



HAL
open science

Analyse cinématique tridimensionnelle du rachis cervical sain et pathologique in vivo.

Céline Lansade

► **To cite this version:**

Céline Lansade. Analyse cinématique tridimensionnelle du rachis cervical sain et pathologique in vivo.. Sciences de l'ingénieur [physics]. Arts et Métiers ParisTech, 2009. Français. NNT : 2009ENAM0014 . pastel-00005641

HAL Id: pastel-00005641

<https://pastel.hal.science/pastel-00005641>

Submitted on 1 Feb 2010

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.



Ecole doctorale n° 432 : Sciences des Métiers de l'Ingénieur

THÈSE

pour obtenir le grade de

Docteur

de

l'École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers

Spécialité "Mécanique"

*présentée et soutenue publiquement
par*

Céline LANSADE

le 25 juin 2009

ANALYSE CINÉMATIQUE TRIDIMENSIONNELLE DU RACHIS CERVICAL SAIN ET PATHOLOGIQUE *IN VIVO*

Directeur de thèse : François LAVASTE

*Co-encadrement de la thèse : Sébastien LAPORTE
Patricia THOREUX*

Jury :

Véronique FEIPEL, Professeur des Universités, Université de Bruxelles, Belgique Président
Laurence CHEZE, Professeur des Universités, Université de Lyon 1, Lyon Rapporteur
Gilles PERRIN, Professeur des Universités, PH, Hôpital Pierre Wertheimer, Lyon..... Rapporteur
Jean DUBOUSSET, Professeur Emérite, Hôpital St Vincent de Paul, Paris..... Examineur
François RANNOU, Praticien Hospitalier, Hôpital Cochin, Paris Examineur
Patricia THOREUX, Professeur des Universités, PH, Hôpital Avicenne, Paris..... Examineur
Sébastien LAPORTE, Maître de Conférences, Arts et Métiers ParisTech, Paris Examineur
François LAVASTE, Professeur Emérite, Arts et Métiers ParisTech, Paris Examineur
Hubert OLIVIERO, Directeur de la Fondation MAIF, Niort..... Invité
Jean-Yves LE COZ, Directeur de la Politique Sécurité Routière, Renault, Guyancourt Invité

Laboratoire de BioMécanique

Arts et Métiers ParisTech, centre de Paris

ANALYSE CINEMATIQUE TRIDIMENSIONNELLE DU RACHIS CERVICAL SAIN ET PATHOLOGIQUE *IN VIVO*

Le rachis cervical est une structure multi-corps reliant le thorax et le crâne. Ses dérèglements mécaniques et leurs conséquences sont une problématique actuelle. La biomécanique fournit des outils pertinents pour quantifier la cinématique cervicale à partir de données objectives aidant au diagnostic ou à l'évaluation de l'efficacité d'un traitement thérapeutique.

L'objectif de ce travail est d'apporter une contribution à l'analyse de l'impact de pathologies cervicales dégénératives ou traumatiques sur sa cinématique 3D *in vivo*. Une approche globale permettant de caractériser de manière non-invasive les mobilités cervicales a été mise en place à partir d'un protocole spécifique évalué en précision et reproductibilité. La caractérisation de l'influence de l'âge et du genre a été proposée sur un large panel de sujets asymptomatiques. Cette base de données a servi de référence pour mettre en évidence la faisabilité de la caractérisation de signatures pathologiques à partir de cas d'application. Une approche segmentaire a été proposée afin de quantifier la contribution de chaque étage vertébral dans le mouvement. Une méthode de reconstruction 3D personnalisée du rachis cervical à partir de clichés stéréoradiographiques a été mise en place pour quantifier les amplitudes segmentaires cervicales dans les 3 plans de l'espace en clichés pseudo-dynamiques.

Ce travail de thèse permet d'aborder la cinématique 3D cervicale *in vivo* de manière originale et complète. Cette étude ouvre des perspectives intéressantes sur la combinaison entre approche globale et approche segmentaire du rachis cervical, permettant de mieux comprendre et quantifier les dérèglements cervicaux.

Mots clés : Rachis cervical, Cinématique 3D, Système optoélectronique, Imagerie médicale

3D ANALYSIS OF THE KINEMATIC OF ASYMPTOMATIC AND PATHOLOGICAL CERVICAL SPINE *IN VIVO*

The cervical spine is composed of hard and flexible components connecting the chest and the skull. Cervical mechanical disorders and their consequences are a current problem. Biomechanics provides relevant tools to quantify the kinematic of the cervical spine in order to obtain objective data supporting the clinical diagnosis or the evaluation of the therapeutic treatment effectiveness.

The aim of this Ph.D. thesis is to improve the analysis of the impact of cervical degenerative or traumatic diseases on the 3D kinematics of the cervical spine *in vivo*. A global approach characterizing the 3D mobilities of the cervical spine was developed using a non-invasive specific protocol that has been evaluated in regards of the accuracy and the reproducibility. The cervical kinematic characterisation, according to age and gender, were obtained on a large database of asymptomatic subjects. This database was used as a reference to demonstrate the feasibility of the quantification of pathological impact on the cervical kinematic in regards of different pathologies. A segmental approach has been proposed to quantify the contribution of each cervical unit in spinal movement. A 3D reconstruction method of the cervical spine from biplanar X-rays was implemented in order to quantify the 3D segmental cervical spine magnitude in the 3 space planes during pseudo-dynamic X-rays.

This study proposes an original and relevant approach combining global and segmental point of view in order to characterize cervical performances. This study led to relevant perspectives about the combination of cervical global and segmental approach in order to better understand and quantify cervical disorders.

Mots clés : Cervical spine, 3D kinematic, Non-invasive measurement system, Medical imaging

Remerciements

Je tiens à remercier toutes les personnes qui ont contribué, de près ou de loin, à l'aboutissement de ce projet de thèse :

M. le Professeur François Lavaste, Professeur Emérite, pour avoir dirigé ces travaux de thèse et m'avoir fait partager son expérience dans le domaine de la biomécanique et sa passion pour la recherche.

M. Sébastien Laporte, Maître de Conférences au Laboratoire de BioMécanique et co-directeur de cette thèse, pour sa constante disponibilité et sa rigueur scientifique.

Mme le Professeur Patricia Thoreux, Service de chirurgie orthopédique -Hôpital Avicenne (Bobigny)- et Université Paris 13^e, pour avoir co-encadré ce travail et contribué à l'exploitation clinique des données.

La Fondation MAIF et plus particulièrement M. Hubert Oliviéro, directeur de la Fondation MAIF, pour leur soutien financier et le suivi régulier du projet.

Mme le Professeur Wafa Skalli, directrice du Laboratoire de BioMécanique, pour m'avoir accueillie au sein du laboratoire de BioMécanique et pour tous ses conseils avisés.

M. le Dr André Abrahamik, M. le Dr Fabrice Riche et M. Julien Piscione pour m'avoir aidée dans le recrutement de volontaires et avoir contribué concrètement aux examens cinématiques.

Mme le Professeur Laurence Chèze et M. le Professeur Gilles Perrin d'avoir accepté d'être rapporteur de ce travail.

Mme le Professeur Véronique Feipel, M. le Professeur Jean Dubousset et M. le Dr François Rannou pour m'avoir fait l'honneur d'être membre de mon jury de thèse, ainsi que M. Hubert Oliviéro et M. Jean-Yves Le Coz pour avoir accepté d'être membre invité de mon jury de thèse.

Les étudiants de master de recherche ou de projet de fin d'études que j'ai eu l'opportunité d'encadrer au cours de mes trois années de thèse et qui ont contribué à l'avancée de ce projet : Nathalie Ginsac, Thibaut Vialle, Maxime Frère et Georges Abi Lahoud.

Les membres du Laboratoire de BioMécanique qui m'ont aidée dans le traitement ou l'exploitation des données et plus particulièrement Cédric Fédélich, Joachim Magnier et Hélène Pillet.

Tous les sujets volontaires qui par leur disponibilité ont contribué à enrichir la base de données de sujets asymptomatiques ainsi qu'à tous les sujets pathologiques pour le temps qu'ils m'ont consacré.

Tous les membres du Laboratoire pour leur sympathie et leur soutien durant les années que j'ai passées au Laboratoire de BioMécanique.

Table des matières

REMERCIEMENTS	3
INTRODUCTION GENERALE	9
PREMIERE PARTIE ETUDE BIBLIOGRAPHIQUE.....	13
I. ANATOMIE FONCTIONNELLE DU RACHIS CERVICAL	15
I1. DESCRIPTION ANATOMIQUE DU RACHIS CERVICAL	15
I2. DESCRIPTION FONCTIONNELLE DU RACHIS CERVICAL	20
II. ETUDE DES MOBILITES DU RACHIS CERVICAL.....	23
II1. ELEMENTS D'ANALYSE DU MOUVEMENT EN BIOMECHANIQUE	23
II2. ANALYSE GLOBALE DE LA CINEMATIQUE CERVICALE <i>IN VIVO</i>	25
III. ANALYSE SEGMENTAIRE DU RACHIS CERVICAL <i>IN VIVO</i>.....	37
III1. SYSTEMES DE MESURE.....	37
III2. PROTOCOLES D'ANALYSE SEGMENTAIRE	38
III3. EVALUATION DU PROTOCOLE	42
III4. SYNTHESE.....	43
IV. METHODES DE RECONSTRUCTION 3D A PARTIR DE STEREO RADIOGRAPHIES BIPLANAIRES	44
IV1. EVOLUTION DES METHODES DE RECONSTRUCTION	44
IV2. METHODE ACTUELLE DE RECONSTRUCTION DU RACHIS CERVICAL A PARTIR DE STEREO RADIOGRAPHIES .	47
IV3. SYNTHESE	49
V. VERROUS SCIENTIFIQUES ET OBJECTIFS DE LA THESE :	50
SECONDE PARTIE CINEMATIQUE 3D DU RACHIS CERVICAL SAIN ET PATHOLOGIQUE	53
VI. PROTOCOLE D'ANALYSE DES MOBILITES CERVICALES	55
VI1. CHOIX DU SYSTEME DE MESURE : POLARIS.....	55
VI2. UTILISATION D'ANCILLAIRES	55
VI3. CHOIX DES REPERES ANATOMIQUES :	57
VI4. METHODE DE CALCUL DE LA CINEMATIQUE :	58
VI5. PROTOCOLE	59
VI6. SYNTHESE	64

VII. EVALUATION DE LA REPRODUCTIBILITE DU PROTOCOLE	65
VII1. REPERAGE DES POINTS ANATOMIQUES	65
VII2. REPETABILITE DU PROTOCOLE	67
VII3. SYNTHESE	68
VIII. CINEMATIQUE 3D DU RACHIS CERVICAL <i>IN VIVO</i> : ETUDE DE L'INFLUENCE DE L'AGE ET DU GENRE	69
VIII1. MATERIELS ET METHODES	69
VIII2. RESULTATS	70
VIII3. DISCUSSION	78
IX. CAS D'APPLICATION	84
IX1. RUGBYMEN DE PREMIERE LIGNE.....	84
IX2. IMPACT DU PORT D'ORTHESES CERVICALES.....	91
IX3. WHIPLASH.....	97
 TROISIEME PARTIE EVALUATION SEGMENTAIRE DES AMPLITUDES CERVICALES.....	105
X. RECONSTRUCTIONS CERVICALES 3D PERSONNALISEES A PARTIR DE STEREORADIOGRAPHIES EN UTILISANT DES METHODES D'INFERENCE STATISTIQUE	107
X1. PRINCIPE MATHEMATIQUE DE LA REGRESSION MULTILINEAIRE	107
X2. MATERIEL ET METHODE.....	109
X3. EVALUATION DE LA METHODE MISE EN PLACE.....	114
X4. SYNTHESE.....	119
XI. TRAVAIL PERSONNEL : BASE DE DONNEES DE REFERENCE	120
XI1. MATERIELS ET METHODES.....	120
XI2. RESULTATS.....	122
XI3. DISCUSSION.....	126
XI4. SYNTHESE	130
 CONCLUSION GENERALE ET PERSPECTIVES	133
 RÉFÉRENCES.....	137
 ANNEXES	147
XII. CHOIX DU SYSTEME DE MESURE.....	149
XIII1. PRESENTATION DU SYSTEME ULTRASONORE ZEBRIS.....	149

XII2. SYSTEME ZEBRIS VS SYSTEME POLARIS	150
XIII. CALCUL DE LA CINEMATIQUE.....	153
XIII1. APPROCHE THEORIQUE UTILISEE DANS NOTRE ETUDE :	153
XIV. CARACTERISATION DE LA PRECISION D'UN OUTIL DE MESURE.....	154
XV. PRECISION DU SYSTEME DE MESURE POLARIS	155
XV1. PRECISION DU STYLO DE MESURE POLARIS	155
XV2. PRECISION DU SYSTEME DE MESURE POLARIS	156
XV3. PRECISION DU REPERAGE DES POINTS ANATOMIQUES	158
XVI. RESULTATS DES TESTS STATISTIQUES SUR LA BASE DE DONNEES DE SUJETS ASYMPTOMATIQUES	161
XVII. BASE DE DONNEES DE SUJETS « ANCIENS RUGBYMEN DE PREMIERE LIGNE »	162
XVIII. FICHE CLINIQUE	163

Introduction générale

Le rachis cervical assure la liaison entre le thorax et le crâne. Il s'agit d'une structure multi-corps composée d'éléments rigides et d'éléments souples lui conférant une grande mobilité. Ce segment a plusieurs rôles, à la fois fonctionnel (stabilité et orientation de la tête dans l'espace) et de protection de la moelle épinière et des nerfs spinaux qui le traversent.

Le dérèglement mécanique du rachis cervical et leurs conséquences sont une problématique actuelle. Les cervicalgies sont multiples et responsables d'une altération des performances du rachis cervical. Les outils cliniques actuels sont parfois insuffisants pour caractériser ces pathologies et quantifier leur impact sur les mobilités cervicales.

Dans ce contexte, la biomécanique fournit des outils pertinents permettant de décrire et quantifier la cinématique des segments. Les recherches se sont tournées vers la recherche de paramètres cinématiques descriptifs permettant d'apporter des données objectives et quantifiées aidant au diagnostic clinique ou à l'évaluation de l'efficacité d'un traitement thérapeutique. L'examen de la cinématique cervicale apporte ainsi un outil complémentaire au clinicien dans sa prise de décision ou dans le suivi temporel d'un patient.

Ce travail de thèse a été mis en place au sein du Laboratoire de BioMécanique dans le cadre d'un partenariat avec la Fondation MAIF.

Créée par la MAIF, Mutuelle Assurance des Instituteurs de France, la Fondation MAIF soutient les recherches scientifiques tendant à améliorer la prévention des risques accidentels. Elle focalise son action autour de trois grandes problématiques : la sécurité routière, la sécurité domestique et la prévention des risques naturels.

Le laboratoire de BioMécanique est une unité mixte de recherche CNRS - Arts et Métiers ParisTech (UMR 8005). Les recherches sont focalisées sur l'étude du système ostéoarticulaire.

Cette collaboration a permis un enrichissement mutuel et la prise en compte permanente des enjeux scientifiques, des enjeux cliniques mais également des enjeux industriels.

L'objectif de ce travail est d'apporter une contribution à l'analyse de l'impact de pathologies cervicales dégénératives ou traumatiques sur la cinématique du rachis cervical.

Afin de faire le point sur les enjeux soulevés par cette problématique, la première partie de ce travail se composera d'un bref rappel anatomique concernant le rachis cervical et de la présentation des différents outils et méthodes mis en œuvre dans la littérature pour analyser les performances du rachis cervical. Les avancées scientifiques ainsi que les points restant à éclaircir autour de cette

problématique seront dégagés à partir de cet état des lieux, et serviront de trame de travail dans la démarche que nous avons menée.

Une approche globale de la cinématique cervicale a été mise en place permettant de caractériser de manière non-invasive les performances du rachis cervical. Un protocole spécifique d'analyse des mobilités cervicales a été développé et validé au cours de cette étude (Chapitre VI et VII). L'influence de l'âge et du genre sur les performances du rachis cervical a été étudiée sur une large base de données de sujets asymptomatiques, constituant la base de données de référence (Chapitre VIII). Des cas d'application ont été menés concernant un panel de sujets pathologiques (Chapitre IX).

Une approche segmentaire à partir d'un système de stéréoradiographie a été mise en place dans la dernière partie de ce document, afin de quantifier la contribution de chaque étage vertébral dans le mouvement. Une méthode de reconstruction 3D personnalisée du rachis cervical à partir des clichés biplanaires a été développée et validée au cours de cette étude (Chapitre X). Cet outil a permis de quantifier les amplitudes segmentaires principales et couplées dans les 3 plans de l'espace en fonction de l'âge et du genre d'une base de données de sujets asymptomatiques (Chapitre XI). Ces deux approches complémentaires apportent chacune un éclairage pertinent sur la mobilité du segment et l'impact de cervicalgies sur celui-ci.

Les résultats mis en relief dans ces deux approches seront synthétisés à la fin de ce document et les limites et les perspectives de ce travail exposées.

Première partie

Etude bibliographique

Cette première partie a été divisée en trois temps.

Une brève description anatomique et fonctionnelle du rachis cervical a permis de faire le point sur son rôle et les mécanismes de mobilité cervicale.

Une revue de littérature concernant la cinématique globale du rachis cervical *in vivo* a permis de mettre en évidence les outils de mesure et les protocoles expérimentaux utilisés par les auteurs, ainsi que l'évaluation des sources d'erreur instrumentale et expérimentale. Cette analyse bibliographique nous a guidé dans l'élaboration de notre protocole d'analyse cinématique cervicale. Elle a également permis de souligner les enjeux majeurs soulevés par cette problématique.

Une revue de littérature concernant les mobilités segmentaires du rachis cervical *in vivo* a permis de mettre en évidence les principaux protocoles de mesure mis en place dans la littérature, ainsi que leurs avantages et leurs limites, justifiant l'utilisation de la stéréoradiographie de notre étude. La méthode de reconstruction actuelle du rachis cervical a été détaillée ainsi que les principales avancées concernant les méthodes de reconstruction à partir de clichés biplanaires actuellement développées pour le rachis thoracique et le rachis lombaire.

I. Anatomie fonctionnelle du rachis cervical

I1. Description anatomique du rachis cervical

Le rachis s'étend du crâne au coccyx. Le rapport entre ses dimensions transversales et longitudinales en fait une poutre élancée, considérée comme le mât central du corps [7]. Il est composé de 33 à 34 vertèbres divisées en 5 zones : cervicale, dorsale (ou thoracique), lombaire, le sacrum et le coccyx. La courbure ainsi que la taille et les caractéristiques structurales des vertèbres varient d'une région à l'autre ce qui confère à chaque région une mobilité et une fonction différente.

Le rachis cervical (Figure 1), composé des 7 premières vertèbres du rachis, relie le crâne au rachis dorsal rigidifié par la cage thoracique. Le rachis cervical est une structure poly-articulée composée d'éléments peu déformables (les vertèbres) et d'éléments souples (disques intervertébraux) reliés par une structure haubanée complexe (ligaments et muscles) [8].

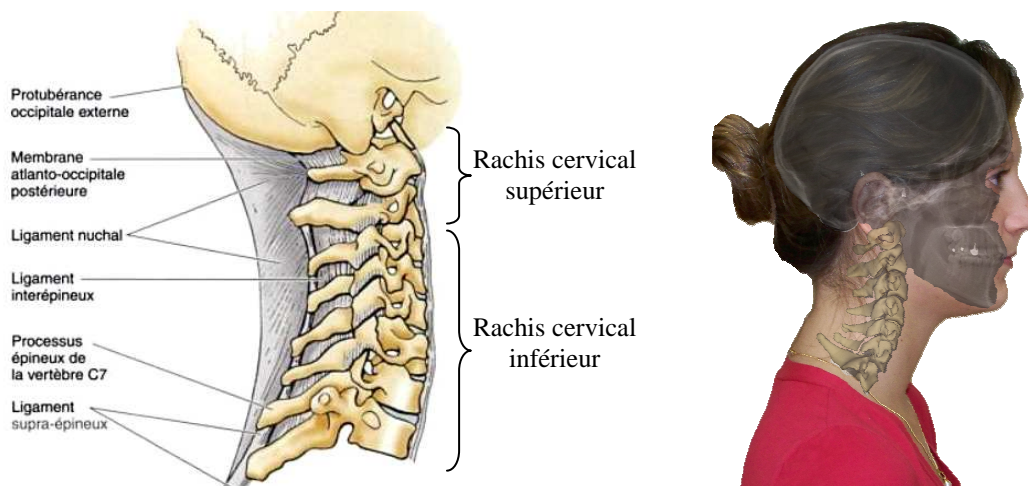


Figure 1 : Le rachis cervical dans son ensemble [9]

Le rachis cervical a différents rôles, à la fois fonctionnel et de protection : il peut être assimilé à un organe statique supportant la sphère céphalique (7% du poids du corps), à un organe dynamique permettant l'orientation de la tête dans l'espace et à un organe de protection de la moelle épinière et des nerfs qui le traversent.

I1.1. Les structures osseuses

Les 7 vertèbres cervicales sont les plus petites du rachis. Le rachis cervical est composé de deux parties anatomiquement et fonctionnellement distinctes (Figure 2):

- le rachis cervical supérieur composé des vertèbres Atlas et Axis (respectivement C1 et C2) qui constitue la charnière crânio-rachidienne. On y ajoute parfois l'occiput (ou C0) ;
- le rachis cervical inférieur composé des vertèbres C3 à C7.

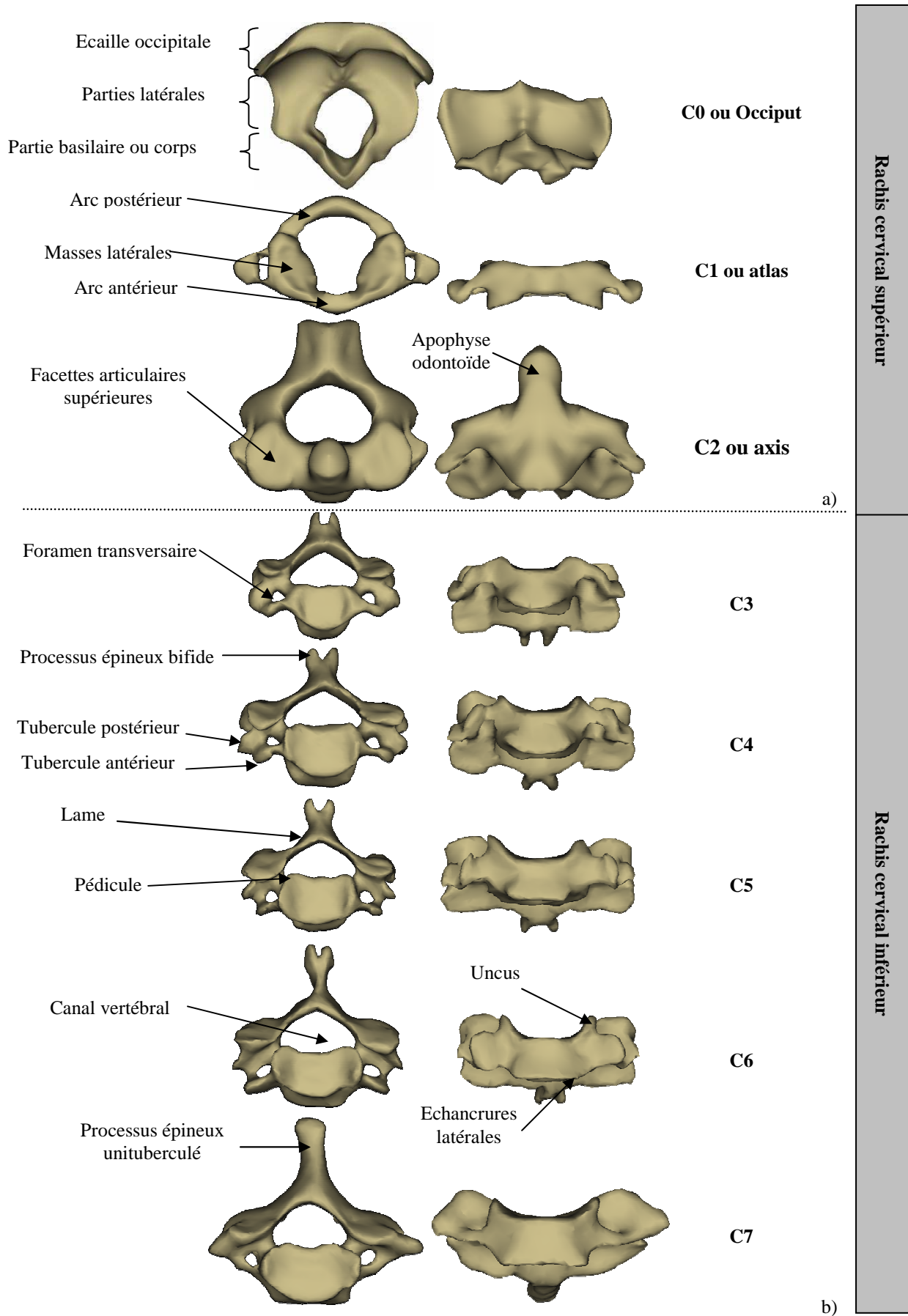


Figure 2 : Les structures osseuses du rachis cervical de C0 à C7
(à gauche : vue de dessus, à droite : vue de face)

I11a) Rachis cervical supérieur

La vertèbre C0 ou Occiput (Figure 2 a) est un os situé en région médiane et postéro-inférieure du crâne. Il s'articule avec plusieurs os du crâne (pariétaux, temporaux et sphénoïde) ainsi qu'avec C1. Il est percé par le foramen magnum, appelé aussi trou occipital permettant le passage du bulbe rachidien. Il se compose d'une écaille formant la partie postérieure de la voûte crânienne, d'une partie basilaire formant le plancher du crâne, et deux parties latérales droite et gauche transmettant le poids du crâne sur la colonne vertébrale via 2 masses latérales elliptiques appelées condyles. C0 s'articule autour de cette articulation bicondyloïde avec C1.

La première vertèbre cervicale C1 ou Atlas (Figure 2 a) a une forme qui diffère de la forme classique de la vertèbre. Il s'agit d'un anneau ne possédant ni corps vertébral ni apophyse épineuse. C1 est formée de 2 masses latérales reliées par deux arcs osseux postérieur et antérieur. L'arc antérieur présente en avant le tubercule antérieur et en arrière la facette articulaire « fovéa dentis » qui assure la liaison avec la dent de C2. Chaque masse latérale est composée d'une facette articulaire supérieure articulée avec le condyle occipital et d'une facette articulaire inférieure, en correspondance avec les facettes articulaires supérieures de C2. Sur le bord externe des masses latérales s'accroche un processus transverse long et unituberculé percé par le foramen. Ces structures osseuses forment le trou vertébral présentant un emplacement postérieur pour la moelle épinière et un emplacement antérieur pour la dent de C2.

La vertèbre C2 ou Axis (Figure 2 a) est la plus robuste des vertèbres cervicales. C'est une vertèbre de « transition » qui a une géométrie plus proche d'une vertèbre « classique ». Elle se distingue par une saillie osseuse verticale qui prolonge le corps vertébral appelé apophyse odontoïde ou dent. Elle s'articule avec l'arc antérieur de C1 via une facette articulaire sur sa face antérieure et une facette articulaire sur sa face postérieure en correspondance avec le ligament transverse. Les 2 surfaces articulaires supérieures sont situées de part et d'autre de la dent et s'articulent avec les surfaces articulaires inférieures de l'atlas. Les 2 surfaces articulaires inférieures sont placées en arrière de la vertèbre et orientées en bas et en avant.

I11b) Rachis cervical inférieur

D'après Kapandji [7], l'anatomie « classique » d'une vertèbre est un corps vertébral relié à un arc postérieur ou arc neural possédant 7 processus (un processus épineux, deux processus transverses, 4 processus articulaires) qui délimitent un orifice circulaire : le trou vertébral.

La principale particularité géométrique est la présence d'apophyses unciformes (uncus), surélévations latérales du plateau supérieur; ils font écho aux échancrures latérales du plateau inférieur sus-jacent (Figure 2 b).

I12. Les disques intervertébraux

Les disques intervertébraux sont le principal moyen d'union entre deux vertèbres consécutives. Le rapport entre hauteur du disque et hauteur du corps vertébral est directement corrélé à la mobilité du segment [10]. Ce rapport varie selon la région du rachis et est maximal pour le rachis cervical.

Le rachis cervical supérieur présente la particularité de ne pas posséder de disques intervertébraux entre ces différents étages (C0-C1 et C1-C2). Au niveau du rachis cervical inférieur, l'épaisseur moyenne du disque varie de 5 à 6 mm et présente la particularité d'être cunéiforme c'est-à-dire plus épais en partie antérieure qu'en partie postérieure [9]. Il est composé d'un noyau central gélatineux, le *nucleus pulposus*, constitué d'environ 80% d'eau et d'une partie périphérique, l'*annulus fibrosus* ou anneau fibreux.

L'association entre l'hydrophilie du noyau et la déformabilité incompressible du disque crée un état de précontrainte qui confère au disque intervertébral le rôle d'amortisseur et de répartiteur de charges [9] : la composante verticale des pressions est transmise aux plateaux vertébraux alors que les composantes transversale et horizontale sont absorbées par déformation des couches élastiques de l'anneau fibreux. Ce phénomène est limité dans le cas du rachis cervical par les massifs unciformes. Le disque perd cette capacité d'absorption des chocs avec l'âge et la déshydratation progressive du disque.

I13. Les ligaments

Le rachis cervical est renforcé par une multitude de ligaments jouant le rôle de stabilisateur et de frein dans les amplitudes de mouvements extrêmes. Les principaux ligaments rachidiens (Figure 3 a) sont :

- le ligament longitudinal commun antérieur situé sur la face antérieure du corps vertébral;
- le ligament longitudinal commun postérieur situé sur la face postérieure du corps vertébral;
- le ligament jaune (ou ligament interlaminaire) unissant les lames des étages successifs ;
- les ligaments inter- et sur-épineux reliant les arcs postérieurs et les apophyses épineuses des étages successifs entre eux. Au niveau du rachis cervical supérieur, ils s'épaississent, viennent se fixer à l'occiput et deviennent le ligament cervical postérieur ou nuchal ;
- la capsule de l'articulation interapophysaire reliant les massifs articulaires de 2 vertèbres consécutives.

