limb pain among secondary scholl teachers in Hong Kong. J Occup Rehabil 2007;17(1):19-32.

Christensen HW, Nilsson N. Natural variation of cervical range of motion : a one-way repeated-measures design. J Manipulative Physiol Ther 1998;21(6):383-7.

Cloward RB. Lesions of the intervertebral disks and their treatment by interbody fusion methods-Indications, operative technic, after care. J Neurosurg 1953;10:154-68.

Cloward RB. The anterior approach for removal of ruptured cervical disks. J Neurosurg 1958;15:602-14.

Cloward RB. The anterior surgical approach to the cervical spine : the Cloward Procedure : past, present, and future. The Presidential Guest Lecture, Cervical Spine Research Society. Spine 1988;13:823-7.

Côté P, Cassidy JD, Carroll L. The Saskatchewan health and back pain survey. The prevalence of neck pain and related disability in Saskatchewan adults. Spine 1998;23:1689-98.

Côté P, Cassidy JD, Carroll L. The factors associated with neck pain and its related disability in the Saskatchewan population. Spine 2000;25:1109-17.

Côté P, Van der Velde G, Cassidy JD, Carroll LJ, Hogg-Johnson S, Holm LW, Carragee EJ, Haldeman S, Nordin M, Hurwitz EL, Guzman J, Peloso PM. The burden and determinants of neck pain in workers : results of the bone and joint decade 2000-2010 task force on neck pain and its associated disorders. Spine 2008;33(4 Suppl):S60-S74.

Croft PR, Lewis M, Papageorgiou AC, Thomas E, Jayson MI, Macfarlane GJ, Silman AJ. Risk factors for neck pain : a longitudinal study in the general population. Pain 2001;93:317-25.

Cummins BH, Robertson JT, Gill SS. Surgical experience with an implanted artificial cervical joint. J Neurosurg 1998;88:943-8.

Dall'Alba PT, Sterling MM, Treleaven JM, Edwards SL, Jull GA. Cervical range of motion discriminates between asymptomatic persons and those with whiplash. Spine 2001;26:2090-4.

Demaille-Wlodyka S, Chiquet C, Lavaste JF, Skalli W, Revel M, Poireaudeau S. Cervical range of motion and cephalic kinesthesis : ultrasonographic analysis by age and sex. Spine 2007;32(8):E254-E261.

Dereymaker A, Mulier J. Nouvelle cure chirurgicale des discopathies cervicales. La méniscectomie par voie ventrale, suivie d'arthrodèse par greffe intercorporéale. Neurochirurgie 1956;2:233-4.

DiAngelo DJ, Foley KT, Morrow BR, Schwab JS, Song J, German JW, Blair E. In vitro biomechanics of cervical disc arthroplasty with the ProDisc-C total disc implant. Neurosurg Focus 2004;17:E7.

Dmitriev AE, Cunningham BW, Hu N, Sell G, Vigna F, McAfee PC. Adjacent level intradiscal pressure and segmental kinematics following a cervical total disc arthroplasty : an in vitro human cadaveric model. Spine 2005;30:1165-72.

Doriot N, Wang X. Effects of age and gender on maximum range of motion of the upper body joints. Ergonomics 2006;49:269-81.

Dufour M. Anatomie de l'appareil locomoteur. Tome 3 : Tête et tronc. (2e éd.). Paris: Masson, 2007.

Dufour M, Pillu M. Biomécanique fonctionnelle : membres, tête, tronc. Paris: Masson, 2005.

Duggal N, Pickett GE, Mitsis DK, Keller JL. Early clinical and biomechanical results following cervical arthroplasty. Neurosurg Focus 2004;17:E9.

Dvir Z, Gal-Eshel N, Shamir B, Pevzner E, Peretz C, Knoller N. Simulated pain and cervical motion in patients with chronic disorders of the cervical spine. Pain Res Manag 2004;9(3):131-6.

Dvir Z, Gal-Eshel N, Shamir B, Prushansky T, Pevzner E, Peretz C. Cervical motion in patients with chronic disorders of the cervical spine : a reproducibility study. Spine 2006;31(13):E394-E399.

Dvir Z, Prushansky T. Reproducibility and instrument validity of a new ultrasonography-based system for measuring cervical spine kinematics. Clin Biomech 2000;15(9): 658-664.

Dvorak J, Antinnes JA, Panjabi M, Loustalot D, Bonomo M. Age and gender related normal motion of the cervical spine. Spine 1992;17(suppl 10):S393-S398.

Dvorak J, Froehlich D, Penning L, Baumgartner H, Panjabi MM. Functional radiographic diagnosis of the cervical spine : flexion/extension. Spine 1988;13:748-55.

Dvorak J, Hayek J, Zehnder R. 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 1987;12:726-31.

Dvorak J, Panjabi MM, Grob D, Novotny JE, Antinnes JA. Clinical validation of functional flexion/extension radiographs of the cervical spine. Spine 1993;18:120-7.

Dvorak J, Panjabi MM, Novotny JE, Antinnes JA. In vivo flexion/extension of the normal cervical spine. J Orthop Res 1991;9:828-34.

Eck JC, Humphreys SC, Lim TH, Jeong ST, Kim JG, Hodges SD, An HS. Biomechanical study on the effect of cervical spine fusion on adjacent-level intradiscal pressure and segmental motion. Spine 2002;27:2431-4.

Edmondston SJ, Henne SE, Loh W, Østvold E. Influence of cranio-cervical posture on three-dimensional motion of the cervical spine. Man Ther 2005;10(1):44-51.

Eriksen W, Natvig B, Knardahl S, Bruusgaard D. Job characteristics as predictors of neck pain. A four-year prospective study. J Occup Environ Med 1999;41:893-902.

Feipel V, Salvia P, Klein H, Rooze M. Head repositioning accuracy in patients with whplash-associated disorders.Spine 2006;31(2): E51-E58.

Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Grassi GP, Mossi E. Active range of motion of the head and cervical spine : a three-dimensional investigation in healthy young adults. J Orthop Res 2002;20:122-9.

Fiebert IM, Armstrong T, Caliendo F, Herstik M, Roach K, 1994;12(3):6 CromigiPOTG. Cervical range of motion in geriatric individuals. Phys Occup Ther Geriatr 1994;12(3):65-83.

Fiebert IM, Roach KE, Yang SS, Dierking LD, Hart FE. Cervical range of motion and strengh during resting and neutral head postures in healthy young adults. J Back Musculoskel Rehabil 1999;12(3):165-78.

Fouquet B, Borie M-J. Approche multidisciplinaire des cervicalgies communes. Rev Rhum 2004;71:665-9.

Fredriksson K, Alfredsson L, Ahlberg G, Josephson M, Kilbom A, Wigaeus-Hjelm E. Work environment and neck and shoulder pain : the influence of exposure time. Results from a population based case-control study. Occup Environ Med 2002;59:182-8.

Fredriksson K, Alfredsson L, Koster M, Thorbjornsson CB, Toomingas A, Torgen M, Kilbom A. Risk factors for neck and upper limb disorders : results from 24 years of follow up. Occup Environ Med 1999;56:59-66.

Fredriksson K, Alfredsson L, Thorbjornsson CB, Punnett L, Toomingas A, Torgen M, Kilbom A. Risk factors for neck and shoulder disorders : a nested case-control study covering a 24-year period. Am J Ind Med 2000;38(5):516-28.

Freeman MD, Croft AC, Rossignol AM. "Whiplash associated disorders : redefining whiplash and its management" by the Quebec task force. A critical evaluation. Spine 1998;23(9):1043-9.

Freeman MD, Croft AC, Rossignol AM, Weaver DS, Reiser M. A review and methodologic critique of the literature refuting whiplash syndrome. Spine 1999;24(1):86-96.

Frobin W, Leivseth G, Biggemann M, Brinckmann P. Sagittal plane segmental motion of the cervical spine. A new precision measurement protocol and normal motion data of healthy adults. Clin Biomech 2002a;17:21-31.

Frobin W, Leivseth G, Biggemann M, Brinckmann P. Vertebral height, disc height, posteroanterior displacement and dens-atlas gap in the cervical spine : precision measurement protocol and normal data. Clin Biomech 2002b;17:423-31.

Goel VK, Clark CR, Gallaes K, King Liu Y. Moment-rotation relationship of the ligamentous occipito-atlanto-axial complex. J Biomech 1988a;21(8):673-680.

Goel VK, Clark CR, Harris KG, Schulte KR. Kinematics of the cervical spine : effects of multiple total laminectomy and facet wiring. J Orthop Res 1988b;6:611-9.

Goel VK, Clark CR, McGowan D, Goyal S. An in vitro study of the kinematics of the normal, injured and stabilized cervical spine. J Biomech 1984;17:363-76.

Goertzen DJ, Lane C, Oxland TR. Neutral zone and range of motion in the spine are greater with stepwise loading than with a continuous loading protocol. An in vitro porcine investigation. J Biomech 2004;37(2):257-261.

Goffin J, Casey A, Kehr P, Liebig K, Lind B, Logroscino C, Pointillart V, Van Calenbergh F, Van Loon J. Preliminary clinical experience with the Bryan Cervical Disc Prosthesis. Neurosurgery 2002;51:840-5.

Goffin J, Geusens E, Vantomme N, Quintens E, Waerzeggers Y, Depreitere B, Van Calenbergh F, van Loon J. Long-Term follow-up after interbody fusion of the cervical spine. J Spinal Disord Tech 2004;17:79-85.

Goffin J, Van Calenbergh F, Van Loon J, Casey A, Kehr P, Liebig K, Lind B, Logroscino C, Sgrambiglia R, Pointillart V. Intermediate follow-up after treatment of degenerative disc disease with the Bryan® cervical disc prosthesis : single-level and bi-level. Spine 2003;28:2673-2678.

Goffin J, Van Loon J, Van Calenbergh F, Plets C. Long term results after anterior cervical fusion and osteosynthetic stabilization for fractures and/or dislocations of the cervical spine. J Spinal Disord 1995;8:500-8.

Gregory CF. Complications of anterior cervical fusion. J Bone Joint Surg Br 1964;46:715.

Grip H, Sundelin G, Gerdle B, Karlsson JS. Variations in the axis of motion during head repositioning. A comparison of subjects with whiplash-associated disorders or non-specific neck pain and healthy controls. Clin Biomech 2007;22(8):865-873.

Grood ES, Suntay WJ. A joint coordinate system for the clinical description of three dimensional motions : application to the knee. Journal of Biomechanical Engineering, Trans. ASME 1983;105:136-44.

Guez M, Hildingsson C, Nilsson M, Toolanen G. The prevalence of neck pain : a population-based study from northern Sweden. Acta Orthop Scand 2002;73:455-9.

Hagen KB, Harms-Ringdahl K, Enger NO, Hedenstad R, Morten H. Relationship between subjective neck disorders and cervical spine mobility and motion-related pain in male machine operators. Spine 1997;22(13):1501-7.

Hannallah D, White AP, Fassett D, Kerr S, Whang PG, Hilibrand AS. Adjacent level degeneration in the cervical spine. Operative Techniques in Orthopaedics 2007;17(3):178-82.

Harrison DE, Harrison DD, Cailliet R, Janik TJ, Troyanovich SJ. Cervical coupling during lateral head translations creates an S-configuration. Clin Biomech 2000a;15:436-440.

Harrison DE, Harrison DD, Cailliet R, Troyanovich S, Janik TJ, Holland B. Cobb method or Harrison posterior tangent method : which to choose for lateral cervical radiographic analysis ? Spine 2000b;25:2072-8.

Harrison DE, Harrison DD, Janik TJ, Holland B, Siskin L. Slight head extension : do es it change the sagittal cervical curvature ? Eur Spine J 2001;10:149-153.

Haughie LJ, Fiebert IM, Roach KE. Relationship of forward head posture and cervical backward bending to neck pain. J Manual Manipul Ther 1995;3(3):91-7.

Heglund NC, Willems PA, Penta M, Cavagna GA. Energy-saving gait mechanics with head-supported loads. Nature 1995;375(6526):52-4.

Heikkilä H, Aström PG. Cervicocephalic kinesthetic sensibility in patients with whiplash injury. Scand J Rehabil Med 1996;28(3):133-8.

Heikkilä HV, Wenngren BI. Cervicocephalic kinesthetic sensibility, active range of cervical motion, and oculomotor function in patients with whiplash injury. Arch Phys Med Rehabil 1998;79(9):1089-1094.

Hell W, Langwieder K, Walz F. Reported soft tissue neck injuries after rear-end car collisions. Proceedings of the 1998 International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impact. Bron, France: 1998. pp. 261-74.

Hilibrand AS, Carlson GD, Palumbo MA, Jones PK, Bohlman HH. Radiculopathy and myelopathy at segments adjacent to the site of a previous anterior cervical arthrodesis. J Bone Joint Surg Am 1999;81:519-28.

Hilibrand AS, Robbins M. Adjacent segment degeneration and adjacent segment disease : the consequences of spinal fusion ? Spine J 2004; 4(Suppl 6):S190-S194.

Hino H, Abumi K, Kanayama M, Kaneda K. Dynamic motion analysis of normal and unstable cervical spines using cineradiography : an in vivo study. Spine 1999;24(2):163-168.

Hogg-Johnson S, Van der Velde G, Carroll LJ, Holm LW, Cassidy JD, Guzman J, Côté P, Haldeman S, Ammendolia C, Carragee E, Hurwitz E, Nordin M, Peloso P. The burden and determinants of neck pain in the general population : results of the bone and joint decade 2000-2010 task force on neck pain and its associated disorders. Spine 2008;33(4 Suppl):S39-S51.

Hohl M. Soft tissue injuries of the neck in automobile accidents. Factors influencing prognosis. J Bone Joint Surg Am 1974;56:1675-82.

Hole DE, Cook JM, Bolton JE. Reliability and concurrent validity of two instruments for measuring cervical range of motion : effects of age and gender. Man Ther 1995;1(1):36-42.

Holm LW, Carroll LJ, Cassidy JD, Hogg-Johnson S, Côté P, Guzman J, Peloso P, Nordin M, Hurwitz E, Van der Velde G, Carragee E, Haldeman S. The burden and determinants of neck pain in whiplash-associated disorders after traffic collisions : results of the bone and joint decade 2000-2010 task force on neck pain and its associated disorders. Spine 2008;33(4 Suppl):S52-S59.

Holmes A, Han ZH, Dang GT, Chen ZQ, Wang ZG, Fang J. Changes in cervical canal spinal volume during in vitro flexion-extension. Spine 1996;21(11):1313-9.

Holmes A, Wang C, Han ZH, Dang GT. The range and nature of flexion extension motion in the cervical spine. Spine 1994;19:2505-10.

Ishihara H, Kanamori M, Kawaguchi Y, Nakamura H, Kimura T. Adjacent segment disease after anterior cervical interbody fusion. Spine J 2004;4:624-8.

Ishii T, Mukai Y, Hosono N, Sakaura H, Fujii R, Nakajima Y, Tamura S, Iwasaki M, Yoshikawa H, Sugamoto K. Kinematics of the cervical spine in lateral bending : in vivo three-dimensional analysis. Spine 2006;31(2):155-160.

Ishii T, Mukai Y, Hosono N, Sakaura H, Nakajima Y, Sato Y, Sugamoto K, Yoshikawa H. Kinematics of the upper cervical spine in rotation : in vivo three-dimensional analysis. Spine 2004;29:E139-E144.

Jager HJ, Gordon-Harris L, Mehring UM, Goetz GF, Mathias KD. Degenerative change in the cervical spine and load-carrying on the head. Skeletal Radiol 1997;26(8):475-481.

Johnson JP, Lauryssen C, Cambron HO, Pashman R, Regan JJ, Anand N, Bray R. Sagittal alignment and the Bryan cervical artificial disc. Neurosurg Focus 2004;17(6):E14.

Jonsson H, Bring G, Rauschning W, Sahlstedt B. Hidden cervical spine injuries in traffic accident victims with skull fractures. J Spinal Disord 1991;4:251-263.

Jonsson H, Cesarini K, Sahlstedt B, Rauschning W. Findings and outcome in whiplash-type neck distortions. Spine 1994;19(24):2733-2743.

Jordan A, Mehlsen J, Ostergaard K. A comparison of physical characteristics between patients seeking treatment for neck pain and age-matched healthy people. J Manipulative Physiol Ther 1997;20(7):468-75.

Jordan K. Assessment of published reliability studies for cervical spine range-of-motion measurement tools. J Manipulative Physiol Ther 2000;23(3):180-195.

Jordan K, Jones PW, Dziedzic K. Describing three-dimensional cervical spine movement in a diseased and non-diseased group using multilevel modeling. Stat Med 2003;22(14):2365-80.

Kapandji IA. Physiologie articulaire : schémas commentés de mécanique humaine. Fascicule 3 : Tronc et rachis. Paris: Maloine, 1982.

Kapandji IA. Physiologie articulaire : schémas commentés de mécanique humaine. Tome 3 : Tronc et rachis. (6e éd.). Paris: Maloine, 2007.

Kasch H, Stengaard-Pedersen K, Arendt-Nielsen L, Staehelin Jensen T. Headache, neck pain, and neck mobility after acute whiplash injury : a prospective study. Spine 2001;26(11):1246-51.

Katsuura A, Hukuda S, Saruhashi Y, Mori K. Kyphotic promoting the degenerative process in adjacent intervertebral levels. Eur Spine J 2001;10:320-4.

Kehr P. Rachis cervical dégénératif et traumatique. Techniques et résultats. Paris: Expansion scientifique française, 1994.

Klaber Moffet JA, Hughes GI, Griffiths P. Measurement of cervical spine movements using a simple inclinometer. Physiotherapy 1989;75:309-12.

Koerhuis CL, Winters JC, Van Der Helm FCT, Hot, A.L. Neck mobility measurement by means of the “Flock of Birds” electromagnetic tracking system. Clin Biomech 2003;18(1):14-8.