Au niveau du rachis cervical supérieur, il faut noter la présence du ligament transverse qui s'insère sur les faces internes rugueuses des masses latérales de C1, délimitant deux loges (Figure 3 b): une pour la dent de C2 et une pour le passage de la moelle épinière. Il constitue un important stabilisateur de l'articulation entre l'atlas et l'axis. Ce ligament forme en postérieur des expansions hautes et basses caractérisant le ligament cruciforme qui constitue le principal moyen d'union entre C1 et C2. La jonction occipito-cervicale est renforcée par le ligament apical et les ligaments alaires reliant l'occiput au sommet de la dent de C2.

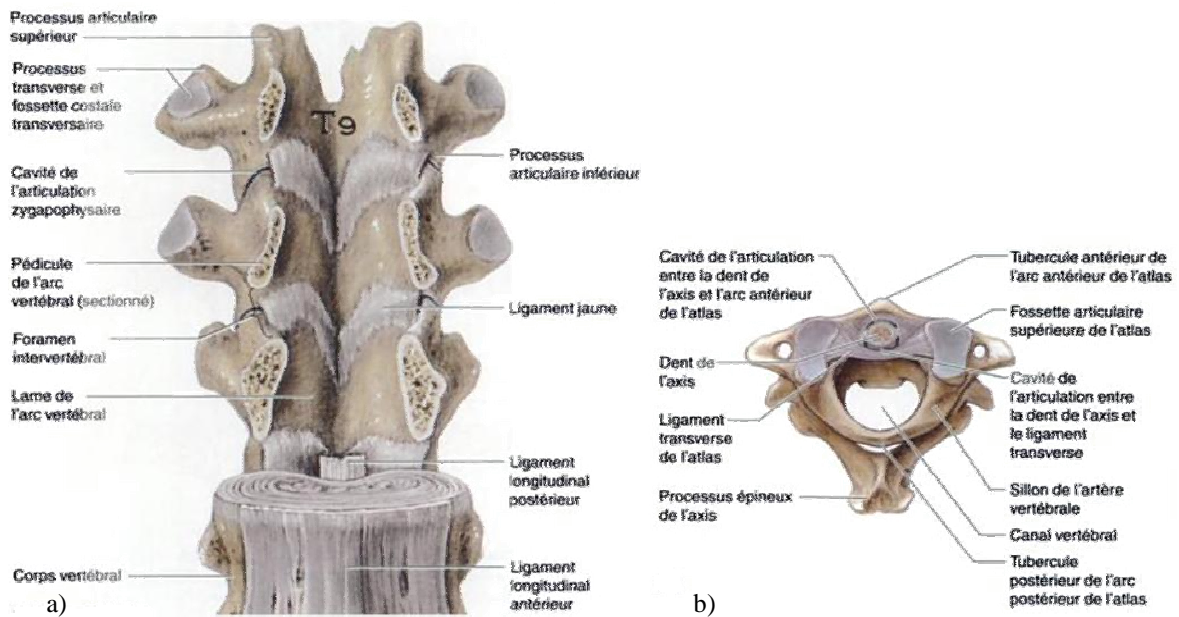


Figure 3 : Les principaux ligaments du rachis cervical inférieur (a) et supérieur (b) [9]

I14. Les muscles

Le rachis cervical est une zone importante d'insertions musculaires, permettant de stabiliser le crâne et de le mouvoir dans l'espace. Les principaux muscles cervicaux (Figure 4) sont :

- Les muscles sterno-cléido-mastoïdiens ;
- Les muscles prévertébraux : le long du cou, les intertransversaires, le grand et petit droit antérieur, le droit latéral et les scalènes;
- Les muscles de la nuque : le petit et grand oblique, le petit et grand droit postérieur, les transversaires épineux, le grand et petit complexe, le splenius, l'angulaire de l'homoplate, le trapèze.

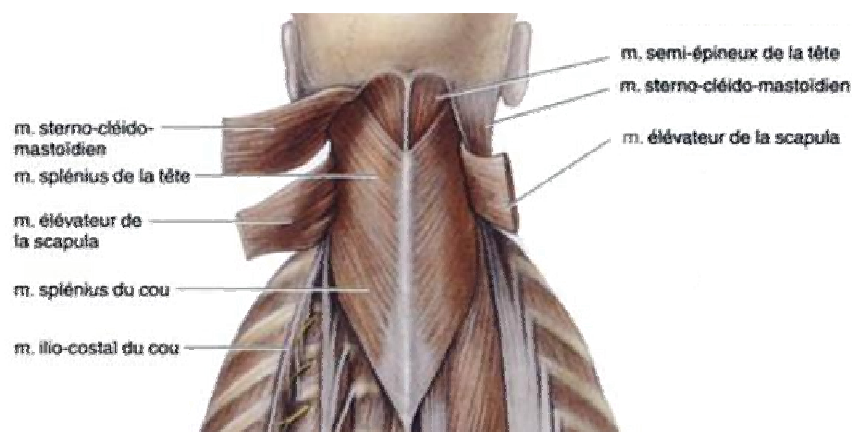


Figure 4 : Muscles du rachis cervical [9]

Ces muscles jouent soit un rôle de haubanage visant à équilibrer les contraintes dans les 3 directions et orienter le crâne, soit un rôle de serrage intervertébral visant à consolider le rachis cervical.

I2. Description fonctionnelle du rachis cervical

I21. Plans de référence

En anatomie, il est nécessaire de définir un système de référence, constitué de 3 plans et 3 axes, permettant d'uniformiser le langage pour le repérage dans l'espace d'une structure anatomique:

- le plan sagittal qui représente le plan de symétrie du corps humain, caractérisé par sa normale Oy ou axe médio-latéral ;
- le plan transversal ou horizontal, orthogonal à l'axe du corps humain, sépare le corps en une partie caudale et une partie crâniale, caractérisé par sa normale Oz, axe vertical ascendant ;
- le plan frontal, perpendiculaire au deux autres, qui sépare le corps en une partie antérieure et une partie postérieure, caractérisé par sa normale Ox ou axe postéro-antérieur.

I22. Mobilités globales du rachis cervical

Dans le cas du rachis cervical, nous appellerons :

- flexion-extension le mouvement autour de l'axe Oy et réalisé dans le plan sagittal (Figure 5 a);
- inclinaison latérale le mouvement autour de l'axe Ox et réalisé dans le plan frontal (Figure 5 b);
- rotation axiale le mouvement autour de l'axe Oz et réalisé dans le plan horizontal (Figure 5 c).

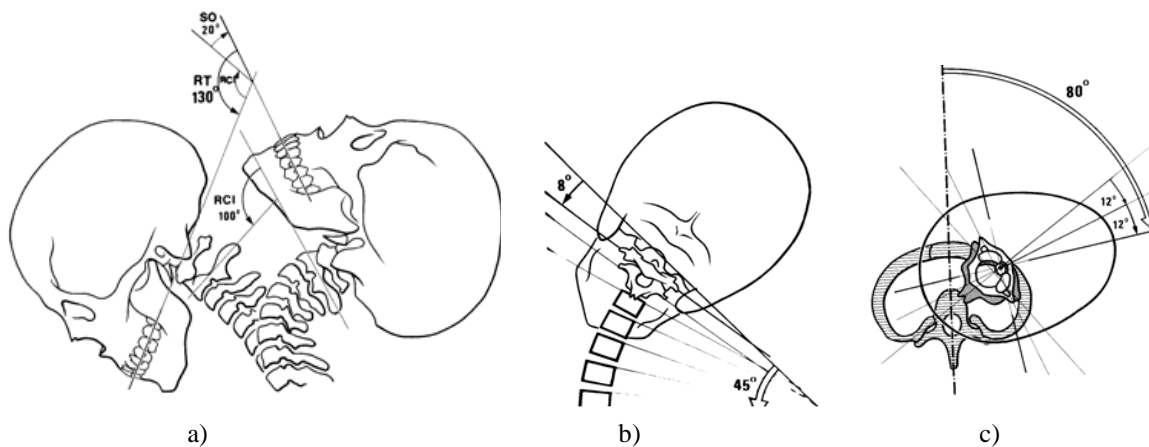


Figure 5 : Amplitude de mobilité du rachis cervical dans les 3 plans de l'espace [11]

Le rachis cervical est le segment le plus mobile du rachis. La mobilité cervicale la plus importante intervient dans le plan horizontal c'est-à-dire pour un mouvement de rotation axiale. Chez un sujet adulte asymptotique, l'amplitude totale de rotation est d'environ 170°, contre 115° en flexion-extension et 80° en inclinaison latérale [7].

Un couplage naturel important entre rotation et inclinaison est la caractéristique majeure de la cinématique asymptotique du rachis cervical.

I23. Mécanique articulaire segmentaire

Une unité fonctionnelle est l'ensemble formé par deux vertèbres adjacentes et leurs éléments de liaison (disque et ligaments). Elle possède 6 degrés de libertés : 3 degrés de liberté en rotation et 3 degrés de liberté en translation.

Les muscles en sont les actionneurs. Ils jouent un rôle de haubanage visant à équilibrer les contraintes et stabiliser le crâne. Le poids du crâne dont la ligne de charge passe en avant du point d'appui de la tête sur C1, entraîne une bascule en avant du crâne, qui est compensée par l'action des muscles aidée par la lordose cervicale induisant un bras de levier grandissant progressivement de C1 à C7.

Les ligaments jouent le rôle de frein en limitant les amplitudes de mouvement. Les processus transverses et épineux bloquent les mouvements extrêmes en jouant le rôle de butée. Ils servent également de levier dans les mouvements puisqu'ils représentent les points d'insertion des ligaments et muscles et sont placés de manière périphérique à la vertèbre.

I23a) Rachis cervical supérieur : charnière crânio-rachidienne

Les articulations cranio-rachidiennes mettent en jeu l'occiput du crâne, l'atlas et l'axis. Il s'agit d'articulations de type synoviales : aucun disque intervertébral n'entre en jeu dans ces articulations ; cela donne à ces articulations une grande mobilité et peu de fatigue à la répétition.

La charnière cranio-rachidienne peut être assimilée à un cardan autorisant majoritairement des mouvements dans le plan sagittal (liaison C0-C1 assurant 20-25% de la mobilité cervical totale) et dans le plan horizontal (liaison C1-C2 assurant 50% de la mobilité cervicale totale) [12]. Elle se compose de l'articulation atlanto-occipitale et de l'articulation atlanto-axoïdienne.

- l'articulation atlanto-occipitale : elle articule l'atlas avec l'occiput. Cette articulation est bicondylienne. Elle autorise principalement des mouvements de flexion-extension. Son axe de rotation passe en regard des condyles occipitaux. Une inclinaison latérale de faible amplitude est également possible entre C1 et C0.
- les articulations atlanto-axoïdienne comprenant les articulations atlanto-axoïdiennes latérales et l'articulation atlanto-odontoïdienne.

Les articulations atlanto-axoïdiennes mettent en jeu les facettes articulaires inférieures de C1 et supérieures de C2. Elles sont semblables aux articulations zygapophysaires du rachis cervical inférieur. Elles permettent un mouvement de flexion-extension et d'inclinaison dont les amplitudes restent très limitées.

L'articulation atlanto-odontoïdienne met en jeu l'arc antérieur de C1 et l'apophyse odontoïde de C2. Elle autorise un mouvement de rotation dont l'axe est situé en arrière de la dent limitant le cisaillement de la molle épinière lors de rotation de forte amplitude. Lors de ce mouvement, C0 et C1 sont solidaires et tournent autour de la dent à la manière d'une liaison pivot, les facettes articulaires inférieures de C1 glissant sur les facettes articulaires supérieures de C2.

I23b) Rachis cervical inférieur

La mobilité d'une unité fonctionnelle du rachis cervical inférieur est régie par différents mécanismes :

- L'articulation des arcs vertébraux (ou articulation zygapophysaire) : cette articulation synoviale lie les surfaces articulaires supérieure et inférieure d'une même unité fonctionnelle. Elle permet le glissement de la vertèbre sus-jacente par rapport à la vertèbre sous-jacente. L'orientation des facettes articulaires guide le mouvement entraînant un couplage automatique des mouvements.
- L'articulation des corps vertébraux est formée par le disque intervertébral et les ligaments qui relient les deux corps vertébraux d'une unité fonctionnelle. Cette articulation est robuste et conçue pour supporter des fortes charges.
- L'articulation unco-vertébrale : relie les apophyses unciformes des vertèbres aux échancrures latérales de la vertèbre sus-jacente. Elle est notamment sollicitée lors de mouvements d'inclinaison latérale et les glissements latéraux des vertèbres en jouant un rôle de « rail ».

I24. Proprioception

Le système proprioceptif, ou proprioception, est l'ensemble des capteurs sensoriels permettant de percevoir la position relative des segments corporels les uns par rapport aux autres assurant en statique ou en dynamique un suivi musculaire permanent.

Les mécanismes proprioceptifs non conscients se traduisent par des ajustements rapides lors de la station debout, des ajustements posturaux ou encore dans le contrôle de la contraction musculaire.

Les mécanismes proprioceptifs conscients reposent sur la perception consciente de la position dans l'espace des segments corporels à chaque instant appelée *statsthésie*, et sur la sensibilité dynamique, ou *kinesthésie*, qui correspond à la perception de la vitesse, de la trajectoire et de l'amplitude de mouvement.

Les capteurs sensoriels sont multiples et souvent redondants. Ils sont principalement situés dans les muscles, tendons, capsules articulaires ou sur la peau. La vue constitue un apport complémentaire d'information; elle fournit parfois des informations contradictoires et peut apporter de la confusion lorsque les mouvements du corps et de l'environnement visuel ne concordent pas. Le système vestibulaire renseigne sur la position et l'orientation par rapport à la verticale ; il est un des éléments clés dans le maintien de la posture.

II. Etude des mobilités du rachis cervical

L'analyse cinématique repose sur la caractérisation des positions successives des structures osseuses au cours du temps. *In vivo*, on se heurte à l'impossibilité d'atteindre directement la structure osseuse sans être invasif. Pourtant le critère de non-invasivité est essentiel pour pouvoir examiner un nombre de sujets important ou devenir un outil de routine clinique.

L'étude de la cinématique cervicale *in vivo* peut donc s'envisager selon deux points de vue distincts :

- l'analyse cinématique du rachis cervical dans sa globalité, caractérisant le mouvement du crâne par rapport au tronc. Cette approche globale repose sur l'utilisation de systèmes de capture du mouvement non invasifs.
- l'analyse cinématique segmentaire du rachis cervical, caractérisant les mobilités étage par étage. Cette approche nécessite l'utilisation d'un système d'imagerie médicale adapté, principalement des dispositifs basés sur des rayons X (radiographie, cinéradiographie, scanner).

III.1. Eléments d'analyse du mouvement en biomécanique

L'hypothèse principale sur laquelle repose l'analyse cinématique en biomécanique est que chaque segment corporel est un solide rigide indéformable. Les techniques de capture du mouvement ainsi que les méthodes de calcul utilisées usuellement pour la cinématique 3D peuvent être mises en œuvre en biomécanique.

Classiquement, on substitue au solide indéformable que l'on souhaite suivre dans l'espace, un système de trois axes orthogonaux parfaitement solidaires du solide de référence. On peut dès lors caractériser sa position et son orientation dans l'espace par la position 3D d'au moins 3 points non alignés de ce solide rigide.

Deux approches peuvent être envisagées pour décrire la cinématique de segments dans l'espace :

- la position absolue du solide dans l'espace. La cinématique du segment osseux est exprimée dans un repère fixe lié à la salle ou au repère de mesure. Les données cinématiques ainsi obtenues doivent être interprétées avec précaution, les axes de rotation étant arbitraires et non liés au segment corporel étudié.
- la position relative du solide par rapport à un autre. La cinématique articulaire correspond à l'expression de la position et de l'orientation du segment sus-jacent par rapport au segment sous-jacent considéré comme repère de référence. Dans ce cas, le repère de référence choisi va évoluer au cours du temps.

Le déplacement d'un solide dans l'espace peut être exprimé à partir :

- de la caractérisation de son repère par 3 translations et 3 rotations du repère. Cette description du mouvement n'est pas unique et il est indispensable de définir les séquences d'axes utilisées dans les calculs. Ces séquences d'axes peuvent être « fixes » (axes invariants au cours de la décomposition) ou « mobiles » (axes transformés par chaque rotation consécutive).
L'utilisation d'axes mobiles est la plus répandue en biomécanique : pour permettre une interprétation clinique des résultats, il est nécessaire de choisir des axes de rotation reflétant les caractéristiques géométriques ou fonctionnelles des segments corporels.
- des axes hélicoïdaux. Le passage entre 2 positions consécutives quelconques d'un solide rigide peut être décomposé en une seule rotation autour d'un axe spécifique unique, suivie d'une translation le long de ce même axe. L'expression de la cinématique via les axes hélicoïdaux présente la particularité et l'avantage d'être unique. L'interprétation des amplitudes ainsi obtenues est difficile car déconnectée d'un sens clinique.

L'étude de la cinématique en biomécanique implique la mise en place d'outils et méthodes utilisés usuellement en mécanique classique, et également la prise en compte des spécificités liées à l'étude du vivant.

La mise en place du protocole de mesure induit les problématiques suivantes :

- le choix du système de mesure impliquant la précision de mesure de cet outil, son volume de mesure, ses facilités d'utilisation ainsi que son caractère d'acquisition 2D ou 3D ;
- la description précise d'un protocole de mesure comportant notamment les conditions d'examen, les grandeurs mesurées et les méthodes de calcul employées ;
- l'évaluation précise des erreurs de mesure engendrées à chaque étape de la chaîne de mesure.

Les spécificités liées à l'étude du vivant résident dans :

- l'assimilation des segments corporels à des solides rigides. Les segments corporels sont constitués à la fois de structures osseuses et de tissus mous. L'accès direct aux structures osseuses *in vivo* est impossible et la cinématique de l'os est assimilée à celle de la peau enveloppant le segment. Le mouvement de la peau sur l'os au cours du mouvement ainsi que l'identification précise de repères osseux, sont les problématiques principales dans l'analyse cinématique *in vivo* [8, 13].
- l'isolation des segments étudiés. La réalisation d'un mouvement met en jeu majoritairement plusieurs articulations, ce qui rend indispensable la prise en compte de la cinématique des segments adjacents lors de l'étude cinématique d'un segment osseux.
- Les variabilités intra- et inter-sujets à prendre en compte pour décrire de manière pertinente la cinématique du segment.

II2. Analyse globale de la cinématique cervicale *in vivo*

L'analyse bibliographique (Tableau 1) va être focalisée sur les points d'intérêt mis en évidence au chapitre III1, à savoir les outils et protocoles de mesure et la prise en compte des spécificités liées à l'étude du vivant, afin de guider nos choix et faire le point sur les problématiques soulevées.

II21. Système de mesure :

Les premières approches s'intéressant aux mobilités cervicales sont des études morphologiques ou visuelles, en statique et en dynamique [14] ; elles offrent peu de précision ou de reproductibilité de la mesure, et ne permettent qu'une approche qualitative de la cinématique du rachis cervical [15, 16].

Les premières études scientifiques mises en place visaient à quantifier l'angulation de la tête par rapport à la verticale grâce à des inclinomètres gravitationnels, des goniomètres mécaniques ou encore des caméras image par image [17-20]. Ces systèmes de mesure sont peu coûteux et faciles d'emploi ; ils ne permettent pas de prendre en compte les mouvements du tronc et ne renseignent que sur les maxima de mobilité 2D. A partir d'une étude comparative entre l'estimation visuelle, un goniomètre et un inclinomètre gravitationnel, Youdas et al. [15] en 1991 conclut que l'inclinomètre est le plus reproductible, l'outil le moins fiable étant l'estimation visuelle. Cependant, l'inclinomètre gravitationnel nécessite une position d'examen allongée pour la mesure de la rotation axiale. Bien que plus précis [21], l'inclinomètre électronique présente cette même limitation pour l'analyse de la rotation axiale. Le CROM (Cervical Range Of Motion), composé de 2 inclinomètres gravitationnels et d'une boussole fixés sur un même casque, remédie à ce problème de changement de posture. Bien que facile d'utilisation et répandu dans la littérature [22, 23], il ne permet pas de prendre en compte les mouvements du thorax et reste limité à l'étude des mouvements cervicaux principaux.

Actuellement, les systèmes de mesure mis en œuvre sont basés sur le repérage des coordonnées 3D d'un nombre limité de points situés à la surface du segment [13]. On peut classer ces systèmes en fonction du principe physique utilisé pour le repérage des marqueurs et suivant la nature du marqueur.

- Les systèmes ultrasonores sont composés d'une tête de mesure constituée de récepteurs ultrasonores et d'émetteurs ultrasonores qui servent de marqueurs. Chaque émetteur ultrasonore possède une fréquence d'émission différente. Le temps de parcours des ultrasons de l'émetteur aux récepteurs permet de connaître la position 3D de chaque marqueur.

Une des limites d'utilisation de ce type de système est la sensibilité des récepteurs à l'environnement sonore extérieur. Les marqueurs actifs sont reliés au boîtier de mesure par un câble. L'encombrement lié à ces connectiques entraîne une gêne lors de mouvements de grande amplitude [24] et une fragilité du système.

- Les systèmes électromagnétiques sont composés d'une source émettrice d'ondes magnétiques et de capteurs qui servent de marqueurs. Ces capteurs présentent la particularité de fournir une information à la fois sur la position du capteur mais également sur l'orientation du capteur par rapport à l'émetteur. Un seul capteur est donc nécessaire pour caractériser la position du solide dans l'espace.

Les principales limites d'utilisation de ce type de système sont la sensibilité des capteurs à l'environnement de mesure qui doit être totalement amagnétique, et l'encombrement lié aux câbles des marqueurs qui sont ici encore actifs.

- Les électrogoniomètres sont composés d'un enchaînement de deux branches pivotant autour d'un axe sur lequel est monté un potentiomètre qui traduit les variations angulaires des tiges en courant électrique. Pour l'étude du rachis cervical, l'électrogoniomètre est composé d'un casque fixé sur la tête du sujet, relié par système mécanique articulé à un harnais fixé sur le torse sur lequel est monté 6 potentiomètres.

Une des limites d'utilisation de ce type de système est l'encombrement du système perturbant la réalisation de mouvements « combinés » [24] (comme par exemple la rotation en flexion ou extension maximum) ou de mouvements dans le plan sagittal particulièrement chez les personnes ayant un « petit » cou ou de grandes amplitudes de mouvement [25].

- Les systèmes optoélectroniques (VICON, POLARIS, Elite) sont composés d'au moins 2 caméras infrarouges et de marqueurs actifs (diodes) ou plus généralement passifs (sphère recouverte de papier réfléchissant les infrarouges). Ce type de système est basé sur le principe de la stéréovision et d'un calibrage préalable du volume de mesure qui permet d'obtenir les coordonnées de chaque marqueur dans l'espace.

Une des limites d'utilisation de ce type de système est la nécessité de rendre visible tous les marqueurs au cours des mouvements sans superposition des marqueurs entre eux.

Tous ces systèmes de mesure présentent l'avantage de fournir la position des marqueurs et donc du solide dans l'espace au cours du mouvement, ce qui donne des informations sur l'évolution angulaire en 3D et fournit des informations sur les patterns de mouvement. Ils limitent l'intervention de l'opérateur et donc le biais qu'il pourrait induire dans les résultats finaux.

Au cours des 10 dernières années, l'électrogoniomètre CA6000 et le système ultrasonore Zébris se sont imposés comme les 2 outils « stars » de l'étude des mobilités du rachis cervical [26-29]. Dvorak et al. [29] propose en 1992 un protocole de référence de mesure des mobilités cervicales simple et efficace à l'aide du système CA6000. A l'inverse, en 2005, Strimpakos et al. [30] propose un protocole unique optimisé, fiable et répétable et préconise l'utilisation de Zébris.

II22. Protocole utilisé

II22a) Conditions d'examen

L'heure de la journée est un paramètre à prendre en compte lors de la campagne de mesure en raison de la raideur cervicale ou la fatigue musculaire du sujet, variant au cours de la journée [31].

La pratique d'un échauffement préalable à l'examen n'est jamais mentionnée ; cependant plusieurs occurrences de mouvement sont majoritairement demandées au volontaire, ce qui permet de s'en affranchir [28, 29, 32, 33]. La randomisation de l'ordre des mouvements apparaît dans quelques études [22, 34], permettant également de s'affranchir du biais de la raideur musculaire du rachis cervical en début d'examen.

La consigne est clairement explicitée par l'opérateur [20, 28, 33]. Aucun encouragement verbal n'est formulé [26, 34]. Certains protocoles sollicitent l'exécution de mouvement les plus analytiques possibles [26] alors qu'une interprétation de la consigne est laissée dans d'autres études [34].

II22b) Position standard d'examen

La position standard précise du sujet est peu détaillée dans la littérature. La majorité des études spécifiant clairement ces points privilégient une position assise du sujet et les yeux ouverts lors de la réalisation des mouvements [25, 35-39]. L'étude de Strimpakos et al. [30] est la seule étude que nous ayons trouvée qui utilise et préconise une position debout, permettant une meilleure reproductibilité des mouvements cervicaux.

La définition précise de la position neutre est un point dur de la cinématique en biomécanique. Dans le cas du rachis cervical, Walmsley et al [40] a mis en évidence un impact de la position neutre sur les mobilités de rotation axiale en choisissant 5 positions de démarrage du mouvement différentes : position neutre, protusion (translation antérieure de la tête dans le plan sagittal), rétraction (translation postérieure de la tête dans le plan sagittal), flexion et extension.

II22c) Repère d'interprétation

Une définition précise des repères d'interprétation choisis pour analyser la cinématique cervicale est indispensable pour interpréter pertinemment les résultats obtenus dans la littérature [41]. La création d'un repère anatomique du crâne à partir de la palpation de points anatomiques *in vivo* est assez peu fournie dans la littérature [26, 32, 42]. Les marqueurs astucieusement placés sur la tête constituent le repère lié au crâne dans bon nombre d'études.

De nombreux protocoles se basent sur un repère d'interprétation de la cinématique lié à la salle ou au système de mesure lui-même [28, 29, 34]. Dans le cas de l'utilisation d'un repère anatomique thorax, le choix des acromions définissant un des axes du repère thorax revient assez fréquemment dans la littérature [26, 32, 39, 41]. Koerhuis et al [42] propose un repère thorax basé sur le repérage des épines C7 et T8 ainsi que le processus xyphoïde et l'incisure jugulaire. Il faut noter que ces points ne sont pas

des saillies osseuses clairement identifiables et que leur repérage nécessite la palpation d'un opérateur avisé. BouSSION et al. [43] s'est intéressé à la déformation des triplets de marqueurs placés sur la peau définissant le solide supposé rigide lié au torse ; il détermine que le triplet le moins déformable au cours des mouvements cervicaux est le triplet : Fossette du sternum - épine de T3 - épine de T6.

II22d) Mouvements étudiés

La très grande majorité des études analysent les mouvements principaux de flexion/extension, inclinaison latérale et rotation axiale [17, 21, 25, 34, 35, 39, 44-47]. Certains auteurs complètent ou remplacent l'étude de ces mouvements par l'étude de mouvements « composés » comme l'étude de la rotation en flexion ou extension maximale [24, 28, 29, 33, 48] permettant d'isoler la rotation du rachis cervical supérieur ; ce type de mouvement s'avère être plus difficilement répétable [29]. L'étude du mouvement de rétraction/protusion est plus rare [23, 40].

II22e) Etude de la proprioception

Deux grands types de protocole se dégagent de la littérature :

- le « Head-to-NHP » (Neutral Head Position) [17, 49-51]. Ce test permet d'évaluer la capacité du sujet à se replacer en position neutre à la suite d'un mouvement cervical quelconque.
- le « Head-to-TR » (Target Repositionning) [37, 51-53]. Ce test s'effectue en 3 étapes : (1) choix arbitraire de la position cible de la tête dans l'espace que le sujet doit mémoriser, (2) retour en position neutre, (3) remplacement actif de la tête dans la position cible sans aide extérieure.

Ces mesures sont réalisées soit les yeux fermés, de manière à ce que le sujet n'ait aucun guide visuel [49, 51, 52], soit les yeux ouverts afin que le sujet soit replacé dans les conditions similaires à celles rencontrées dans la vie quotidienne [25, 36, 37, 54].

Les outils d'évaluation de la proprioception sont majoritairement les outils de mesure utilisés pour la cinématique cervicale (chapitre II21) [51-53]. Quelques auteurs développent des outils de mesure spécifiques consistant à repérer la position cible sur un tableau blanc par l'intermédiaire d'un laser placé sur la tête du sujet et à mesurer directement l'écart en mm entre la cible et le repositionnement du sujet [17, 50]. Cette technique permet de mieux maîtriser la position des cibles imposées mais fournit des résultats moins précis puisque l'on sait qu'une même position du laser peut être obtenue avec de multiples combinaisons d'angulation du crâne dans les 3 plans de l'espace.

II22f) Mouvements actifs/passifs

La grande majorité des études s'appuient sur la réalisation de mouvements actifs de la tête [14, 26, 28, 31-34, 45]. L'avantage de ces études est de pouvoir étudier la cinématique des structures vivantes en action, essentielle pour la détection de lésions des tissus mous.

Peu d'auteurs se sont intéressés aux mouvements passifs du rachis cervical [16, 29, 30]. Dvorak et al. [29] met en évidence une plus grande reproductibilité des mouvements passifs. En 2005, Strimpakos et

al. [30] compare la répétabilité de mesures en faisant varier la position standard du sujet (debout/assis, yeux ouverts/fermés) et le type de mouvements réalisés (actifs/passifs) : les mouvements passifs debout s'avèrent être les plus répétables, le paramètre « yeux ouverts ou fermés » ne jouant aucun rôle.

II22g) Traitement des données

A l'exception de BouSSION et al. [43], aucun auteur n'explique dans le détail la méthode de calcul choisie, les repères d'interprétation utilisés ou la séquence d'axe retenu, ce qui rend plus difficile la comparaison des résultats entre auteurs. La majorité des auteurs qui exposent leur technique de calcul sont ceux qui travaillent *in vitro* ; ils déterminent les amplitudes de rotation autour d'axes fixes, le premier axe de la décomposition étant l'axe principal de mouvement [41, 55].

II22h) Paramètres étudiés

Les auteurs quantifient essentiellement les amplitudes maximales des 3 mouvements principaux. Les études plus récentes portent également leur attention sur les amplitudes de mouvements couplés [26-28, 34, 45]. La vitesse moyenne d'exécution de mouvement est un paramètre peu étudié [44].

Une partie des études recensées objectent de mettre en évidence de manière quantifiée l'impact de pathologies cervicales sur les performances du rachis cervical [39, 56, 57], notamment via les amplitudes maximales de mouvements principaux et couplés. Les patterns de mouvement ont été peu exploités jusqu'ici pour caractériser des pathologies cervicales malgré un impact évident des lésions ou douleurs sur les schémas de mouvement [48]. Seule une étude présente des résultats concernant le centre instantané de rotation du crâne par rapport au thorax [58]. La proprioception apparaît comme un paramètre pertinent pouvant mettre en évidence des pathologies cervicales [17, 26, 49, 50], discriminant dans la distinction de différents traumatismes cervicaux [17, 49, 52, 59, 60].

II22i) Paramètres d'influence

La grande majorité des études s'intéressent aux amplitudes maximales des 3 mouvements principaux en fonction de l'âge et du sexe des volontaires [20-23, 29, 35].

Les différentes études traitant de l'influence de l'âge sur les amplitudes de mouvement du rachis cervical s'accordent sur un impact significatif de l'âge sur les mobilités du rachis cervical [20, 22, 26-29, 33, 34, 45]. Seul Tom Mayer et al. [21] ne constate aucune influence significative de l'âge sur les mobilités du rachis cervical dans une étude parue en 1992 portant sur 58 sujets asymptomatiques. L'étude de l'impact de l'âge sur les mouvements couplés reste très limitée [26, 34].

Beaucoup d'études se sont interrogées sur l'influence du sexe sur les mobilités du rachis cervical. Les résultats sont aujourd'hui encore très controversés. Lorsqu'un impact significatif du genre est obtenu, les amplitudes de mobilité cervicale des femmes sont supérieures à celles des hommes [20].

L'étude de Castro et al. [33] en 1999 est la seule que nous ayons recensée, qui s'est intéressée à l'impact d'autres facteurs sur la mobilité cervicale : la corpulence et l'activité sportive du sujet.

Tableau 1 : Principales études portant sur la cinématique cervicale globale *in vivo*
FE : Flexion-extension, IL : Inclinaison latérale, RA : Rotation axiale, RFM : Rotation axiale en flexion maximale, REM : Rotation axiale en extension maximale, Prop. : Proprioception

Auteur Date	Système de mesure utilisé	Sujets		Protocole d'examen		Paramètres étudiés		
						2D? 3D?	Impact du genre ?	Impact de l'âge ?
Youdas 1992 [15]	CROM (2 inclinomètres gravitationnels + boussole)	337 sains	11-97 ans	Actif	FE, IL et RA	2D	A tous les âges	Oui Linéaire
Dvorak 1992 [29]	Electrogoniomètre	150 sains	20 - plus de 60 ans	Passif	FE, IL, RA, RFM, REM	2D	Pour 30-49 ans	Oui
Mayer 1992 [21]	Inclinomètre électronique	58 sains	17-62 ans	Actif	FE, IL et RA	2D	Non	Non
Trott 1996 [34]	Système électromagnétique	120 sains	20-59 ans	Actif	FE, IL et RA	3D	Non	Oui
Ordway 1997 [23]	CROM, Système électromagnétique & radiographies	20 sains	20-49 ans	Actif	FE, P et R	2D	Non	-
Castro 1999 [33]	Système ultrasonore	157 sains	20-89 ans	Actif et passif	FE, IL, RA, RFM, REM	2D	Pour les plus de 70 ans	Oui
Christensen 1999 [61]	Système électromagnétique	38 sains	20-30 ans	Actif	Prop.	3D	-	-
Feipel 1999 [28]	Electrogoniomètre	250 sains	14-70 ans	Actif	FE, IL et RA	3D	Non	Oui
Dvir and Prushansky 2000 [44]	Système ultrasonore	25 sains	26-48 ans	Actif	FE, IL et RA	2D	-	-
Mannion 2000 [24]	Système électromagnétique & ultrasonore	19 sains	23-55 ans	Actif	FE, IL, RA, RFM, REM	2D	Non	-
Rix 2001 [50]	CROM HRA	11 sains 11 pathologiques	28-54 ans 18-55 ans	Actif	FE, IL et RA Prop.	2D	-	-
Sforza 2002 [45]	Système infra-rouge	70 hommes sains	15-45 ans	Actif	FE, IL et RA	3D	-	Oui
Ferrario 2002 [46]	Système infra-rouge	60 sains	19-25 ans	Actif	FE, IL et RA	3D	Oui	-
Strimpakos 2005 [30]	Système ultrasonore	35 sains	19-63 ans	Actif	FE, IL et RA Prop.	2D	-	-
Malmstrom 2006 [27]	Système ultrasonore	120 sains	20-79 ans	Actif	FE, IL et RA	3D	Non	Oui
McNair 2006 [53]	Système ultrasonore	1 homme pathologique	44 ans	Actif	FE, IL et RA Prop.	3D	-	-
Wlodyka-Demaille 2007 [26]	Système ultrasonore	232 sains	15-79 ans	Actif	FE, IL et RA Prop.	3D	Non	Oui

II23. Quantification des sources d'erreur

La quantification des incertitudes de mesure est essentielle pour pouvoir interpréter les résultats obtenus de manière pertinente. La précision de la mesure effectuée est dépendante de :

- la précision interne du système de mesure pour repérer un marqueur, indispensable à prendre en compte car elle se répercute sur toute la chaîne de calcul ;
- la capacité des marqueurs externes à caractériser la mobilité des structures osseuses internes.

II23a) Précision de l'outil de mesure :

L'incertitude de mesure se compose de l'erreur systématique (justesse) et de l'erreur aléatoire (fidélité). La justesse décrit une incertitude contribuant à toujours sur- ou sous-évaluer le mesurage, la fidélité correspondant à une dispersion aléatoire des résultats. L'erreur systématique peut être corrigée par opposition à l'erreur aléatoire dont l'estimation ne fournit qu'un intervalle de tolérance.

L'évaluation de la précision de l'outil repose sur la comparaison des résultats fournis par le système de mesure à une valeur de référence parfaitement connue. Il faut donc disposer d'un mesurande dont on connaît la valeur vraie, par exemple via des tables micrométriques rattachées aux étalons nationaux. Watier et al. obtient ainsi une précision de 1.4° pour le système infra-rouge VICON [62]. Les déplacements alors imposés ne correspondent pas systématiquement aux amplitudes ou aux vitesses de mouvement rencontrées au cours d'un examen. La méthodologie usuelle (Tableau 2) est de comparer les résultats de l'outil choisi à ceux d'un système de mesure considéré comme outil de référence [14].

Tableau 2 : Etude de la précision d'outils de mesure
FE : Flexion-extension, IL : Inclinaison latérale, R : coefficient de Pearson, RMS : Root Mean Square, AD : Absolute Deviation, SEM : Standard Error of Measurement

Auteur Date	Outil étudié	Référence	Mouvements étudiés	Protocole	Résultats
Mayer 1992 [21]	Inclinomètre électronique EDI	Radiographie	F maximale	3 sujets sains	R=0.9997 (P<0.05)
Watier 1997 [62]	Système infra-rouge VICON	2 marqueurs d' espacement connu	Mouvement aléatoire	Déplacement dans le volume de mesure	Erreur<1.4°
Feipel 1999 [28]	Electrogoniomètre CA6000	Théodolite	FE, IL et RA	Mesures tous les 5° / amplitudes moyennes cervicales	RMS ≈ 1°
Dvir 2000 [44]	Système ultrasonore ZEBRIS	Inclinomètre	FE, IL	-	AD < 1°
Koerhuis 2003 [42]	Système électro- magnétique FoB	Structure articulée	FE, IL	-	Erreur<2.5°
Wang 2005 [35]	Système ultrasonore ZEBRIS	CROM (inclinomètres+ boussole)	Mouvements actifs FE, IL	40 sujets sains	R ² : 0.66- 0.88 (P<0.01)
Strimpakos 2005 [30]	Système ultrasonore ZEBRIS	Radiographie	F et E maximales	10 sujets sains	ICC > 0.88 SEM < 3°
Toussignant 2006 [63]	CROM	Radiographie	F et E maximales	31 sujets sains	R: 0.97-0.98 (P<0.01)

II23b) Conditions extérieures d'examen

Selon le système de mesure utilisé, la luminosité, l'humidité, l'environnement magnétique ou l'environnement sonore peut impacter sur la qualité et la précision des résultats obtenus.

L'heure de la journée est un paramètre pris en compte dans la littérature car considéré comme un paramètre pouvant impacter la reproductibilité du protocole [29, 31, 33]. Cependant une étude réalisée par Castro et al. en 1999 [33] sur 8 sujets réalisant le même protocole à 3 heures différentes de la journée tend à prouver que ce paramètre n'influe pas sur les résultats obtenus.

II23c) Mouvements de la peau et des tissus mous sur la structure osseuse

Les segments corporels étant considérés comme des solides rigides indéformables, la cinématique des structures osseuses est assimilée à celle de l'enveloppe externe du segment corporel. En réalité les tissus mous « glissent » sur l'os au cours des mouvements, entraînant selon les mouvements et les segments considérés plus ou moins d'incertitude de mesure [13, 64].

L'approche la plus naturelle pour étudier la cinématique d'un segment au cours d'un mouvement est de fixer des marqueurs isolés directement à sa surface et de suivre leur position au cours du temps [45, 46] ; cette méthode nécessite une logistique bien rodée afin que tous les marqueurs restent visibles au cours des mouvements d'une part et que les marqueurs restent bien fixés sur le segment en limitant au maximum les risques de déplacement ou de vibration au cours de l'examen d'autre part.

Une autre approche consiste à lier rigidement au segment corporel un solide rigide repéré au cours du temps par le système de mesure. Il peut s'agir soit des marqueurs du système de mesure, comme dans le cas des systèmes électromagnétiques où le marqueur seul indique position et orientation du solide ; soit d'une structure rigide (ou ancillaire) composée d'au moins trois marqueurs. L'utilisation d'ancillaires est la plus répandue [24, 33, 35, 44]. Cette technique est également soumise au déplacement de la peau sur l'os ; cependant elle garantit un solide indéformable par opposition aux marqueurs isolés pour lesquels le mouvement de la peau sur l'os induit un déplacement relatif des marqueurs et donc une définition changeante du solide au cours du temps [43]. L'utilisation d'ancillaires nécessite la création de repères d'interprétation clinique, afin de pouvoir interpréter la cinématique du solide. Ces repères sont créés à partir du repérage des coordonnées de points anatomiques caractérisant les spécificités géométriques ou fonctionnelles des segments.

II23d) Précision du repérage des points anatomiques :

Comme on vient de l'évoquer, selon la méthode retenue, il s'agit donc soit de suivre au cours du mouvement des points osseux spécifiques repérés en surface par des marqueurs, soit de passer par l'utilisation d'ancillaires nécessitant en début d'examen un repérage de points anatomiques en regard des ancillaires. Un repérage précis de points anatomiques est donc essentiel. Les points anatomiques choisis sont généralement des saillies osseuses identifiables grâce à une palpation. La précision de ce repérage dépend de l'habileté de l'opérateur et du choix pertinent des points anatomiques.

II24. Evaluation des protocoles mis en place

L'évaluation globale de la méthode utilisée est indispensable pour donner de la valeur à l'étude effectuée, de la pertinence aux résultats et un sens à leur interprétation. Elle consiste à déterminer l'impact des incertitudes de mesure réalisée tout au long de la chaîne de mesure sur les résultats, en quantifiant, pour des conditions d'examen similaires, la capacité du protocole à fournir à mesurandes égaux des résultats finaux égaux. Cette répétabilité globale se compose de la répétabilité intra-opérateur (Tableau 4) et de la répétabilité inter-opérateur (Tableau 3).

Pour évaluer ces incertitudes, il suffit de réaliser plusieurs fois consécutives, à intervalles plus ou moins importants, le même protocole de mesure dans des conditions d'examen similaires ; selon que le protocole de mesure soit réalisé par le même opérateur ou par des opérateurs indépendants, il sera évalué respectivement la répétabilité intra- ou inter-opérateur. Les intervalles séparant les différents examens, le nombre d'occurrences d'examens considérés ou encore le nombre de sujets participant à l'étude sont des paramètres qui varient beaucoup d'une étude de reproductibilité à l'autre ce qui rend les comparaisons entre les résultats obtenus difficiles [31].

Ces études analysent les résultats obtenus à l'aide d'outils statistiques spécifiques :

- Le CV - coefficient de variation - ($CV = \text{écart-type} / \text{moyenne en } \%$). En dessous de 10%, la variabilité peut être considérée comme non significative [29].
- Le ICC – Intra Class Coefficient – exprime la corrélation entre 2 séries de mesure [22] : $0.99 > ICC > 0.90$ signifie une forte corrélation, $0.89 > ICC > 0.80$ signifie une bonne corrélation, $0.79 > ICC > 0.70$ est une corrélation correcte, $0.69 > ICC$ correspond à une faible corrélation.
- Le SEM -Standard Error of Measurement- ($SEM = SD \times \sqrt{1 - r}$) où SD correspond à l'écart-type du test de reproductibilité et r le coefficient de Pearson du test de reproductibilité [44].

Ces deux répétabilités contiennent deux types de variation :

- La répétabilité intrinsèque du sujet : variation intra-individuelle. Elle est évaluée en réalisant plusieurs occurrences de mouvement, sans déplacer les marqueurs afin d'être dans des conditions d'examen et physiques du sujet strictement identiques. Castro et al. [33] examine ainsi 2 fois consécutives 10 sujets sains et obtient une corrélation forte des résultats ($R^2 : 0.84-0.90$, p (Test de Wilcoxon) : 0.17-0.84). Wang et al. [35] obtient des résultats analogues (ICC : 0.85-0.95) sur 20 sujets testés.

L'évaluation des variations intra-individuelles est essentielle pour l'évaluation clinique visant à comparer les mobilités d'un sujet à un groupe de référence, ou à lui-même à différents stades d'un traitement ou évolution d'une pathologie. Il est donc indispensable de différencier les variations intra-individuelles « normales » d'une évolution significative des mobilités.

Les variations intra-individuelles expliquent que majoritairement les auteurs imposent de répéter

plusieurs occurrences du mouvement de manière consécutive permettant ainsi une analyse sur la mobilité moyenne [24, 30, 46] ou une étude uniquement du cycle le plus représentatif. La reproductibilité intra-individuelle de sujets pathologiques a été évaluée comme satisfaisante [38] ; ce point est essentiel pour permettre l'analyse des impacts de pathologies cervicales sur la cinématique.

- Les variations entre sujets réalisant le même protocole : variation inter-individuelle. Afin de mettre en évidence des différences significatives entre un sujet lambda et un groupe de référence, le paramètre le plus couramment utilisé est l'écart-type du groupe de référence. Si les données sont normalement distribuées, 68% des individus se situent dans un intervalle de + ou - un écart-type et 95% des sujets dans un intervalle de + ou - 2 écart-types.

Si les données sont exprimées sous forme de courbes (évolution d'un paramètre en fonction du temps), il sera possible à l'aide de la courbe moyenne du groupe de référence et de l'écart-type de ce groupe, de tracer un corridor dans lequel se situent 68% des sujets du groupe. Ce corridor est appelé « corridor de normalité » et s'exprime pour des individus de même « profil » (même tranche d'âge, même sexe, même antécédents chirurgicaux, ...). Visuellement il sera alors facile de repérer les individus qui sortent de ce corridor et qui peuvent dès lors être considérés comme significativement différents des autres.

Tableau 3 : Littérature sur l'évaluation de la répétabilité inter-opérateur
ICC : Intra Class Coefficient, ROM : Range of Motion, SEM : Standard Error of Measurement,
R² : coefficient du test de Pearson

Auteurs Année	Système de mesure	Nombre de sujets	Nombre d'opérateur	Nombre d'examen par opérateur	Intervalle entre les mesures	Protocole de répétabilité inter-opérateur
Youdas 1991 [15]	CROM (inclinomètres + boussole)	20	3	1	Quelques minutes	ICC : 0.66-0.90
Dvorak 1992 [29]	Electrogoniomètre	10	2	1, Mouvements passifs	Quelques minutes	R ² : 0.71-0.85 ≈ 5,5% du ROM
Castro 1999 [33]	Système ultrasonore	10	2	1	Le même jour	R ² > 0.78
Feipel 1999 [28]	Electrogoniomètre	10	2	2	2 jours différents	R ² > 0.75, 3% of ROM
Morphett 2003 [16]	Système électromagnétique	14	2	1, Mouvements passifs	Quelques minutes	ICC : 0.44 – 0.98 (mean 0.87)
Malmström 2003 [65]	Système ultrasonore	60	2		-	> 10% du ROM
Strimpakos 2005 [30]	Système ultrasonore	10	2	1, Mouvements passifs, debout	Quelques minutes	ICC : 0.43-0.68 SEM: 4.8°-6.8°

Tableau 4 : Littérature sur l'évaluation de la répétabilité intra-opérateur
ICC : Intra Class Coefficient, ROM : Range of Motion, SEM : Standard Error of Measurement,
R² : coefficient du test de Pearson, CV : Coefficient de Variation

Auteurs Année	Système de mesure	Nombre de sujets	Nombre opérateur	Nombre d'examen par sujet	Intervalle	Protocole de répétabilité intra-opérateur																			
Youdas 1991 [15]	CROM (inclinomètres + boussole)	6	5	2	Le même jour	ICC : 0.23-0.96																			
Dvorak 1992 [29]	Electrogoniomètre	12	1	3, Mouvements passifs	3 jours consécutifs	CV : 2,1 – 3,9																			
Trott 1996 [34]	Système électromagnétique	5	1	4	Le même jour	SEM: 1.4°-3.9° > 10% du ROM																			
Bulgheroni 1998 [66]	Système infra- rouge	8	1	2	-	Ecart entre les 2 passages < 10° ICC > 0.74																			
Castro 1999 [33]	Système ultrasonore	10	1	2	Quelques minutes, sans déplacement ancillaire	0.84 < R ² < 0.90																			
Feipel 1999 [28]	Electrogoniomètre	10	2	2	2 jours différents	R ² > 0.75, 4% du ROM																			
Lantz 1999 [67]	Electrogoniomètre	33	1	4	1 semaine	R ² : 0.43-0.73																			
Mannion 2000 [24]	Electrogoniomètre Système ultrasonore	22	1	2	2 jours différents	ICC : 0.75 – 0.92 ICC : 0.78 – 0.93																			
Dvir and Prushansky 2000 [44]	Système ultrasonore	25	1	2	1-16 semaines	R ² : 0.27 – 0.67 SEM : 3.5° - 7.7°																			
Ferrario 2002 [46]	Système infra- rouge	10	1	2	2 semaines	Ecart entre les 2 passages : 2.7° - 3.7°																			
Morphett 2003 [16]	Système électromagnétique	14	2	2, Mouvements passifs	Quelques minutes	ICC : 0.63 – 0.99																			
Malmström 2003 [65]	Système ultrasonore	60	1	2	-	ICC > 0.92 3.6 – 7.6 % du ROM																			
Strimpakos 2005 [30]	Système ultrasonore	35	1	3 (YO: Yeux Ouverts, YF: Yeux Fermés, MP: Mouvements Passifs)	1 semaine	<table border="0"> <tr> <td rowspan="6" style="writing-mode: vertical-rl; transform: rotate(180deg);">Debout</td> <td>Assis</td> <td>YO</td> <td>ICC : 0.76 – 0.90</td> </tr> <tr> <td></td> <td>YF</td> <td>ICC : 0.77 – 0.90</td> </tr> <tr> <td></td> <td>MP</td> <td>ICC : 0.83 – 0.94</td> </tr> <tr> <td></td> <td>YO</td> <td>ICC : 0.73 – 0.90</td> </tr> <tr> <td></td> <td>YF</td> <td>ICC : 0.75 – 0.92</td> </tr> <tr> <td></td> <td>MP</td> <td>ICC : 0.84 – 0.97</td> </tr> </table>	Debout	Assis	YO	ICC : 0.76 – 0.90		YF	ICC : 0.77 – 0.90		MP	ICC : 0.83 – 0.94		YO	ICC : 0.73 – 0.90		YF	ICC : 0.75 – 0.92		MP	ICC : 0.84 – 0.97
Debout	Assis	YO	ICC : 0.76 – 0.90																						
		YF	ICC : 0.77 – 0.90																						
		MP	ICC : 0.83 – 0.94																						
		YO	ICC : 0.73 – 0.90																						
		YF	ICC : 0.75 – 0.92																						
		MP	ICC : 0.84 – 0.97																						
Wang 2005 [35]	Système ultrasonore	28	1	2	2 semaines	ICC : 0.58-0.88																			

Peu d'études s'attachent à caractériser la reproductibilité de la proprioception du sujet.

Lee et al. [51] s'attache à déterminer la méthode de calcul fournissant les résultats les plus reproductibles pour caractériser la proprioception sur une population saine de 20 jeunes adultes. Les protocoles « Head-to-NHP » et « Head-to-TR » sont tous les 2 passés au crible : le paramètre RMSE (Root Mean Square error) donne les meilleur résultats : une répétabilité inférieure à 2.0° et un ICC compris entre 0.42 et 0.9 sauf pour le repositionnement en position neutre après extension maximale (ICC=0.29 et SEM=2.6°).

Loudon et al [52] affiche une excellente reproductibilité d'un protocole « Head-to-TR » (ICC : 0.97-0.98) avec les écarts moyens absolus inférieurs à 1.57° .

Strimpakos et al. [37] en 2006 conclut sur une répétabilité intra- et inter-opérateur inacceptable sur une population de 35 sujets à partir d'un protocole consistant à reproduire une position affichée sur un écran placé en face du sujet (ICC<0.64). L'auteur souligne que le paramètre ICC ne suffit pas à caractériser la répétabilité d'un protocole comme en témoigne l'étude de Kristjansson et al. [68] présentant de bonnes valeurs d'ICC en contradiction avec des écarts de repositionnement de 6° pour des angles imposés de 30° . Strimpakos et al. [37] reproche à l'étude de Loudon et al. [52] un nombre faible de sujets (11 sujets sains) et l'absence de données concernant la variabilité des résultats obtenus.

II25. Synthèse

De nombreux auteurs se sont penchés sur l'analyse cinématique globale du rachis cervical *in vivo*.

Récemment, des protocoles de mesure répétables et précis permettant une analyse 3D des mobilités ont été mis en place s'appuyant sur des outils non invasifs repérant le déplacement de marqueurs placés en surface des segments corporels.

Les protocoles mis en œuvre varient peu d'un auteur à l'autre, favorisant des mouvements actifs dans les 3 plans de l'espace et focalisant l'analyse sur l'amplitude maximale de mobilité des mouvements principaux et couplés. La proprioception reste une information marginale dont l'analyse précise sur une population asymptomatique à grande échelle n'a pas été trouvée dans la littérature.

Pour mieux comprendre la cinématique cervicale du sujet asymptomatique, l'impact de l'âge et du genre a été évalué dans de nombreuses études. Aucun consensus sur l'influence du genre sur la cinématique cervicale n'a été mis en évidence. Une influence significative de l'âge sur les mobilités cervicales a été mise en évidence dans la littérature, bien que les mécanismes de perte de mobilité cervicale n'aient pas encore été clairement identifiés, notamment par l'absence de base de données de sujets de plus de 70 ans suffisamment fournie.

III. Analyse segmentaire du rachis cervical *in vivo*

L'analyse segmentaire du rachis cervical a pour objectif de décrire la cinématique étage par étage du rachis cervical *in vivo*. Cette analyse bibliographique va mettre en évidence les outils utilisés, leur mise en œuvre, les méthodes de calcul ainsi que les avantages et inconvénients de chaque système.

III.1. Systèmes de mesure

L'accès aux structures osseuses *in vivo* nécessite l'utilisation de dispositifs d'imagerie médicale, majoritairement invasifs, permettant de connaître non pas la position de quelques marqueurs placés en surface du segment, mais d'accéder directement aux contours de la structure osseuse à étudier.

- La radiographie est le dispositif d'imagerie médicale basé sur la différence d'opacité des tissus aux rayons X. Elle permet l'étude du squelette et des articulations. Le taux d'irradiation varie en fonction du temps d'exposition et du nombre de clichés réalisés; il correspond à la dose physique reçue (en milligray), ou par la dose efficace (en millisiverts). Une radiographie du bassin correspond à 1,2 mSv contre 0,1 mSv pour une radiographie pulmonaire.

La cinéradiographie est un système de radiographie planaire permettant la prise de clichés 2D au cours d'un mouvement. Il permet l'obtention d'un film dont l'échantillonnage varie de 5 à 50 images par seconde, permettant donc l'analyse segmentaire en dynamique. L'irradiation de ce type de dispositif est très importante et varie en fonction de l'échantillonnage de mesure et du temps de réalisation du mouvement étudié.

La stéréoradiographie consiste à acquérir deux radiographies avec des angles d'incidence différents, majoritairement de face et de profil, dans un environnement calibré. Les 2 clichés peuvent être utilisés pour reconstruire en 3D les structures radiographiées à partir de points anatomiques repérés sur les 2 clichés [69]. La stéréoradiographie peut être réalisée à partir d'une unique source de rayons X, le principe étant de faire tourner soit le patient, soit la source de rayons X autour du sujet. La calibration des radiographies et l'immobilité du sujet entre les 2 clichés sont des points essentiels et contraignants de ce dispositif [70, 71].

- La tomодensitométrie (ou CT-scan/scanner) correspond au balayage d'un faisceau de rayons X autour de la structure afin de réaliser une succession de coupes 2D d'espacement variable. Le dispositif est constitué d'un anneau, contenant le tube à rayon X en rotation continue autour du sujet en position allongée. L'empilement des coupes permet d'obtenir une reconstruction 3D des structures étudiées. Plusieurs générations successives de scanner ont permis de réduire le temps d'examen et de faciliter les modalités d'acquisition. Le scanner est fortement irradiant, délivrant entre 2 et 10 mSv selon la zone explorée et le dispositif utilisé.

- L'imagerie par résonance magnétique (ou IRM) est constituée d'un aimant formant soit un tunnel dans lequel la table d'examen s'insère (système fermé) soit un parasol surplombant la table d'examen (système ouvert). L'IRM est basée sur le principe de la résonance magnétique nucléaire permettant de caractériser la nature des tissus. L'obtention de coupes permet d'obtenir la reconstruction 3D des structures. Récemment, des IRMs « ouverts » ont été développés, permettant la réalisation d'examen en position maximale de mouvement, voire même en position debout. L'IRM est une technique d'imagerie médicale non-invasive.

III2. Protocoles d'analyse segmentaire

Les protocoles de mesure et les méthodes de traitement des données sont multiples et dépendent principalement des dispositifs de mesure choisis par les auteurs.

III21. Protocole de mesure

- Radiographie

Les protocoles d'analyse des mobilités segmentaires par radiographies classiques sont multiples dans la littérature. Ils sont basés sur l'obtention de clichés « pseudo-dynamiques » (positions extrêmes de mouvement en statique) [20, 72-76]. Certaines études complètent cet examen par un cliché en position neutre [18, 77]. Lind et al. [18] souligne l'importance de la définition précise de cette position pouvant affecter les résultats. La majorité des études se sont penchées sur l'étude de la flexion-extension. Un nombre plus restreint d'études portent sur l'inclinaison latérale [2, 4, 18, 78-82], le fort couplage entre inclinaison et rotation [12] entraînant une superposition des structures osseuses qui compliquent l'exploitation des clichés [18]. La rotation ne peut pas être étudiée à partir de radiographies classiques. La position standard d'examen est la position debout [20, 72, 73, 75, 76] ou assise [18, 77]. Le mouvement des épaules est limité dans la plupart de études par un appui dorsal [18] voire restreint par des systèmes de harnais [77] ou des systèmes mécaniques [72, 73, 75]. Les positions maximales de mouvement sont atteintes activement par le sujet ; seul Dvorak et al. s'intéressent à la fois aux amplitudes cervicales actives et passives en flexion-extension [72, 75, 76].

Lind et al. détermine un taux d'irradiation de l'ordre de 0.2mGy par sujet [18].

Peu d'études se rapportant à l'utilisation de la cinéradiographie ont été trouvées, la forte irradiation de ce dispositif rendant difficile son utilisation dans le cadre de protocole de recherche sur volontaire.

A partir de 1956 apparaissent les premières études cinéradiographiques portant sur la cinématique cervicale [83-85]. Plus récemment, VanMameren et al. [86] étudie en 1991 grâce à la cinéradiographie le centre instantané de rotation de chaque unité fonctionnelle au cours du mouvement dans le plan sagittal et Hino et al. [87] en 1999 se penche sur les amplitudes cervicales dans le plan sagittal. Dans ces deux études [86, 87], le sujet est assis, son thorax immobilisé par un système de sangles, les

mouvements étudiés étant réalisés activement dans le plan sagittal. Jones et al. [88] met en évidence l'importance du choix de la posture assise ou debout du sujet, impactant les courbures du rachis tout entier et donc les amplitudes de mobilité cervicale mesurée, notamment dans le plan sagittal.

Deux études portant sur l'analyse de la rotation via la stéréoradiographie ont été trouvées dans la littérature. Mimura et al. [89] en 1989 met en place une reconstruction 3D personnalisée des vertèbres du rachis cervical inférieur à partir de 5 points par vertèbre. Iai et al. [90] en 1993 reconstruit le rachis cervical supérieur à partir de 6 points pour C1, 4 pour C2 et 5 pour le rachis cervical inférieur.

▪ CT-Scan

Deux études publiées par Penning et al. [91] en 1987 et Dumas et al. [92] en 1993 traitent des amplitudes angulaires segmentaires cervicales à partir d'un CT-Scan. Elles analysent le mouvement de rotation axiale dont les amplitudes segmentaires restent quasiment inexploitées jusqu'alors via des protocoles basés sur des radiographies planaires. 26 sujets sains ont participé à l'étude de Penning et al. [91] contre 60 sujets sains dans l'étude de Dumas et al. [92]. Anekstein et al. [93] en 2008 s'est penché sur les mobilités segmentaires cervicales en flexion-extension sur des sujets pathologiques.

Les acquisitions sont réalisées en position couchée. Dans l'étude de Penning et al. [91], le sujet se place de manière active en rotation maximale ; l'acquisition dure 6 à 7 minutes, des sangles aidant le maintien de la position et limitant les mouvements parasites du tronc. Dans l'étude de Dumas et al. [92], un panel de sujets réalisent 3 CT-Scans de C0 à C5 en rotation à 10°, 20° et 40°, les sujets restant réalisant 2 CT-Scans de C0 à T1 en rotation maximale droite et gauche.