Kogler A, Lindfors J, Odkvist LM, Ledin T. Postural stability using different neck positions in normal subjects and patients with neck trauma. Acta Otolaryngol 2000;120:151-5.

Kotani Y, McNulty PS, Abumi K, Cunningham BW, Kaneda K, McAfee PC. The role of anteromedial foraminotomy and the uncovertebral joints in the stability of the cervical spine : a biomechanical study. Spine 1998;23(14):1559-65.

Krafft M, Kullgren A, Ydenius A, Bostrom O, Haland Y. Rear Impact neck protection by reducing occupant forward acceleration. A study of cars on swedish roads equipped with crash recorders. Proceedings of the 2004 International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impact. Graz, Austria: 2004. pp. 221-32.

Kristjansson EPT, Leivseth G, Brinckmann P, Frobin W. Increased sagittal plane segmental motion in the lower cervical spine in women with chronic whiplash-associated disorders, Grades I-I I : a case-control study using a new measurement protocol. Spine 2003;28(19):2215-2221.

Kuhlman KA. Cervical range of motion in the elderly. Arch Phys Med Rehabil 1993;74:1071-9.

Lai H, Moriya H, Goto S, Takahashi K, Yamagata M, Tamaki T. Three dimensional motion analysis of the upper cervical spine during axial rotation. Spine 1993;18:2388-92.

Lantz CA, Chen J, Buch D. Clinical validity and stability of active and passive cervical range of motion with regard to total and unilateral uniplanar motion. Spine 1999;24(11):1082-9.

Lark SD, McCarthy PW. Cervical range of motion and proprioception in rugby players versus non-rugby players. J Sports Sci 2007;25(8):887-94.

Le Roux P, Dupas B, Salaud M. Mobilité rotatoire de l'articulation atlanto-occipitale. Ann Kinésithér 1998;25(4):169-171.

Leclerc A, Niedhammer I, Landre MF, Ozguler A, Etore P, Pietri-Taleb F. One-year predictive factors for various aspects of neck disorders. Spine 1999;24:1455-62.

Lee H, Nicholson L, Adams R. Cervical range of motion associations with subclinical neck pain. Spine 2003;29:33-40.

Lind B, Sihlbom H, Nordwall A, Malchau H. Normal range of motion of the cervical spine. Arch Phys Med Rehabil 1989;70:692-5.

Linton SJ, Hellsing AL, Hallden K. A population-based study of spinal pain among 35-45-year-old individuals. Prevalence, sick leave, and health care use. Spine 1998;23:1457-63.

Linton SJ, Ryberg M. Do epidemiological results replicate ? The prevalence and health-economic consequences of neck and back pain in the general population. Eur J Pain 2000;4(4):347-54.

Loudon JK, Ruhl M, Field E. Ability to reproduce head position after whiplash injury. Spine 1997;22(8):865-8.

Louis R. Chirurgie du rachis. Berlin: Springer Verlag, 1982.

Louis R. Chirurgie du rachis (anatomie chirurgicale et voies d'abord). (2e éd.). Berlin: Springer-Verlag, 1993.

Lysell E. Motion in the cervical spine. An experimental study on autopsy specimens. Acta Orthop Scand 1969;suppl 123:1-61.

Maestro M. Nouvelle approche biomécanique de la jonction cranio-rachidienne. Journées Médecine Physique, Entretiens de Bichat. Paris: Expansion Scientifique, 1986. 135-45.

Maestro M, Berthe A. Biomécanique de la jonction cranio-rachidienne. Ann Kinesithér 1985;12(9):401-416.

Mäkelä M, Heliövaara M, Sievers K, Impivaara O, Knekt P, Aromaa A. Prevalence, determinants, and consequences of chronic neck pain in Finland. Am J Epidemiol 1991;134:1356-67.

Malmström EA, Karlberg M, Fransson PA, Melander A, Magnusson M. Primary and coupled cervical movements. The effect of age, gender, and body mass index. A 3-dimensional movement analysis of a population without symptoms of neck disorders. Spine 2006;31:E44-E50.

Mannion AF, Klein GN, Dvorak J, Lanz C. Range of global motion of the cervical spine: intraindividual reliability and the influence of measurement device. Eur Spine J 2000;9(5):379-85.

Mayer T, Brady S, Bovasso E, Pope P, Gatchel RJ. Noninvasive measurement of cervical tri-planar motion in normal subjects. Spine 1993;18:2191-5.

Mayoux-Benhamou MA, Wybier M, Revel M. Strength and cross sectional are a of the dorsal neck muscles. Ergonomies 1989;32(5):513-518.

McBride A, Mukherjee DP, Kruse RN, Albright JA. Anterior screw fixation of type II Odontoid fractures. A biomechanical study. Spine 1995;20:1855-60.

McClure P, Siegler S, Nobilini R. Three-dimensional flexibility characteristics of the human cervical spine in vivo. Spine 1998;23:216-23.

McNair PJ, Portero P, Chiquet C, Mawston G, Lavaste F. Acute neck pain : cervical spine range of motion and position sense prior to and after mobilization. Man Ther 2007;12(4):390-4.

Mestdagh H. Anatomie fonctionnelle du rachis cervical inférieur. Lille: Faculté de médecine de Lille; 1969.

Michaelson P, Michaelson M, Jaric S, Latash ML, Sjölander P, Djupsjöbacka M. Vertical posture and head stability in patients with chronic neck. J Rehabil Med 2003;35(5):229-35.

Miettinen T, Lindgren KA, Airaksinen O, Leino E. Whiplash injuries in Finland : a prospective 1-year follow-up study. Clin Exp Rheumatol 2002;20:399-402.

Mimura M, Moriya H, Watanabe T, Takahashi K, Yamagata M, Tamaki T. Three-dimensional motion analysis of the cervical spine with special reference to the axial rotation. Spine 1989;14:1135-9.

Moroney SP. Mechanical properties and muscle force analysis of the lower cervical spine. Chicago, Ill.: University of Illinois; 1984.

Moroney SP, Schultz AB, Miller JAA, Anderson GBJ. Load-displacement properties of lower cervical spine motion segments. J Biomech 1988;21(9):769-79.

Morphett AL, Crawford CM, Lee D. The use of electromagnetic tracking technology for measurement of passive cervical range of motion: a pilot study. J Manipulative Physiol Ther 2003;26(3):152-159.

Natvig B, Picavet HS. The epidemiology of soft tissue rheumatism. Best Pract Res Clin Rheumatol 2002;16:777-93.

Nicolas G, Marchand-Pauvert V, Lasserre V, Guihenneuc-Jovyaux C, Pierrot-Deseilligny E, Jami L. Perception of non-voluntary brief contractions in normal subjects and in a deafferented patient. Exp Brain Res 2005;161(2):166-79.

Nilsson N. Measuring passive cervical motion : a study of reliability. J Manipulative Physiol Ther 1995;18:293-7.

Nilsson N, Christensen HW, Hartvigsen J. The interexaminer reliability of measuring passive cervical range of motion, revisited. J Manipulative Physiol Ther 1996;19(5):302-5.

Nyland J, Jonhson D. Collegiate football players display more active cervical spine mobility than high school football players. J Athl Train 2004;39:146-50.

O'Neill B, Haddon W, Kelley AB. Automobile head restraints-frequency of neck claims in relation to the presence of head restraints. Am J Public Health 1972;62:399-406.

Onan OA, Heggeness MH, Hipp JA. A motion analysis of the cervical facet joint. Spine 1998;23(4):430-439.

Ordway NR, Seymour R, Donelson RG, Hojnowski L, Lee E, Edwards WT. Cervical sagittal range-of-motion analysis using three methods : cervical range of- motion device, 3Space and radiography. Spine 1997;22:501-8.

Orsini A. Mobilités et pièges de l'articulation cranio-cervicale. J Réadapt Med 1981;1(3):83-9.

Osterbauer PJ, Long K, Ribaudo TA, Petermann EA, Fuhr AW, Bigos SJ, Yamaguchi GT. Three-dimensional head kinematics and cervical range of motion in the diagnosis of patients with neck trauma. J Manipulative Physiol Ther 1996;19(4):231-7.

Otte D, Pohlemann T, Blauth M. Significance of soft tissue neck injuries AIS 1 in the accident scelle and deformation characteristics of cars with delta-V up to 10 km/h. Proceedings of the 1997 International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impact. Hannover, Germany: 1997. pp. 265-83.

Panjabi MM, Crisco JJ, Vasavada A, Oda T, Cholewicki J, Nibu K, Shin E. Mechanical

properties of the human cervical spine as shawn by three dimensional load-displacement curves. Spine 2001;26(24):2692-700.

Panjabi MM, Dvorak J, Duranceau J, Yamamoto I, Gerber M, Rauschning W, Bueff U. Three-dimensional movements of the upper cervical spine. Spine 1988;13(7):726-30.

Panjabi MM, Oxland T, Takata K, Goel V, Duranceau J, Krag M. Articular facets of the human spine quantitative three-dimensional anatomy. Spine 1993;18(10):1298-1310.

Panjabi MM, Summers DJ, Pelker RR, Videman T, Friedlaender GE, Southwick WO. Three-dimensional load displacement curves due to forces on the cervical spine. J Orthop Res 1986;4:152-61.

Panjabi MM, Yamamoto I, Oxland TR, Crisco JJ, Freedman D. Biomechanical stability of five pedicle screw fixation systems in a human lumbar spine instability model. Clin Biomech 1991;6(4):197-205.

Parkinson JF, Sekhon LH. Cervical arthroplasty complicated by delayed spontaneous fusion. Case report. J Neurosurg Spine 2005;2:377-80.

Parmar HV, Raymakers R. Neck injuries from rear impact road traffic accidents : prognosis in persons seeking compensation. Injury 1993;24:75-8.

Pearson N, Walmsley RP. Trial into the effects of repeated neck retractions in normal subjects. Spine 1995;20:1245-51.

Penning L. Normal movements of the cervical spine. Am J Roentgenol 1978;30:317-26.

Penning L, Wilmink JT. Rotation of the cervical spine. A CT study in normal subjects. Spine 1987;12:732-8.

Persson PR, Hirschfeld H, Nilsson-Wikmar L. Associated sagittal spinal movements in performance of head pro- and retraction in healthy women : a kinematic analysis. Man Ther 2007;12(2):119-25.

Petersen CM, Johnson RD, Schuit D. Reliability of cervical range of motion using the OSI CA 6000spine motion analyser on asymptomatic and symptomatic subjects. Man Ther 2000;5(2):82-8.

Phillips FM, Garfin SR. Cervical disc replacement. Spine 2005;30(17 Suppl):S27-S33.

Picavet HS, Schouten JS. Musculoskeletal pain in The Netherlands : prevalences, consequences and risk groups, the DMC(3)-study. Pain 2003;102:167-78.

Pickett GE, Mitsis DK, Sekhon LH, Sears WR, Duggal N. Effects of a cervical disc prosthesis on segmental and cervical spine alignment. Neurosurg Focus 2004;17:E5.

Pierrot-Deseilligny E, Burke D. Contribution of spinal pathways to various motor tasks. In. The circuitry of the human spinal cord : its role in motor control and movement disorders. Cambridge: Cambridge University Press, 2005.

Pimenta L, McAfee PC, Cappuccino A, Bellera FP, Link HD. Clinical experience with the new artificial cervical PCM (Cervitech) disc. Spine J 2004;4(6 Suppl):315S-321S.

Pintar FA, Yoganandan N, Pesignan M, Reinartz J, Sances AJ, Cusick JF. Cervical vertebral strain measurements under axial and eccentric loading. J Biomech Eng 1995;117(4):474-478.

Porchet F, Metcalf NH. Clinical outcomes with the Prestige II cervical disc : preliminary results from a prospective randomized clinical trial. Neurosurg Focus 2004;17:E6.

Pracyk JB, Traynelis VC. Treatment of the painful motion segment : cervical arthroplasty. Spine 2005;30(Suppl 16):S23-S32.

Prushansky T, Pevzner E, Gordon C, Dvir Z. Performance of cervical motion in chronic whiplash patients and healthy subjects : The case of atypical patients. Spine 2006;31(1):37-43.

Puttlitz CM, Rousseau MA, Xu Z, Hu S, Tay BK, Lotz JC. Intervertebral disc replacement maintains cervical spine kinetics. Spine 2004;29:2809-14.

Rajala U, Keinänen-Kiukaanniemi S, Uusimäki A, Kivelä SL. Musculoskeletal pains and depression in a middle-aged Finnish population. Pain 1995;61(3):451-7.

Rat AC, Guillemin F. Epidémiologie et impact médico-économique des cervicalgies. Rev Rhum 2004;71:653-8.

Reitman CA, Hipp JA, Nguyen L, Esses SI. Changes in segmental intervertebral motion adjacent to cervical arthrodesis : a prospective study. Spine 2004a;29:E221-6.

Reitman CA, Mauro KM, Nguyen L, Ziegler JM, Hipp JA. Intervertebral motion between flexion and extension in asymptomatic individuals. Spine 2004b;29:2832-43.

Revel M. Le coup du lapin. Rev Rhum 2004;71(8):659-64.

Revel M, Andre-Deshays C, Minguet M. Cervicocephalic kinaesthetic sensibility in patients with cervical pain. Arch Phys Med Rehabil 1991;72(5):288-91.

Revel M, Minguet M, Gregoy P, Vaillant J, Manuel JL. Changes in cervicocephalic kinesthesia after a proprioceptive rehabilitation program in patients with neck pain: a randomized controlled study. Arch Phys Med Rehabil 1994;75(8):895-9.

Rheault W, Albright B, Byers C, Franta M, Johnson A, Skowronek A. Intertester reliability of the cervical range motion device. J Orthop Sports Phys Ther 1992;15(3):147-50.

Richter M, Wilke HJ, Kluger P, Claes L, Puhl W. Load-displacement properties of the normal and injured lower cervical spine in vitro. Eur Spine J 2000;9:104-8.

Rix GD, Bagust J. Cervicocephalic kinesthetic sensibility in patients with chronic, nontraumatic cervical spine pain. Arch Phys Med Rehabil 2001;82(7):911-919.

Robertson JT, Metcalf NH. Long-term outcome after implantation of the Prestige I disc in an end-stage indication : 4-year results from a pilot study. Neurosurg Focus 2004;17:E10.

Robertson JT, Papadopoulos SM, Traynelis VC. Assessment of adjacent-segment disease in patients treated with cervical fusion or arthroplasty : a prospective 2-year study. J Neurosurg Spine 2005;3:417-23.

Robinson RA, Smith GW. Anterolateral cervical disc removal and interbody fusion for cervical disc syndrome. Bull Johns Hopkins Hosp 1955;96:223-4.

Roll JP. Contribution de la proprioception musculaire à la perception et au contrôle du mouvement chez l'homme. Marseille: Université de Marseille; 1981.

Ross JK, Bereznick DE, McGill SM. Atlas-axis facet asymmetry. An implication in manual palpation. Spine 1999;24(12):1203-1209.

Rude J, Stofft E. Le degré de mouvement de l’articulation atlanto-occipitale (A.A.O.). Ann Kinésithér 1989;16(1-2):9-14.

Sawin PD, Ceola W, Mummaneni PV, Haid RW, Zdeblick TA, Stachniak J. Cervical disc arthroplasty with the Prestige ST cervical disc : preliminary results from a multicenter randomized controlled trial : 875. Neurosurgery 2005;57:421-2.

Schloten PJM, Veldhuisen AG. Mobilité de la colonne vertébrale. Ann Kinesithér 1985;12(7-8):353-358.

Schrader H, Obelieniene D, Bovim G, Surkiene D, Mickeviciene D, Miseviciene I, T. S. Natural evolution of late whiplash syndrome outside the medicolegal context. Lancet 1996;347:1207-11.

Schulte K, Clark CR, Goel VK. Kinematics of the cervical spine following discectomy and stabilization. Spine 1989;14:1116-21.

Schweigart C, Chien RD, Mergner T. Neck proprioception compensates for age-related deterioration of vestibular self motion perception. Exp Brain Res 2002;147:89-97.

Sekhon LH. Cervical arthroplasty in the management of spondylotic myelopathy. J Spinal Disord Tech 2003;16:307-13.

Sekhon LH. Cervical arthroplasty in the management of spondylotic cervical myelopathy. Neurosurg Focus 2004a;17:55-61.

Sekhon LH. Cervical arthroplasty in the management of spondylotic myelopathy : 18-month results. Neurosurg Focus 2004b;17:55-61.

Sekhon LH. Cervical arthroplasty in the management of spondylotic myelopathy : 18-

month results. Neurosurg Focus 2004c;17:E8.

Sekhon LH. Two-level artificial disc placement for spondylotic cervical myelopathy. J Clin Neurosci 2004d;11:412-5.

Sekhon LH. Cervicothoracic junction arthroplasty after previous fusion surgery for adjacent segment degeneration : case report. Neurosurgery 2005a;56(Suppl 1):E205.

Sekhon LH. Reversal of anterior cervical fusion with a cervical arthroplasty prosthesis. J Spinal Disord Tech 2005b;18 Suppl:S125-8.

Sekhon LH, Ball JR. Artificial cervical disc replacement : principles, types and techniques. Neurol India 2005c;53:445-50.

Sénégas J, Gauzere JM. Traitement des lésions cervicales par voie antérieure. Rev Chir Orthop 1977;63:466-9.

Sforza C, Grassi GP, Fragnito N, Turci M, Ferrario VF. Three-dimensional analysis of active head and cervical spine range of motion : effect of age in healthy male subjects. Clin Biomech 2002;17:611-4.

Silverstein B, Viikari-Juntura E, Kalat J. Use of a prevention index to identify industries at high risk for work related musculoskeletal disorders of the neck, back , and upper extremity in Washington state, 1990-1998. Am J Ind Med 2002;41:149-69.

Simpson AK, Biswas D, Emerson JW, Lawrence BD, Grauer JN. Quantifying the effects of age, gender, degeneration, and adjacent level degeneration on cervical spine range of motion using multivariate analyses. Spine 2008;33(2):183-6.

Sjölander P, Michaelson P, Jaric S, Djupsjöbacka M. Sensorimotor disturbances in chronic neck pain-range of motion, peak velocity, smoothness of movement, and repositioning acuity. Man Ther 2008;13:122-131.

Sjöström H, Allum JH, Carpenter MG, Adkin AL, Honegger F, Ettlin T. Trunk sway measures of postural stability during clinical balance tests in patients with chronic whiplash injury symptoms. Spine 2003;28(15):1725-34.

Smith GW, Robinson RA. The treatment of certain cervical-spine disorders by anterior removal of the intervertebral disc and interbody fusion. J Bone Joint Surg Am 1958;40:607-24.

Sobel JB, Sollenberger P, Robinson R, Polatin PB, Gatchel RJ. Cervical nonorganic signs. A new clinical tool to assess abnormal illness behavior in neck pain patients : a pilot study. Arch Phys Med Rehabil 2000;81(2):170-175.

Solinger AB. Theory of small vertebral motions : an analytical model compared to data. Clin Biomech 2000a;15(2):87-94.

Solinger AB, Chen J, Lantz CA. Standardized initial head position in cervical range-of-motion assessment : reliability and error analysis. J Manipulative Physiol Ther

2000b;23(1):20-26.

Spitzer WO, Skovron ML, Salmi LR, Cassidy JD, Duranceau J, Suissa S, Zeiss E. Scientific monograph of the Quebec task force on whiplash-associated disorders : redefining “whiplash” and its management. Spine 1995;20:1S-73S.

Stauffer ES, Kelly EG. Fracture-dislocations of the cervical spine. Instability and recurrent deformity following treatment by anterior interbody fusion. J Bone Joint Surg Am 1977;59:45-8.

Sterling M, Kenardy J, Jull G, Vicenzino B. The development of psychological changes following whiplash injury. Pain 2003;106(3):481-489.

Taimela S, Takala EP, Asklöf T, Seppälä K, Parviainen S. Active treatment of chronic neck pain : a prospective randomised intervention. Spine 2000;25(8):1021-7.

Taylor JL, McCloskey DI. Proprioception in the neck. Exp Brain Res 1988;70:351-360.

Teng CC, Chai H, Lai DM, Wang SF. Cervicocephalic kinesthetic sensibility in young and middle-aged adults with or without a history of mild neck pain. Man Ther 2007;12(1):22-8.

Tjell C, Rosenhall U. Smooth pursuit neck torsion test : a specific test for cervical dizziness. Am J Otol 1998;19:79-81.

Traynelis VC, Anderson P, Hacker R, Heller J, Sasso R. Return to work analysis of patients treated with an artificial cervical disc or an arthrodesis. Spine J 2006;6(5):63S-64S.

Traynelis VC, Donaher PA, Roach RM, Kojimoto H, Goel VK. Biomechanical comparison of anterior Caspar plate and three-level posterior fixation techniques in a human cadaveric model. J Neurosurg 1993;79:96-103.

Treleaven J, Jull G, LowChoy N. Smooth pursuit neck torsion test in whiplash-associated disorders : relationship to self-reports of neck pain and disability, dizziness and anxiety. J Rehabil Med 2005a;37(4):219-23.

Treleaven J, Jull G, LowChoy N. Standing balance in persistent whiplash : a comparison between subjects with and without dizziness. J Rehabil Med 2005b;37(4):224-9.

Treleaven J, Jull G, LowChoy N. The relationship of cervical joint position error to balance and eye movement disturbances in persistent whiplash. Man Ther 2006;11:99-106.

Treleaven J, Jull G, Sterling M. Dizziness and unsteadiness following whiplash injury : characteristic features and relationship with cervical joint position error. J Rehabil Med 2003;35:36-43.

Treleaven J, Murison RM, Jull G, LowChoy N, Brauer S. Is the method of signal

analysis and test selection important for measuring standing balance in subjects with persistent whiplash ? Gait & Posture 2005c;21(4):395-402.

Trott PH, Pearcy MJ, Ruston SA, Fulton I, Brien C. Three-dimensional analysis of active cervical motion : the effect of age and gender. Clin Biomech 1996;11:201-6.

Tucci SM, Hicks JE, Gross EG, Campbell W, Danoff J. Cervical motion assessment : a new, simple and accurate method. Arch Phys Med Rehabil 1986;67(4):225-30.

Ulrich C, Worsdorfer O, Claes L, Magerl F. Comparative study of the stability of anterior and posterior cervical spine fixation procedures. Arch Orthop Trauma Surg 1987;106:226-31.

Urwin M, Symmons D, Allison T, Brammah T, Busby H, Roxby M, Simmons A, Williams G. Estimating the burden of musculoskeletal disorders in the community : the comparative prevalence of symptoms at different anatomical sites, and the relation to social deprivation. Ann Rheum Dis 1998;57:649-55.

Van Ee CA, Nightingale RW, Camacho D, Chancey VC, Knaub KE, Sun KA, Myers RS. Tensile properties of the human muscular and ligamentous cervical spine. Proceedings of the 44th Stapp Car Crash Conference. 2000. pp. 85-102.

Van Mameren H, Drukker J, Sanches H, Beursgens J. Cervical spine motion in the sagittal plane (I) range of motion of actually performed movements, an X-ray cinematographic study. Eur J Morphol 1990;28:47-68.

Vanneuville G, Escande G, Guillot M, Chazal J, Tanguy A, Bourges M, Verge-Garret J, Deubelle A. Eléments de biomécanique du rachis. 63e Congrès de l'Association des anatomistes. Clermont-Ferrand: Edit. Bloc-santé, 1980.

Vasavada AN, Li S, Delp SL. Influence of muscle morphometry and moment arms on the moment-generating capacity of human neck muscles. Spine 1998;23(4):412-22.

Verbiest H. La chirurgie antérieure et latérale du rachis cervical. Neurochirurgie 1970;16(Suppl 2):1-212.

Villas C, Alfonso M, Schlottrebeck R, Diaz DE, Rada P, Dolz B, Silva A. The way for approaching the truth in adjacent degenerative after cervical arthrodesis : final report of a controlled study. Communication à la réunion de l'European Cervical Spinal Society. Berlin: 2006.

Vital JM, Pointillart V, Gille O, Aurouer N. Les prothèses cervicales constituent-elles un réel progrès dans la pathologie dégénérative ? e-mémoires de l'Académie Nationale de Chirurgie 2007;6(3):45-50.

Walker-Bone K, Cooper C. Hard work never hurt anyone : or did it ? A review of occupational associations with soft tissue musculoskeletal disorders of the neck and upper limb. Ann Rheum Dis 2005;64(8):1112-7.

Walmsley RP, Kimber P, Culham E. The effect of initial head position on active

cervical axial rotation range of motion in two age populations. Spine 1996;21(21):2435-42.

Wang MY, Leung CH, Casey AT. Cervical arthroplasty with the Bryan disc. Neurosurgery 2005;56(1 Suppl):58S-65S.

Watier B. Etude expérimentale du rachis cervical : comportement mécanique in vitro et cinématique in vivo. Paris: ENSAM; 1997.

Watier B. Comportement mécanique du rachis cervical : une revue de littérature. Mechanical behaviour of cervical spine : literature update. ITBM-RBM 2006;27:92-106.

Wen N. Contribution à l'étude expérimentale du comportement mécanique in vitro du rachis cervical. Paris: ENSAM; 1993a.

Wen N, Lavaste F, Santin JJ, Lassau JP. Three-dimensional biomechanical properties of the human cervical spine in vitro. I. Analysis of normal motion. Eur Spine J 1993b;2:2-11.

White AA, Panjabi MM. The basic kinematics of the spine : a review of past and current knowledge. Spine 1978;3:12-20.

White AA, Panjabi MM. Clinical biomechanics of the spine. (2e ed). Philadelphia: JB Lippincott, 1990.

Wigfield CC, Gill SS, Nelson RJ, Langdon I, Metcalf NH, Robertson JT. Influence of an artificial cervical joint compared with fusion on adjacent-level motion in the treatment of degenerative cervical disc disease. J Neurosurg Spine 2002;96(S):17.

Wigfield CC, Skrzypiec D, Jackowski A, Adams MA. Internal stress distribution in cervical intervertebral discs : the influence of an artificial cervical joint and simulated anterior interbody fusion. J Spinal Disord Tech 2003;16:441-449.

Wolfenberger VA, Bui Q, Batenchuk GB. A comparison of methods of evaluating cervical range of motion. J Manipulative Physiol Ther 2002;25:154-60.

Worth D. Cervical spine kinematics. Flinders University of South Australia; 1985.

Wu G, Siegler S, Allard P, Kirtley C, Leardini A, Rosenbaum D, Whittle M, D'Lima DD, Christofolini L, Witte H, Schmid O, Stokes IAF. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joint for the reporting of human joint motion - ankle, hip, and spine. J Biomech 2002;35:543-8.

Wu G, van der Helm FCT, Veeger HEJ, Makhsous M, Van Roy P, Anglin C, Nagels J, Karduna AR, McQuade K, Xuguang W, Werner F, Buchholz B. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion. Part II : shoulder, elbow, wrist and hand. J Biomech 2005;38(5):981-92.

Wu SK, Lan HHC, Kuo LC, Tsai SW, Chen CL, Su FC. The feasibility of a video-

based motion analysis system in measuring the segmental movements between upper and lower cervical spine. Gait & Posture 2007;26:161-6.

Yaguchi M, Ono K, Kubota M, Matsuoka F. Comparison of Biofidelic responses to rear impact of the head-neck-torso among human volunteers, PMHS and dummies. Proceedings of the 2006 International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impact. Madrid, Spain: 2006. pp. 183-98.

Yamaguchi G, Sawa A, Moran D, FessIer M, Winters JM. A survey of musculotendon actuator parameters. In. Winters J.M. and Voo S.L. (eds), Multiple muscle systems : biomechanics and movement organization. New-York: Springer Verlag, 1990.

Ylinen JJ, Savolainen S, Airaksinen O, Kautiainen H, Salo P, Häkkinen A. Decreased strength and mobility in patients after anterior diskectomy compared with healthy subjects. Arch Phys Med Rehabil 2003;84:1043-7.

Yoganandan N, Stemper BD, Pintar FA, Baisden JL, Shender BS, Paskoff G. Normative segment-specific axial and coronal angulation corridors of subaxial cervical column in axial rotation. Spine 2008;33:490-96.

Youdas JW, Carey JR, Garrett TR. Reliability of measurements of cervical spine range of motion. Comparison of three methods. Phys Ther 1991;71(2):98-104.

Youdas JW, Garrett TR, Suman VJ, Bogard CL, Hallman HO, Carey JR. Normal range of motion of the cervical spine : an initial goniometric study. Phys Ther 1992;72(11):770-80.

Zachman ZJ, Traina AD, Keating JC, Bolles ST, Braun-Porter L. Interexaminer reliability and concurrent validity of two instruments for the measurement of cervical ranges of motion. J Manipulative Physiol Ther 1989;12(3):205-10.

ANNEXES

Annexe 1

La musculature cervicale

La musculature cervicale est abondante et se dispose en plans successifs de la profondeur à la superficie. On trouve des muscles courts et des muscles longs qui peuvent être soit mono-articulaires soit poly-articulaires.

Pour expliquer le rôle de ces muscles, nous avons choisi une description tenant compte à la fois de leur origine, de leur terminaison, de leur situation et de leur longueur.

Les muscles rachidiens céphaliques

Nous pouvons distinguer les muscles rachidiens céphaliques avec parmi eux les antérieurs et les postérieurs courts et longs. Les muscles courts mono-articulaires ou bi-articulaires ont pour vocation la prise en charge des mouvements de faible amplitude et le verrouillage localisé des structures articulaires concernées. Ces muscles bourrés de capteurs proprioceptifs jouent aussi un rôle important dans les ajustements de la dynamique intrinsèque ou posturale de la tête ainsi que dans les adaptations proprioceptives oculo crânio-cervicales. Ils jouent ainsi un rôle d'inducteurs dans la sommation des muscles longs ou des chaines musculaires plus puissantes.

Tableau1. Les muscles céphaliques

Nom	Situation	Origine	Terminaison	Caractéristiques	Actions	Innervation
Rectus capitis anterior (Fig 15-2)	Profond Antérieur	C1 processus transverse et face lat masse lat de l'atlas	Occipital Partie basilaire	Mono articulaire	Flexion tête *Inclinaison homolatérale*	C1
Rectus capitis lateralis (Fig 15-1)	Profond Latéral	C1 processus transverse	occipital	Mono articulaire	Flexion tête *Inclinaison homolatérale*	C1
Longus capitis (Fig 15-3)	Profond Antérieur	C6-C3 processus transverse	Occipital Partie basilaire	Poly articulaire	Flexion tête et rachis cerv sup *Inclinaison homolatérale*	C1,C2
Sternocleidomastoideus (Fig 16)	Superficiel Antérieur et latéral	Clavicule-sternum	Processus mastoïde occipital ligne nucale sup	Poly articulaire	Flexion du cou,léger ext tête *Incli homo Rot contro*	Nerf accessoire du XI
Rectus capitis posterior minor (Fig 18-1)	Profond Postérieur	C1 arc post	Occipital 1/3 médial ligne nucale inf	Mono articulaire	Extension tête	C1
Rectus capitis posterior major (Fig 18-2)	Profonde Postérieure	C2 processus épineux	Occipital 1/3 moyen ligne nucale inf	Bi articulaire	Extension tête *Rot contro*	C1
Obliqus capitis superior (Fig 18-3)	Profonde Latérale	C1 processus transverse	Occipital 1/3 lat ligne nucale inf	Mono articulaire	Extension tête *Incli homo Rot contro*	C1
Obliqus capitis Inferior (Fig 18-4)	Profonde Latérale	C2 processus épineux	C1 processus transverse	Mono articulaire	Extension tête *Incli homo*	C1- C2
Longissimus Capitis (Fig 17)	Profonde Postérieure latérale	C3-T3 processus transverse	Temporal mastoïde	Poly articulaire	Erecteur et extenseur du rachis	C3
Splénius de la tête (Fig 20)	Postéro latérale	C4-T3	Occipital : ligne nucale sup ½ lat Temporal : mastoïde	Poly articulaire	Extension tête *Rot homo Incli homo*	C2-C3-C4
Semispinalis capitris (Fig 23)	Postérieure	C4-T6 processus transverse	Occipital : /2 médial entre ligne occi sup et inf	Poly articulaire	Extension tête *Incli homo*	C2 à T5

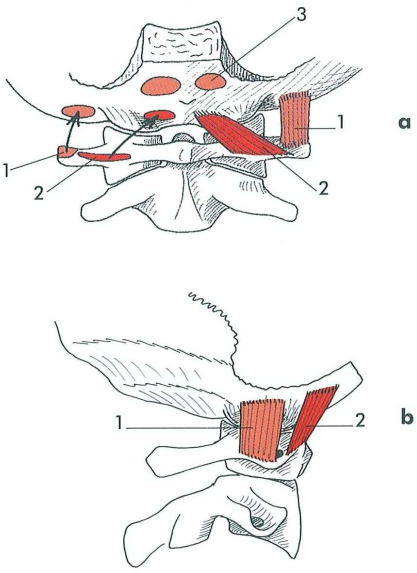


Figure 15.*(d'après Dufour). Droit antérieur et droit latéral, en vue antérieure (a) et latérale (b).*
1. droit latéral
2. droit antérieur
3. droit de la tête

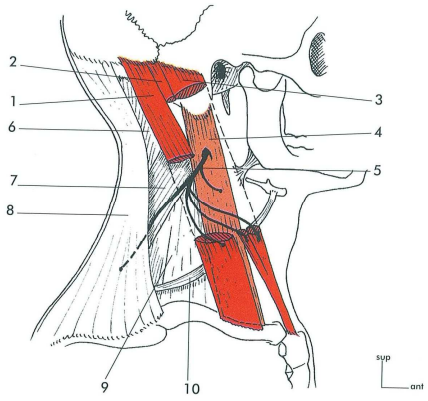


Figure 16. *(d'après Dufour).Sterno-cléido- mastoïdien.*
1. chef cléido-occipital
2. chef sterno-occipital
3. chef sterno-mastoïdien
4. chef cléido-mastoïdien
5. nerf accessoire (XI)
6. splénius de la tête
7. élévateur de la scapula
8. trapèze supérieur
9. scalène moyen
10. omo-hyoïdien

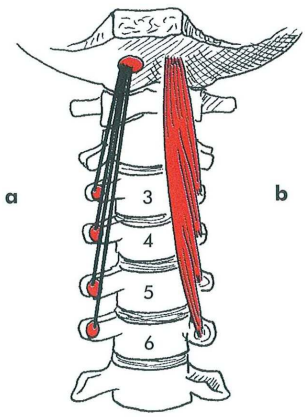


Figure 17. *(d'après Dufour). Long de la tête (vue antérieure). Insertions (a) et trajet (b).*

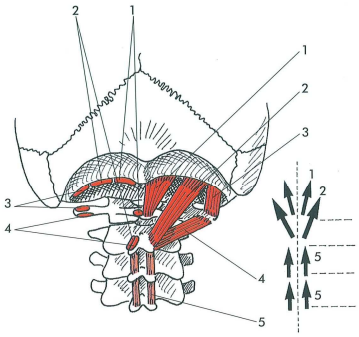


Figure 18. *(d'après Dufour). Muscles profonds et postérieurs en vue postérieure.*
1. Petit droit postérieur
2. grand droit postérieur
3. oblique supérieur
4. oblique inférieur
5. interépineux