▪ IRM

La bibliographie compte moins d'études des amplitudes segmentaires cervicales par IRM étant donné que ce système est principalement dédié à l'étude des tissus mous.

Les études recensées sont basées majoritairement sur l'analyse de clichés « pseudo-dynamiques » en flexion et extension maximale [94-99], dont l'objectif est souvent de mettre en évidence l'impact cinématique d'un geste chirurgical ou d'un traumatisme [94, 97]. Karhu et al. [99] met en place en 1999 un protocole d'analyse des mobilités segmentaires du rachis cervical supérieur en flexion-extension ; la position standard d'examen est la position couchée, les positions extrêmes de mouvement étant maintenue à l'aide de sangles. Emohare et al. [95] en 2004 réalise une analyse segmentaire de la flexion et extension maximale à l'aide d'une IRM ouverte permettant l'acquisition de clichés en charge. Morishita et al. [100] en 2008 développe un protocole clinique permettant l'examen de 459 patients en position neutre, flexion à 40° et extension à 20°. La courbure cervicale, l'angulation et les translations antéro-postérieures de chaque unité fonctionnelle ont été quantifiées. Ishii et al. [101, 102] s'est intéressé aux amplitudes principales et couplées d'inclinaison et de rotation à différents incréments du mouvement par un traitement automatisé de coupes IRM.

III22. Traitement des données

▪ Radiographie

Dvorak et al. [72] souligne que dès les années 30 des études radiographiques des mobilités cervicales en flexion-extension ont été menées [12, 103, 104]. A chaque étude sont associées des méthodes différentes de calcul d'amplitudes segmentaires à partir des clichés radiographiques (Tableau 5).

Actuellement, la méthode courante en clinique pour mesurer les angles intervertébraux en positions neutre, flexion et extension, consiste à tracer sur les radiographies latérales des tangentes au bord inférieur des corps vertébraux ; ces tangentes convergent en antérieur pour former l'angle de flexion, et en postérieur pour former l'angle d'extension [2, 4, 73, 79-82, 105, 106].

Pour les angulations en inclinaison latérale, les approches sont sensiblement les mêmes entre les différents auteurs. Johnson et al. [2] met en place une méthodologie analogue basée cette fois sur la ligne masticatrice et sur la tangente du bord inférieur de chaque corps vertébral.

Quelques études utilisent ces méthodes de calcul pour évaluer la courbure globale du rachis cervical inférieur ou supérieur. McCabe et al. [78] calcule l'angle entre la perpendiculaire à la ligne joignant le bord inférieur des mastoïdes, et la tangente au processus transverse de T1 donne l'angle d'inclinaison latérale globale. Hijioka et al. [107] quantifie la mobilité du rachis cervical inférieur en flexion et extension maximale à partir des tangentes aux bords inférieurs des corps vertébraux de C7 et C3.

Ce type de méthode pose le problème de précision et de reproductibilité de l'identification manuelle des tangentes sur les radiographies. Leur identification numérique a amélioré la précision des calculs [18, 77, 108]. Dvorak et al. [75, 76] propose ainsi la numérisation des 4 coins de chaque corps vertébral pour affiner la précision des mesures angulaires. Cette technique est reprise par Frobin et al. [74] en 2002.

Amevo et al. [109] met en évidence la pertinence du repérage des centres instantanés de rotation pour caractériser certaines pathologies cervicales à partir de 2 clichés radiographiques en flexion maximale et en extension maximale sur 109 sujets pathologiques.

▪ Cinéradiographie

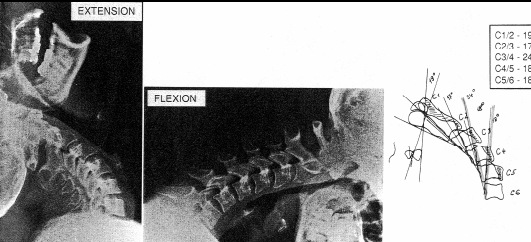
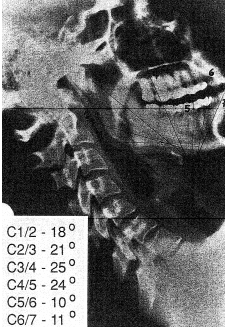
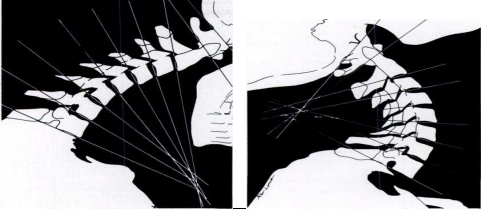
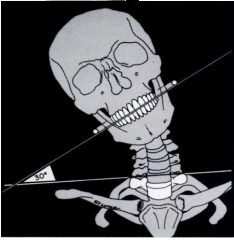
Dans l'étude de Hino et al. [87], les vertèbres sont contourées sur toutes les radiographies. A tous les étages vertébraux est associé un repère. A chaque pas de temps, Hino et al. [87] calcule la translation longitudinale du centre du repère, la distance entre les extrémités des apophyses épineuses entre deux vertèbres consécutives et la rotation entre les repères de deux vertèbres consécutives.

VanMameren et al. [86] a calculé la position du centre instantané de rotation pour chaque unité fonctionnelle au cours du mouvement de flexion-extension.

▪ Stéréoradiographie

Le calcul des amplitudes segmentaires est réalisé à partir des reconstructions 3D personnalisées des vertèbres [90]. L'amplitude principale de rotation axiale ainsi que les amplitudes de mouvements couplés peuvent ainsi être étudiées [89, 90]. La définition précise des repères anatomiques utilisés n'est cependant pas explicitement spécifiée.

Tableau 5 : Différentes méthodes de calcul des amplitudes angulaires segmentaires à partir de clichés radiographiques planaires
FE : Flexion-extension, IL : Inclinaison latérale

Auteur Année	Mouvement étudié	Nombre de sujets	Etages vertébraux étudiés	Techniques de mesure
Buetti- Bäumli 1954 [72, 104]	FE	-	C1 – C6	
Penning 1960 [12, 72]	FE	-	C1 – C7	
Johnson 1977 [2]	FE, IL	44 sains 7 pathologiques	C1 – C7	
Fisher 1977 [106]	FE	10 sains	C0 – C7	
Cline 1985 [79]	FE, IL	97 sains	C0 – C7	
Holmes 1994 [73]	FE	50 sains	C2 – C7	
Sharpe 1995 [80]	FE, IL	16 sains	C0 – C7	
Askins 1997 [81]	FE, IL	20 sains	C0 – C7	
Hughes 1998 [4]	FE, IL	15 sains	C0 – C7	
Alberts 1998 [82]	FE, IL	14 sains	C0 – C7	 [2]

▪ CT-Scan et IRM

Le calcul des amplitudes de mobilité n'est pas nécessairement réalisé à partir des reconstructions 3D de vertèbres [91, 92, 95] ; l'identification de points anatomiques sur les coupes permet de tracer des axes fonctionnels permettant la mesure des angulaires segmentaires à chaque étage vertébral.

III.3. Evaluation du protocole

Comme nous l'avons vu chapitre II.2.3, les incertitudes de mesure peuvent provenir des imprécisions du système de mesure, du protocole mis en place, du biais induit par l'intervention de l'opérateur, des variabilités intra-sujet et enfin des méthodes de traitement des données utilisées.

Bien que l'imagerie médicale permette d'avoir directement accès aux structures osseuses en s'affranchissant des problématiques liées aux mouvements de la peau sur l'os ou à la palpation des points anatomiques, ces outils ont également des sources d'incertitude via l'identification de points anatomiques sur les clichés et les méthodes de calcul des amplitudes segmentaires de mouvement.

L'irradiation de la majorité des systèmes d'imagerie médicale rend difficile l'étude des variations intra-volontaires nécessitant l'examen plusieurs fois consécutives d'un même sujet ; cela n'a été réalisé que dans le cas d'études par IRM [96]. La reproductibilité de la position neutre a néanmoins été mise en évidence [108, 110, 111].

Couramment la détermination des incertitudes est évaluée de manière globale en déterminant la répétabilité intra- et/ou inter-opérateur du traitement de données (Tableau 6). Dans quelques études, seules les incertitudes de repérage des points anatomiques sont fournies sans préciser leur impact sur les résultats finaux d'amplitudes segmentaires [87].

Tableau 6 : Evaluation de la reproductibilité intra- et inter-opérateur dans la littérature
FE : Flexion-extension, IL : Inclinaison latérale, RA : Rotation axiale, CIR : Centre instantané de rotation, SD : Standard Deviation

Auteurs Année	Système de mesure	Nombre d'opérateurs	Nombre de sujets	Grandeur mesurée	Nombre d'analyses distinctes	Résultats
Penning 1987 [91]	CT-Scan	-	26	RA	2	70% des écarts: 0-2° 24% des écarts: 3-5° 6% des écarts: 6-8°
Lind 1989 [18]	Radiographies	1	10	FE	2, à 2 semaines d'intervalle	SD = 1.8°
	Radiographies	2	10	FE	2	SD = 1.2°
Dvorak 1991 [75]	Radiographies	1	1	FE	5	Ecarts ≈ 0.76° Ecarts ≈ 0.3 mm
VanMameren 1992 [86]	Radiographies	-	1	CIR en FE	6	Ecarts < 3.4mm (moy. 1.7 mm)
Holmes 1994 [73]	Radiographies	1	3	FE	5	Ecarts < 2.5°
Lin 2001 [77]	Radiographies	-	1	FE	5	SD : 0.21° - 0.53°
Frobin 2002 [74]	Radiographies	1	7	FE	2, à 6 mois d'intervalle	SD ≈ 1.91°
	Radiographies	2	7	FE	2	SD ≈ 1.98°

III4. Synthèse

Chaque système de mesure et ses protocoles et méthodes de calcul associés présente des avantages et des inconvénients à prendre en compte en fonction des grandeurs que l'on souhaite quantifier.

- Les protocoles radiographiques d'étude des amplitudes angulaires segmentaires du rachis cervical sont majoritaires dans littérature et bien implantés en routine clinique. Cependant, même si les protocoles d'examen sont brefs et faciles à mettre en œuvre, ils ne permettent pas l'étude de la rotation axiale. De plus, seule l'étude des amplitudes des mouvements principaux est envisagée étant donné le caractère 2D des clichés radiographiques.

La cinéradiographie permet l'obtention des amplitudes de mobilité à chaque pas de temps et donc de caractériser les patterns de mouvement des différents étages vertébraux qui constituent un des paramètres clés permettant de mettre en relief des pathologies cervicales [112], qui ne sont pas nécessairement détectables à partir de clichés radiographiques classiques [113, 114]. Cependant, la cinéradiographie, basée sur des radiographies planaires, fournit une information 2D qui ne permet pas d'accéder aux mobilités couplées et qui est limitée aux plans sagittal et frontal. L'utilisation de ce système est limitée par un taux d'irradiation très élevé empêchant la création d'une base de données à grande échelle ou une utilisation en routine clinique [86, 87].

- Le CT-Scan et l'IRM sont des outils permettant, à partir de l'acquisition de coupes planaires successives de la structure, d'obtenir la géométrie 3D précise des structures osseuses du rachis cervical, donnant ainsi accès aux amplitudes angulaires segmentaires 3D en positions maximales de mouvement. Ces dispositifs présentent ainsi l'avantage de permettre l'étude de la rotation axiale, difficilement exploitable par les systèmes d'imagerie classique [91].

Cependant, le CT-Scan reste un outil exploratoire en recherche puisqu'il ne permet pas, par son taux d'irradiation élevé, de réaliser des campagnes d'examen à grande échelle. La position couchée du sujet qu'il impose modifie les courbures rachidiennes [115] entraînant une disparition de la lordose cervicale et donc des modifications des amplitudes et des couplages. Les limitations de l'utilisation de l'IRM résident dans le fait qu'elle est basé sur la stimulation des noyaux d'hydrogène et donc principalement dédié à l'imagerie des tissus mous, les structures osseuses étant localisés sans précision ni contraste. Le temps d'acquisition de l'ordre de 10 à 20 minutes, augmente le risque de mouvements parasites du sujet en cours de l'enregistrement. La position couchée imposée par l'IRM classique engendre le même biais que le CT-Scan pour l'analyse biomécanique. L'apparition d'IRM ouverte a permis de résoudre ce problème ; leur implantation en clinique reste néanmoins à l'heure actuelle encore très limitée.

IV. Méthodes de reconstruction 3D à partir de stéréoradiographies biplanaires

Bien qu'utilisée rarement [89, 90] pour évaluer les mobilités intersegmentaires cervicales, la stéréoradiographie représente un compromis intéressant entre dose d'irradiation reçue par le sujet et précision de l'outil. Son utilisation dans le cadre d'étude pseudo-dynamique du membre supérieur [116] met en évidence la faisabilité d'analyse segmentaire via la stéréoradiographie. La faible dimension des vertèbres cervicales et la complexité de leur anatomie pourraient expliquer l'abandon de ce système de mesure dans le cas du rachis cervical [117].

L'utilisation de la stéréoradiographie nécessite la mise en place de méthodes de reconstruction précises. Une revue de littérature va nous permettre de faire le point sur les développements actuels des différentes méthodes de reconstruction des structures osseuses à partir de clichés biplanaires.

IV1. Evolution des méthodes de reconstruction

IV11. Les méthodes SCP

Les méthodes de reconstruction dites « SCP » (Stereo Corresponding Points) sont basées sur le repérage sur les radiographies planaires de points stéréo-correspondants c'est-à-dire identifiables à la fois sur la radiographie de face et sur la radiographie de profil (Figure 6). Un algorithme DLT (Direct Linear Transformation) permet ensuite d'en déduire les coordonnées 3D de chaque point sélectionné [70, 118, 119]. Une déformation par krigeage d'un objet générique (objet moyen obtenu à partir d'une base de données de CT-Scan) permet d'obtenir la reconstruction de la structure osseuse personnalisée.

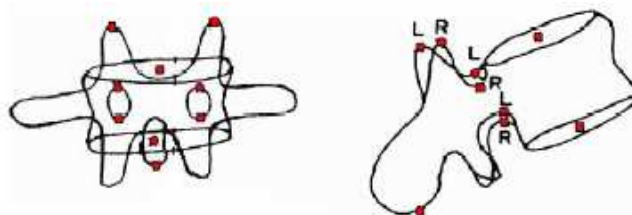


Figure 6 : Points stéréo-correspondants d'une vertèbre [118]

La principale limitation de cette méthode est la difficulté d'obtenir un compromis pertinent entre temps de traitement et précision de la reconstruction en jouant sur le nombre de points SCP à identifier sur les radiographies. Une contrainte est également la détermination de points SCP facilement identifiables sur les radiographies. Dans le cas des vertèbres, il est difficile de trouver beaucoup de points stéréo-correspondants ce qui limite l'utilisation de cette méthode.

L'évaluation de la précision de ces méthodes se limite à des validations *in vitro* [120]. Au niveau vertébral, cette précision a été évaluée entre 3.0 et 4.8 mm (2 écarts-types) avec un nombre de points SCP respectivement égal à 21 et 6 points SCP [119].

IV12. Les méthodes NSCP

Afin d'exploiter plus en détail les informations contenues dans les clichés radiographiques, les méthodes SCP ont été associées à des méthodes de reconstruction dites NSCP (Non Stereo Corresponding Points) et NSCC (Non Stereo Corresponding Contours). Les points ou contours NSC sont comme leur nom l'indique identifiables uniquement sur une des 2 radiographies. Ils apportent non pas une contrainte ponctuelle à respecter mais une droite ou zone de contrainte qui améliore sensiblement la précision de déformation du modèle générique.

A partir de 1997, ces méthodes ont été appliquées dans le cas du rachis cervical supérieur, présentant particulièrement peu de points SCP. De nouvelles méthodes de reconstruction ont été mises en place à partir de 21 à 28 points NSCP numérisés dans les 2 radiographies [121, 122].

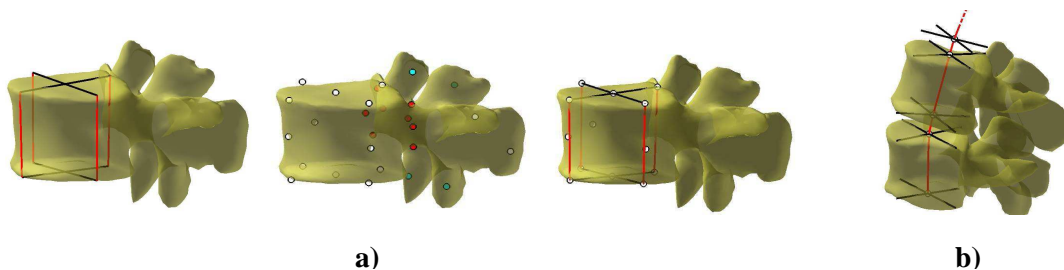
Grâce à l'émergence de cette nouvelle approche, la précision des reconstructions personnalisées des structures osseuses s'en ressent puisque la déformation des modèles génériques ne s'appuie plus uniquement sur l'identification de quelques points SCP mais sur un ensemble d'informations (SCP, NSCP, NSCC) caractérisant plus précisément la géométrie de la structure à étudier. Ainsi Mitulescu et al. [123] souligne que les écarts de forme des reconstructions de 30 vertèbres lombaires *in vitro* par rapport à des mesures directes est réduit de 7.2mm à 2.8mm en passant respectivement d'une méthode SCP à une méthode NSCP. Cette même constatation a été effectuée *in vivo* sur des vertèbres thoraciques de patients scoliotiques montrant une évolution des écarts aux mesures directes de 6.4mm à 4.0mm.

IV13. Les méthodes semi-automatiques

La reconstruction 3D des structures ayant pour objectif final l'aide au diagnostic clinique, les recherches ont commencé dès 2004 à se porter sur la rapidité des méthodes de reconstruction. En effet, il n'est pas concevable que le chirurgien passe plusieurs heures pour reconstruire le rachis complet d'un sujet.

Ainsi Pomero et al. en 2004 [124] a posé les bases des reconstructions semi-automatiques basées sur une description paramétrée des structures osseuses. Le principe de cette méthode repose sur le fait que les paramètres caractéristiques définissant une structure osseuse quelle qu'elle soit, sont corrélés entre eux ; ainsi à partir de l'identification de quelques paramètres choisis pertinemment, on peut estimer les autres grandeurs caractéristiques de la structure et obtenir ainsi une première approximation de la reconstruction appelée modèle pré-personnalisé. Il s'agit ici de l'utilisation d'inférences dites transversales c'est-à-dire l'utilisation des corrélations liant les paramètres géométriques d'une même structure osseuse entre eux. L'application de cette méthode sur différents segments tels que vertèbres thoraciques et lombaires, bassin ou encore fémur a été menée récemment [124-126].

Dès 2006, Humbert et al. [120] a proposé d'associer ces méthodes d'inférences transversales à des méthodes d'inférences longitudinales. Il s'agit d'utiliser les corrélations reliant les paramètres caractéristiques d'une structure donnée aux paramètres caractéristiques des structures environnantes. Cette méthode originale s'articule autour d'un modèle paramétré décrivant le rachis par des relations géométriques et des coordonnées de points. L'inférence longitudinale est basée sur un modèle paramétré de rachis (descripteurs du rachis) permettant de localiser, d'orienter les vertèbres et d'estimer leurs dimensions principales (Figure 7 b). L'inférence transversale est basée sur un modèle paramétré de vertèbre (descripteurs de la vertèbre) [124] permettant de décrire à partir de quelques paramètres géométriques de la vertèbre un ensemble de coordonnées de points caractéristiques décrivant la vertèbre (Figure 7 a) ; un ensemble de points appelés « points de contrôle » correspondant à des points caractéristiques ou calculés à partir de ces derniers, servent de données d'entrée au krigeage du modèle générique de vertèbre [127, 128]. Ces points de contrôle permettront ensuite à l'opérateur dans un second temps de pouvoir retoucher ce modèle pré-personnalisé à partir de la manipulation de ces points de contrôle rétroprojetés dans les vues face et profil. La manipulation de ces points de contrôle est alors soumise à nouveau au respect des corrélations liant d'une part les paramètres géométriques de chaque étage vertébral entre eux et d'autre part les paramètres géométriques d'un étage par rapport aux étages sus- et sous-jacent ; ce processus appelé « auto-amélioration » facilite considérablement le travail de retouche de l'opérateur puisqu'il permet un ajustement global du rachis lors d'une retouche localisée à un étage vertébral.



**Figure 7 : a) Modèle paramétré de vertèbre : Grandeurs principales et points de contrôle [120],
b) Modèle paramétré de rachis : Grandeurs principales et courbure rachidienne [120]**

Ces méthodes d'inférence (aussi appelées méthodes statistiques) s'appuient sur des bases de données de rachis complet et des bases de données de vertèbres pour chaque étage, à partir desquelles sont calculées les lois statistiques de régression.

La chronologie de reconstruction à partir de 2 clichés radiographiques biplanaires du rachis thoracique et lombaire est la suivante :

- Identification par l'opérateur de primitives géométriques simples sur les radiographies face et profil, à savoir une spline passant par le milieu des corps vertébraux représentant la courbure du rachis et 4 points NSCP situés aux coins des plateaux supérieurs et inférieurs des vertèbres extrémités ;

- Estimation de la position, de l'orientation et des paramètres caractéristiques des vertèbres du rachis thoracique et lombaire à partir du modèle statistique longitudinal ;
- Estimation des coordonnées des points de contrôle à chaque étage vertébral à partir du modèle statistique transversal ;
- Obtention du modèle pré-personnalisé.
- Retouches de l'opérateur facilitée par l'auto-amélioration (inférence transversale)
- Modèle 3D personnalisé

Dans le cas du rachis thoracique et lombaire, l'utilisation couplée des inférences longitudinales et transversales constitue un gain de temps considérable : de 30 min à 10 min entre les méthodes développées respectivement par Pomero et al. [124] et Humbert et al. [120], pour une précision similaire de l'ordre de 1.2mm (écart point/surface par rapport à des reconstructions CT-Scan).

IV2. Méthode actuelle de reconstruction du rachis cervical à partir de stéréoradiographies

Le laboratoire de BioMécanique dispose d'un système de stéréoradiographie pour lequel un logiciel de reconstruction des structures osseuses a été développé. Une méthode de reconstruction du rachis cervical a été mise en place il y a une dizaine d'années et n'a pas subi d'évolution jusqu'alors.

IV21. Le système EOS

Le système EOS est un dispositif de stéréoradiographie développé grâce à la collaboration de plusieurs équipes: le Laboratoire de BioMécanique, le Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie (LIO, ÉTS-CRCHUM, Montréal, Canada), l'hôpital Saint-Vincent de Paul (Paris, France) et la société Biospace Med (Paris, France).

Les principaux avantages de ce système sont la faible dose d'irradiation (de 8 à 10 fois moins pour la radiologie bidimensionnelle, de 800 à 1000 fois moins pour la tomodensitométrie) grâce au détecteur gazeux à micropistes basé sur les travaux de Georges Charpak (prix Nobel de physique en 1992) et la possibilité de réaliser les clichés en position érigée c'est-à-dire en charge. Les images numériques planaires sont obtenues par balayage vertical. Elles ont une taille maximum de 45 cm x 180 cm, rendant possible la radiographie de la tête au pied en 12 secondes. La technique de balayage impose une double collimation, à l'entrée du patient et à l'entrée du détecteur, qui réduit significativement l'effet indésirable du rayonnement diffusé : une paire de clichés EOS correspond à 0.5 mG.

Des méthodes de reconstruction 3D ont également été développées pour permettre d'obtenir des modélisations 3D de tous les niveaux ostéoarticulaires. Les reconstructions surfaciques 3D s'appuient sur l'identification directe par l'opérateur de repères anatomiques sur les 2 radiographies face et profil du sujet ainsi que sur la connaissance *a priori* de la géométrie de la structure à reconstruire.

IV22. Reconstruction 3D personnalisée du rachis cervical

La méthode de reconstruction actuellement utilisée pour le rachis cervical inférieur et supérieur est basée sur les travaux de Pomero et al. sans toutefois utiliser les méthodes statistiques développées par celui-ci pour le rachis thoracique et lombaire [124]. Le scénario d'une reconstruction du rachis cervical à partir de 2 clichés stéréoradiographiques est le suivant :

- Identification par l'opérateur des 4 coins NSCP du corps vertébral de chaque vertèbre en vue face et profil (Figure 8 a);
- Calcul des grandeurs caractéristiques de chaque corps vertébral et création des repères locaux ;
- Obtention de la forme du modèle pré-personnalisé par homothétie du modèle générique via les grandeurs caractéristiques vertébrales ; positionnement et orientation du modèle à partir du repère local de chaque vertèbre;
- Retouches par l'opérateur à partir des 23 points de contrôle
- Obtention du modèle personnalisé (Figure 8 b).

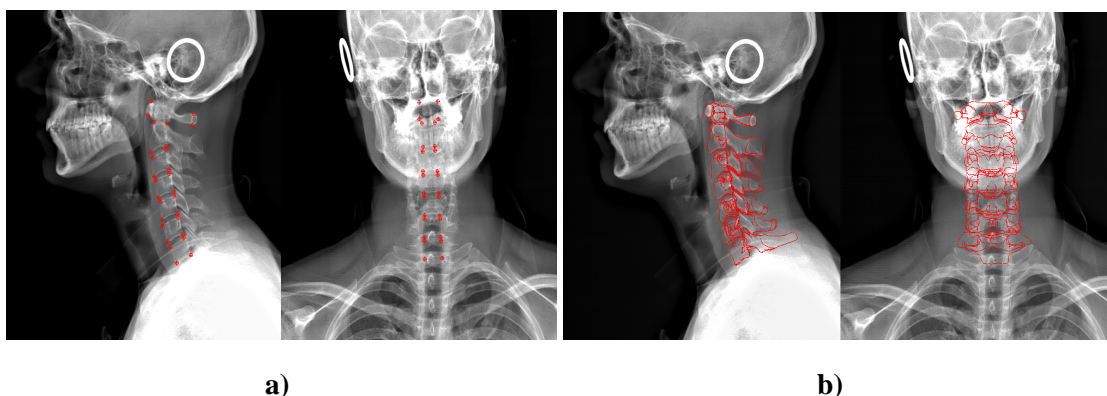


Figure 8 : Etapes de reconstruction du rachis cervical complet à partir d'une paire de clichés face/profil
a) Identification des coins NSCP du corps vertébral de chaque étage, b) Modèle personnalisé final

Pour le rachis cervical supérieur, l'opérateur doit identifier 4 points en vue de profil définissant une boîte de confinement pour la vertèbre C1 et en vue de face délimitant le trou vertébral. Pour C2, il s'agit d'identifier en vue de face et profil, les 4 coins du corps vertébral inférieur de C2. Le rachis cervical supérieur compte un nombre moins important de points de contrôle à savoir 19 pour C2 et 18 pour C1.

La reproductibilité de cette méthode a été évaluée *in vivo* sur 20 sujets sains reconstruits 2 fois consécutives par 2 opérateurs indépendants [129].

L'incertitude de mesure a été évaluée en terme de forme, de position et d'orientation du repère vertébral (Tableau 7) par rapport à une vertèbre moyenne obtenue à partir des 4 reconstructions distinctes de chaque vertèbre.

Tableau 7 : Reproductibilité de la méthode actuellement mis en place au LBM pour la reconstruction 3D personnalisée du rachis cervical inférieur

	Ecart de forme (mm)	Ecart de positionnement du centre du repère			Ecart d'orientation du repère		
		Tx (mm)	Ty (mm)	Tz (mm)	Rx (°)	Ry (°)	Rz (°)
Moyenne	0.17	0.00	0.00	0.00	0.01	0.00	0.00
Ecart-type	0.83	0.43	0.72	0.30	1.29	1.19	1.65

Le temps de reconstruction d'un rachis cervical sain en position neutre par un opérateur formé est estimé à environ 20 minutes ; ce protocole n'est donc en l'état pas utilisable en routine clinique.

IV3. Synthèse

Les amplitudes segmentaires du rachis cervical ont été quantifiées dans la littérature majoritairement à partir de radiographies classiques. Ces études se basent sur l'analyse de clichés pseudo-dynamiques dans le plan sagittal ou frontal. Elles se limitent à une étude 2D des amplitudes principales de mouvement en statique. La cinéradiographie permet l'analyse dynamique du mouvement mais sa forte irradiation limite drastiquement son utilisation. L'utilisation du CT-Scan ou de l'IRM permet la prise en compte des mouvements couplés et l'étude du mouvement de rotation axiale. Cependant l'utilisation du scanner est limitée par un taux d'irradiation important et une position d'examen allongée, et l'IRM est principalement dédiée à l'étude des tissus mous.

La stéréoradiographie apparaît peu dans la littérature mais semble être un compromis pertinent, présentant un taux d'irradiation faible et une étude en charge des structures osseuses. Elle permet une reconstruction 3D personnalisée des structures osseuses, offrant la possibilité d'une étude 3D des amplitudes angulaires et l'analyse des mouvements dans le plan horizontal.

La méthode de reconstruction du rachis cervical actuellement implantée et utilisée au Laboratoire de BioMécanique est basée sur la numérisation des 4 coins des corps vertébraux de chaque étage vertébral. Cette méthode doit être modifiée afin de :

- réduire le temps de reconstruction et les interventions de l'opérateur en allégeant la saisie initiale de l'opérateur et en utilisant des méthodes d'inférences statistiques,
- harmoniser les méthodes de reconstruction du rachis dans sa globalité,
- prendre en compte la spécificité du rachis cervical supérieur.

La méthodologie mise en place et validée par Humbert et al. [120] dans le cas du rachis thoracique et lombaire est pertinente à utiliser étant donné notre cahier des charges et les similarités de topologie entre le rachis thoracique et cervical. Elle devra être adaptée pour prendre en compte les spécificités du rachis cervical, notamment celle du rachis cervical supérieur.

V. Verrous scientifiques et objectifs de la thèse :

Ce chapitre permet de dresser un bilan sur les différentes approches globales et segmentaires d'analyse de la cinématique du rachis cervical explorées à l'heure actuelle qui nous guideront dans l'élaboration de nos protocoles de mesure et fourniront des points de comparaison pour les résultats de notre étude.

Concernant l'analyse cinématique globale du rachis cervical, de nombreuses études ont été recensées dans la littérature.