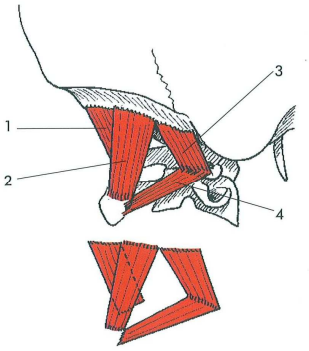


Figure 19*. (d'après Dufour). Muscles profonds et postérieurs en vue latérale (même légende que Fig 18)*

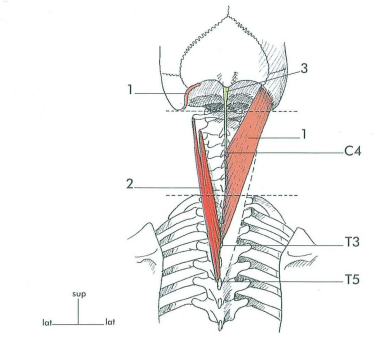


Figure 20. *(d'après Dufour). Splénius vue postérieure.*

1. *splénius de la tête*
2. *splénius du cou*
3. *ligament nucal*

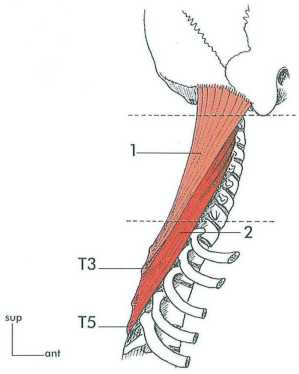


Figure 21. *(d'après Dufour). Splénius vue latérale (même légende que Fig 20)*

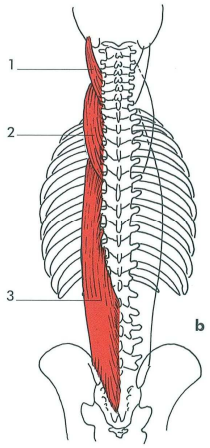


Figure 22. *(d'après Dufour). longissimus : insertions (a) et trajet (b)*

1. *longissimus de la tête*
2. *longissimus du cou*
3. *longissimus thoracco-lombal*

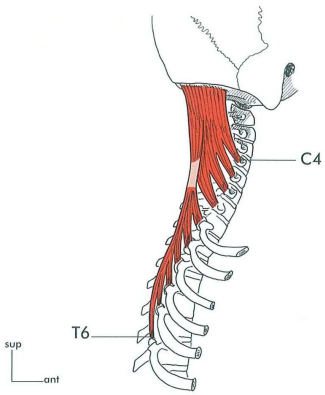


Figure 23*. (d'après Dufour). Semi épineux du cou en vue latérale.*

Les muscles rachidiens cervico-cervicaux et thoraco-cervicaux

Les muscles courts ont une vocation de serrage et de verrouillage des structures qu'ils pontent. Ils jouent en quelque sorte le rôle de ligaments actifs. Les muscles longs, constitués de fibres longitudinales plutôt à orientation verticale, sont des érecteurs du rachis. Ils travaillent de façon chaînée, prenant ainsi de multiples points d'appui sur le rachis. Ce sont des muscles antigravitaires par excellence, ils conditionnent pour partie notre posture érigée.

Tableau 2. Les muscles rachidiens cervico-cervicaux et thoraco-cervicaux

Nom	Situation	Origine	Terminaison	Caractéristiques	Actions	Innervation
Interspinalis cervicis (Fig 24-1)	Profond Postérieur	épineuse	Epineuse	Mono articulaire	Extension	Nerf spinal de l'étage correspondant
Musculi intertransversarii (Fig 24-3)	Profond Latéral	transverse	transverse	Mono articulaire	Verrouillage *Inclinaison latérale*	Nerf spinal de l'étage correspondant
Transverso spinalis (Fig 25)	Postéro latéral	Rot court : épineuse V Rot long : épineuse V Multifides court: épineuse V Multifides longs: épineuse V	Epineuse V+1 V+2 V+3 V+4	Mono articulaire Bi articulaire Tri articulaire Quadri articulaire	Verrouillage Verrouillage + ext Rot contro extension érection vertébrale + Rot contro	Nerf spinal de l'étage correspondant
Longus colli (Fig 26)	Antérieur portion longitudinale portion oblique caudale, portion oblique crâniale	T3 - C5 Corps T3 - T1 Corps C5 - C3 Corps	T3 - T1 Corps C7 - C5 Processus transverse C1 Arc ant	polyarticulaire	Délordose Flexion du cou *Inclinaison homo*	Nerfs spinaux C1- C4
Ilio costalis cervicis (Fig 27)	Profond vertical	Côtes 4 à 7 angle post	Processus transverses de C4 à C7	polyarticulaire	Erection et extension du rachis	Nerfs spinaux des étages correspondants
Longissimus cervicis (Fig 28)		T1 à T6 transverses	Processus transverses de C2 à C7	polyarticulaire	Stabilisateur de la charnière costo trans versaire Erection et extension du rachis	
Splenius colli (Fig 29-2)	Postéro latéral	T 3 - T5	C1 – C2	polyarticulaire	Extension cervicale *Rotation et Inclinaison homo*	Nerfs spinaux C2, C3, C4
Serratus posterior superior (Fig 30)	Superficiel Charnière cervicob thoracique	C7 - T3	2 à 5ème côte	polyarticulaire	Stabilisateur charnière Th cerv Elévation des premières côtes	4 premiers Nerfs intercostaux

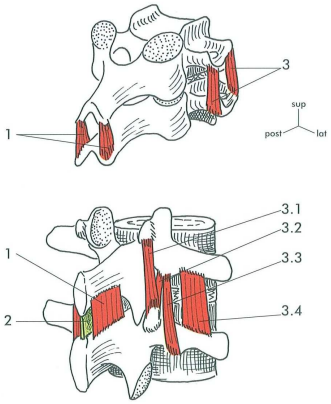


Figure 24. *(d'après Dufour). Muscles courts.*

1 . interépineux
2. ligament interépineux
3. intertransversaires
3.1.intermamillaire
3.2. mamillo accessoire (ou mamillo-styloïdien)
3.3. interaccessoire (ou interstyloïdien)
3.4. intertransversaire latéral

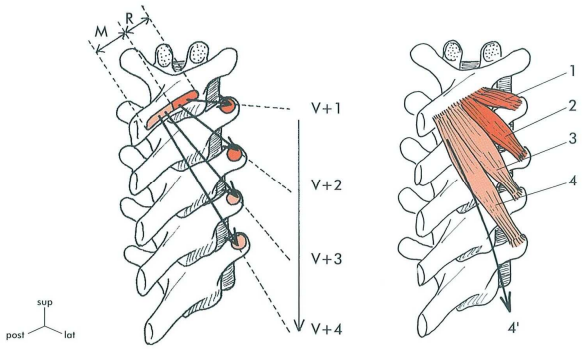


Figure 25. *(d'après Dufour). Transversaire épineux : rotateurs (R)*
Multifides (M)
Insertions (a) et trajet (b).

1. *rotateur court*
2. *rotateur long*
3. *multifide court*
4. *multifide long*

4'. Faisceau supplémentaire

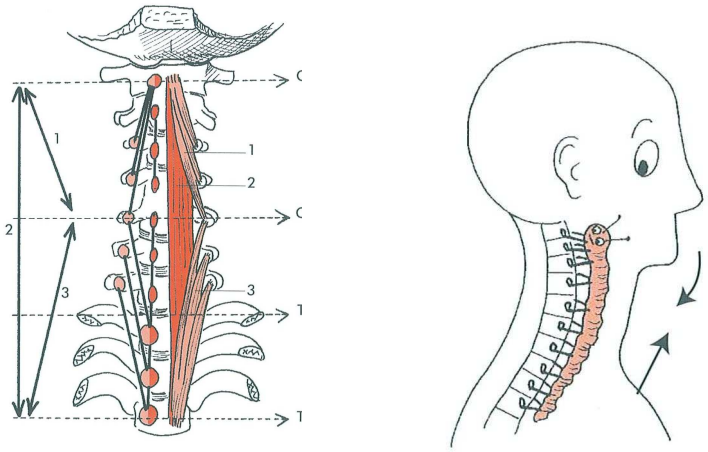


Figure 26. *(d'après Dufour). Long du cou.*
Multifides (M)
Insertions (a) et trajet (b).

5. *rotateur court*
6. *rotateur long*
7. *multifide court*
8. *multifide long*

4'. Faisceau supplémentaire

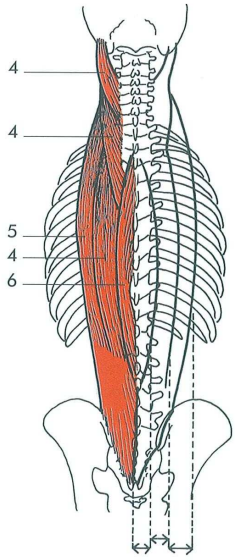


***Figure 27**. (d'après Dufour). Dispositifs des érecteurs superficiels et profonds en coupe transversale (a) et en vue frontale (b).*
4. longissimu
5. ilio costalis
6. épineux
7. trapezius
8. rhomboïdéus
9. Dentelé postero supérieur

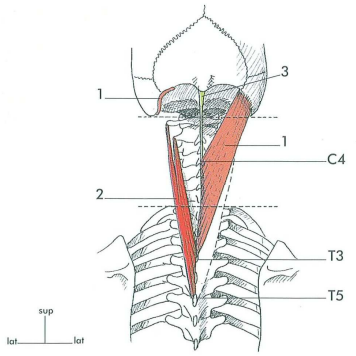


***Figure 28**. (d'après Dufour). Splénius en vue postérieure.*
1. *splé&nius de la tête*
2. *splénius du cou*
3. *ligament nucal*

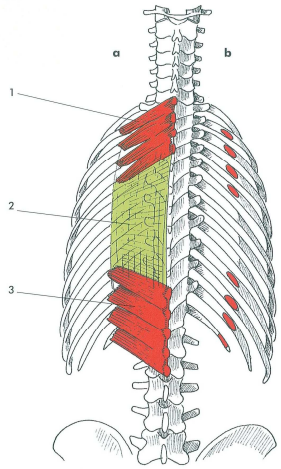


***Figure 29**. (d'après Dufour). Dentelés postérieurs : trajet (a), insertions (b) ;*
1. *dentelé postéro -supérieur*
2. *aponévrose des dentelés*
3. *dentelé postéro-inférieur.*

Les muscles costo-cervicaux

Ces muscles assurent le haubanage latéral du cou en activité statique et l'inclinaison latérale du cou lors des activités dynamiques, surtout pour les scalenus medius et posterior qui sont situés en plan frontal.

Tableau 3. Les muscles costo-cervicaux

Nom	Situation	Origine	Terminaison	Caractéristiques	Actions	Innervation
Scalenus Antérior Fig 31-A)	Profond Antéro-latéral	1ère côte	Procesus transverse C3 - C6	polyarticulaire	Lordosant flexion cou *Rot contro*	C5
Scalenus Medius (Fig 31-M) et posterior (Fig 31-P)	Profond Antéro-latéral	1ère côte 2ème côte	Procesus transverse ant C2 - C7 C5 - C6 post	polyarticulaire	Haubannage latéral du cou *Inclinaison homo*	C6, C7, C8

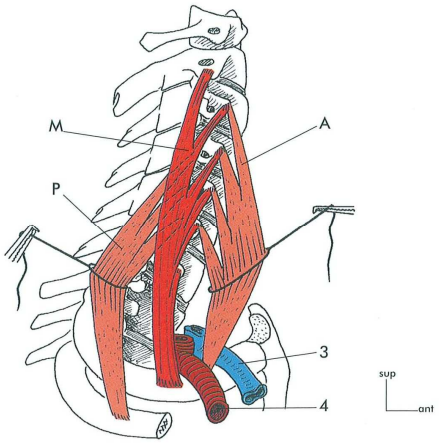


Figure 30 *(d'après Dufour). Scalènes antérieurs (A), moyen (M) et postérieur (P).*

Les muscles scapulo-cervicaux et scapulo-thoraciques

Ces muscles entretiennent la relation fonctionnelle entre le rachis cervical et l'articulation scapulo thoracique. Il est à noter le mode de travail en suspension des muscles levator scapulae et du trapezius superior dont l'action résultante se traduit par une sollicitation en compression (par le trapezius) sur la charnière cervico thoracique et par un haubanage postérieur du rachis cervical par le levator scapulae. Il est également à remarquer que le trapezius superior possède une zone losangique fibreuse en regard de la charnière cervico thoracique dont l'action résultante à ce niveau contribue à fixer cette charnière. Quant au rhomboïdeus minor, il fixe d'une part la scapula au rachis cervical et d'autre part il sert d'axe « fixe » à la scapula pour tous les mouvements de rotation par rapport au thorax.

Tableau 4. Les muscles scapulo-cervicaux et scapulo-thoraciques

Nom	Situation	Origine	Terminaison	Caractéristiques	Actions	Innervation
Levator scapulae (Fig 32-33)	Profond et latéral	Angle supéro médial de la scapula	C1 - C4 processus transverse	Polyarticulaire	Point fixe rachis : élévateur scapula + sonnette médiale scapula Point fixe scapula extension rot cervicale *Inli et homo*	C5
Rhomboideus minor (Fig 34)	superficiel	C7 – T1	Bord médial scapula	Bi articulaire	Point fixe rachis : Adduction, élévation, rétropulsion + sonnette médiale scapula Scapula fixe : haubannage post *translation homo et rot contro cervicales*	C5
Trapezius Supérior et médius (Fig 35)	superficiel	1/3 médial ligne nucale sup	Processus épineux C1 - T11	Clavicule scapula	Point fixe rachis : Elévateur du loignion de l'épaule + sonnette latérale, médius adduction et rétropulsion de la scapula Scapula fixe : extension + incli homo et rot contro	Nerf accéssoire du XI et C3 – C4

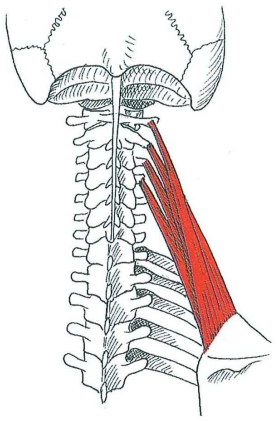


Figure 31 *(d'après Dufour). Élévateur de la scapula : insertions et trajet*

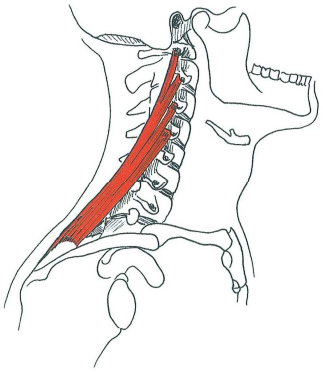


Figure 32 *(d'après Dufour). Élévateur de la scapula en vue latérale.*

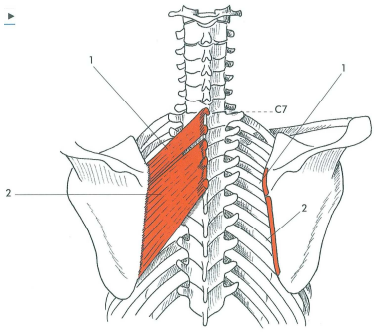


Figure 33 *(d'après Dufour). Rhomboïde.*

1. *petit rhomboïde*
2. *grand rhomboïde*

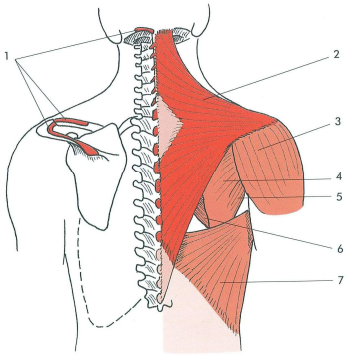


Figure 34 *(d'après Dufour). Trapèze.*

1. *insertions*
2. *corps musculaire*
3. *deltoïde*
4. *infra épineux*
5. *petit rond*
6. *rhomboïde*
7. *grand dorsal*

Annexe 2

Amplitudes articulaires des mouvements principaux du rachis cervical

Amplitudes en degrés de Flexion / Extension de la population masculine suivant les tranches d'âge

AUTEURS	Flex 11-19	Flex 20-29	Flex 30-39	Flex 40-49	Flex 50-59	Flex 60-69	Flex 70-79	Flex 80-89-	Flex 90-97	Ext 11-19	Ext 20-29	Ext 30-39	Ext 40-49	Ext 50-59	Ext 60-69	Ext 70-79	Ext 80-89	Ext 90-97
Kulhman 1993 Goniomètre Gravité		69 (5.7)					58.1 (9.9)			70.6 (6.2)					51.2 (11.6)			
Youdas 1992 CROM	Masc+ Fem 64 (8.6)	Masc+ Fem 54.3 (8.8)	Masc+ Fem 47.3 (9.5)	Masc+ Fem 49.5 (11.4)	Masc+ Fem 45.5 (9.1)	Masc+ Fem 41 (8.4)	Masc+ Fem 39.2 (8.8)	Masc+ Fem 40.4 (8.7)	Masc+ Fem 36.4 (9.8)	85.6 (11.5)	76.7 (12.8)	68.2 (12.8)	62.5 (12.2)	59.9 (10.4)	57.4 (10.5)	53.7 (14.4)	49.4 (11.5)	52.3 (17.2)
Hole 1995 CROM		64 (9.4)	58.8 (10.1)	58.5 (13.3)	50 (6.1)	53.5 (4.4)					82.4 (8.6)	63.5 (6.8)	63.1 (9.1)	56.1 (7.3)	46.5 (4.7)			
Fiebert 1994 CROM		Position de repos : 42.4 (17) Position Neutre : 39 (15.8)		ND	ND	ND					Position de repos : 60.8(10.9 Position Neutre : 64.6 (10 .4)		ND	ND	ND			
Fiebert 1994 CROM					43 (9.7)								41.2 (8.4)					
Osterbauer 1996		18-35 ans: 56 (10)		ND	ND	ND					18-35 ans: 72 (9)				ND			
Osterbauer 1996		18-35 ans: whiplash aiguë: 49 (8)		ND	ND						18-35 ans: whiplash aiguë: 43 (5)		ND		ND			

Amplitudes en degrés de Flexion / Extension de la population féminine suivant les tranches d'âge

AUTEURS	Flex 11-19	Flex 20-29	Flex 30-39	Flex 40-49	Flex 50-59	Flex 60-69	Flex 70-79	Flex 80-89-	Flex 90-97	Ext 11-19	Ext 20-29	Ext 30-39	Ext 40-49	Ext 50-59	Ext 60-69	Ext 70-79	Ext 80-89	Ext 90-97
Kulhman 1993 Goniomètre Gravité		69.8 (10.2)					63.6 (8.5)				80.8 (6.8)					51.6 (8)		
Youdas 1992 CROM	Masc+ Fem 64 (8.6)	Masc+ Fem 54.3 (8.8)	Masc+ Fem 47.3 (9.5)	Masc+ Fem 49.5 (11.4)	Masc+ Fem 45.5 (9.1)	Masc+ Fem 41 (8.4)	Masc+ Fem 39.2 (8.8)	Masc+ Fem 40.4 (8.7)	Masc+ Fem 36.4 (9.8)	84 (14.9)	85.6 (10.6)	78 (13.8)	77.5 (13.2)	65.3 (16)	65.2 (13.3)	54.8 (10.2)	50.3 (14.5)	54.5 (18.1)
Hole 1995 CROM		63.3 (9.8)	58.9 (11.1)	52.6 (9.1)	51.6 (13.7)	ND					80.1 (11.2)	69 (8.6)	66 (9.4)	60.9 (9.6)	ND			
Fiebert 1994 CROM		Position de repos : 48.9 (13.1) Position Neutre : 47.2 (13.4)		ND	ND	ND					Position de repos : 71.9 (9.6) Position Neutre : 77.8 (17)		ND	ND	ND			
Fiebert 1994 CROM						51..9 (9.7)							44.2 (9.3)					
Osterbauer 1996 50		18-35 ans: 59 (13)		ND	ND	ND					18-35 ans: 71 (8)				ND			
Osterbauer 1996		18-35 ans: whiplash aiguë: 49 (12)		ND	ND	ND					18-35 ans: whiplash aiguë: 47 (16)		ND		ND			

Amplitudes en degrés d'inclinaison latérale droite et gauche de la population masculine suivant les tranches d'âge

AUTEURS	ILD 11-19	ILD 20-29	ILD 30-39	ILD 40-49	ILD 50-59	ILD 60-69	ILD 70-79	ILD 80-89-	ILD 90-97	ILG 11-19	ILG 20-29	ILG 30-39	ILG 40-49	ILG 50-59	ILG 60-69	ILG 70-79	ILG 80-89	ILG 90-97
Kulhman 1993 Goniomètre gravité		46.1 (4.8)					34.5 (6)				47.6 (4.6)					35.9 (5.2)		
Youdas 1992 CROM	44.8 (7.8)	44.9 (7.2)	42.9 (8.5)	38 (10.9)	35.6 (5.4)	29.8 (5.4)	25.8 (7.3)	23.8 (6.2)	22.2 (9.1	46.3 (6.7)	41.4 (7.1)	41.2 (10.3)	35.6 (8)	34.9 (6.6)	30.4 (4.7)	25 (8.4)	23.5 (6.8)	225 (6.6)
Hole 1995 CROM		45 (4.8)	57.3 (10.4)	54.4 (11.9)	30.9 (5.4)	27.5 (2.5)					47.7 (6.1)	38.3 (10.9)	38.2 (10.1)	31.8 (3.9)	25.5 (3.8)			
Fiebert 1994 CROM		Position de repos : 39.4 (6.7) Position Neutre : 36.2 (6.4)		ND	ND	ND					Position de repos : 39.2 (10.1) Position Neutre : 35.4 (10.4)		ND	ND	ND			
Fiebert 1994 CROM						23.1 (6.7)							29.5 (5)					
Osterbauer 1996		18-35 ans: 46 (6)		ND	ND	ND					18-35 ans: 46.7 (7)				ND			
Osterbauer 1996		18-35 ans: whiplash aiguë: 39 (8)		ND	ND	ND					18-35 ans: whiplash aiguë: 33 (5)		ND		ND			

Amplitudes en degrés d'inclinaison latérale droite et gauche de la population féminine suivant les tranches d'âge

AUTEURS	ILD 11-19	ILD 20-29	ILD 30-39	ILD 40-49	ILD 50-59	ILD 60-69	ILD 70-79	ILD 80-89	ILD 90-97	ILG 11-19	ILG 20-29	ILG 30-39	ILG 40-49	ILG 50-59	ILG 60-69	ILG 70-79	ILG 80-89	ILG 90-97
Kulhman 1993 Goniomètre Gravité		51.1 (4.84)					37.6 (5)				50.5 (4.8)					39.3 (5)		
Youdas 1992 CROM	48.9 (7.1)	46.2 (6.7)	46.5 (8.4)	42.5 (9.2)	37.3 (6.8)	32.7 (9.6)	27.7 (7.3)	26.3 (5.7)	22.6 (7.2	46.3 (7.3)	42.8 (4.6)	43.6 (7.9)	40.8 (9.3)	35.1 (6)	34.4 (8.1)	26.9 (6.7)	22.6 (7.1)	26.6 (8.1)
Hole 1995 CROM		43.6 (3.1)	34.8 (5.6)	34.1 (6.5)	30.5 (5.2)	ND					46.4 (7.3)	36.8 (7.3)	34.3 (4.2)	32 (5.3)				
Fiebert 1994 CROM		Position de repos : 38.8 (7.2) Position Neutre : 37.9 (6.7)		ND	ND	ND					Position de repos : 41.3 (5.9) Position Neutre : 41.3 (6.7)		ND	ND	ND			
Fiebert 1994 CROM						27.3 (6.9)							28.4 (7.5)					
Osterbauer 1996		18-35 ans: 46 (9)		ND	ND	ND					18-35 ans: 47 (9)				ND			
Osterbauer 1996		18-35 ans: whiplash aiguë: 34 (10)		ND	ND	ND					18-35 ans: whiplash aiguë: 35 (11)		ND		ND			

Amplitudes en degrés de la rotation droite et gauche de la population masculine suivant les âges.

AUTEURS	Rot D 11-19	Rot D 20-29	Rot D 30-39	Rot D 40-49	Rot D 50-59	Rot D 60-69	Rot D 70-79	Rot D 80-89-	Rot 90-97	Rot G 11-19	Rot G 20-29	Rot G 30-39	Rot G 40-49	Rot G 50-59	Rot G 60-69	Rot G 70-79	Rot G 80-89	Rot G 90-97
Kulhman 1993 Goniomètre Gravité		90.3 (3.4)						71.4 (9.3)			90.4 (2)					70.1 (8.5)		
Youdas 1992 CROM	74.1 (7.6)	69.6 (6)	67.1 (7.4)	64.6 (9.6)	61 (7.7)	53.6 (7.4)	50 (7.4)	46.4 (8.2)	44.2 (14.3)	72.3 (7.)	69.2 (7)	65.4 (9.1)	62 (7.6)	58 (8.8)	56.6 (6.7)	49.7 (8.8)	46.8 (9.2)	45,2 (16,8)
Hole 1995 CROM		72.1 (6.1)	70.7 (7)	60.2 (11.9)	56.4 (3.8)	55.3 (7.3)					76.1 (6)	68.8 (7.4)		57.4 (10.5)	56.9 (4.3)	ND 53.5 (4.7)		
Fiebert 1994 CROM			Position de repos : 64 (6.5) Position Neutre : 55.8 (11)	ND	ND	ND					Position de repos : 64.2 (10.2) Position Neutre : 59.2 (13.9)			ND	ND	ND		
Fiebert 1994 CROM						53.6 (11.7)							41.2 57.7 (11.8)					
Osterbauer 1996			18-35 ans: 69 (7)	ND	ND	ND					18-35 ans: 73 (9)		ND	ND	ND			
Osterbauer 1996			18-35 ans: whiplash aiguë: 54 (19)	ND	ND	ND					18-35 ans: whiplash aiguë: 51 (14)		ND	ND				

Amplitudes en degrés de la rotation droite et gauche de la population féminine suivant les âges.

AUTEURS	RotD 11-19	RotD 20-29	RotD 30-39	RotD 40-49	RotD 50-59	RotD 60-69	RotD 70-79	RotD 80-89-	RotD 90-97	Ext 11-19	Ext 20-29	Ext 30-39	Ext 40-49	Ext 50-59	Ext 60-69	Ext 70-79	Ext 80-89	Ext 90-97
Kulhman 1993 Goniomètre à Gravité		95.8 (3.3)					73.7 (7.8)				95.3 (4.4)					74.6 (9.7)		
Youdas 1992 CROM	74.9 (9.8)	T4.6 (5.9)	71.7 (5.7)	70.2 (6.6)	61.2 (8.6)	65.2 (9.7)	53.4 (8.8)	52.6 (10.5)	44.2 (14.3)	70.5 (9.8)	71.6 (5.7)	65.9 (8.1)	64 (7.9)	62.8 (8.4)	59.7 (9.1)	50.1 (7.9)	50.5 (10.7)	53.5 (7.5)
Hole 1995 CROM		72.6 (6.4)	68.4 (8.9)	70.6 (8.9)	62.6 (10.3)	ND					72.9 (6)	71.8 (10.4)	63.1 (10.1)	62.9 (12.4)	ND			
Fiebert 1994 CROM		Position de repos : 65.4 (7) Position Neutre : 61.9 (9.7)		ND	ND	ND					Position de repos : 68 (7.6) Position Neutre : 64.6 (6.9)		ND	ND	ND			
Osterbauer 1996 CROM		18-35 ans: 71 (12)		ND	ND	ND					18-35 ans: 71 (13)			ND	ND			
Osterbauer 1996 CROM		18-35 ans: whiplash aiguë: 59 (14)		ND	ND	ND					18-35 ans: whiplash aiguë: 57 (13)		ND	ND	ND			

Annexe 3

Méthode statistique

La normalité des échantillons a été contrôlée grâce au test de Kolmogorov-Smirnov. L'homogénéité des variances entre deux groupes a été vérifiée à l'aide du test F de Snedecor[21].

Quelles que soient les variables (mouvements principaux, couplés et compensatoires puis mouvements complexes), les différences potentielles entre les 4 groupes étudiés ont été évaluées par une analyse de variance (ANOVA) à un facteur (groupe). Lorsque les résultats de l'ANOVA ont été significatifs, un test post-hoc, le *t* de Student, pour les comparaisons deux à deux a été appliqué. Pour faciliter la lisibilité des résultats, toutes les comparaisons possibles ont été présentées les unes après les autres :

- groupe Asymptomatique *versus* groupe Arthrodèse,
- groupe Asymptomatique *vs.* groupe Prothèse,
- groupe Asymptomatique *vs.* groupe Whiplash,
- groupe Arthrodèse *vs.* groupe Prothèse.

Les comparaisons des moyennes ont été réalisées soit en condition non appariée soit en condition appariée.

Concernant la comparaison de moyennes provenant d'échantillons indépendants (non appariés), la conclusion apportée au test a été fondée sur la loi du *t* de Student en fonction du nombre de degrés de liberté qui s'appliquait. La formule de détermination de l'écart réduit a été alors la suivante :

$$t = \frac{\text{Moyenne échantillon 1 - Moyenne échantillon 2}}{\text{Ecart-type commun} * \left(\sqrt{\frac{1}{\text{effectif échantillon 1}}} + \sqrt{\frac{1}{\text{effectif échantillon 2}}} \right)}$$

Où

$$\text{Ecart-type commun} = \sqrt{\frac{\text{variance échantillon 1}*(\text{effectif échantillon 1} - 1) + \text{variance échantillon 2}*(\text{effectif échantillon 2} - 1)}{\text{effectif échantillon 1} + \text{effectif échantillon 2} - 2}}$$

Pour ce qui est de la comparaison de moyennes provenant d'échantillons appariés, la loi qui a été appliquée était comme précédemment la loi du *t* de Student. Puisque l'analyse se fait à l'intérieur des couples, pour obtenir l'indice (ici le *t*) correspondant à la différence des couples, il a suffi d'appliquer la formule suivante :

$$t = \frac{\text{Moyenne des différences}}{\left(\frac{\text{Ecart-type des différences}}{\sqrt{\text{Nombre de couples de données}}}\right)}$$

Où

$$\text{Moyenne des différences} = \frac{\sum \text{Différences entre chaque couple de données}}{\text{Nombre de couples de données}}$$

et

$$\text{Ecart-type des différences} = \sqrt{\frac{\sum \text{Différences entre chaque couple de données - (moyenne des différences)}^2}{\text{Nombre de couples de données - 1}}}$$

Annexe 4

Exemples de courbes sur différents cycles de mouvements

Le sujet effectue au minimum 10 cycles de mouvement. Les cycles successifs expriment la variabilité d'amplitude de chaque sujet pour chaque mouvement. Nous avons alors procédé à un découpage automatique des cycles, dont chacun a été échantillonné sur 100 points afin de calculer un cycle moyen et l'écart type des cycles par rapport à ce cycle moyen.