Plusieurs systèmes de mesure s'imposent comme les plus appropriés, en termes de maniabilité et de précision. Les protocoles d'examen sont variés mais il s'en dégage des méthodes et traitements de données communs, à savoir l'étude des amplitudes de mouvements cervicaux actifs dans les 3 plans de l'espace. Les mouvements combinés comme la rotation en flexion maximale ont été peu étudiés car décrits comme moins répétables. L'étude de la proprioception reste marginale mais apparaît comme un paramètre sensible pour caractériser les pathologies cervicales.

La problématique de l'influence de l'âge et du genre sur les mobilités a été abordée par de nombreux auteurs mais reste posée puisque aucun consensus n'est mis en évidence dans la littérature, notamment à cause de bases de données de sujets inadaptées ou insuffisantes.

De nombreuses études portent sur l'analyse segmentaire cervicale, notamment à partir de système de radiographie 2D en positions maximales de mouvement dans le plan sagittal ou frontal. L'analyse de la rotation axiale a été principalement mise en œuvre à partir d'études CT-Scan ou IRM, limitée respectivement par la dose d'irradiation ou la lourdeur d'examen. L'étude des mouvements couplés de chaque unité fonctionnelle reste marginale dans la littérature.

La stéréoradiographie semble être un compromis intéressant pour aborder cette problématique bien que peu exploitée dans la littérature. Cette technique d'imagerie permet à partir d'un taux d'irradiation acceptable, d'obtenir la reconstruction 3D personnalisée des structures osseuses en charge et d'analyser les amplitudes segmentaires tridimensionnelles.

Cette technique d'imagerie nécessite la mise en place d'outil précis de reconstruction 3D des structures osseuses. Récemment de nombreuses études ont développé de nouvelles techniques de reconstruction visant à réduire le temps de reconstruction ou à améliorer la précision des reconstructions personnalisées. La méthode de reconstruction du rachis cervical utilisée au Laboratoire de BioMécanique doit être améliorée en ce sens et doit s'attacher à prendre en compte les spécificités du rachis cervical supérieur.

L'influence de l'âge et du genre sur les amplitudes segmentaires cervicales apparaît peu dans la littérature, la principale problématique étant actuellement de mettre en place un protocole clinique pertinent permettant l'analyse tridimensionnelle segmentaire du rachis cervical dans les 3 plans de l'espace sur une large base de données.

Seconde partie

Cinématique 3D du rachis cervical sain et pathologique

Cette seconde partie est divisée en trois temps.

La mise en place du protocole d'analyse cinématique cervicale et sa validation quantifiée ont été les premiers objectifs de ce travail.

Afin de comprendre et quantifier l'influence de l'âge, du genre ou de la corpulence du sujet sur les performances du rachis cervical, nous avons ensuite analysé la cinématique cervicale d'une base de données de sujets asymptomatiques pour laquelle un soin particulier a été porté au recrutement de manière à obtenir à part égale hommes et femmes pour chaque tranche d'âge.

Cette base de données nous a servi de référence pour mettre en place des corridors de normalité en fonction de l'âge et du genre du sujet. Nous nous sommes ainsi penchés sur la quantification de l'impact de pathologies cervicales traumatiques ou dégénératives sur les mobilités cervicales. Une étude originale sur la caractérisation des immobilisations de différentes orthèses cervicales a également été menée.

VI. Protocole d'analyse des mobilités cervicales

Afin de caractériser les performances du rachis cervical, il nous faut tout d'abord mettre en place un outil d'analyse robuste composé d'un système de mesure pertinent, d'un protocole fiable et reproductible et d'un outil de traitement des données adapté à tout type d'utilisateur. Nous chercherons à quantifier la cinématique du crâne par rapport à la vertèbre T1, assimilée à la ceinture scapulaire.

VI1. Choix du système de mesure : POLARIS

Le système de capture du mouvement utilisé au cours de cette étude est le système optoélectronique à infrarouge POLARIS. Ce système de mesure est composé d'une tête de mesure (Figure 9 a) constituée de 2 caméras à infrarouges fixes l'une par rapport à l'autre qui, tour à tour, émettent des infrarouges puis repèrent par triangulation des marqueurs réfléchissants passifs (Figure 9 b). Ce système nécessite une salle d'examen sans luminosité directe.

Ce système présente l'avantage de concilier non-invasivité, analyse 3D et facilité d'utilisation. Sa facilité de mise en oeuvre facilite le déplacement du système hors site.

Le volume de mesure du POLARIS est de H 0.6m * L 0.6m * P 0.6m, sachant que la distance optimale entre la tête de mesure et les marqueurs est de 1,5 mètre environ. Sa fréquence d'acquisition a été fixée à 30 Hz étant donné les vitesses d'exécution de mouvement lors du protocole de mesure.



Figure 9 : a) Tête de mesure du système POLARIS, b) Marqueurs réfléchissants POLARIS

La précision du système de mesure POLARIS a été évaluée au cours de cette étude à l'aide d'une table micrométrique en déplacement et en rotation rattachée aux étalons nationaux. L'incertitude de mesure du système POLARIS a été évaluée à +/- 0.15mm et +/- 0.82° (Annexe XIV).

VI2. Utilisation d'ancillaires

L'utilisation de structures rigides (ou ancillaires) fixées au segment corporel dans le suivi des mouvements de ce dernier, permet d'éviter la déformation du solide supposé indéformable, d'éviter une gêne lors de l'exécution des mouvements et de faciliter la fixation des marqueurs sur le segment (Chapitre II23c)). A chaque ancillaire est associé un repère spécifique, défini directement par le système de mesure. Les ancillaires tête, thorax ainsi que le stylo de mesure ont été conçus spécifiquement pour cette étude.

VI21. Ancillaire tête (Figure 10 a)

L'ancillaire tête est composé d'une partie en plastique dur fixée sur le front à l'aide de velcro sur laquelle sont fixés rigidement 4 marqueurs réfléchissants.

La partie de contact entre le front et l'ancillaire est une coque en plastique moulée sur un front. Sur cette coque est fixée une structure carbone en forme de L sur lequel sont vissés 3 marqueurs réfléchissants. Le carbone a été utilisé pour réduire les vibrations de la structure lors des mouvements et pour réduire le poids de l'ancillaire.

Un quatrième marqueur redondant a été ajouté, fixé au bout d'une longue vis, afin d'autoriser la perte d'un marqueur au cours des mouvements.

VI22. Ancillaire thorax (Figure 10 b)

L'ancillaire torse est composé d'une partie en plastique dur maintenue à l'aide d'un harnais sur le thorax sur laquelle sont fixés rigidement 3 marqueurs réfléchissants.

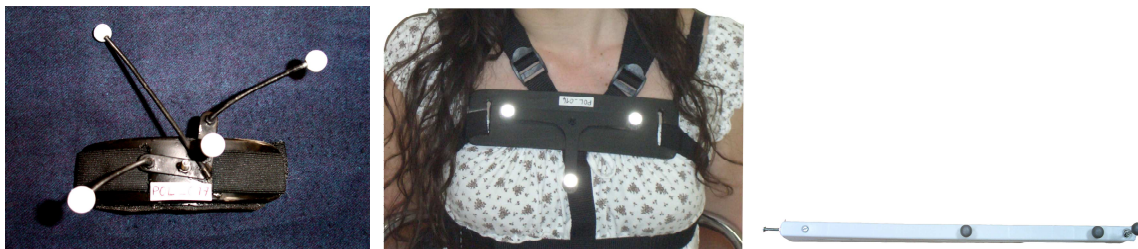
La partie de contact entre le thorax et l'ancillaire est une coque en plastique rigide sur laquelle est fixée une structure carbone en forme de T composés de 3 marqueurs réfléchissants. Le besoin d'ajout d'un marqueur supplémentaire ne s'est ici pas fait sentir étant donné que le thorax n'a que de faibles amplitudes de mouvement au cours de l'examen.

VI23. Stylo de mesure (Figure 10 c)

Le repérage des points anatomiques est réalisé grâce à un « stylo » de mesure. La géométrie du stylo parfaitement connue permet grâce au repérage des coordonnées 3D des marqueurs réfléchissants d'en déduire précisément les coordonnées de la pointe du stylo.

Il s'agit d'une structure longiforme sur laquelle sont fixés trois marqueurs réfléchissants. L'une des extrémités est munie d'une pointe métallique permettant le repérage précis des points anatomiques en surface de la peau.

La précision de repérage des coordonnées d'un point dans l'espace par le stylo a été quantifiée dans cette étude à 0.12 mm (SD=0.05mm). Le détail de la méthodologie et des résultats est en Annexe XV1.



a) b) c)
Figure 10 : a) Ancillaire tête, b) Ancillaire thorax, c) Stylo de mesure

VI3. Choix des repères anatomiques :

L'objectif est de mettre en place des repères anatomiques basés sur le repérage de points anatomiques identifiables quel que soit le profil du sujet étudié. Il faut donc choisir des saillies osseuses, facilement repérables sans avoir besoin d'une formation clinique.

La position et l'orientation de ces repères anatomiques seront déterminées en regard des repères ancillaires de manière à traduire la cinématique des ancillaires en cinématique des segments osseux.

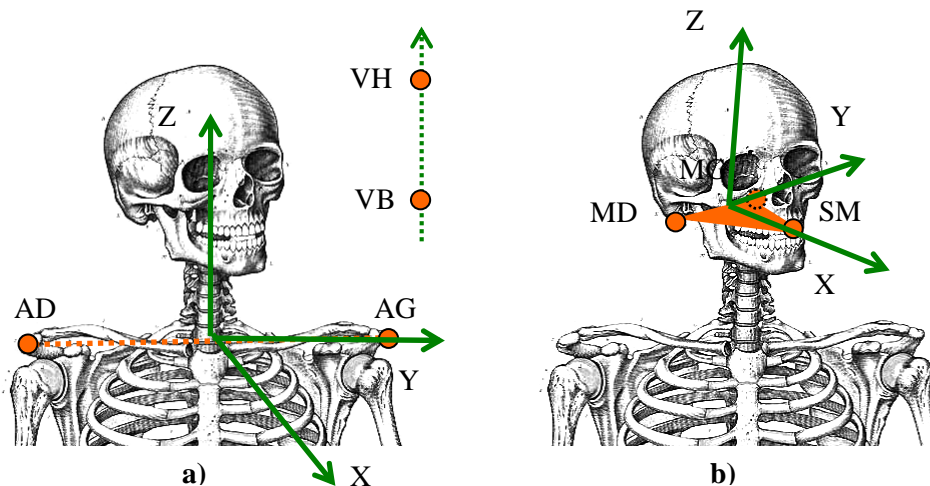


Figure 11 : a) Repère anatomique d'interprétation lié au thorax, b) Repère anatomique lié au crâne

VI31. Repère anatomique thorax (Figure 11 a)

Le repère anatomique du torse est calculé à partir de 4 points anatomiques [41] : le bord postéro-inférieur des acromions droit et gauche (AD et AG), et deux points définissant la verticale «fil à plomb» (VH et VB).

- Le centre du repère O est choisi au milieu des points AD et AG.
- L'axe Z est le vecteur normal ascendant formé par les deux points VH et VB.
- L'axe Y est le projeté du vecteur « AG-AD » sur le plan défini par sa normale Oz. Il est dirigé de la droite vers la gauche du sujet.
- Enfin le vecteur X est construit de manière à obtenir un repère orthonormé direct.

VI32. Repère anatomique tête (Figure 11 b)

Le repère anatomique de la tête est calculé à partir de 3 points anatomiques: le bord postéro-inférieur des mastoïdes droite et gauche (MD et MG), et le milieu de la symphyse maxillaire (SM).

- Le centre du repère O est choisi au milieu des points MD et MG.
- L'axe Z est le vecteur normal ascendant au plan formé par les trois points MD, MG et SM.
- L'axe Y est le projeté du vecteur « MG-MD » sur le plan défini par sa normale Oz. Il est dirigé de la droite vers la gauche du sujet.
- Enfin le vecteur X est construit de manière à obtenir un repère orthonormé direct.

VI4. Méthode de calcul de la cinématique :

VI41. Expression de la position grâce à 1 translation et 3 rotations :

Dans notre étude, nous exprimerons la cinématique articulaire à partir de la position et orientation du crâne dans le repère anatomique lié au thorax. La matrice homogène regroupe les informations concernant les translations et les rotations d'un repère donné dans le repère d'interprétation, facilitant l'écriture des transformations géométriques. La cinématique articulaire du rachis cervical est exprimée comme une variation de position du crâne dans le repère thorax au cours du temps (Figure 12); on cherche donc à quantifier à chaque instant i : $[R_{R_{C^*}}^{R_{C_i}}]_{R_{Thi}}$, où R_{C_i} et R_{Thi} sont respectivement le repère lié au crâne et lié au thorax à l'instant i , et R_{C^*} est un repère intermédiaire de calcul tel que : $P_{R_{C^*}}^{R_{Thi}} = P_{R_{C_i}}^{R_{Thi}}$.

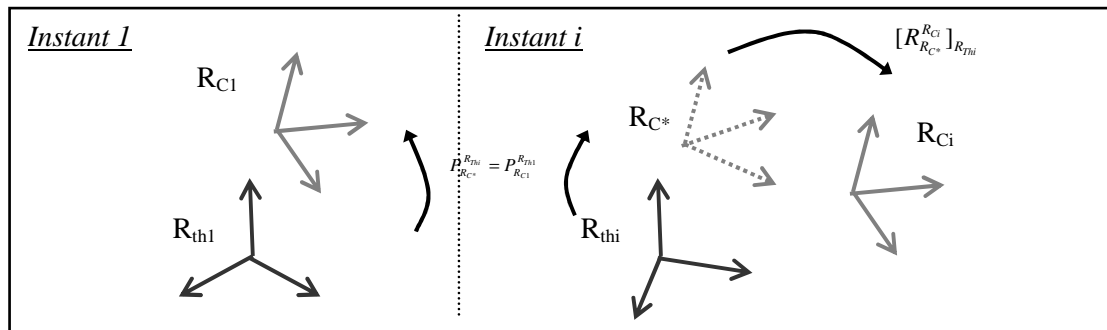


Figure 12 : Caractérisation de la cinématique articulaire

Les principes cinématiques nous permettent d'obtenir: $[R_{R_{C^*}}^{R_{C_i}}]_{R_{Thi}} = P_{R_{Thi}}^{R_{C_i}} \times P_{R_{C_i}}^{R_{C^*}}$ (Annexe XIII). Le choix du repère lié au crâne n'influence pas les résultats si nous considérons des variations de position du crâne par rapport au thorax ; soit R_w , repère lié au crâne, on a : $[R_{R_{W^*}}^{R_{W_i}}]_{R_{Thi}} = P_{R_{Thi}}^{R_{W_i}} \times P_{R_{W_i}}^{R_{W^*}}$, d'où: $[R_{R_{W^*}}^{R_{W_i}}]_{R_{Thi}} = P_{R_{Thi}}^{R_{C_i}} \times P_{R_{C_i}}^{R_{W_i}} \times P_{R_{W_i}}^{R_{W^*}} \times P_{R_{C_i}}^{R_{Thi}}$. Les deux repères R_w et R_C définissent le même solide rigide : $P_{R_{C_i}}^{R_{W_i}} = P_{R_{C_i}}^{R_{W^*}}$. Ainsi : $[R_{R_{W^*}}^{R_{W_i}}]_{R_{Thi}} = [R_{R_{C^*}}^{R_{C_i}}]_{R_{Thi}}$. Un repère anatomique tête a été mis en place afin de laisser la possibilité d'une étude ultérieure focalisée sur les mouvements absolus des segments.

Les repères ancillaires servent de repères intermédiaires. La matrice de passage du repère anatomique au repère ancillaire exprimée dans le repère ancillaire du segment considéré est considérée comme strictement identique au cours du mouvement ; cette hypothèse équivaut à négliger les mouvements de la peau sur l'os. La caractérisation de la matrice de passage $P_{R_{Th}}^{R_{AncillaireTh}}$ se fait au cours de la « phase statique » pendant laquelle les coordonnées 3D des points anatomiques sont repérées en regard de l'ancillaire thorax. Au cours des mouvements, seul le suivi des ancillaires sera effectué :

$$P_{R_{Anatomique}}^{R_{R0}}(i) = P_{R_{Anatomique}}^{R_{Ancillaire}}(0) \times P_{R_{Ancillaire}}^{R_{R0}}(i), \text{ avec } R_0 \text{ le repère du système de mesure POLARIS.}$$

$$\text{On a ainsi : } [R_{R_{C^*}}^{R_{C_i}}]_{R_{Thi}} = P_{R_{Th}}^{R_{AncillaireTh}} \times P_{R_{AncillaireTh}}^{R_{R0}} \times P_{R_{R0}}^{R_{AncillaireC1}} \times P_{R_{AncillaireC1}}^{R_{R0}} \times P_{R_{R0}}^{R_{AncillaireCi}} \times P_{R_{AncillaireCi}}^{R_{R0}} \times P_{R_{AncillaireTh}}^{R_{R0}} \times P_{R_{AncillaireTh}}^{R_{Thi}}$$

Il est indispensable de préciser la séquence d'axes utilisée pour les calculs étant donné qu'il n'existe pas une écriture unique pour exprimer le mouvement en 3 translations et 3 rotations. Les axes de décomposition ont déjà été définis : il s'agit des axes du repère anatomique lié au thorax. Nous avons choisi de nous focaliser sur une décomposition en axes mobiles, rendant l'interprétation clinique des résultats pertinente. Nous choisissons comme séquence d'axes de privilégier le mouvement principal et de débiter à chaque fois par l'axe principal de rotation : $YZ'X''$ pour la flexion-extension, $XZ'Y''$ pour l'inclinaison latérale et $ZX'Y''$ pour la rotation axiale. L'inclinaison et la rotation étant fortement couplées, nous avons choisi une séquence d'axes faisant apparaître le mouvement de couplage principal en seconde position. Pour la proprioception « Head-to-TR », nous choisirons la séquence d'axes $ZX'Y''$ étant donné que le mouvement réalisé par le sujet sera à composante principale de rotation.

VI42. Définition de la position neutre et d'un cycle de mouvement

La position neutre est définie comme la position naturelle de confort de la tête, le regard à l'horizontal. Afin de pouvoir comparer les paramètres des sujets, il nous faut choisir arbitrairement un « cycle » de mouvement c'est-à-dire une position de départ de mouvement et une position de fin. Cela permettra de normaliser les courbes et de pouvoir étudier les phénomènes en fonction d'un pourcentage de ce cycle. En accord avec la majorité des études de la littérature, nous définissons le cycle de mouvement comme suit : le sujet démarre en position neutre ; l'amplitude maximale de mouvement est atteinte d'un côté puis de l'autre en continu ; le cycle se termine lorsque le sujet revient en position de départ.

VI5. Protocole

VI51. Description de l'examen

Le sujet est tout d'abord invité à compléter un questionnaire clinique détaillant des paramètres généraux (âge, poids, taille, ...) et des paramètres cliniques (Annexe XVIII). Le sujet est ensuite équipé des ancillaires « tête » et « thorax » fixés à l'aide de velcros respectivement sur le front et le sternum du sujet. La position du sujet est standardisée [32] : le sujet est assis le tronc à la verticale et les genoux à l'équerre sur une chaise placée à 1m50 du système de mesure. Il croise les mains derrière le dossier de la chaise afin de limiter les mouvements du tronc au cours de l'examen (Figure 13 a).

Avant de démarrer l'examen, le sujet effectue des mouvements d'échauffement, afin de s'affranchir de toute raideur musculaire. Cela permet au sujet de se familiariser avec les mouvements qu'il aura à exécuter et à l'opérateur de s'assurer que les ancillaires ne glissent pas au cours des mouvements et qu'ils sont repérés par le système quels que soient les mouvements effectués par le sujet. Cet échauffement dure environ 5 minutes.

VI51a) Phase statique (Figure 13 b)

L'examen commence par la phase statique qui permet de repérer les coordonnées des 5 points anatomiques et des 2 points de la verticale en regard de la position des ancillaires (chapitre VI41) par l'intermédiaire du stylo de mesure. Pour chaque point anatomique, l'opérateur place la pointe du stylo sur la saillie osseuse et maintient la position sans bouger durant l'acquisition de 1 seconde (30 frames). Une valeur moyenne sur ces 30 frames sera effectuée pour évaluer la position 3D du point anatomique.

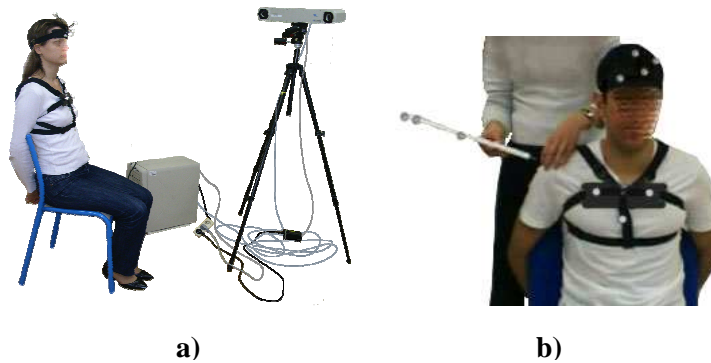


Figure 13 : a) Position standard d'examen, b) Phase statique

VI51b) Analyse des mobilités du rachis cervical

Le sujet effectue successivement des mouvements d'amplitude maximale en flexion-extension, inclinaison latérale droite vers gauche et rotation axiale droite vers gauche. Les mouvements sont effectués les yeux fermés, à une vitesse de confort. L'ordre des mouvements est randomisé. Le sujet a pour consigne d'effectuer des mouvements d'amplitude maximale sans toutefois « forcer » et de limiter les mouvements d'épaules, notamment en inclinaison latérale.

Pour chaque mouvement, 3 cycles sont réalisés consécutivement. Entre chaque cycle de mouvement, une pause de 1 à 2 secondes en position neutre est effectuée par le sujet en gardant les yeux fermés.

VI51c) Proprioception

▪ “Head-to-NHP” proprioception

Cet exercice caractérise la capacité du sujet à re-localiser la position neutre après des mouvements d'amplitude maximale dans différents plans de l'espace [26, 49-51]. Cette proprioception est évaluée lors du retour en position neutre entre chaque occurrence de mouvement, la position neutre de départ du mouvement étant considérée comme la position neutre de référence.

▪ “Head-to-TR” proprioception

Cet exercice est effectué les yeux fermés. Il consiste en [51, 53]: (1) choix arbitraire par l'opérateur d'une cible au cours d'un mouvement actif du sujet (mouvement combiné en rotation droite et extension (P3) puis un mouvement combiné en rotation gauche et extension (P4)); (2) mémorisation de cette cible ; (3) retour en position neutre ; (4) re-positionnement de la tête dans la position cible.

VI52. Paramètres étudiés

Le cycle de mouvement analysé est choisi arbitrairement par l'opérateur parmi les 3 cycles de mouvement réalisé par le sujet : une étude intra-session a mis en évidence qu'aucune différence significative n'apparaît entre les 3 occurrences de mouvement d'un sujet au cours d'un même examen : nous reviendrons sur ce point en détail au Chapitre VIII1.

Différents paramètres cinématiques sont calculés à partir des courbes de mobilité du rachis cervical. Ces courbes sont obtenues par interpolation à l'aide d'une spline à partir des données obtenues à 30Hz soit 30 frames par seconde ; cela permet d'extraire facilement des extrema de la courbe.

Les paramètres cinématiques calculés sont :

- les amplitudes de mouvement dans les trois plans de l'espace (en degré) (Figure 14);
- les amplitudes des mouvements couplés associés (en degré) (Figure 14);
- la synchronisation entre mouvement principal et mouvements couplés au cours d'un cycle de mouvement, c'est-à-dire comparer les instants d'arrivée aux maxima et minima pour le mouvement principal comparativement aux mouvements couplés (en % de cycle de mouvement) (Figure 14);

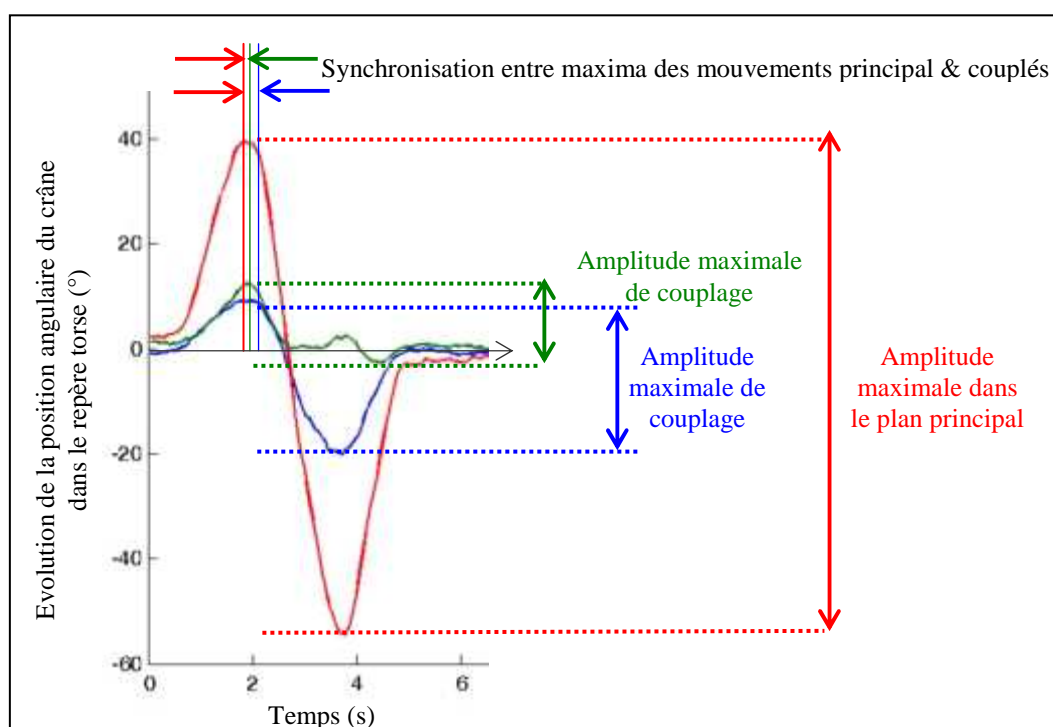


Figure 14 : Méthode de calcul des amplitudes maximales de mouvements et de la synchronisation entre mouvement principal et mouvements couplés

- la vitesse moyenne d'exécution du cycle de mouvement pour chacun des 3 plans de l'espace (en degré/seconde) ;

- la différence entre la position initiale de la tête dans le repère thorax au départ du mouvement et son repositionnement entre les occurrences de mouvement (en degré) (Figure 15);

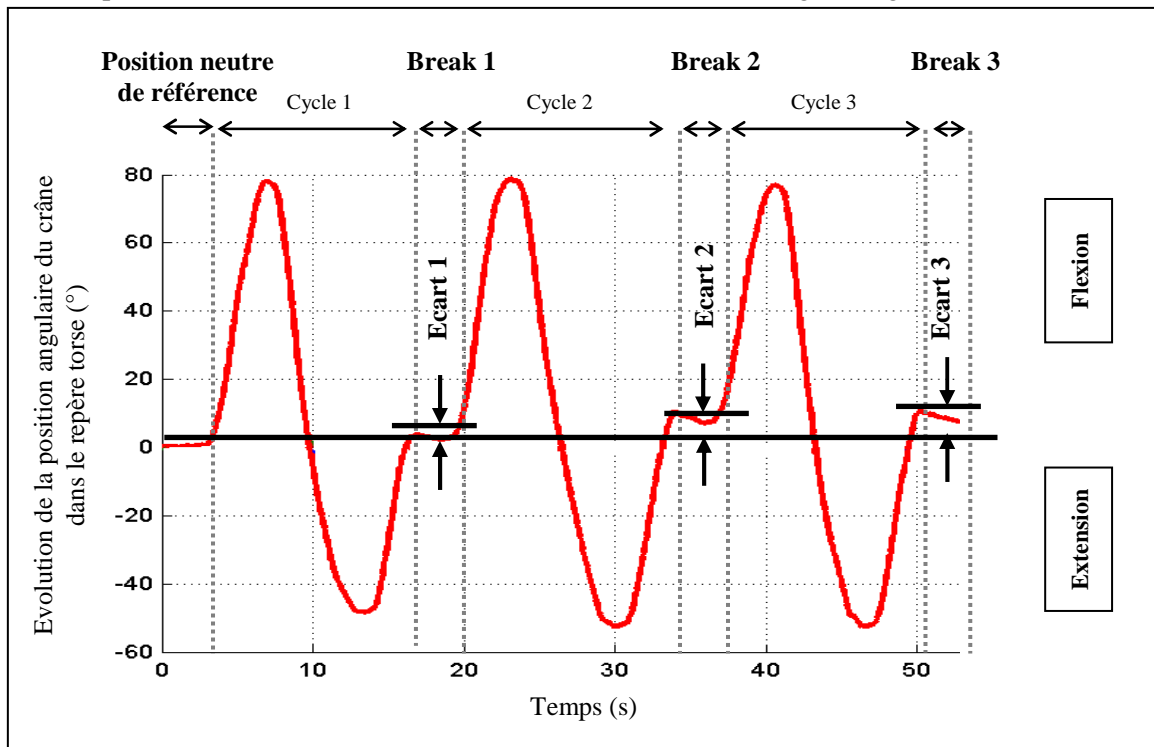


Figure 15 : Méthode d'évaluation de la proprioception « Head-to-NHP »

- la différence entre la position cible de la tête et le repositionnement de la tête dans la position cible mémorisée lors de deux tentatives consécutives (exprimée en degré) (Figure 16).