Sujet asymptomatique

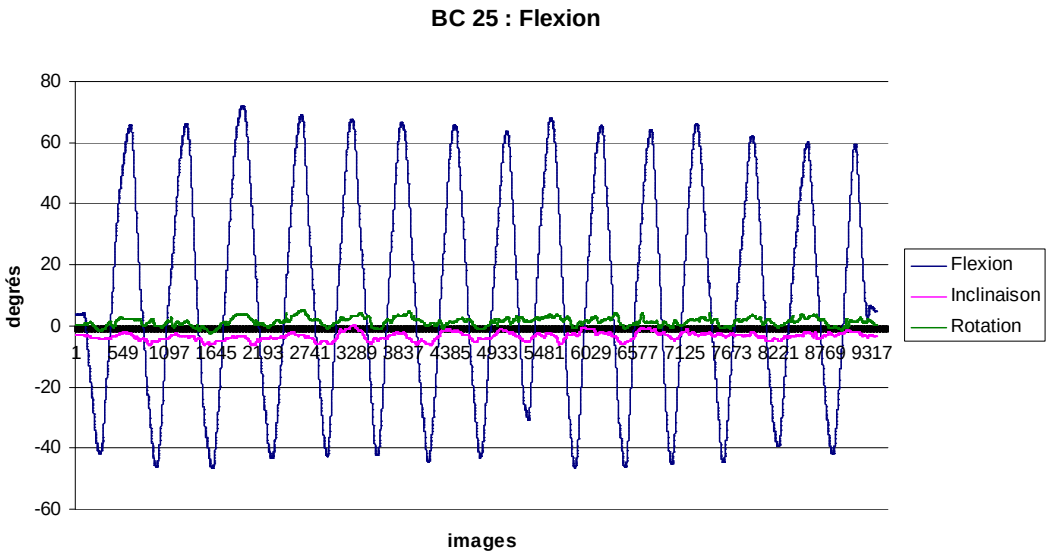


***Figure 35**. Cycles de mouvements de Flexion-Extension chez un sujet asymptomatique 20-30 ans*

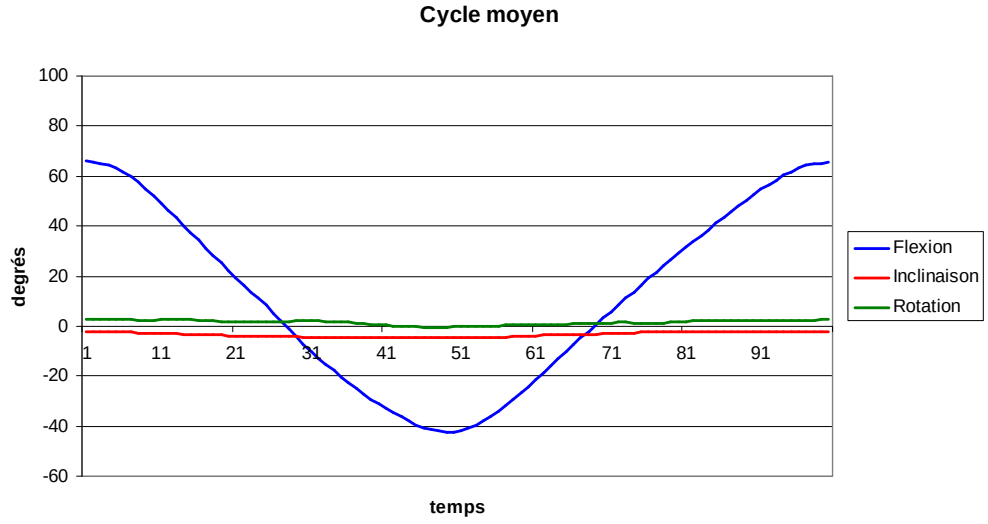


***Figure 36**. Même sujet : Expression des couplages sur un cycle moyen de Flexion-Extension.*

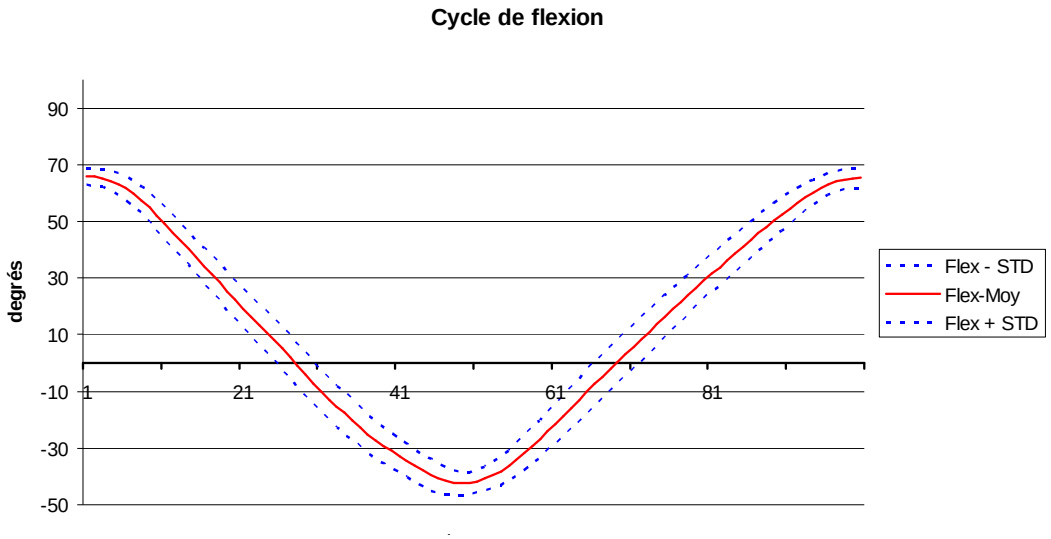


***Figure 37**. Même sujet : Expression de la variabilité sur un cycle moyen de Flexion- Extension.*

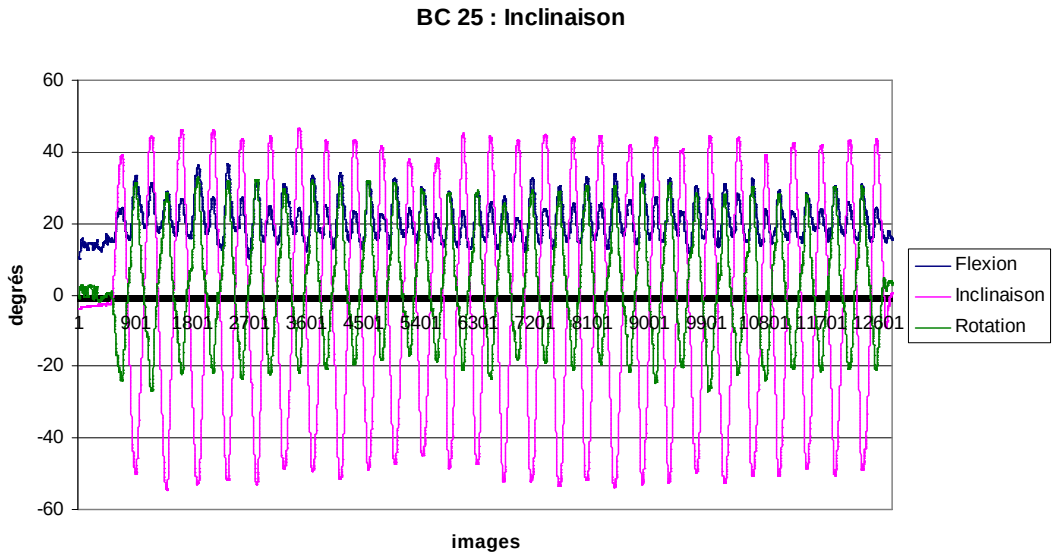


***Figure 38**. Cycles de mouvements d'inclinaison latérale chez un sujet asymptomatique 20-30 ans*

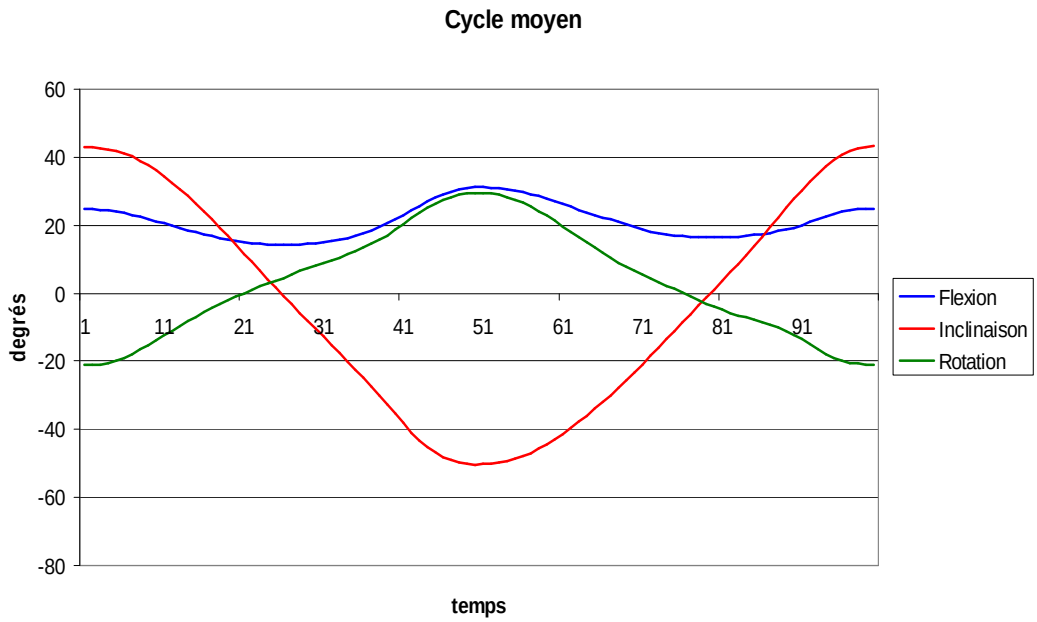


***Figure 39**. Même sujet : Expression des couplages sur un cycle moyen d'inclinaison latérale.*

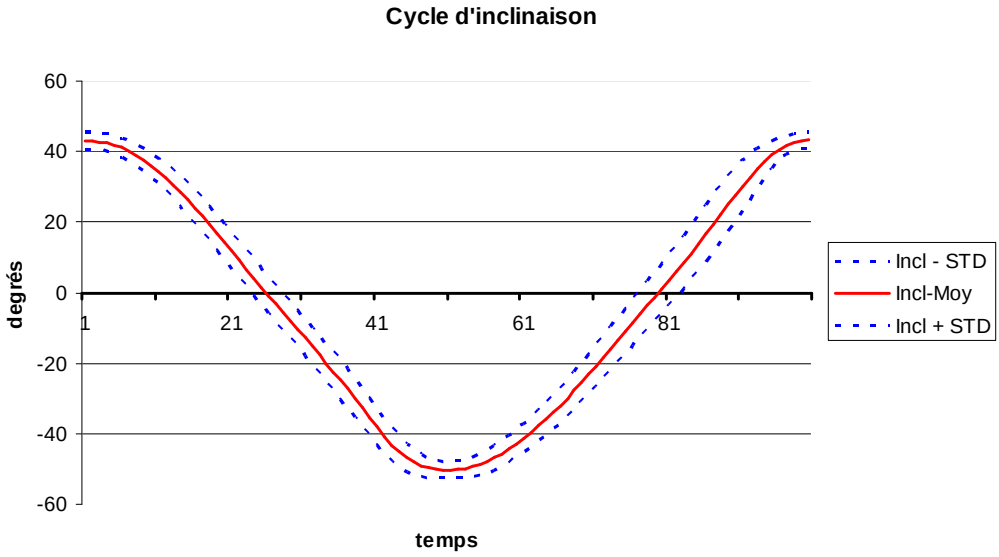


***Figure 40**. Même sujet : Expression de la variabilité sur un cycle moyen d'inclinaison latérale.*

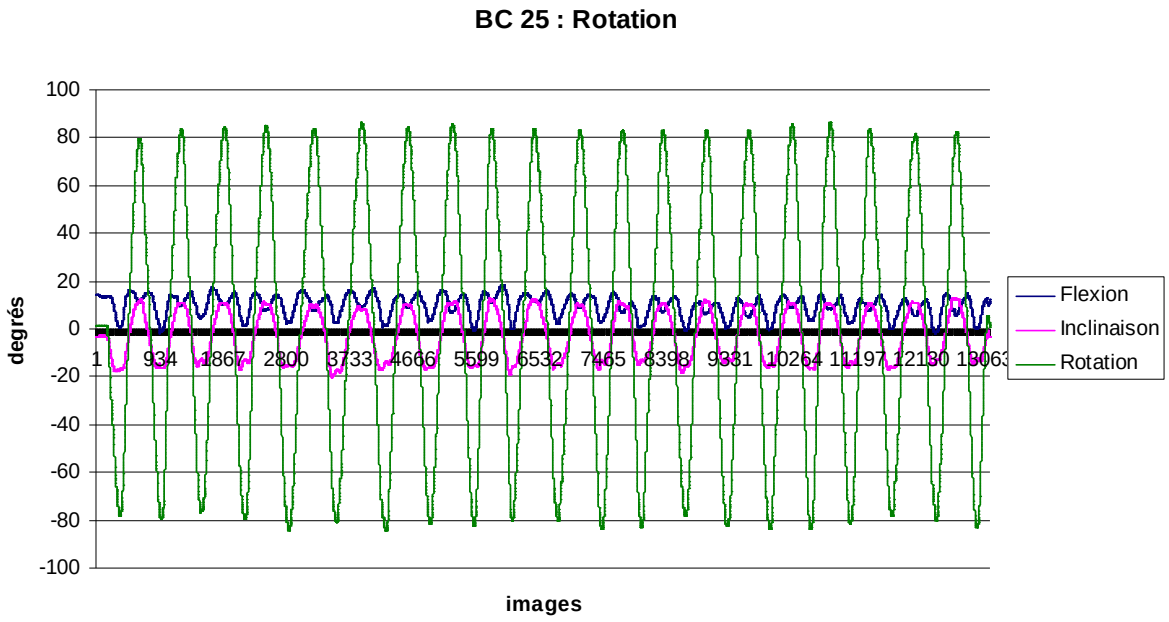


Figure 41. *Cycles de mouvements de rotation axiale chez un sujet asymptomatique 20-30 ans*

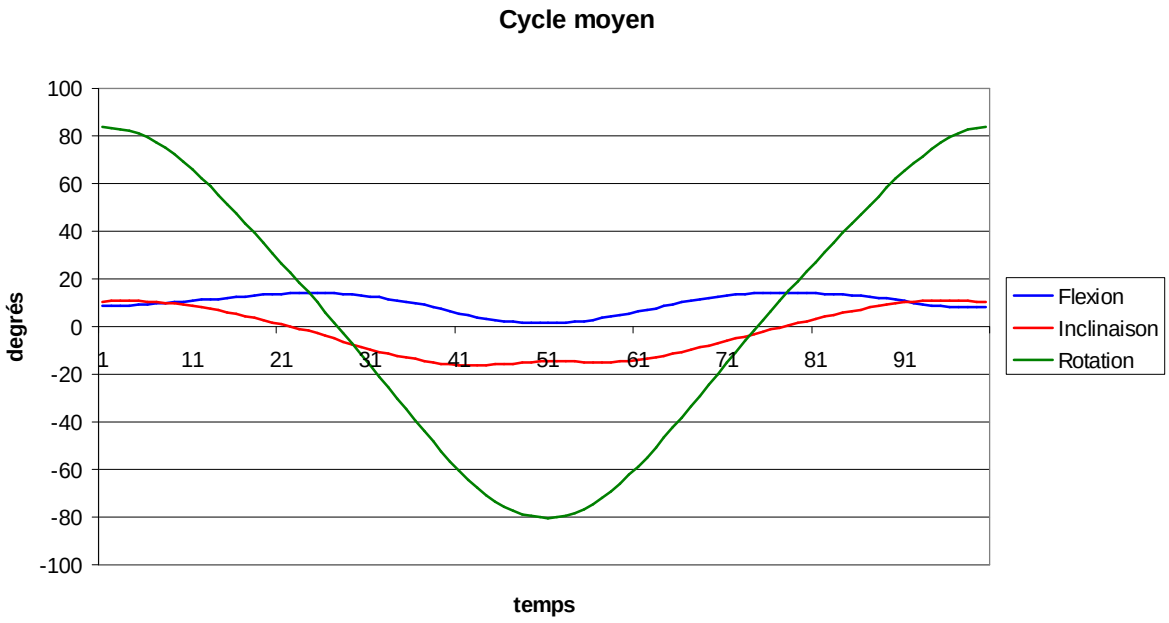


Figure 42*. Même sujet : Expression des couplages sur un cycle moyen de rotation axiale.*

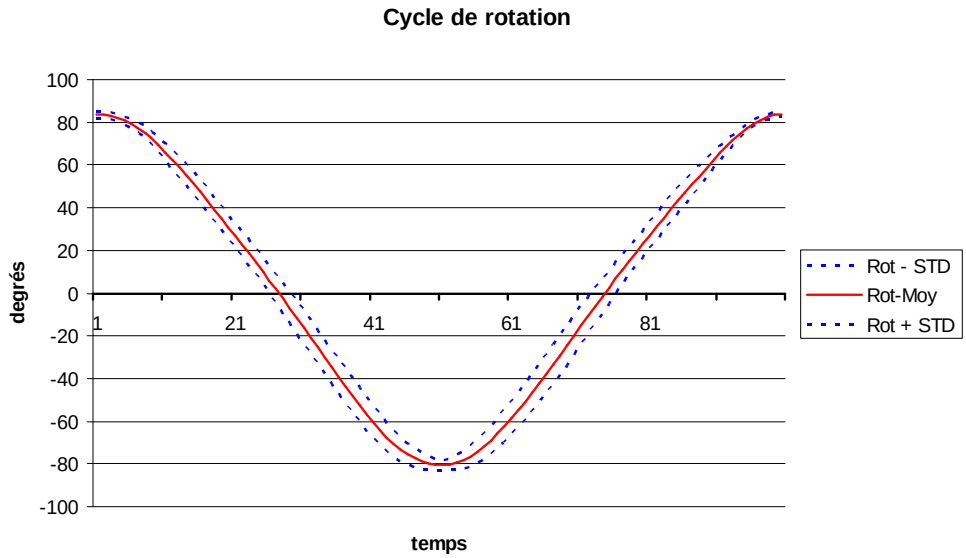


***Figure 43**. Même sujet : Expression de la variabilité sur un cycle moyen de rotation axiale.*

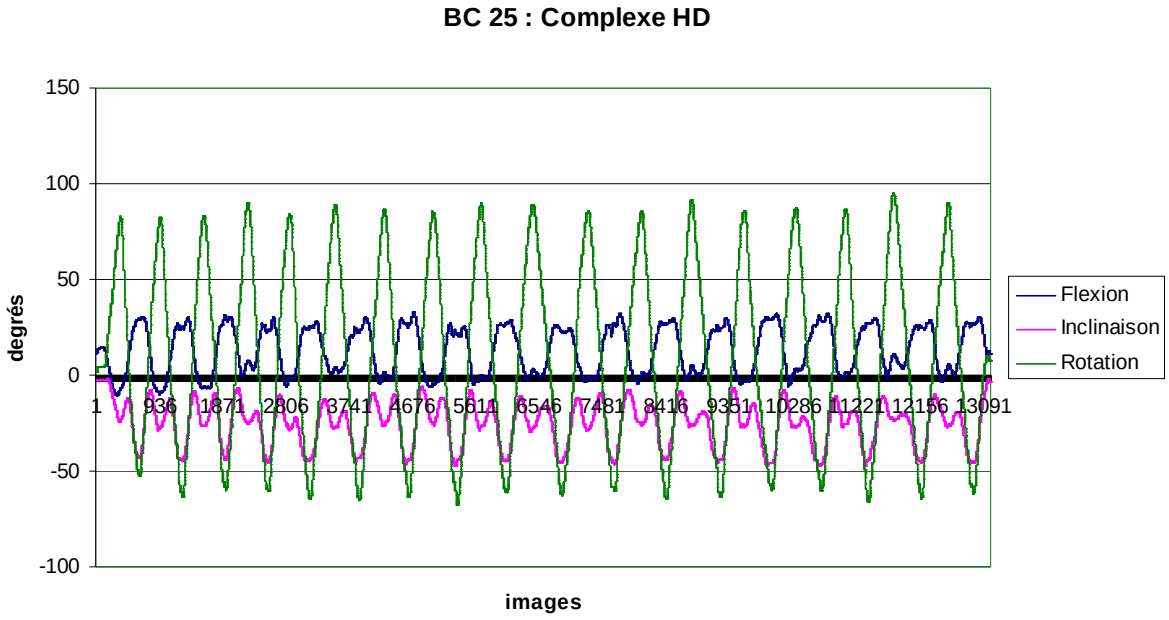


***Figure 44.** Cycles de mouvements « Complexe HD » chez un sujet asymptomatique 20-30 ans.*

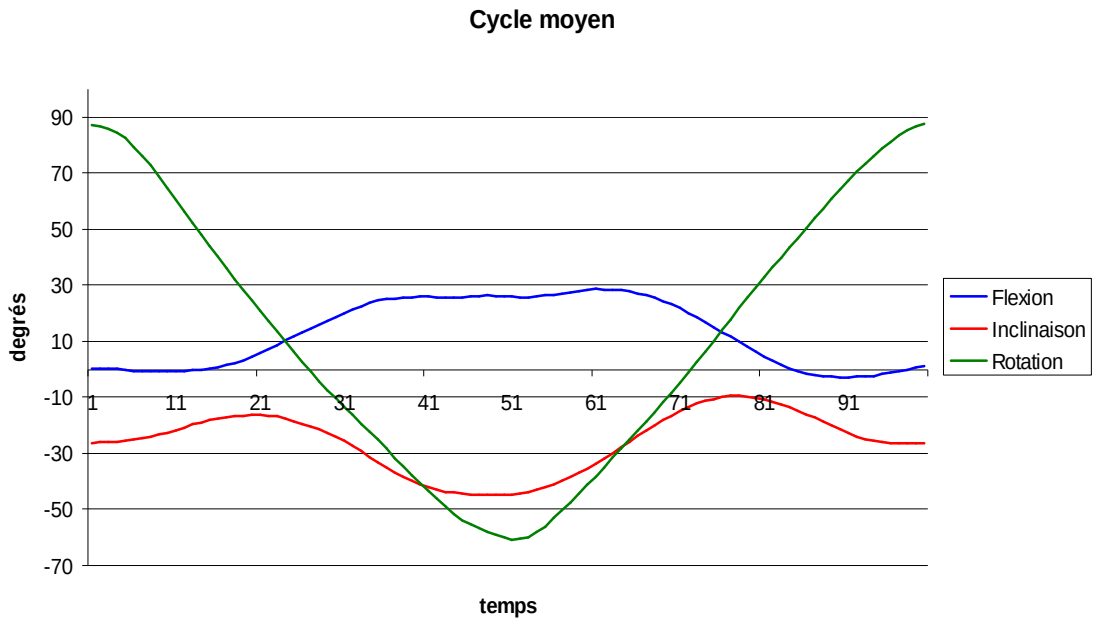


Figure 45. *Même sujet : Expression des couplages sur un cycle moyen « Complexe HD ».*