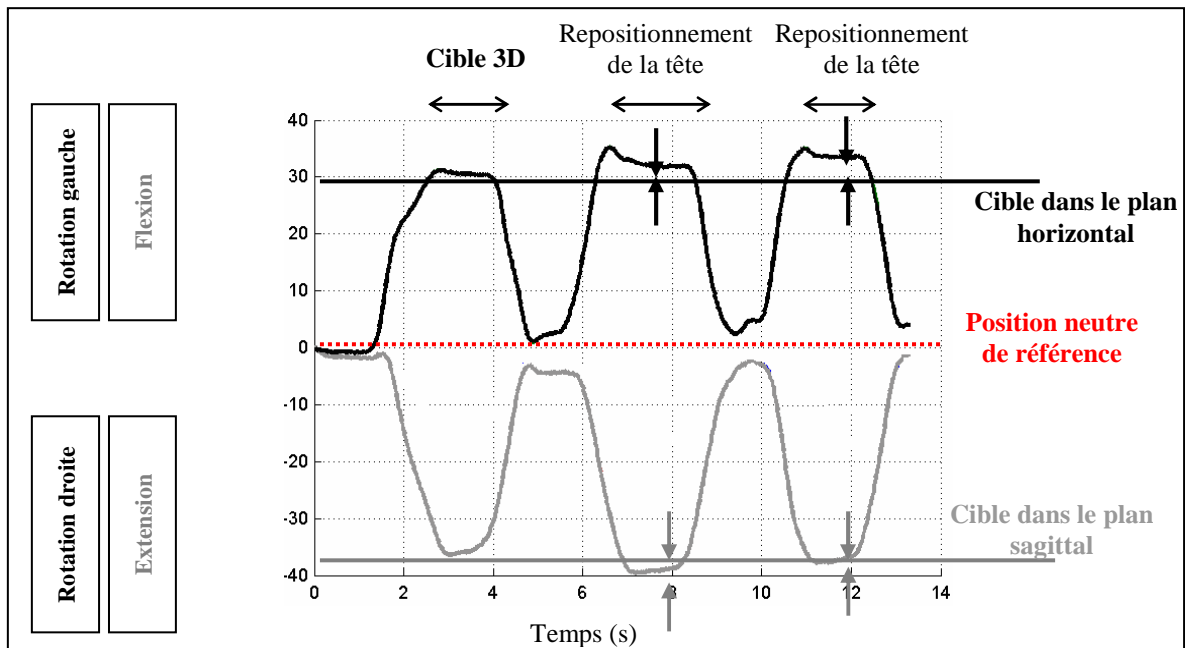


Figure 16 : Méthode d'évaluation de la proprioception « Head-to-TR »

VI53. Outils de traitement des données

Un logiciel de traitement des données a été développé sous MATLAB®. Une interface simple et intuitive a été mise en place de manière à ce que le traitement puisse être effectué sans connaissance en programmation, sur les bases des travaux de Chiquet et al. [32] et grâce à l'aide de Goujon [13].

Les données fournies par le système POLARIS sont sous forme de fichier .CAP, correspondant à un fichier excel. En ligne nous avons les « frames » c'est-à-dire les pas de temps ($T=1/30\text{Hz}$) et en colonne les informations de l'ancillaire thorax, de l'ancillaire tête puis du stylo de mesure. Le repérage des marqueurs réfléchissants ne se fait pas isolément : les données sont sous forme de matrice de passage entre le repère ancillaire et le repère du système de mesure. A la fin de l'examen nous avons 11 fichiers (1 pour la phase statique, 6 pour les mobilités, 4 pour la proprioception « Head-to-TR»).

La première étape du programme consiste à entrer les caractéristiques cliniques et anthropométriques du sujet. Un numéro lui est affecté afin d'anonymiser ses résultats.

Le calcul de l'évolution du déplacement relatif du crâne par rapport au thorax est calculé automatiquement pour chaque mouvement et les courbes représentant le déplacement angulaire du crâne dans le repère thorax en fonction du temps dans le plan principal de mouvement s'affichent dans l'ordre choisi par l'opérateur. Celui-ci doit manuellement sur chaque courbe identifier le démarrage et la fin des 3 cycles de mouvement (Figure 17 a). Pour les exercices de proprioception, il doit identifier sur la courbe la cible ainsi que les deux repositionnements successifs de la tête vers la cible (Figure 17 b). Si l'opérateur veut supprimer une courbe, il peut le faire via cette interface.

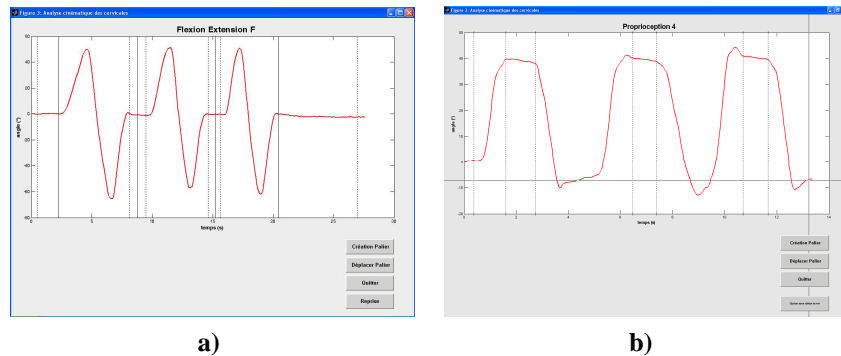


Figure 17 : Interface du logiciel de traitement des données permettant à l'opérateur de saisir manuellement les paliers correspondant aux différents cycles de mouvement du sujet
a) Mouvement de flexion-extension, b) Mouvement de proprioception P4

Lorsque la saisie manuelle des cycles a été effectuée, un enregistrement des données du sujet est alors réalisé. Le calcul des paramètres cinématiques est effectué.

L'opérateur bascule alors automatiquement sur une interface lui permettant de visualiser les courbes de mobilité du sujet ; il peut superposer l'affichage de plusieurs sujets ou étudier les courbes du sujet par rapport à des corridors. Des enregistrements graphiques au format .JPEG peuvent être réalisés.

VI54. Analyse statistique

Des tests statistiques ont été réalisés sur les données cinématiques obtenues.

Le choix des tests statistiques est dicté par la normalité ou non de l'échantillon, sa taille et le fait que les données soient ou non indépendantes (Figure 18). Dans le cas des faibles échantillons indépendants dont il est difficile de vérifier la normalité, on applique le « test-t pour échantillons indépendants » car celui-ci est robuste et peut supporter une violation des conditions d'application.

La normalité des données quantitatives sera vérifiée grâce au test de Shapiro-Wilk. Si la normalité est avérée, nous pourrions affirmer que la moyenne du paramètre plus ou moins 2 écarts-types de ce paramètre est un intervalle contenant 95% des valeurs de ce paramètre pour la population.

Les corrélations entre paramètres seront déterminées à partir du coefficient de Pearson.

La moyenne des valeurs numériques est obtenue par moyenne arithmétique. La moyenne des écarts-types est obtenue par moyenne géométrique.

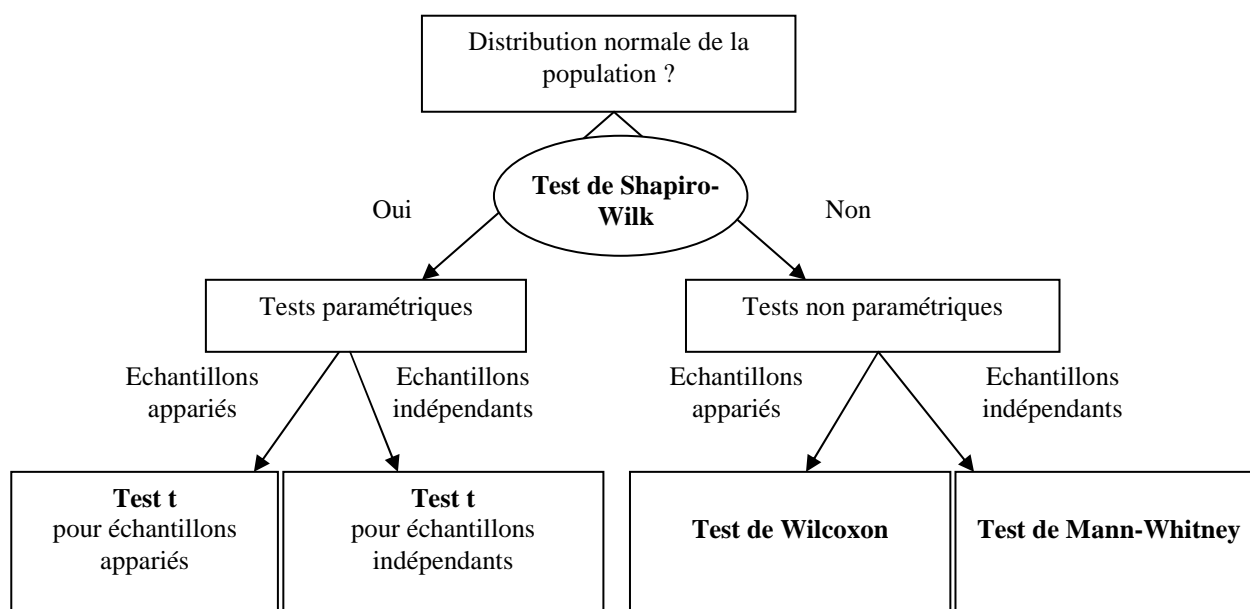


Figure 18 : Tests statistiques utilisés au cours de notre étude

Le degré de significativité est fixé à $P < 0.05$.

Les courbes obtenues seront traitées de la même façon : à chaque pas de temps, la moyenne sur la base de données sera calculée, ainsi que l'écart-type des valeurs à chaque instant. Le corridor de la base de données sera défini par le tracé des courbes correspondant à la moyenne pour chaque pas de temps \pm l'écart-type de cette moyenne. Si les données sont normales, cet intervalle contiendra 68% de la population.

VI6. Synthèse

Un protocole d'analyse des mobilités cervicales a été mis en place à partir d'un outil non invasif de capture du mouvement et d'un programme de traitement des données, nous permettant en temps réel de caractériser la performance des sujets à partir d'un examen d'une dizaine de minutes.

VII. Evaluation de la reproductibilité du protocole

Afin de pouvoir mettre en œuvre le protocole de mesure et de traitement des données précédemment décrit, il est à présent nécessaire d'en étudier la précision et la reproductibilité afin de connaître l'intervalle de confiance en regard duquel seront interprétés les résultats.

VIII.1. Repérage des points anatomiques

La stabilité et fiabilité des repères anatomiques dépendent directement de la précision des points anatomiques.

L'estimation de la précision du repérage des points anatomiques est difficile à caractériser. Pour l'apprécier, il faut être en mesure de connaître la position vraie des points anatomiques concernés. *In vivo*, seules les techniques d'imagerie médicale nous le permettent. Une étude préliminaire visant à évaluer la précision de repérage des points anatomiques grâce au stylo POLARIS en utilisant des clichés stéréoradiographies comme outil de référence, nous a permis d'estimer une incertitude de repérage des points anatomiques du crâne, inférieure à 4.9mm (moy. 1.9mm).

Une autre approche consiste à évaluer la reproductibilité du repérage des points anatomiques et de quantifier cet impact sur les repères anatomiques.

VIII1a) Matériels et méthodes

La méthodologie mise en place par Goujon et al. [13] pour évaluer la répétabilité du placement de marqueurs sur le membre inférieur a été appliquée pour notre étude.

Pour 4 sujets asymptomatiques, deux repérages consécutifs des points anatomiques sans modification de la position des ancillaires tête et thorax ont été réalisés par 2 opérateurs indépendants.

Pour chaque point anatomique, on calcule la position 3D moyenne de ce point, considérée comme position de référence, en calculant le milieu du vecteur formé par les 2 points anatomiques palpés par les 2 opérateurs. L'écart entre les coordonnées des points anatomiques palpés par les 2 opérateurs et les coordonnées de référence du point est ainsi évalué.

A partir des points anatomiques palpés, on construit les repères anatomiques associés au crâne et au thorax pour chaque sujet et chaque opérateur. L'impact des imprécisions de palpation anatomique peut ainsi être quantifié.

VIII1b) Résultats

Les résultats de cette étude sont fournis dans les Tableau 8 et Tableau 9.

Tableau 8 : Reproductibilité de repérage des points anatomiques

Ecart entre les coordonnées 3D des points anatomiques palpés par 2 opérateurs (en mm)															
	Mastoïde droite			Mastoïde gauche			Symphyse maxillaire			Acromion droit			Acromion gauche		
	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z
Moyenne	3,7	2,0	4,9	1,4	5,7	3,7	6,5	3,2	7,9	3,4	5,6	5,5	3,2	4,0	7,6
Ecart-type	1,8	1,7	5,1	0,5	3,2	4,6	4,0	2,2	6,8	1,5	4,6	5,2	2,8	3,4	5,9

La répartition des écarts entre les repérages des 2 opérateurs étant normale (test de Shapiro-Wilk, $P=0.07$), on peut estimer l'incertitude sur la position du marqueur par 2*l'écart-type de ces écarts soit en moyenne égale à 7.9mm.

Tableau 9 : Impact de la reproductibilité de repérage des points anatomiques sur les repères anatomiques lié au crâne et au thorax

Ecart moyen entre les repères anatomiques résultant du repérage effectué par les 2 opérateurs					
Repère anatomique du crâne			Repère anatomique du thorax		
X	Y	Z	X	Y	Z
3.7 °	3.3 °	0.4 °	0.2 °	-0.7 °	2.1 °

Les incertitudes de mesure liées au repérage des points anatomiques, impactent le repère d'interprétation lié au thorax principalement dans le plan horizontal.

VIII1c) Discussion

La précision du repérage des points anatomiques à l'aide d'outils d'analyse du mouvement dans le cadre d'analyse cinématique cervicale n'apparaît pas dans la littérature.

Dans l'étude de Goujon et al [13], 2 opérateurs indépendants ont repéré 6 fois successivement 7 points anatomiques répartis sur les membres inférieurs de 2 sujets sains. Goujon et al [13] obtient pour la répétabilité de placement de marqueurs sur le membre inférieur (fémur, tibia et pied) des écarts-types variant de 1.6 à 5.3 mm correspondant à des ordres de grandeur semblables à ceux de la littérature concernant l'analyse de la marche. Ces incertitudes de mesure sont proches de celles obtenues au cours de notre étude.

Dans notre étude, les imprécisions de repérage des points anatomiques via le stylo POLARIS ont un impact plus important sur le repère anatomique du crâne que sur le repère anatomique du thorax ; ceci s'explique par le fait que le repère anatomique du thorax est formé notamment à partir de 2 points d'une verticale « fil à plomb » moins sensible à la reproductibilité de repérage ; de plus, les bords postéro inférieurs des acromions sont distants d'environ 350 mm, contre 150 mm entre le bord postéro-inférieur des mastoïdes, ce qui réduit l'impact d'erreur de repérage sur le repère final thorax par opposition au repère du crâne.

VII2. Répétabilité du protocole

Les incertitudes de mesure dues au système de mesure, au repérage des points anatomiques et aux variations intra-individuelles interviennent à différents niveaux de la chaîne de mesure et peuvent interagir entre elles. Ainsi il est intéressant d'évaluer un intervalle de confiance global des résultats afin d'éviter des erreurs d'interprétation des résultats en distinguant une évolution significative des mobilités d'une simple variation inter-session.

VII21a) Matériels et méthodes

12 sujets (4 femmes et 8 hommes, 21-26 ans) ont participé à une étude de reproductibilité, basée sur le protocole d'examen complet à l'exception de l'évaluation de la proprioception (chapitre VI5).

La variabilité intra-opérateur est évaluée à partir de 2 examens cinématiques réalisés sur le panel de sujets par un même opérateur. Un troisième examen sera effectué sur le panel de sujets par un deuxième opérateur indépendant dans le but d'évaluer la répétabilité inter-opérateur. Chacun des 3 examens est réalisé à une semaine d'intervalle au même moment de la journée (+/- 2 heures).

La variabilité intra-sujet, caractérisant la capacité du sujet à effectuer des mouvements similaires lorsqu'il est dans des conditions physiques et d'examen identiques, est quantifiée au cours d'une même session en comparant les amplitudes principales de 2 occurrences consécutives de mouvement.

Le paramètre cinématique retenu pour évaluer la reproductibilité intra- et inter-opérateur est l'amplitude maximale principale de mouvement dans les 3 plans de l'espace.

VII21b) Résultats

Aucune différence significative n'est observée entre les résultats des 2 examens cinématiques réalisés par le premier opérateur (t-test, $0.05 < P < 0.77$, $0.77 < r^2 < 0.84$).

Aucune différence significative n'est observée entre les résultats obtenus par les 2 opérateurs (Friedman test, $0.06 < P < 0.79$, $0.47 < r^2 < 0.70$). L'intervalle de confiance à 95% est de 6° en moyenne, correspondant à une erreur standard de mesure (SEM) de 3% pour la rotation axiale, 6% pour la flexion-extension et 6.5% pour l'inclinaison latérale (Tableau 10).

Tableau 10 : Intervalle de confiance du protocole d'analyse des mobilités cervicales mis en place

	Moyenne des amplitudes maximales des mouvements principaux [écart-type]	Intervalle de confiance à 95%	SEM (%)
Inclinaison latérale	85.1° [15.9°]	+/- 5.6°	+/- 6.6 %
Flexion-extension	124.0° [18.1°]	+/- 6.9°	+/- 5.6 %
Rotation axiale	147.8° [17.4°]	+/- 4.9°	+/- 3.3 %

Aucune différence significative n'est obtenue entre les 2 occurrences consécutives de chaque mouvement (t-test, $0.11 < P < 0.74$). L'intervalle de confiance à 95% est de 3° correspondant à une SEM de 2% pour la rotation axiale et la flexion-extension, et 4% pour l'inclinaison latérale.

VII21c) Discussion

Etant donné que le POLARIS n'apparaît dans aucune étude cinématique cervicale, nos résultats de répétabilité nous permettent de nous situer directement par rapport à la littérature.

Les résultats de reproductibilité sont du même ordre de grandeur que ceux obtenus dans la littérature avec des systèmes de mesure et des protocoles différents (Tableau 3 et Tableau 4).

Dans notre étude, le SEM pour l'intra- et l'inter-opérateur est de 6°, ce qui correspond à une incertitude de mesure d'environ 5%. Dvorak et al. [29] souligne que l'AMA (American Medical Association) préconise une incertitude de mesure de maximum 5° ou +/- 10% de l'amplitude de mouvement pour qu'un protocole d'analyse des mobilités du rachis cervical soit pertinent. Les incertitudes de mesure de notre protocole correspondent à ces exigences.

Dans notre étude, les résultats de répétabilité intra-opérateur sont meilleurs que pour la répétabilité inter-opérateur. On retrouve cette tendance dans la littérature [16, 27, 37].

Dans notre étude, le mouvement de flexion-extension apparaît comme le moins répétable. Morphet et al. [16] aboutit à la même conclusion au cours d'une étude inter-opérateur sur un panel de 14 sujets à l'aide d'un système électromagnétique. Castro et al. [33] obtient une répétabilité correcte mais inférieure aux autres mouvements pour le mouvement d'inclinaison latérale. Youdas et al. [22] obtient un maximum de répétabilité pour l'inclinaison latérale et un minimum pour la rotation axiale.

Il faut noter que dans la reproductibilité du protocole entrent en jeu les variations intra-sujet (de l'ordre de 2-3°) qui correspondent à la moitié des variabilités intra-et inter-sessions (de l'ordre de 5 à 7°).

Ce protocole a été effectué sur une population de sujets jeunes et asymptomatiques. Il serait intéressant de réaliser cette étude sur une population plus âgée et sur une population pathologique afin de déterminer si l'âge ou les pathologies cervicales impactent sur la reproductibilité inter-session du sujet.

VII3. Synthèse

La méthodologie mise en place dans notre étude est robuste : le système de mesure s'avère d'une précision inférieure au degré et la reproductibilité globale du protocole de l'ordre de 5%.

VIII. Cinématique 3D du rachis cervical *in vivo* : étude de l'influence de l'âge et du genre

A partir du protocole d'analyse cinématique cervicale mis en place et validé, nous sommes à présent en mesure de mettre en œuvre cet outil pour décrire et quantifier la cinématique cervicale asymptomatique afin d'obtenir des valeurs de référence et des corridors de normalité en fonction des âges et sexe des individus.

VIII.1. Matériels et méthodes

194 sujets asymptomatiques (20-93 ans) ont été examinés selon le protocole décrit au chapitre VI5 (Tableau 11). Les sujets ont été répartis dans 7 tranches d'âge : « 20-29 ans », « 30-39 ans », « 40-49 ans », « 50-59 ans », « 60-69 ans », « 70-79 ans », et « plus de 80 ans ». Le souhait d'un minimum de 10 hommes et 10 femmes par décennie a guidé le recrutement des volontaires au cours de l'étude. Les volontaires ont été recrutés par voie d'affiche ou par contact direct. Un questionnaire clinique rempli avant l'examen, permet de s'assurer de la bonne adéquation du sujet avec les critères d'inclusion :

- Sexe masculin et féminin, affilié à un régime de sécurité sociale
- Sujets asymptomatiques sans antécédents cervicaux de plus de 18 ans

Les critères de non inclusion de l'étude sont les suivants :

- Femmes enceintes ou allaitantes
- Déficit neurologique, antécédents psychiatriques (anxiété, phobies...)
- Douleurs cervicales récentes et/ou répétées, raideur cervicale, antécédents chirurgicaux, traumatiques au niveau du rachis cervical

Le questionnaire clinique permet également d'enregistrer l'âge du sujet, son poids, sa taille, ainsi que son activité professionnelle et sportive actuelle et passée. L'IMC (Indice de Masse Corporelle) de chaque sujet a pu être calculé ; il est égal selon l'Organisation Mondiale de la Santé au rapport du poids (en kg) par la taille au carré (en mètre). Un IMC entre 20 et 25 est considéré comme « normal », un IMC inférieur étant un signe de maigreur et un IMC supérieur un signe de surcharge pondérale voire d'obésité.

L'IMC de chaque sujet a été calculé et mis en correspondance des paramètres cinématiques obtenus. Le test de Pearson nous a permis de déterminer l'influence de l'IMC sur ces résultats.

Les résultats obtenus suite à l'examen cinématique cervical sont des paramètres quantitatifs ou des courbes exprimés en pourcentage du cycle de mouvement (chapitre VI52). Les données sont analysées statistiquement comme décrit dans le chapitre VI54.

Tableau 11 : Description des sujets asymptomatiques examinés

		Tranches d'âge des sujets asymptomatiques (ans)							
		20-29	30-39	40-49	50-59	60-69	70-79	> 80	TOTAL
Femmes	Nombre	12	11	15	12	13	13	13	89
	Taille (cm)	170.3	167.5	164.5	162.7	163.4	160.3	159.9	
	<i>Ecart-type</i>	6.5	6.9	4.9	5.8	4.3	5.1	9.6	
Hommes	Poids (kg)	62.2	61.9	59.9	69.3	65.9	65.4	61.2	
	<i>Ecart-type</i>	8.1	4.5	8.8	19.9	16.9	12.2	13.3	
	Nombre	22	10	11	17	16	16	13	105
Hommes	Taille (cm)	180.4	175.4	175.5	174.4	175.4	176.0	170.8	
	<i>Ecart-type</i>	6.0	3.8	7.2	7.4	7.0	6.1	7.0	
	Poids (kg)	74.9	73.5	78.4	78.9	83.1	75.6	69.3	
	<i>Ecart-type</i>	10.3	11.2	8.7	12.6	11.4	10.1	11.3	

80 sujets asymptomatiques (46 hommes et 34 femmes, 20-83 ans, moy. 42.9 ans) ont participé à une étude visant à déterminer s'il existait une différence significative entre le mouvement de flexion-extension et le mouvement d'extension-flexion, entre le mouvement d'inclinaison latérale droite vers gauche et gauche vers droite, et entre le mouvement de rotation axiale droite vers gauche et gauche vers droite. Les paramètres cinématiques retenus pour cette étude étaient la vitesse moyenne d'exécution de mouvement ainsi que l'amplitude maximale du mouvement principal et des mouvements couplés.

VIII2. Résultats

Le temps de réalisation du protocole est d'environ 15 minutes par sujet.

Nous avons étudié la base de données dans son ensemble sans tenir compte du genre ou de l'âge des sujets dans un premier temps afin de décrire les données cinématiques dans leur globalité, puis nous nous sommes penchés sur l'influence de l'âge et du genre sur les performances cervicales.

VIII21. Présentation générale des mobilités de la base de données

L'amplitude maximale du mouvement principal de flexion-extension est en moyenne de 107.0° (SD=21.7°). Ce mouvement est pratiquement plan : les amplitudes des mouvements couplés dans le plan frontal et horizontal sont faibles de l'ordre de 9.5° (SD=5.8°).

L'amplitude maximale du mouvement principal de rotation axiale est en moyenne de 125.5° (SD=24.0°). Il s'agit du mouvement présentant la plus grande amplitude de mobilité. Ce mouvement est fortement couplé avec l'inclinaison latérale dont l'amplitude de mouvement est de 22.3° (SD=12.9), soit 18% de l'amplitude du mouvement principal.

Ce couplage est homolatéral pour la majorité des sujets étudiés. 17 sujets présentent un couplage hétérolatéral entre l'inclinaison et la rotation au cours de l'inclinaison latérale. L'amplitude de couplage dans le plan sagittal au cours de la rotation axiale est de 14.0° (SD=7.8°).

L'amplitude maximale du mouvement principal d'inclinaison latérale est en moyenne de 69.0° ($\varepsilon=20.3^\circ$). Ce mouvement cervical présente les amplitudes couplées les plus importantes. L'inclinaison latérale est fortement couplée à la rotation axiale : 33.3° (SD=19.8°) soit 48% de l'amplitude d'inclinaison latérale. Ce couplage est homolatéral pour la majorité des sujets étudiés.

31 sujets présentent un couplage hétérolatéral entre l'inclinaison et la rotation au cours de la rotation axiale. Seuls 2 sujets masculins (74 et 86 ans) présentent un couplage hétérolatéral entre rotation et inclinaison à la fois au cours d'un mouvement principal d'inclinaison latérale et au cours d'un mouvement principal de rotation axiale. L'inclinaison latérale est couplée avec un mouvement d'extension d'amplitude 14.1° (SD=8.0°).

La vitesse moyenne d'exécution de mouvement se situe à $2.6^\circ/s$ (SD=2.5°/s) pour les mouvements dans les plans sagittal et frontal ce qui correspond à une vitesse de 0.4 tour/minute. Dans le plan horizontal, la vitesse d'exécution atteint $4.5^\circ/s$ (SD=4.2°/s) soit 0.8 tour/minute. La grande variabilité des données s'explique par la liberté laissée au sujet quant à sa définition de la vitesse de confort.

La synchronisation entre le mouvement principal et mouvements couplés dans chacun des 3 plans de l'espace ne peut être analysée qu'en présence d'amplitudes de mouvements couplés significatives et de patterns de mouvements couplés identifiables ; ainsi seul la synchronisation du mouvement principal et des mouvements couplés associant rotation et inclinaison a pu être caractérisée.

La différence entre les instants des maxima et des minima du mouvement principal d'inclinaison comparés à ceux des mouvements couplés de rotation est de 1% du cycle de mouvement (SD=9%) pour les sujets présentant un couplage homolatéral entre inclinaison et rotation et de 1.5% (SD=18%) pour les sujets présentant un couplage hétérolatéral entre inclinaison et rotation.

La différence entre les instants des maxima et des minima du mouvement principal de rotation axiale comparés à ceux des mouvements couplés d'inclinaison est de 2.5% du cycle de mouvement (SD=8%) pour les sujets présentant un couplage homolatéral entre inclinaison et rotation et de 11% (SD=11%) pour les sujets présentant un couplage hétérolatéral entre inclinaison et rotation.

Aucune différence significative n'apparaît entre les mouvements de flexion-extension et extension-flexion, inclinaison latérale droite vers gauche versus gauche vers droite, ou encore entre rotation axiale droite vers gauche versus gauche vers droite (test de Wilcoxon, $p>0.05$). Une corrélation forte est obtenue entre l'amplitude de mobilité de chaque mouvement et de son opposé (ICC>0.94). Ces résultats justifient le choix de ne réaliser que les mouvements de flexion-extension, inclinaison latérale droite vers gauche et rotation axiale droite vers gauche (Tableau 12).

Tableau 12 : Résultats concernant l'étude sur 80 sujets asymptomatiques des écarts entre les mouvements de flexion-extension et extension-flexion, inclinaison latérale droite vers gauche versus gauche vers droite, ou encore entre rotation axiale droite vers gauche versus gauche vers droite. D : droite, G : gauche

		Dans la plan frontal		Dans la plan sagittal		Dans la plan horizontal	
		Inclinaison D vers G	Inclinaison G vers D	Flexion extension	Extension flexion	Rotation D vers G	Rotation G vers D
Amplitude de mobilité (en degré)	Moyenne	73.6	73.2	113.3	113.8	134.3	134.1
	<i>Ecart-type</i>	20.4	19.4	20.3	20.2	31.6	20.3
Ecart entre l'amplitude d'un mouvement et de son contraire	En degré	3.7		4.8		3.5	
	En pourcentage	5.0 %		4.2 %		2.6 %	

A partir de cette base de données, on peut définir pour chaque tranche d'âge et chaque genre une valeur moyenne des paramètres cinématiques ainsi qu'un intervalle de confiance contenant 95% des valeurs du paramètre pour la population saine (correspondant à + ou - 2 écart-types).

Ces corridors de normalité peuvent être exprimés sous différentes formes : sous forme quantitative en tableau (Tableau 13) ou sous forme plus visuelle en courbe (Figure 19).

Tableau 13 : Amplitude de mobilité principale en fonction de l'âge et du genre du sujet

			Tranches d'âge des sujets asymptomatiques (ans)						
			20-29	30-39	40-49	50-59	60-69	70-79	> 80
Inclinaison latérale (en degré)	Femmes	Amplitude totale	85,3	81,6	78,7	67,5	63,4	69,6	53,1
		<i>Ecart-type</i>	15,1	20,2	15,8	11,9	14,2	14,0	15,1
	Hommes	Amplitude totale	89,1	70,0	76,4	72,4	64,2	43,5	41,3
		<i>Ecart-type</i>	12,0	16,9	11,1	15,9	18,2	12,8	15,3
Flexion-extension (en degré)	Femmes	Amplitude totale	126,6	116,5	118,4	102,6	113,3	108,4	87,1
		<i>Ecart-type</i>	19,4	15,1	15,7	17,2	15,7	15,6	19,5
	Hommes	Amplitude totale	123,0	110,5	117,1	111,3	94,4	94,0	72,6
		<i>Ecart-type</i>	16,1	13,4	7,3	15,9	16,0	16,5	20,7
Rotation axiale (en degré)	Femmes	Amplitude totale	150,0	147,7	136,9	124,4	114,6	123,7	106,3
		<i>Ecart-type</i>	15,3	20,1	11,9	13,7	18,8	17,8	21,4
	Hommes	Amplitude totale	143,7	136,9	134,9	126,7	123,0	99,6	91,5
		<i>Ecart-type</i>	15,4	10,5	9,4	19,7	19,8	16,3	24,7

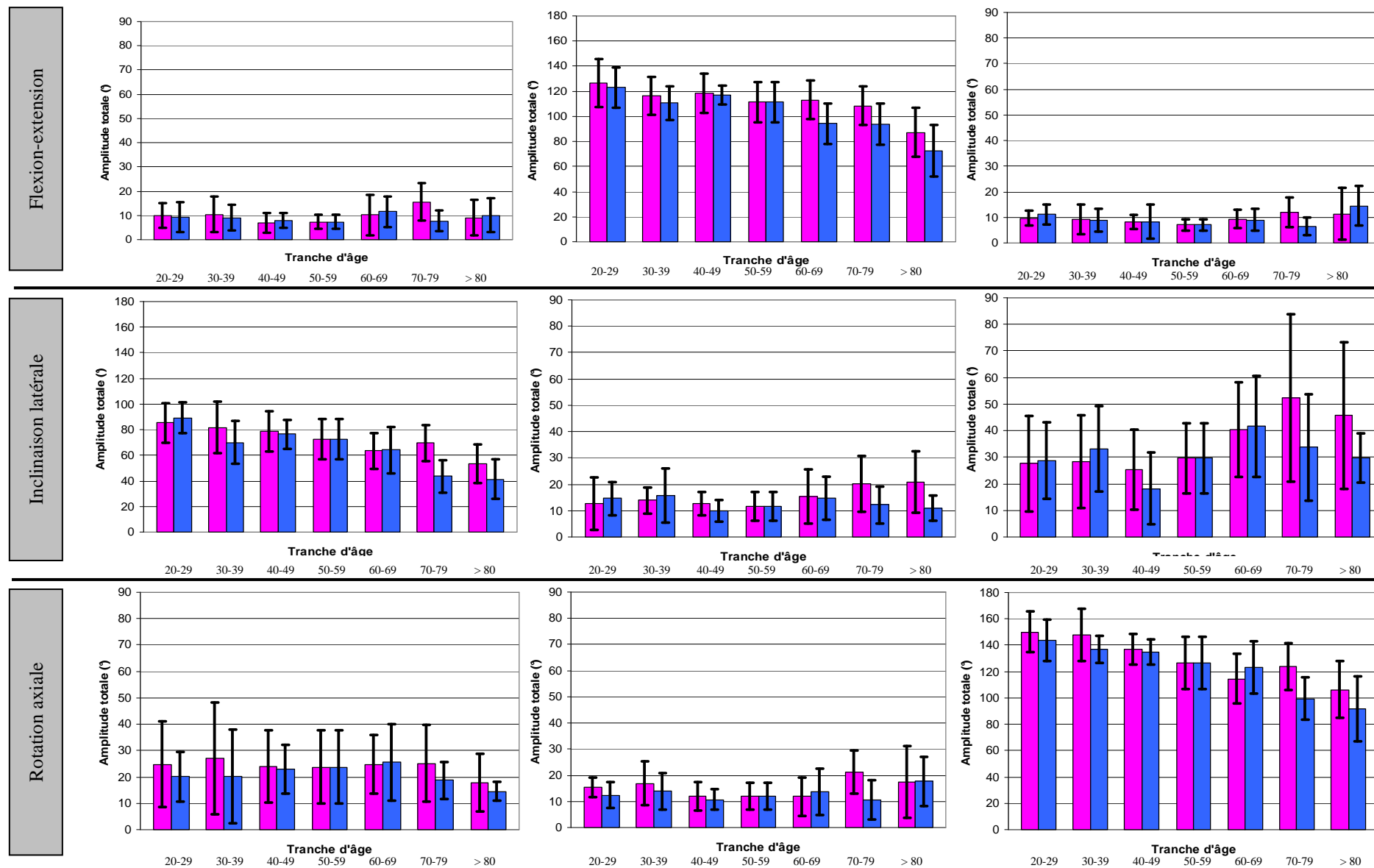


Figure 19 : Amplitudes cervicales de mouvements principaux et couplés (+/- 1 écart-type) en fonction de la tranche d'âge et du genre des sujets asymptotiques

■ Sujets féminins ■ Sujets masculins

L'analyse de la proprioception n'a pas pu se faire sur la base de données complète.

- 40 individus ont dû être écartés de cette étude : ils n'avaient pas bien suivi la consigne préconisant un arrêt en position neutre entre chaque cycle d'un même mouvement.

Le repositionnement "Head-to-NHP" présente dans le plan principal de mouvement, un écart significatif entre la position neutre de référence et le premier arrêt consécutif au premier cycle de mouvement ; ces écarts varient de 3.3° (pour l'inclinaison latérale) à 7.1° (pour la flexion-extension) pour le plan principal de mouvement et de 1.4° à 3.6° pour les mouvements couplés. Les écarts obtenus entre la position neutre du premier arrêt et les positions neutres lors des arrêts suivants sont similaires même si l'on note une tendance à l'augmentation de l'ordre de 1° à 2°, comme l'illustre la Figure 20 qui présente la moyenne des écarts entre la position neutre de départ et les 3 arrêts successifs sur la base de données globale au cours du mouvement de rotation axiale. L'écart maximal avec la position neutre de départ est ainsi obtenu lors de l'arrêt en position neutre à la fin des 3 cycles de mouvement.

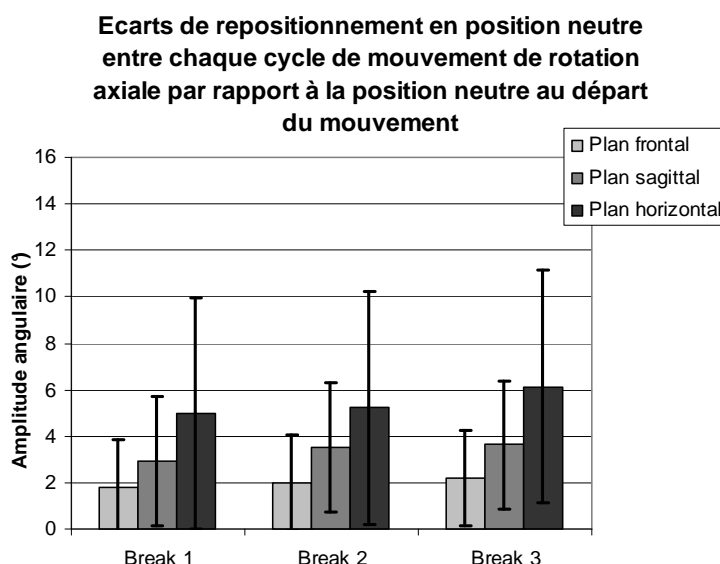


Figure 20 : Proprioception « Head-to-NHP » lors du mouvement de rotation axiale

- 148 sujets présentent des données concernant la proprioception « Head-to-TR ». L'absence de données pour 46 sujets s'explique par une mauvaise compréhension des consignes.

Les données de proprioception « Head-to-TR » ne suivent pas une loi normale (test de Shapiro-Wilk, $p < 0.05$). Aucune différence significative n'est constatée entre la proprioception « Head-to-TR » P3 vs P4 (test de Wilcoxon, $p > 0.07$ pour les femmes et $p > 0.34$ pour les hommes). On ne considérera dans la suite du traitement que les résultats de la proprioception droite (P3) sauf en cas d'absence de données pour la proprioception droite.

La proprioception « Head-to-TR » est dans le plan horizontal de 4° (SD=3°) soit 12% (SD=13%) et dans le plan sagittal de 2° (SD=2°) soit 15% (SD=17%).

VIII22. Influence du genre

Il est important de s'attacher dans un premier temps à déterminer l'impact du genre sur les mobilités afin de déterminer si l'analyse de la base de données se fera avec ou sans distinction des genres.

En moyenne, les femmes présentent des mobilités angulaires principales supérieures à celles des hommes. Cette différence est significative uniquement dans la tranche d'âge « 70-79 » ans pour l'amplitude articulaire maximale de tous les mouvements principaux du rachis cervical et la majorité des mouvements couplés associés. Pour les tranches d'âge inférieures et supérieures, aucune différence significative entre hommes et femmes n'apparaît ($0.06 < p < 0.96$), sauf concernant l'inclinaison latérale pour les « 60-69 ans » et le mouvement couplé dans le plan sagittal en inclinaison latérale pour la tranche d'âge « plus de 80 ans ». Les résultats du T-test sur le paramètre « amplitude maximale de mouvement dans les 3 plans de l'espace » sont en Annexe XVI.

La proprioception « Head-to-TR » n'est pas corrélée au genre (Test de Mann-Whitney, $p=0.96$ pour le plan horizontal et $p=0.13$ pour le plan sagittal). Aucune corrélation entre le genre et la proprioception « Head-to-NHP » n'est obtenue. L'analyse des paramètres de proprioception sera effectuée sans distinction du genre.

VIII23. Influence de l'âge

L'amplitude maximale des 3 mouvements principaux du rachis cervical diminue de manière très significative avec l'âge pour les hommes comme pour les femmes ($p < 10^{-4}$) (Annexe XVI). Cette réduction des mobilités cervicales principales avec l'âge semble être linéaire (Figure 21). L'estimation de la perte de mobilité par décade dans chacun des plans de l'espace est résumée au Tableau 14. La perte moyenne de mobilité cervicale par an chez l'homme est supérieure pour tous les mouvements à la perte moyenne de la femme ; cela vient corroborer le fait qu'à mobilité analogue à l'âge adulte (« 20-29 ans »), les femmes seront sensiblement plus mobiles que les hommes dans les tranches d'âge supérieures (Figure 21).

Tableau 14 : Réduction linéaire des mobilités principales de mouvement

	Réduction des mobilités principales / décade (en ° / décade)	
	Femmes	Hommes
Dans le plan frontal	5.2	7.4
Dans le plan sagittal	5.4	7.2
Dans le plan horizontal	7.3	8.4

Aucune corrélation entre l'amplitude maximale des mouvements couplés et l'âge des sujets n'a été trouvée, sauf pour les 2 mouvements couplés en inclinaison latérale chez la femme. L'amplitude des mouvements couplés reste globalement constante avec l'âge quel que soit le mouvement principal

étudié (Figure 19). Seuls les mouvements couplés de l'inclinaison latérale chez les femmes sont corrélés à l'âge, se traduisant par une augmentation de l'amplitude des couplages avec l'âge : à titre d'exemple, l'amplitude de couplage dans le plan horizontal passe de 28° pour les « 20-29 ans » à 46° pour les « plus de 80 ans ».

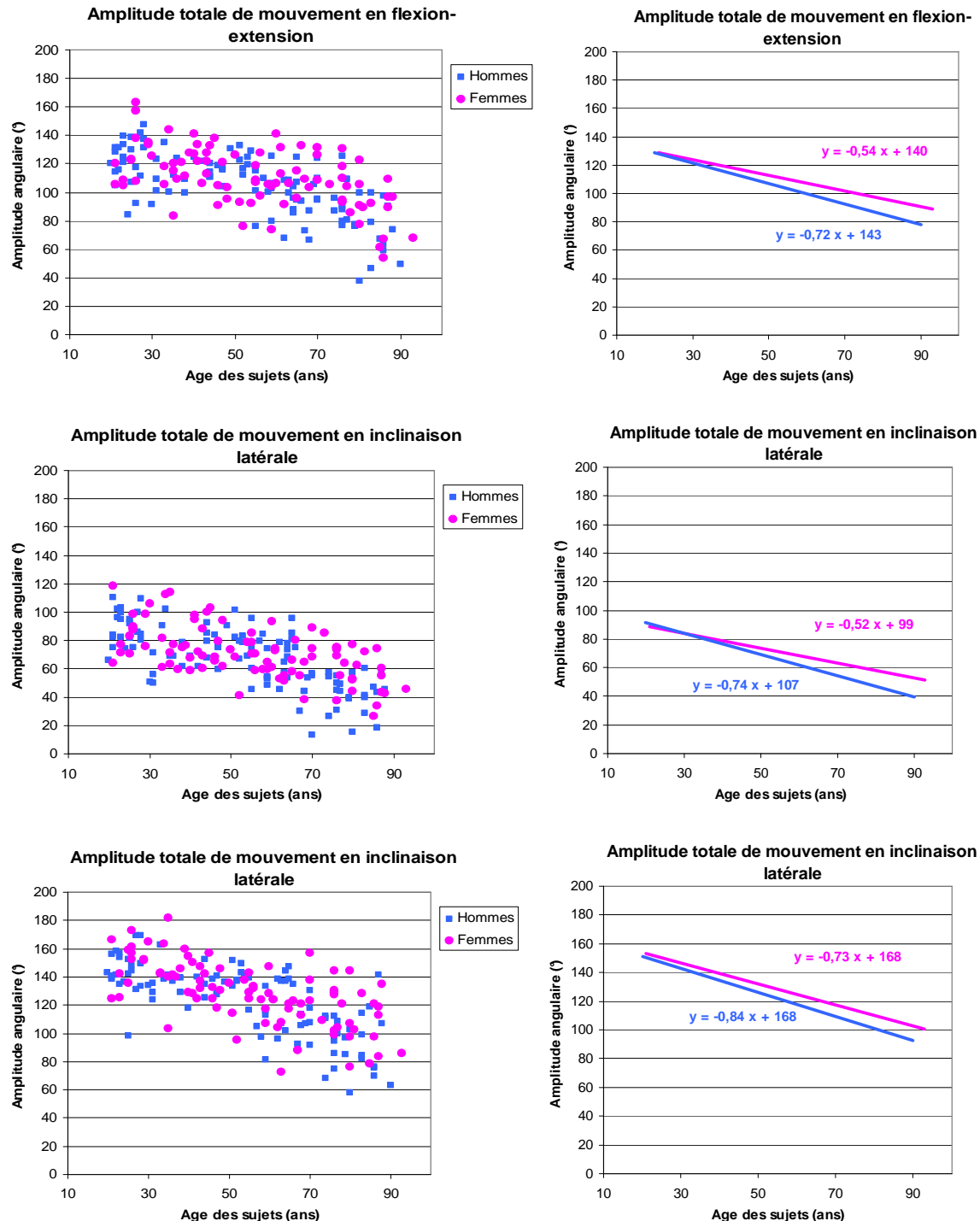


Figure 21 : Evolution des mobilités principales en fonction de l'âge et du genre. A gauche : Ensemble des amplitudes de mobilité de la base de données de 194 sujets. A droite : Régression linéaire de l'évolution de la mobilité en fonction de l'âge et du genre

La proprioception « Head-to-TR » dans le plan horizontal est corrélée à l'âge des sujets (Test de Pearson, $p < 10^{-4}$) (Figure 22). La proprioception « Head-to-TR » dans le plan sagittal n'est pas affectée par l'âge (Test de Pearson, $p = 0.20$).

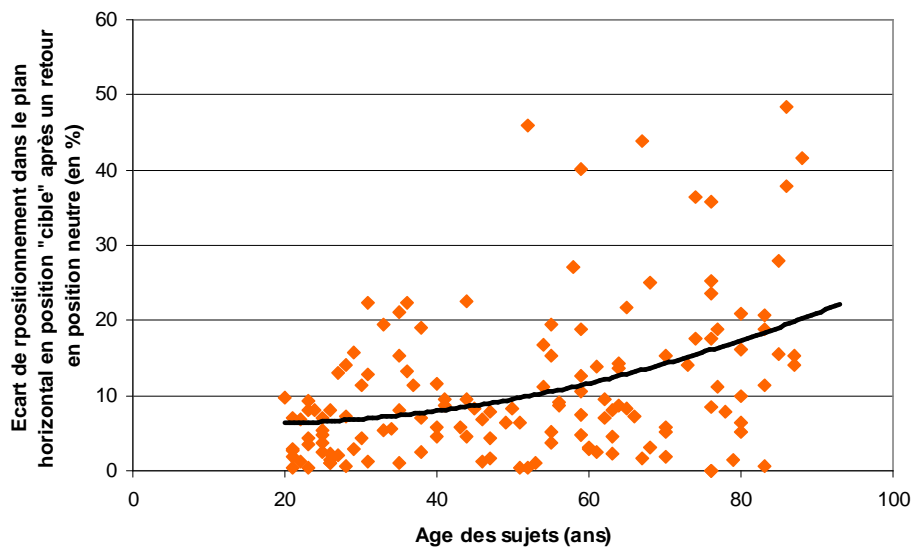


Figure 22 : Evolution de la proprioception « Head-to-TR » dans le plan horizontal en fonction de l'âge

La proprioception « Head-to-NHP » n'est pas significativement corrélée à l'âge (Test de Pearson, $P > 0.05$).

La synchronisation des mouvements n'est pas un paramètre affecté par l'âge.

D'un point de vue quantitatif, les patterns de mouvement restent globalement inchangés au cours de l'âge. Quelques saccades ou irrégularités dans les courbes apparaissent néanmoins avec l'âge. Ces irrégularités sont difficiles à mettre en évidence de manière quantitative ; une tentative de lissage des courbes ou d'approximation par une spline de degré 4 a été proposée sans résultats concluants.

VIII24. Influence de l'IMC

L'IMC est corrélé à l'âge ($p = 0.009$). L'analyse de l'impact de l'IMC ne peut donc être analysé que par tranche d'âge ; cependant il est difficile étant donné les relativement faibles variations d'IMC pour une tranche d'âge donnée d'en conclure quelque chose de pertinent.

Qualitativement, on constate une amplitude sensiblement diminuée chez les sujets d'IMC supérieur à 25 ; cependant ces écarts ne sont pas significatifs.

VIII3. Discussion

VIII31. Mouvements principaux

Les résultats obtenus dans cette étude sont globalement cohérents avec ceux de la littérature et dénotent les mêmes tendances (Tableau 15). Chaque auteur regroupant les volontaires selon des critères d'âge différents, il n'est pas toujours aisé de comparer objectivement nos résultats à la littérature.

Les résultats significativement supérieurs obtenus dans l'étude de Dvorak peuvent s'expliquer par l'utilisation d'un système de mesure qui tente de limiter les mouvements du thorax lors de l'examen mais sans toutefois mesurer quantitativement les déplacements de celui-ci. De plus Dvorak et al. [29] étudie des mouvements passifs du rachis cervical ; les résultats de notre étude abondent dans le même sens que les conclusions de Dvorak et al. à savoir que les amplitudes des mouvements passifs sont plus importantes que les amplitudes des mouvements actifs.

Youdas et al [22] établit une base de données de 337 sujets sains (11-97 ans) ; cependant cette étude est limitée par l'utilisation d'un CROM (structure composée de deux inclinomètres et d'une boussole) ne permettant pas de prendre en compte les mouvements couplés dont on a démontré l'importance.

Castro et al [33] met en place un protocole utilisant un système ultrasonore sur une population saine de 157 sujets âgés de 20 à 89 ans. Les résultats de cette étude sont légèrement supérieurs à ceux de notre étude, notamment dans le plan sagittal. Cependant, il affiche d'importantes hétérogénéités dans ces différentes tranches d'âge : seulement 8 sujets pour les « 30-39 ans » et 5 sujets pour les « 80 ans et plus ». La base de données de Dvorak et al. [29] présente la même limite : seulement 18 sujets composent le groupe « plus de 60 ans » et l'âge moyen de ce groupe n'est que de 64.1 ans.

Feipel et al [28] met en place une base de données solide à l'aide de l'électrogoniomètre CA6000. Ses résultats sont en accord avec ceux de notre étude pour le groupe « 20-29 ans ». La classification choisie dans son étude (« 14-19 ans », « 20-29 ans » et « 30-70 ans ») rend les autres comparaisons de résultats difficiles pour les autres tranches d'âge. Wlodyka-Demaille et al. [26] ne réalise également pas de distinction, sur sa base de données de 232 sujets sains, entre les sujets âgés de plus de 65 ans ; l'impact de l'âge sur les seniors ne peut dès lors pas être analysé. De plus, étant donné l'impact fort de l'âge sur les mobilités, on peut s'interroger sur la pertinence d'un tel regroupement.

VIII32. Mouvements couplés

Comme obtenu dans notre étude, les mouvements couplés au cours du mouvement de flexion-extension sont décrits comme négligeables dans la littérature [26, 28, 34, 45].

Pour les « 20-29 ans », la proportion de mouvements couplés au cours de l'inclinaison latérale obtenue dans notre étude est supérieure aux résultats annoncés par Feipel et al. [28]; elle estime de l'ordre de 5.6% et 12.4% les mouvements couplés respectivement dans le plan sagittal et horizontal, par

opposition à 16.5% et 30% respectivement dans notre étude. Concernant les mouvements couplés au cours de la rotation axiale, les résultats de Feipel et al. [28] pour les « 20-29 ans » sont comparable aux nôtres : 3.5% dans le plan sagittal et 20.3% dans le plan frontal pour l'étude de Feipel et al. [28] contre respectivement 9% et 15% dans notre étude.

Ferrario et al [46] en 2002 détermine pour de jeunes adultes un couplage entre rotation et inclinaison de 15-22° au cours de l'inclinaison latérale et de 10-15° au cours de la rotation axiale. Chiquet et al. [32] obtient des amplitudes de couplage rotation-inclinaison similaire sur une base de données de 118 sujets sains d'âge moyen 24 ans ; il note des mouvements couplés d'amplitude inférieure à 10° pour le mouvement de flexion-extension, des mouvements couplés de rotation atteignant 25° lors de l'inclinaison latérale et des mouvements couplés d'inclinaison de 20° en rotation axiale. On retrouve dans ces deux études comme dans la nôtre, le couplage le plus important au cours du mouvement d'inclinaison latérale avec des amplitudes obtenues inférieures à celles de notre étude.

Wlodyka-Demaille et al. [26] présente des amplitudes de mouvements couplés pour de jeunes adultes (25-35 ans) en très bon accord avec celles obtenues dans notre étude; la proportion de mouvements couplés au cours de l'inclinaison latérale est de 18% dans le plan sagittal et 35% dans le plan horizontal (respectivement 16.5% et 30% dans notre étude) et la proportion de mouvements couplés au cours de la rotation axiale est de 11% dans le plan sagittal et 15% dans le plan horizontal (respectivement 9% et 15% dans notre étude). On retrouve à nouveau ici la proportion de mouvements couplés la plus importante pour le mouvement d'inclinaison latérale.

VIII33. Influence du genre

L'impact du sexe sur les mobilités du rachis cervical reste très controversé dans la littérature [18, 22, 27, 33, 34]. De nombreux auteurs n'obtiennent aucune différence significative entre hommes et femmes [18, 28, 34] et effectuent un traitement des données sans distinction des genres. Une autre partie des auteurs constatent une différence hommes et femmes, majoritairement pour les mouvements principaux et réduits à une tranche d'âge donné.

Ainsi, dans l'étude de Castro et al. [33] basée sur l'analyse d'une population saine de 157 sujets de 20 à 89 ans, une différence significative de mobilité entre hommes et femmes est observée uniquement entre 70 et 79 ans pour les mouvements principaux de flexion-extension et d'inclinaison latérale. Ces résultats sont assez bien en accord avec ceux obtenus dans cette étude. Dvorak et al. [29] obtient des résultats inverses : il note des amplitudes de mobilité cervicale significativement supérieures pour les femmes entre 30 et 39 ainsi qu'entre 40 et 49 ans uniquement pour la rotation axiale; entre 60 et 69 ans, ce sont les hommes qui ont une inclinaison latérale de plus grande amplitude que les femmes ; au-delà de 60 ans, aucune différence significative entre les sexes n'est notée.

Ces résultats concordent avec ceux de Ferrario et al. [46] qui note une différence significative entre hommes et femmes pour tous les mouvements principaux pour la tranche d'âge « 20-29 ans ».

Tableau 15 : Principales études portant sur l'influence de l'âge sur les mobilités cervicales (Moyenne +/- 1 écart-type)

IL : Inclinaison latérale, FE : Flexion extension, RA : Rotation axiale

Auteurs Année	Système de mesure	Nombre de sujets sains	20-29			30-39			40-49			50-59			60-69			70-79			>80						
			IL	FE	RA	IL	FE	RA	IL	FE	RA	IL	FE	RA	IL	FE	RA	IL	FE	RA	IL	FE	RA				
Youdas, 1992 [22]	CROM (Inclinomètres + boussole)	337	♂	98	131	139	90	115	132	88	112	127	80	105	119	73	98	110	68	93	100	55	89	91			
			♀	91	140	146	86	125	138	78	127	134	72	111	124	68	106	125	60	94	103	51	91	104			
Dvorak, 1992 [29]	Electrogoniomètre (Mouvements passifs)	150	♂	101	153	184	95	141	175	84	131	157	88	136	166	IL: 74			FE: 116			RA: 146					
			♀	100	149	175	106	156	186	88	140	168	76	127	152	IL: 80			FE: 133			RA: 154					
Trott, 1996 [34]	Système électromagnétique	120		93	134	150	85	112	149	78	109	138	68	105	134	-	-	-	-	-	-	-	-	-			
Castro, 1999 [33]	Système ultrasonore	157	♂	92	149	161	88	135	155	74	129	141	70	116	145	65	109	136	47	102	121						
			♀	89	152	160	86	141	150	77	125	142	69	124	139	68	117	126	70	121	134	50	98	113			
Feipel, 1999 [28]	Electrogoniomètre	250		89	123	143				IL: 77			FE: 107			RA: 136											
Ferrario, 2002 [46]	Système infrarouge	60 (19-25 ans)	♂	77	130	155	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-			
			♀	91	136	162																					
Wlodyka- Demaille, 2007[26]	Système ultrasonore	232 (25-35, 35- 45, 45-55, 55-65, >65)		97	135	158	89	129	149	79	117	134	76	112	131	IL: 67			FE: 99			RA: 118					
Current study	Système infrarouge	140	♂	86	119	140	70	110	137	77	118	136	70	114	128	67	99	124	44	97	99	44	76	99			
			♀	87	128	152	82	115	146	80	122	138	65	100	122	61	110	115	68	107	123	53	87	103			

VIII34. Influence de l'âge

Le vieillissement est un processus physiologique correspondant à une restriction fonctionnelle, irréversible et inégale selon les personnes et les segments corporels considérés qui débute dès l'âge adulte sous l'influence de l'évolution des tissus [130]. L'augmentation de l'espérance de vie a contribué à faire émerger de façon significative une série de pathologies dégénératives liées à l'âge, altérant les propriétés mécaniques des structures anatomiques du rachis cervical [130]. Il provoque notamment :

- une diminution des capacités sensori-perceptuelles, qui se traduit par une réduction dans la capacité de recevoir et de traiter les informations concernant le milieu environnant.
- l'arthrose, qui consiste en un amincissement progressif du cartilage articulaire associé à des fissures, laissant par endroit l'os à nu. Cette usure articulaire touche l'ensemble des articulations et en particulier le rachis cervical, fragile du fait de sa grande mobilité [131]. L'arthrose cervicale touche 17.2% des personnes âgées.

Les études dans la littérature portant sur l'analyse cinématique en 3D du rachis cervical pour chaque tranche d'âge [18, 22, 26-29, 33, 34, 132, 133] concluent toutes à un impact significatif de l'âge sur les mobilités cervicales. Seul Mayer et al. [21] n'observe aucun impact de l'âge sur les mobilités dans une étude parue en 1992 et portant sur 58 sujets sains. Cette divergence peut s'expliquer par le fait que l'âge des volontaires de cette base de données n'excédait pas 62 ans. Si nous isolons dans notre base de données, la partie d'âge inférieur à 62 ans, on constate néanmoins une diminution significative de 13% d'amplitude de flexion-extension, 29% d'amplitude d'inclinaison latérale et 25% de rotation axiale. Cependant la comparaison de ces résultats avec les résultats de Mayer et al. [21] reste complexe car il a réparti sa base de données en « les 50% plus jeunes » et « les 50% plus âgés », ce qui rend les groupes d'âges hétérogènes sans moyenne d'âge précise.

Dans la littérature, l'impact de l'âge se traduit soit par une diminution linéaire des mobilités cervicales [22, 28, 34] soit par une brusque diminution des mobilités d'une tranche d'âge à l'autre [29, 33]. Youdas et al. [22] observe une diminution linéaire de l'amplitude de tous les mouvements principaux du rachis cervical avec l'âge, basée sur une population témoin de 337 sujets âgés de 11 à 97 ans ; il note une diminution de 8°/décade dans le plan sagittal, 6°/décade dans le plan frontal et 7°/décade dans le plan horizontal. Trott [34] et Feipel [28] constatent également une diminution linéaire sur une tranche d'âge restreinte. Lind [18] se penche sur les mobilités globales puis étage par étage du rachis cervical de 70 sujets sains de 12 à 79 ans; il constate également une diminution linéaire des amplitudes en fonction de l'âge sans distinction des sexes (perte de 6° par décade pour l'extension, 2° par décade pour la flexion, 7° par décade pour l'inclinaison et 6° par décade pour la rotation axiale). Cela correspond aux résultats de Youdas [22] qui conclut à une réduction de 0.5° par an en moyenne pour l'extension.

Les études de Lind et al [18] et de Youdas et al [22] présentent des diminutions de mobilité avec l'âge plus importantes pour le plan sagittal alors que notre étude souligne des pertes plus importantes d'amplitude dans le plan horizontal. Notons que dans ces 2 études, le mouvement des épaules est limité mais pas quantifié entraînant des incertitudes de mesure, notamment dans le plan sagittal.

A l'opposé de ces approches linéaires, Castro et al [33] en 1999 détermine une chute des mobilités à 70 ans. Dvorak et al. [29] à l'inverse obtient une perte de mobilité significative à 40 ans. Notons que ce dernier n'a pas fait de distinction dans sa base de données entre les sujets de plus de 60 ans.

Trott et al. [34] a démontré une perte significative de mobilité des mouvements couplés au cours de l'inclinaison latérale et de la rotation axiale avec l'âge. Wlodyka-Demaille et al. [26] note la même tendance sur une population divisée en 6 décades (de « 15-25 ans » à « plus de 65 ans »). Ces résultats sont en contradiction avec ceux de notre étude qui montrent une amplitude constante, voire en légère augmentation des mouvements couplés. Ces résultats ne peuvent pas être comparés à d'autres études car peu traitent de l'impact de l'âge sur les mouvements couplés.