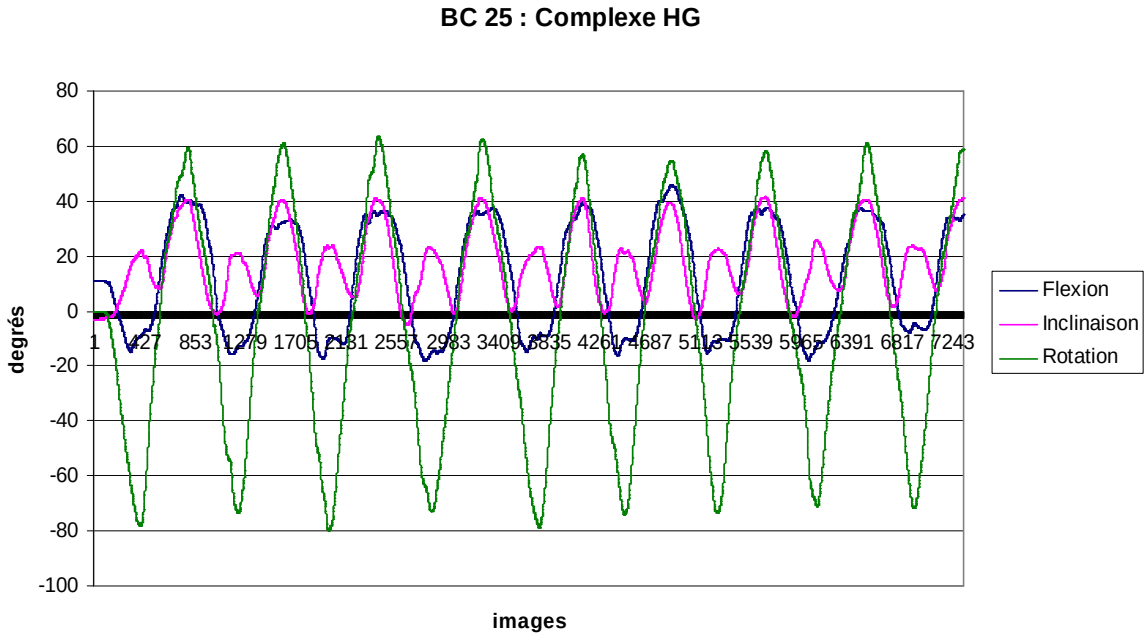


Figure 46. *Cycles de mouvements « Complexe HG » chez un sujet asymptomatique 20-30 ans.*

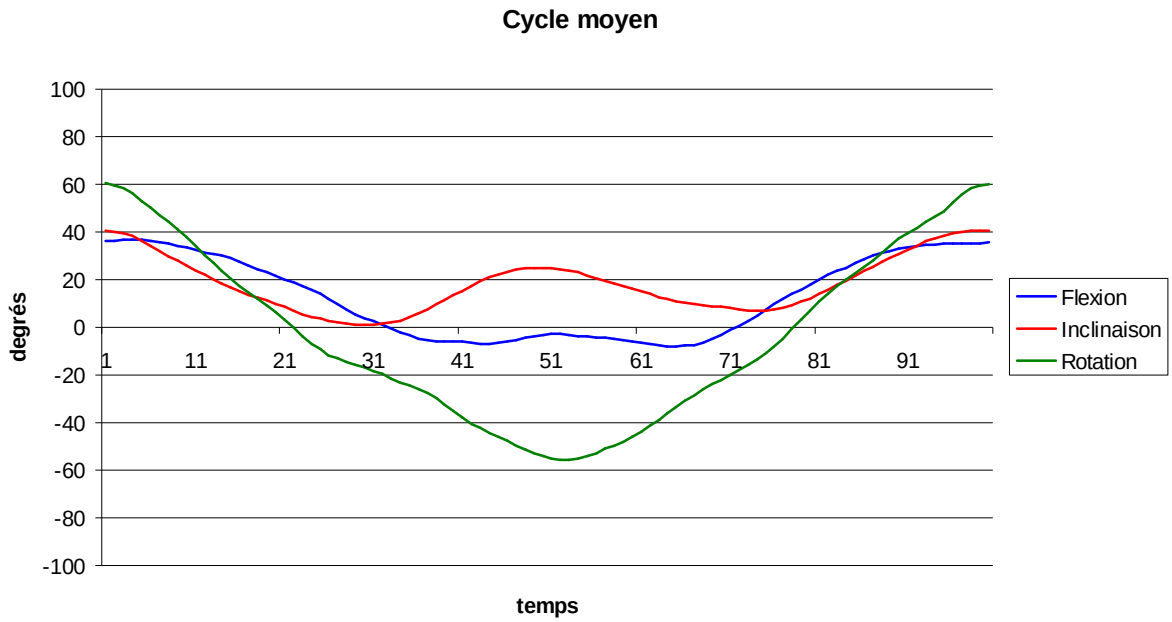


Figure 47. *Même sujet : Expression des couplages sur un cycle moyen « Complexe HG ».*

Expression de la variabilité chez les sujets asymptomatiques lors du mouvement d'inclinaison latérale.

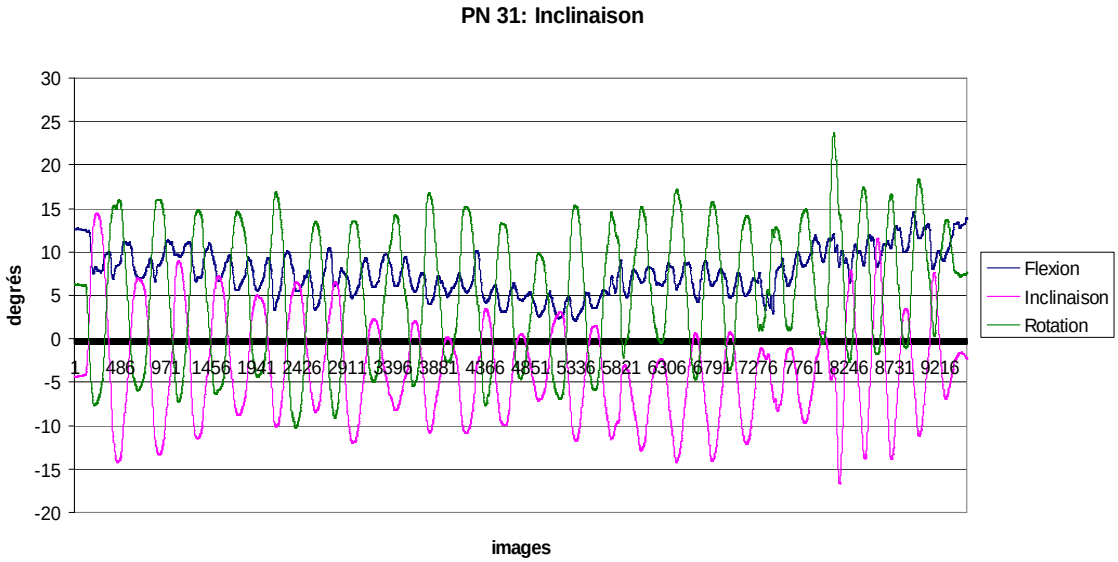


Figure 48. *Cycles de mouvements d'inclinaison latérale chez un autre sujet asymptomatique (en comparaison à la figure 38, ce sujet effectue plus de couplage en rotation axiale).*

Sujet arthrodèse

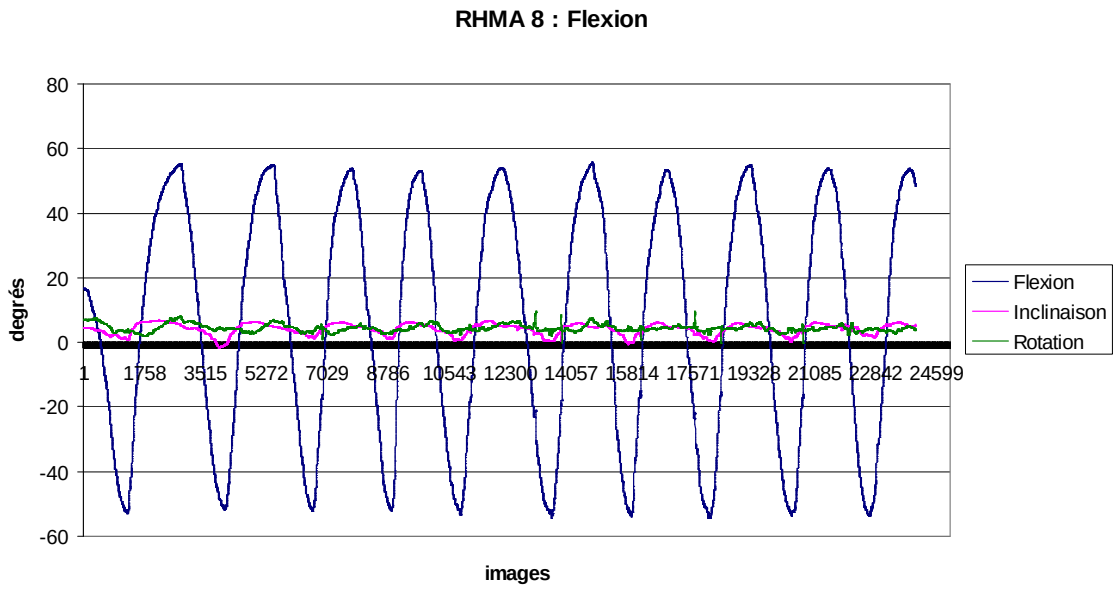


Figure 49. *Cycles de mouvements de Flexion-Extension chez un sujet « arthrodèse ».*

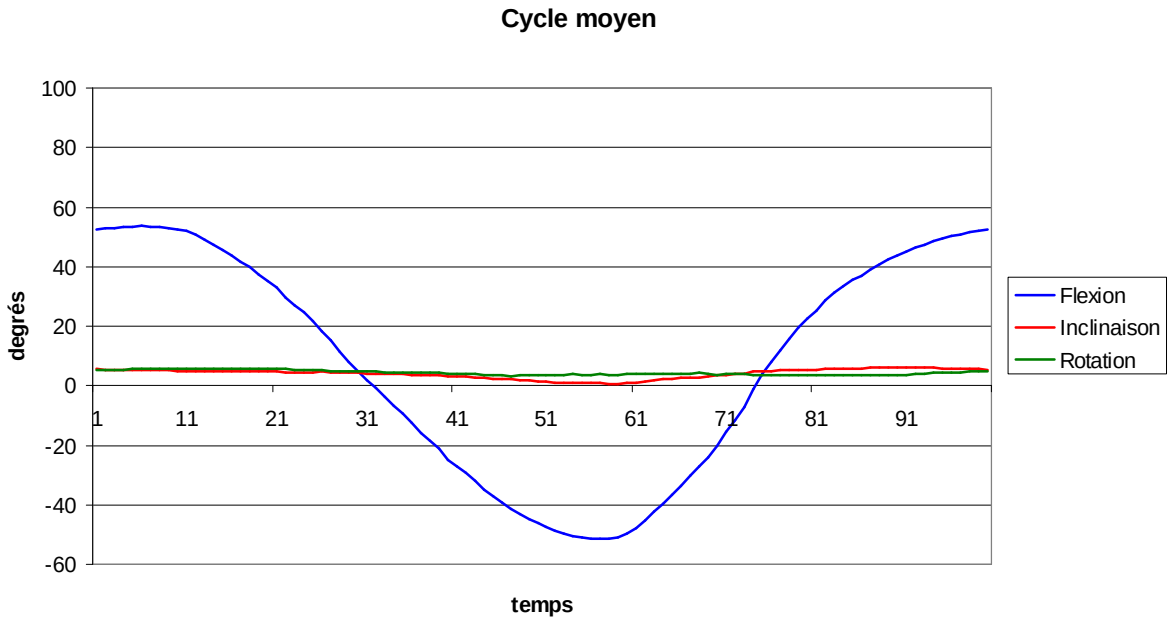


Figure 50. *Même sujet « arthrodèse »: Expression des couplages sur un cycle moyen de Flexion-Extension.*

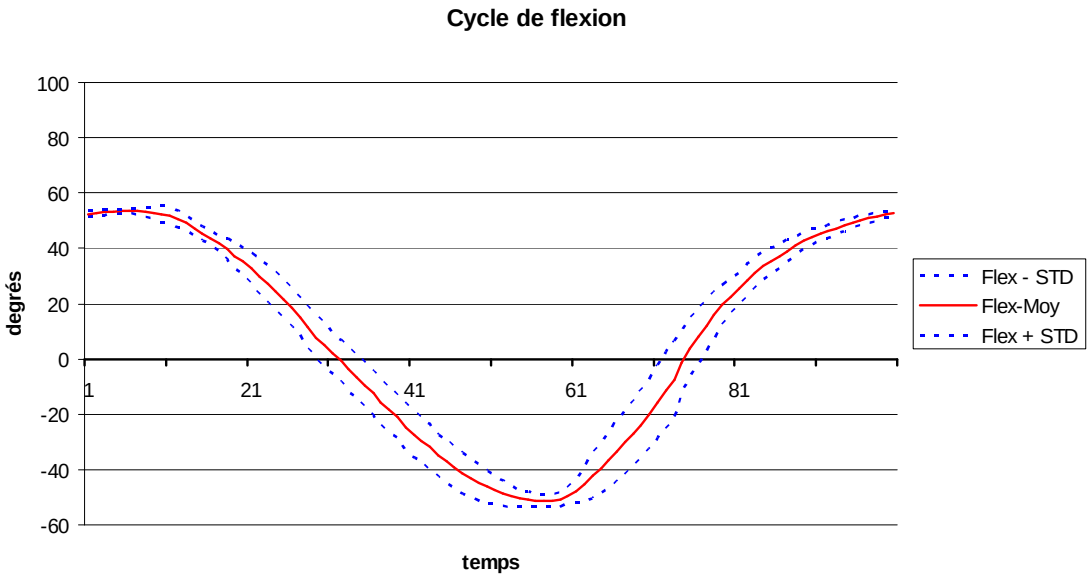


Figure 51. *Même sujet « arthrodèse » : Expression de la variabilité sur un cycle moyen de Flexion-Extension.*

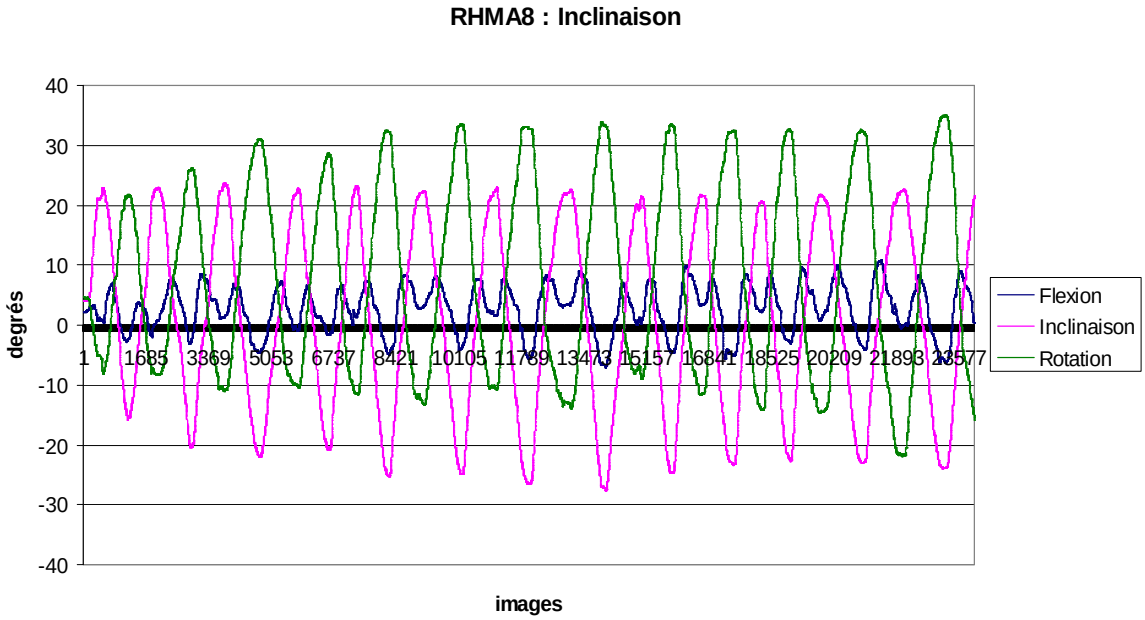


Figure 52*. Cycles de mouvements d'inclinaison latérale chez un sujet « arthrodèse ».*

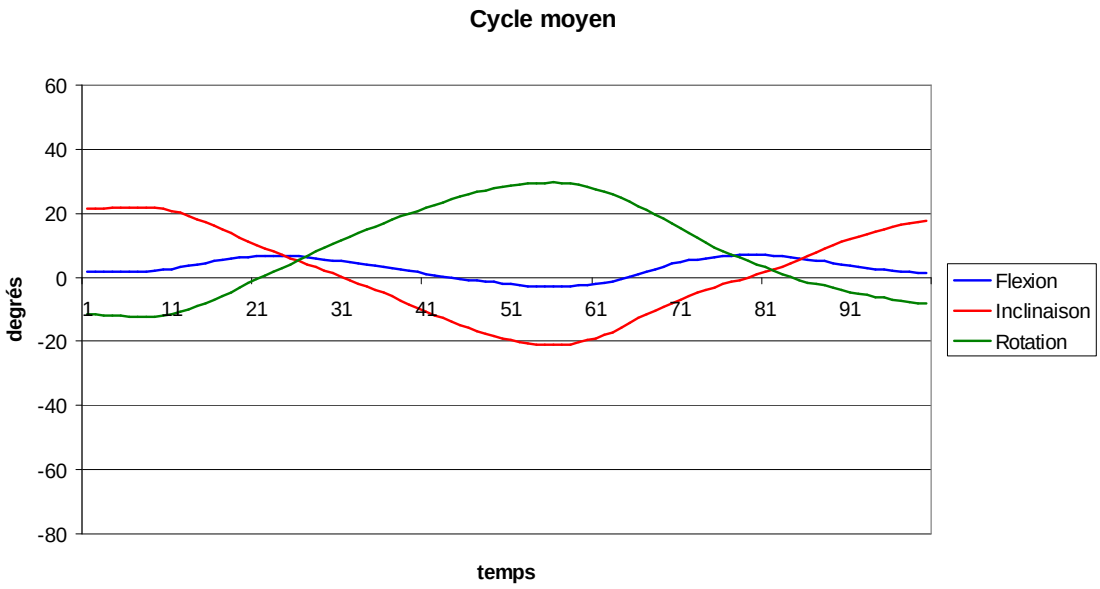


Figure 53. *Même sujet « arthrodèse »: Expression des couplages sur un cycle moyen d'inclinaison latérale.*

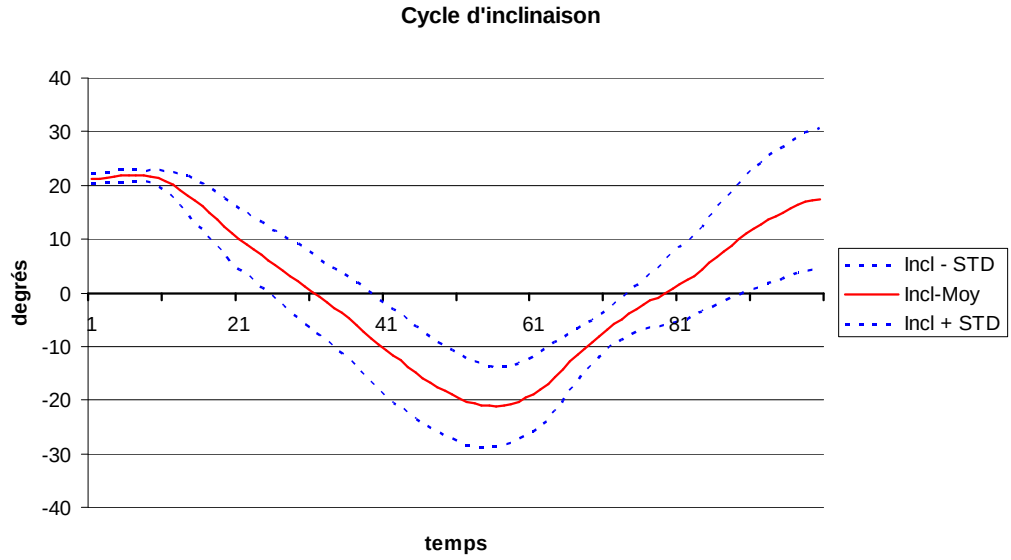


Figure 54. *Même sujet « arthrodèse » : Expression de la variabilité sur un cycle moyen d'inclinaison latérale.*

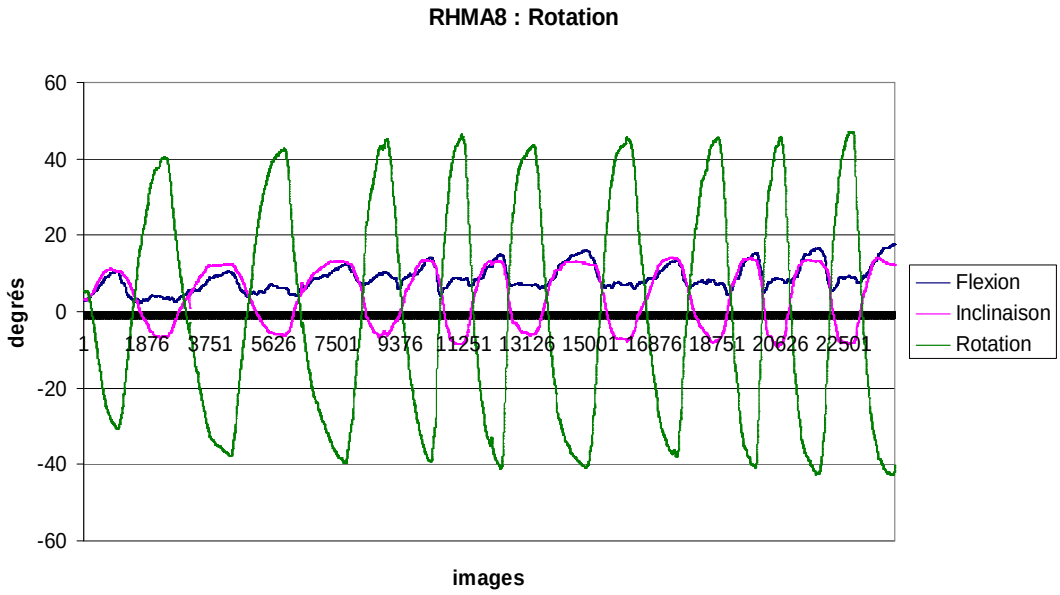


Figure 55. *Cycles de mouvements de rotation axiale chez un sujet « arthrodèse ».*

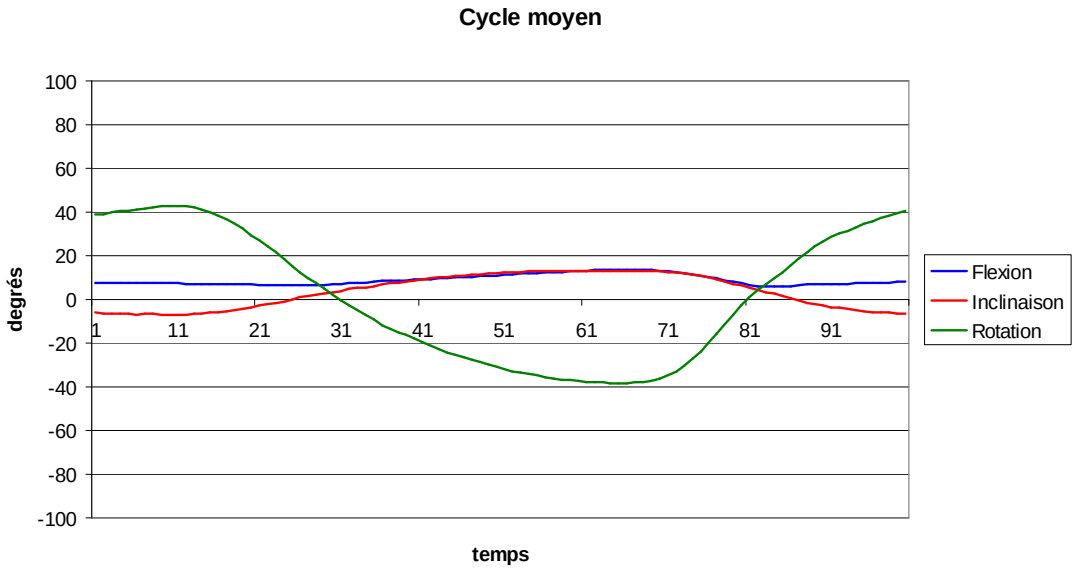


Figure 56. *Même sujet « arthrodèse »: Expression des couplages sur un cycle moyen de rotation axiale.*

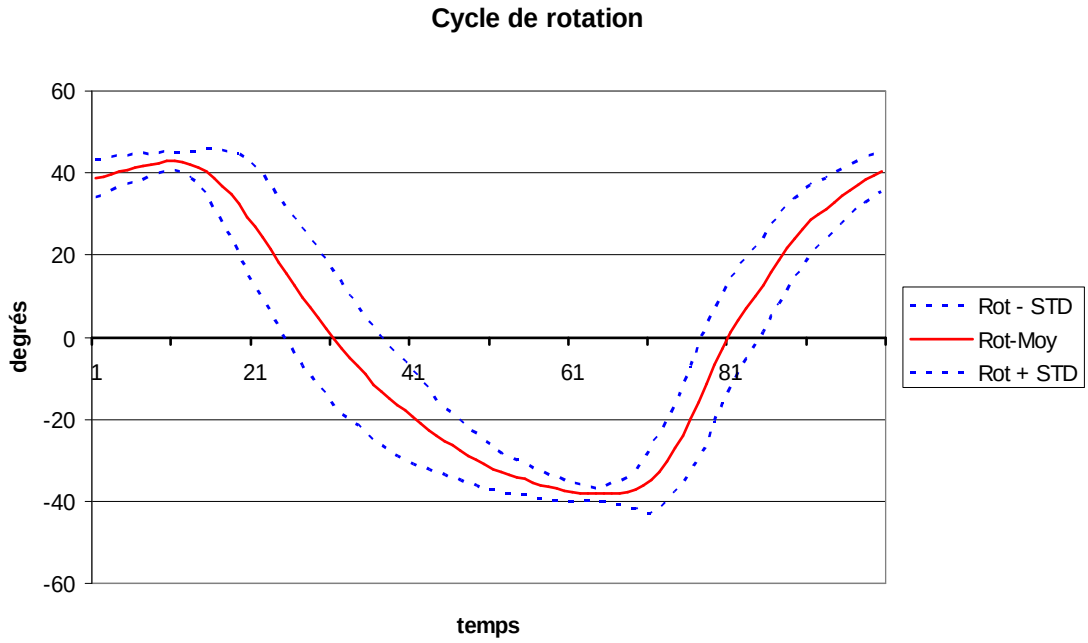


***Figure 57**. Même sujet « arthrodèse » : Expression de la variabilité sur un cycle moyen de rotation axiale.*

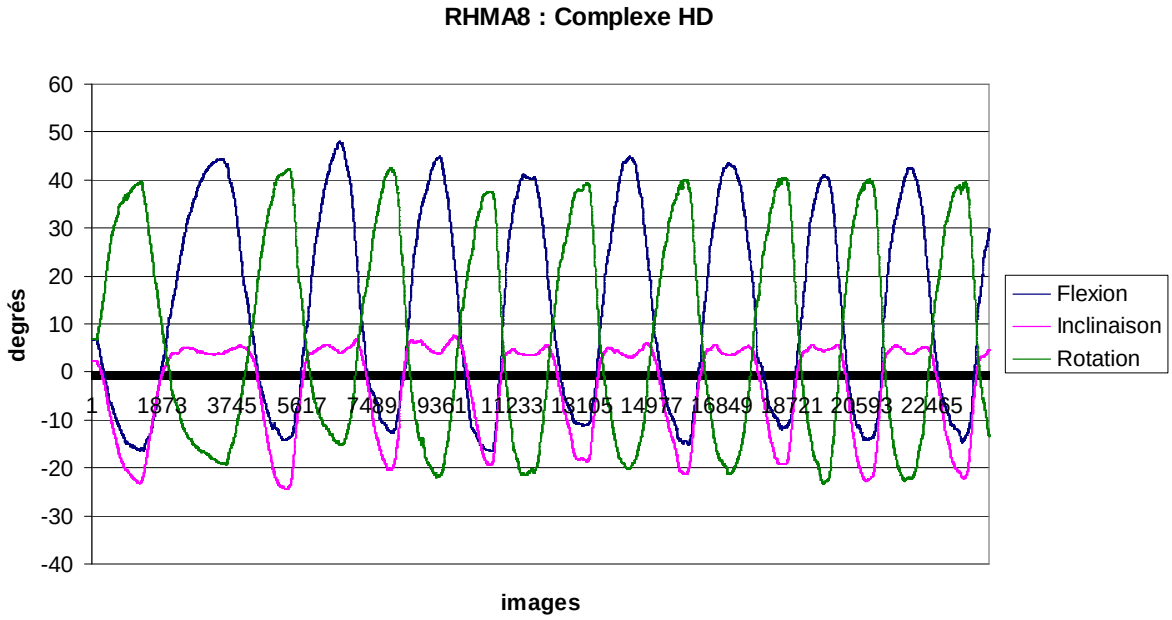


***Figure 58**. Même sujet « arthrodèse » : Cycles de mouvements « Complexe HD ».*

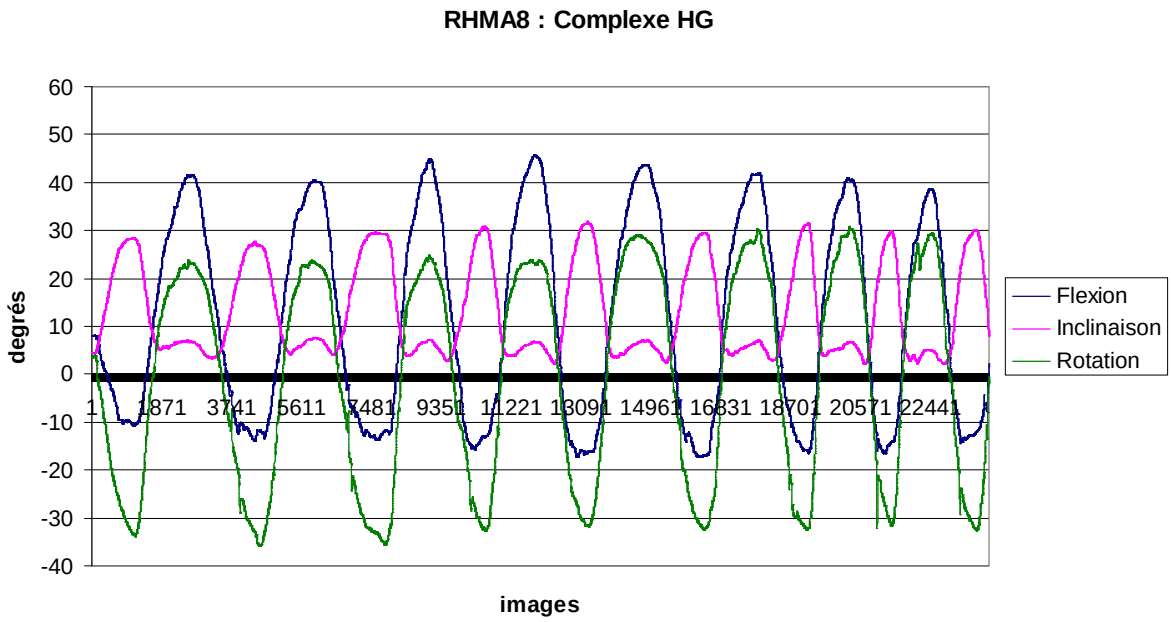


Figure 59. *Même sujet « arthrodèse » : Cycles de mouvements « Complexe HG ».*

Résumé

Etude cinématique tridimensionnelle du rachis cervical. Comparaison entre sujets Asymptomatiques et pathologiques.

Les cervicalgies constituent un enjeu médico-économique pour nos sociétés. Ceci justifie des recherches actives sur le rachis cervical afin de mieux appréhender les fondements des cervicalgies et fournir aux cliniciens des pistes permettant d'en prévenir les effets ou d'améliorer les traitements. Cette étude, qui inclut 66 sujets Asymptomatiques et pathologiques (arthrodèses, prothèses, whiplash), présente un protocole expérimental original et non invasif pour mesurer in vivo la cinématique tridimensionnelle de la tête par rapport au thorax. Elle quantifie les amplitudes angulaires des degrés de liberté principaux et couplés pour les mouvements de flexion-extension, d'inclinaison latérale, de rotation axiale et des mouvements complexes ainsi que les mouvements compensatoires des épaules. L'objectif final de ce travail est la comparaison entre les différentes populations.

***Mots Clés** : Rachis cervical, Cinématique tridimensionnelle, Amplitude articulaire, Repère thorax, Mouvements couplés, Sujets Asymptomatiques, Arthrodèse cervicale, Prothèse discale cervicale, Whiplash.*

Abstract

Three-dimensional kinematic study of the cervical spine. Comparison between asymptomatics and pathological subjects.

The neck pains constitute a medico-economic stake for our societies. This justifies active research on the cervical spine in order to better understand the bases of the neck pains and to provide to the clinicians tracks making it possible to prevent the effects or to improve the treatments of them. This study, which includes 66 healthy and pathological subjects (arthrodesis, prosthesis, whiplash), presents an original and non invasive experimental protocol to measure in vivo the three-dimensional kinematics of the head with respect to the thorax. It quantifies the angular amplitudes of the degrees of freedom for principal and coupled movements of flexion-extension, lateral bending, axial rotation and complex movements as well as the compensatory movements of the shoulders. The final objective of this work is the comparison between the various populations.

***Key words**: Cervical Spine, Three-dimensional Kinematics, Range of motion, Thorax Reference system, Coupled Movements, Healthy Subjects, Cervical Arthrodesis, Cervical Disc Prosthesis, Whiplash.*

LBMC UMR_T 9406 - Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs.

Université Claude Bernard Lyon 1 / INRETS