VIII35. Impact du sport ou de l'IMC

Castro et al. [33] se penche sur l'influence de deux paramètres pouvant affecter la mobilité du rachis cervical : la corpulence du sujet (rapport entre le poids et la taille) et l'activité sportive du sujet. Il apparaît que la mobilité du rachis cervical diminue avec l'augmentation de la corpulence du sujet ; cependant l'étude ne précise pas si cette corpulence est corrélée à l'âge, comme c'est le cas dans notre étude ; il devient dès lors difficile de faire la distinction entre l'impact de l'âge et de la corpulence du sujet sur les mobilités cervicales. Conformément à notre étude, Malmstrom et al. [27] ne constate aucune corrélation entre mobilités cervicales et IMC.

Pour tous les mouvements primaires, la mobilité du rachis cervical diminue parallèlement avec l'augmentation du volume horaire d'activités sportives par semaine [33]. Cela pourrait s'expliquer par le fait que l'arthrose apparaît à la suite d'un excès, d'un manque ou de mauvaises pratiques des exercices physiques. Cependant l'étude de Castro et al. [33] utilise un score donné à chaque sujet caractérisant son niveau d'activité grâce à un barème correspondant au nombre d'heures de sport par semaine ; ce critère reste qualitatif puisqu'il ne prend pas en compte le type d'activité sportive réalisée en distinguant les sports à risque pour le rachis cervical comme le rugby ou le judo ; de plus ce critère se base ici aussi sur les données fournies par le sujet ce qui rend le score obtenu peu fiable.

L'influence de l'obésité et des exercices sportifs sur les mobilités du rachis cervical reste à approfondir.

VIII36. Proprioception

De nombreux protocoles de proprioception existent dans la littérature. Dans notre étude, Les écarts de repositionnement en position neutre ont évalué entre 3.3° et 7.1°. Ces résultats sont globalement

supérieurs à ceux de la littérature. Christensen et Nilsson [61] déterminent la précision de la proprioception “Head-to-NHP” sur 38 sujets sains (20-30 ans) avec l'électrogoniomètre CA6000 et obtiennent une précision en repositionnement entre 0.65° dans le plan frontal et 2.7° dans le plan sagittal.

Chen et al. [36] dans son étude concernant la reproductibilité de repositionnement en position neutre obtient des écarts maximaux en repositionnement dans le plan sagittal atteignant 3.2° .

Solinger et al. affirme que la position neutre n'impacte pas sur la répétabilité des mouvements des sujets [25, 36]. Il quantifie entre 1.0° et 3.2° les écarts de repositionnement en position neutre, les erreurs les plus importantes apparaissant dans le plan sagittal.

Rix et al. [50] obtient des valeurs plus importantes entre 3.7° et 6.1° sur une population saine de 11 sujets âgés entre 28 et 54 ans ; le système de mesure est composé d'un laser fixé sur la tête du sujet pointant un tableau blanc ; la précision de ce système de mesure peut être la cause des écarts importants obtenus par Rix et al.

Wlodyka-Demaille et al. [26] obtient une erreur de repositionnement après une rotation d'amplitude maximale de l'ordre de $3.5-4.2^\circ$. Les valeurs supérieures obtenues dans notre étude peuvent s'expliquer par la répétition consécutive de 4 mouvements de repositionnement de la tête en position neutre sachant que nous avons démontré une dérive progressive de l'erreur en repositionnement.

La proprioception « Head-to-TR » varie en moyenne entre 2° et 4° . Loudon et al. [52] obtient des résultats plus faibles d'environ 1.5° sur une population de 11 sujets sains (43 ans, SD=3.1 ans). Les valeurs sensiblement supérieures obtenues dans notre étude peuvent s'expliquer par le fait que la population testée ici est plus âgée, sachant que nous avons démontré l'impact de l'âge sur la proprioception dans le plan horizontal.

VIII37. Synthèse

La comparaison des résultats de notre étude avec ceux de la littérature montre des ordres de grandeur et des tendances générales similaires. Notre étude apporte une contribution dans la clarification des problématiques liées à l'influence du genre et de l'âge sur les performances du rachis cervical en apportant les données quantifiées des mobilités 3D et de la proprioception d'une base de données de 194 sujets asymptomatiques de 20 à 93 ans ; l'apport de cette étude réside notamment dans l'attention spécifique portée au recrutement de volontaires afin d'obtenir une base de données d'hommes et de femmes à part égale et de tous âges (de 20 ans à plus de 80 ans). L'analyse des mouvements couplés en fonction de l'âge et du genre des sujets apporte un éclairage nouveau sur un point encore peu abordé dans la littérature.

Les valeurs cinématiques de référence obtenues dans cette étude en fonction de l'âge et du genre des sujets vont permettre la mise en évidence d'anomalie cinématique cervicale chez des sujets pathologiques.

IX. Cas d'application

IX1. Rugbymen de première ligne

IX11. Problématique

Le rugby est un sport de contact qui soumet le rachis cervical à un niveau de contrainte élevé et est à l'origine de traumatismes cervicaux graves [134]. Certains postes ou phases de jeu sont particulièrement exposés à ces lésions cervicales, notamment les postes de premières lignes (le talonneur et les piliers droit et gauche) et les phases de mêlée ou de placage [135, 136].

La prise en compte de ces risques de blessures par la Fédération Française de Rugby -FFR- remonte à une dizaine d'années. Elle se traduit par une modification de certaines règles de jeu, notamment concernant la mêlée (entrée en mêlée ou effondrement de la mêlée) ; cette prise de conscience a également conduit à la mise en place d'entraînements spécifiques du rachis cervical notamment chez les joueurs de première ligne, pour renforcer les muscles cervicaux. Ces entraînements se sont généralisés au niveau professionnel mais restent marginaux chez les joueurs amateurs.

Les lésions cervicales du joueur de rugby peuvent être traumatiques au cours du jeu ou bien dégénératives suite au niveau élevé et répété de contrainte appliquée au rachis cervical.

- Les traumatismes subis sont des entorses, des fractures ou des luxations survenant au niveau du rachis cervical inférieur [137] et plus particulièrement en C5-C6 [138]. Les lésions du rachis cervical supérieur, moins fréquentes, correspondent à des entorses ou fractures de l'odontoïde. L'hyper-flexion est généralement le mécanisme lésionnel mis en cause [139].
- La dégénérescence précoce cervicale se traduit par de l'arthrose cervicale accompagnée d'une réduction du diamètre du canal vertébral [140, 141].

Des études destinées à mieux comprendre les facteurs de risques de blessures graves ont été développées pour limiter les accidents graves (tétraplégie voire décès) qui restent rares [136, 140, 142]. Des critères médicaux objectifs pour autoriser le joueur à progresser à un poste donné sont manquants [136]. Des études visant à améliorer le geste sportif et comprendre les facteurs de risques de blessures ont été menées récemment. Piscione et al [143, 144] a mis en place un ergomètre spécifique visant à quantifier les efforts exercés par le joueur lors de l'engagement à l'impact dans la mêlée.

L'impact de la pratique du rugby à haut niveau sur les performances du rachis cervical a été très peu quantifié dans la littérature. Depuis 2007, Lark et al. s'intéresse à cette problématique [145] ; il a déterminé l'impact d'un match sur les mobilités cervicales de rugbymen en fonction de leur poste [146].

IX12. Matériel et méthodes

IX12a) Sujets examinés

23 rugbymen de première ligne (23 hommes, 31-62 ans (moy. 42.2 ans)) ont été examinés afin de mettre en place notre base de données de rugbymen (Tableau 16). Il s'agit de joueurs ayant pratiqué le rugby à un niveau national voire international et ayant arrêté la pratique intensive du rugby depuis un recul variant entre 5 et 35 ans. Tous ces sujets continuaient néanmoins à pratiquer le rugby en amateur ou en tant qu'entraîneur. Ces volontaires ont été recrutés par la FFR au cours d'un séminaire d'information et de prévention au sujet des risques lésionnels cervicaux lors de la pratique du rugby. Les examens se sont déroulés au Centre National de Rugby de Linas-Marcoussis (91) en collaboration avec Julien Piscione.

Tableau 16 : Ancien rugbymen de première ligne examinés au cours de notre étude

	Tranches d'âge des sujets asymptomatiques (ans)				TOTAL
	30-39	40-49	50-59	60-69	
Nombre	7	12	3	1	23
Moyenne d'âge	36.8	42.9	50.7	62.0	43.2

Les sujets ont été examinés selon le protocole de mesure que décrit pour les sujets sains. Le questionnaire clinique était complété par un questionnaire détaillant la carrière sportive de chaque sujet (poste occupé, niveau sportif atteint, niveau sportif actuel, traumatismes subis consécutivement à la pratique de rugby).

12 d'entre eux ont souffert d'un ou plusieurs traumatismes cervicaux graves au cours de leur carrière (entorses du rachis cervical, hernies discales ou fractures diverses survenues lors de phases de jeu), ayant dans un tiers des cas entraîné l'arrêt de la pratique du rugby à haut niveau (Annexe XVII). L'impact des antécédents traumatiques avérés sera évalué au cours de cette étude.

On constate que tous les sujets ont un indice de masse corporel supérieur à 27 (moy. 35) : tous ces sujets présentent un IMC correspondant à une surcharge pondérale plus ou moins importante.

IX12b) Traitement des données

Les données cinématiques analysées sont les mêmes que celles explicitées au Chapitre VI52. Les données seront analysées statistiquement comme décrit dans le Chapitre VI54. A partir des valeurs de référence obtenues pour la base de sujets asymptomatiques, les éventuels écarts significatifs à la normale pour les rugbymen vont être mis en évidence.

Etant donné qu'un seul sujet appartenant à la tranche d'âge « 60-69 ans » participe à cette étude, les valeurs cinématiques obtenues seront mentionnées séparément.

IX13. Résultats

IX13a) Amplitudes de mobilités principales

Les amplitudes de mobilités principales sont synthétisées dans le Tableau 17 dans lequel sont reportées également les amplitudes obtenues pour la base de données de sujets sains. Aucune distinction relative aux antécédents traumatiques des rugbymen n'a été réalisé dans cette synthèse puisque aucune différence significative sur les amplitudes de mouvements principaux n'est mis en évidence quelle que soit la tranche d'âge considérée. Un sujet a néanmoins du être écarté de la base de données de rugbymen : il s'agit du sujet 1 (31 ans) présentant 3 hernies cervicales et des mobilités cervicales significativement inférieures à celles des autres joueurs de la même tranche d'âge ; les données de ce joueur ne sont pas prises en compte dans le Tableau 17. Les vitesses d'exécution de mouvements obtenues sont 1,1°/s (SD=0,9°) dans le plan sagittal, 1,7°/s (SD=1,4°) dans le plan sagittal et 2,9°/s (SD=2,2°) dans le plan horizontal. Ces vitesses correspondent au 2/3 des vitesses de référence dans les plan horizontal et frontal, et au 2/5 des vitesses de référence dans le plan sagittal.

Tableau 17 : Mobilités cervicales des rugbymen (en gris), comparativement à la base de référence.

* Mobilité anormale (Pas inclus dans l'intervalle Moyenne+/- 1 écart-type)

** Mobilité anormale (Pas inclus dans l'intervalle Moyenne+/- 2 écart-type)

			Tranches d'âge des sujets (ans)			
			30-39	40-49	50-59	60-69
Inclinaison latérale	Sains	Amplitude totale (en °)	70	76,4	72,4	64,2
		<i>Ecart-type</i>	16,9	11,1	15,9	18,2
	Rugby.	Amplitude totale (en °)	66,6	60,4 *	50,3 *	56,3
		<i>Ecart-type</i>	10,3	8,1	9,8	-
Flexion-extension	Sains	Amplitude totale (en °)	110,5	117,1	111,3	94,4
		<i>Ecart-type</i>	13,4	7,3	15,9	16
	Rugby.	Amplitude totale (en °)	93,2 *	84,7 **	76,7 **	93,2
		<i>Ecart-type</i>	11,3	13	11,9	-
Rotation axiale	Sains	Amplitude totale (en °)	136,9	134,9	126,7	123
		<i>Ecart-type</i>	10,5	9,4	19,7	19,8
	Rugby.	Amplitude totale (en °)	118,3 *	117,2 *	93,5 *	118
		<i>Ecart-type</i>	10,1	14,7	11,6	-

Le rugbyman situé seul dans la tranche d'âge de 60-69 ans ne présente également aucune différence significative avec les valeurs d'amplitude de référence de la base de données de sujets asymptomatiques.

Les rugbymen des tranches d'âge « 30-39 ans », « 40-49 ans » et « 50-59 ans » présentent des mobilités significativement réduites dans chacun des plans de l'espace, hormis pour le mouvement d'inclinaison latérale pour les « 30-39 ans » ; leurs amplitudes de mouvement principal sont

majoritairement « anormales » puisqu'elles se situent entre à plus d'un écart-type et moins de deux écarts-types de la moyenne de référence obtenue pour les sujets sains (Figure 23). Pour le mouvement principal de flexion-extension pour les « 40-49 ans » et les « 50-59 ans », les amplitudes de mouvement sont anormales car extérieures au corridor formé par la moyenne de référence ± 2 écarts-types.

Il est difficile de prouver l'origine de cette réduction significative des mobilités principales ; celle-ci peut provenir de l'activité sportive soutenue des sujets ou bien peut être induite par le diamètre important de leur cou (IMC>27) gênant la réalisation des mouvements notamment dans le plan sagittal. Toutefois, l'analyse de l'impact de l'IMC sur les mobilités principales dans la base de données de référence n'avait permis de mettre en évidence aucune corrélation entre IMC et amplitude de mouvement, ce qui tend à montrer que la réduction de mobilité des rugbymen peut être imputée aux contraintes subies par le rachis lors de la pratique du rugby. Il est évident que les rugbymen examinés ont une musculature au niveau du cou beaucoup plus développée que les sujets sains de même IMC, d'autant que les rugbymen participant à cette étude sont d'anciens joueurs de premières lignes ; cette remarque doit être pondérée avec le fait que tous ces joueurs ont stoppé leur carrière et donc les entraînements intensifs depuis en moyenne 15 ans.

Le sujet 1 écarté de la base de données présente des mobilités de 65.6° dans le plan sagittal, 45.7° dans le plan frontal et 52.8° dans le plan horizontal, ce qui constitue des amplitudes très significativement réduites, pour sa tranche d'âge, par rapport à la base de sujets asymptomatiques et de surcroît par rapport à la base de données de rugbymen.

Les amplitudes des mouvements principaux sont corrélées à l'âge du sujet ($P < 0.02$) pour les mouvements d'inclinaison latérale et de flexion-extension. Dans le plan horizontal, aucune corrélation n'est mise en évidence entre l'âge et les amplitudes principales de rotation axiale ($P = 0.17$).

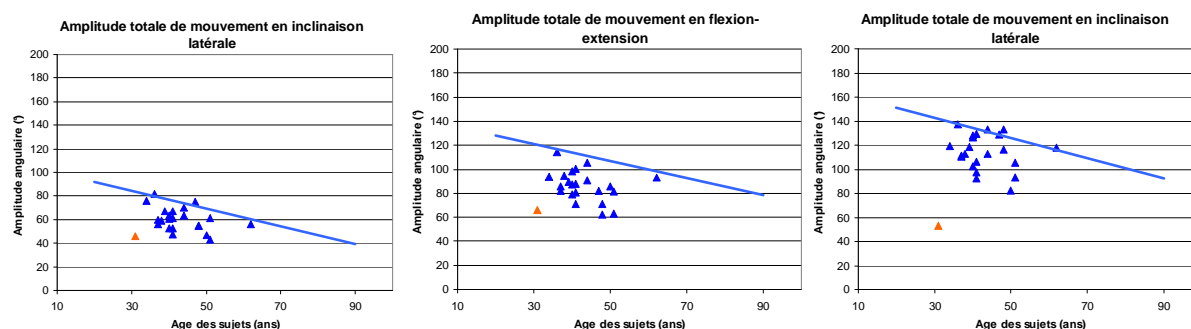


Figure 23 : Mobilités cervicales principales des rugbymen examinés de fonction de l'âge, comparativement à la base de données de sujets de référence (régression linéaire en bleu pour les sujets asymptomatiques masculins). Le triangle orange représente les mobilités du sujet 1 (31 ans) présentant 3 hernies cervicales

IX13b) Mouvements couplés

Les amplitudes de mouvements couplés de la base de données des rugbymen ne sont pas corrélées à l'âge ($P > 0,22$), constatation également faite pour la base de données de sujets sains.

Les amplitudes de couplage pour le mouvement de flexion-extension sont de $6,0^\circ$ ($SD=3,3^\circ$). Les amplitudes des mouvements couplés pour le mouvement d'inclinaison latérale sont de $9,9^\circ$ ($SD=4,7^\circ$) dans le plan sagittal et de $21,0^\circ$ ($SD=10,2^\circ$) dans le plan horizontal. Les amplitudes de mouvement couplé pour le mouvement de rotation axiale sont de $10,7^\circ$ ($SD=3,7^\circ$) dans le plan sagittal et de $23,0^\circ$ ($SD=9,7^\circ$) dans le plan frontal. Ces amplitudes de couplage sont inférieures quel que soit le mouvement considéré aux valeurs de référence sans que ces écarts soient toutefois significatifs.

Le sujet 1 présente des amplitudes de mouvements couplés de l'ordre de $6,2^\circ$ ($SD=3^\circ$) pour les plans mouvements principaux. Les couplages sont quasi-inexistants pour ce sujet.

Le pourcentage d'amplitudes de mouvements par rapport aux amplitudes de mouvements principaux est le même chez les sujets sains et chez les rugbymen examinés. Le schéma d'évolution des mobilités ne correspond pas à celui qu'on note chez les sujets sains âgés qui présentent des amplitudes principales réduites avec des amplitudes de mouvements couplés inchangées voire légèrement augmentées. En revanche, pour les sujets présentant un IMC supérieur à 25 dans la base de données de référence des amplitudes de mouvements couplés légèrement supérieures à la moyenne sont observées.

IX13c) Schéma de mouvement

Qualitativement, les schémas de mouvements des sujets rugbymen ne présentent pas de différences notables avec les patterns de mouvements de référence. La synchronisation entre le mouvement principal et les mouvements couplés au cours du cycle de mouvement est conservée pour les trois mouvements principaux. Comme pour les sujets sains, seul le couplage entre inclinaison et rotation est quantifiable ; les écarts entre les extrema du mouvement principal d'inclinaison et les extrema du mouvement couplé en rotation sont de 2% ($SD=12\%$) et les écarts entre les extrema du mouvement principal de rotation axiale et les extrema du mouvement couplé en inclinaison sont de -1% ($SD=6\%$). Seuls 2 sujets (41 ans et 50 ans) présentent un couplage homolatéral entre rotation et inclinaison.

IX13d) Proprioception

L'âge n'impacte pas sur la proprioception « Head-to-NHP » ($P > 0,05$). Ce même constat est réalisé sur la base de données de référence. Contrairement aux sujets sains, les écarts entre la position neutre de référence et le repositionnement de la tête n'ont pas tendance à augmenter avec le temps au cours du mouvement, hormis pour la flexion extension (Figure 24). Les ordres de grandeur des écarts observés entre position neutre et repositionnement pour le plan principal de mouvement et les plans de couplage sont analogues voire légèrement inférieurs aux valeurs de référence, hormis pour la flexion-extension où les écarts de repositionnement sont significativement supérieurs aux données des sujets contrôles.

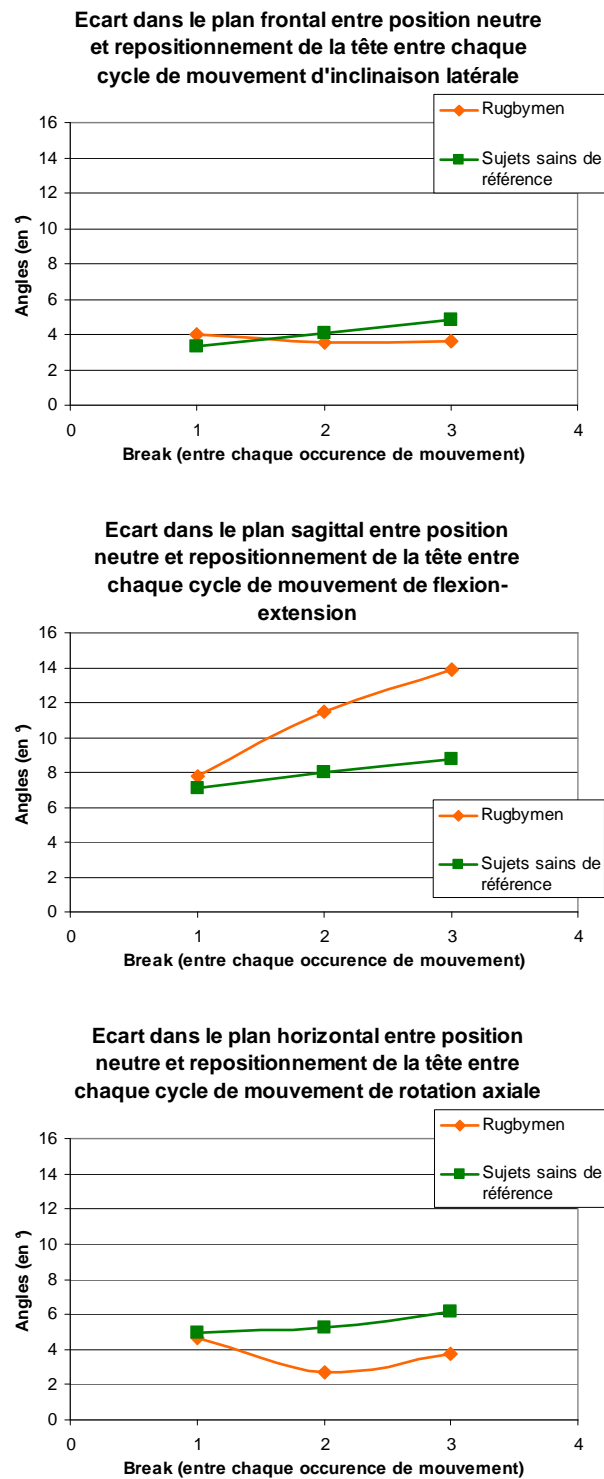


Figure 24 : Proprioception « Head-to-NHP » des rugbymen (en orange) comparativement à la base de données de référence (en vert)

L'âge n'impacte pas sur la proprioception « Head-to-TR » ($P > 0.05$). Pour les sujets asymptomatiques un impact de l'âge sur la proprioception dans le plan horizontal a été mis en évidence ; le faible nombre de rugbymen par tranche d'âge et la faible dispersion de leur âge peut expliquer la difficulté de mettre en évidence un impact significatif de l'âge sur ces données.

Les incertitudes de repositionnement en position cible correspondent à l'incertitude obtenue pour la base de données de référence (14% dans le plan sagittal et 8% dans le plan horizontal) (Figure 25). Un sujet (41 ans, sans antécédents traumatiques) présente des imprécisions de retour en position cible significativement supérieure à celle des sujets sains dans le plan sagittal et horizontal (de l'ordre de 36% d'écart).

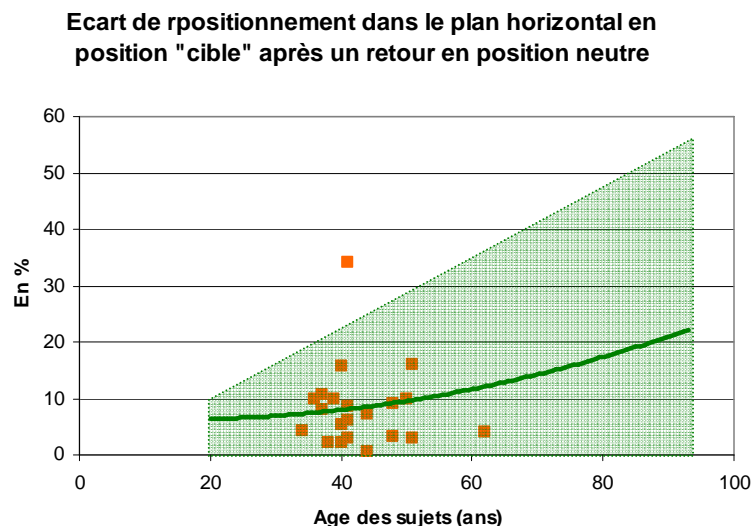


Figure 25 : Proprioception « Head-to-TR » dans le plan horizontal chez les rugbymen (carré orange) comparativement aux sujets asymptotiques (moyenne +/- 1 écart-type)

IX14. Discussion et perspectives

Lark et al. [145] en 2007 a comparé les performances cervicales de 46 rugbymen (26 joueurs aux postes "avant" (moy. 26 ans) et 20 joueurs aux postes « arrière » (moy. 24 ans)) ayant 14 ans de pratique du rugby en moyenne, à un panel de 14 sujets sportifs (moy. 28 ans) ne pratiquant pas le rugby de manière intensive. Il constate que ce sont les rugbymen aux postes « avant » qui présentent les amplitudes de mobilités les plus faibles au regard des joueurs « arrière » et des sujets de contrôle, notamment pour l'extension cervicale (respectivement 43° contre 55° et 58°). Le nombre d'années de pratique du rugby est corrélé à la réduction de mobilités cervicales des rugbymen.

Dans notre étude, le mouvement de flexion-extension apparaît également comme le mouvement le plus affecté par la pratique du rugby à haut niveau.

Lark et al. [145] quantifie une altération significative de la proprioception « Head-to-NHP » après un mouvement dans le plan sagittal ; les écarts de repositionnement en position neutre sont quantifiés à 3° pour les sujets contrôles contre 6° pour les rugbymen. Ce même constat est réalisé dans notre étude.

La principale perspective de ce projet est d'étoffer la base de données de rugbymen par des rugbymen encore en activité et des rugbymen à différents postes, afin de quantifier l'impact du nombre d'années de pratique du rugby, du poste ainsi que de l'âge et du genre du joueur.

IX2. Impact du port d'orthèses cervicales

IX21. Problématique

Dans le cas de pathologies cervicales, l'immobilisation du rachis cervical est une thérapeutique de choix. De nombreuses orthèses cervicales existent sur le marché ; chacune répond à des attentes thérapeutiques différentes, allant de l'immobilisation stricte à une contention articulaire plus ou moins importante, apportant antalgie, chaleur et soutien psychologique. On distingue :

- les colliers cervicaux du petit appareillage orthopédique (PAO), produits en série, offrant une limitation plus ou moins grande des mobilités. Ils ont pour objectif de décontracter les muscles cervicaux grâce au réchauffement assuré par l'orthèse, de limiter les mouvements de grande amplitude et de diminuer les charges supportées, notamment par le rachis supérieur. Ils sont divisés en 4 catégories allant de C1 (collier en mousse préconisé pour des torticolis ou cervicarthroses) à C4 (collier rigide avec appui mentonnier, occipital, sternal et dorsal préconisé dans le cas d'entorses, traumatismes graves ou prescriptions post-chirurgicales) ;
- les orthèses d'immobilisation ou minerves du grand appareillage orthopédique (GAO), fabriquées sur mesure, fournissant une immobilisation stricte.

L'étude de l'impact du port de tels ou tels orthèses cervicales sur les mobilités cervicales est essentielle pour quantifier leurs fonctionnalités et ainsi donner aux médecins des éléments objectifs pour faciliter leurs prescriptions. Cette étude a été réalisée dans le cadre du master de recherche de Nathalie Ginsac en 2007.

IX22. Matériel et méthodes

IX22a) Sujets examinés

Trente huit sujets sains (12 femmes et 26 hommes, 20 à 83 ans, moyenne 35 ans) ont participé à l'étude (Tableau 18). Ces sujets font partie de la base de données de sujets asymptomatiques mise en place dans le Chapitre VIII. Chaque sujet a donc participé à l'examen cervical sans collier puis avec une ou plusieurs orthèses cervicales. Les sujets ont été examinés selon le protocole de mesure décrit pour les sujets sains.

Tableau 18 : Sujets sains examinés dans cette étude

	Orthèses testées				
	Sans collier	Avec C2	Avec C2RS	Avec C2RD	Avec C4
Nombre de sujets	38	11	8	14	24

Une étude de reproductibilité a été menée avec le collier cervical C2RD sur 10 personnes saines âgées de 20 à 26 ans. Chaque personne est passée deux fois à une semaine d'intervalle. La reproductibilité entre les deux passages a été évaluée en calculant le coefficient Pearson et en effectuant le test-t. Aucune différence

significative entre les deux passages n'a été mise en évidence. Le mouvement le plus reproductible est celui de flexion/extension ($ICC > 0.8$). L'intervalle de confiance à 95% varie entre 6° et 10° .

IX22b) Orthèses cervicales testées

Les colliers cervicaux qui ont été utilisés dans cette étude proviennent des laboratoires Sober qui nous ont fourni trois catégories différentes de colliers cervicaux, des colliers souples C2, renforcés par une tige métalliques (C2 renforcé simple ou C2RS) ou par deux tiges métalliques (C2 renforcé double ou C2RD) et un collier rigide C4 (Figure 26).



Figure 26 : Colliers cervicaux Sober respectivement de gauche à droite (C1, C2RS, C2RD et C4)

IX22c) Traitement des données

Les données cinématiques obtenues suite à l'examen seront les mêmes que celles explicitées au Chapitre VI52. Les données cinématiques seront testées statistiquement à partir du Test-t : à partir des valeurs de référence obtenues pour la base de sujets asymptomatiques, les écarts significatifs à la normale des valeurs cinématiques obtenues lors du port d'orthèses cervicales vont être mis en évidence.

Dans cette étude, seules les amplitudes principales de mouvements ont été étudiées, les mouvements couplés étant d'amplitude trop faible pour être pertinemment pris en compte. La population de volontaires a été analysée sans distinction du genre étant donné le nombre restreint de sujets dans chaque catégorie. L'âge des sujets n'a également pas pu être pris en compte dans cette étude.

IX23. Résultats

Les amplitudes moyennes des mouvements sans orthèse et avec chacune des orthèses sont présentées dans la Figure 27. Toutes les orthèses testées présentent une réduction significative des amplitudes de mouvements principaux.

Le collier cervical C4 est le collier cervical le plus immobilisant, particulièrement lors de mouvement de flexion-extension avec un pourcentage de réduction du mouvement de 55% .

Une différence significative d'immobilisation est obtenue entre les deux colliers C2 et le collier C4, hormis pour le mouvement de rotation. Aucune différence significative n'est mise en évidence entre les différents colliers C2. Le collier C2 est significativement plus immobilisant que le collier C2RS à $\pm 16^\circ$ pour le mouvement de flexion, et le collier C2RD est significativement plus immobilisant à $\pm 20^\circ$ que le collier C2 RS pour les mouvements de flexion et d'extension.

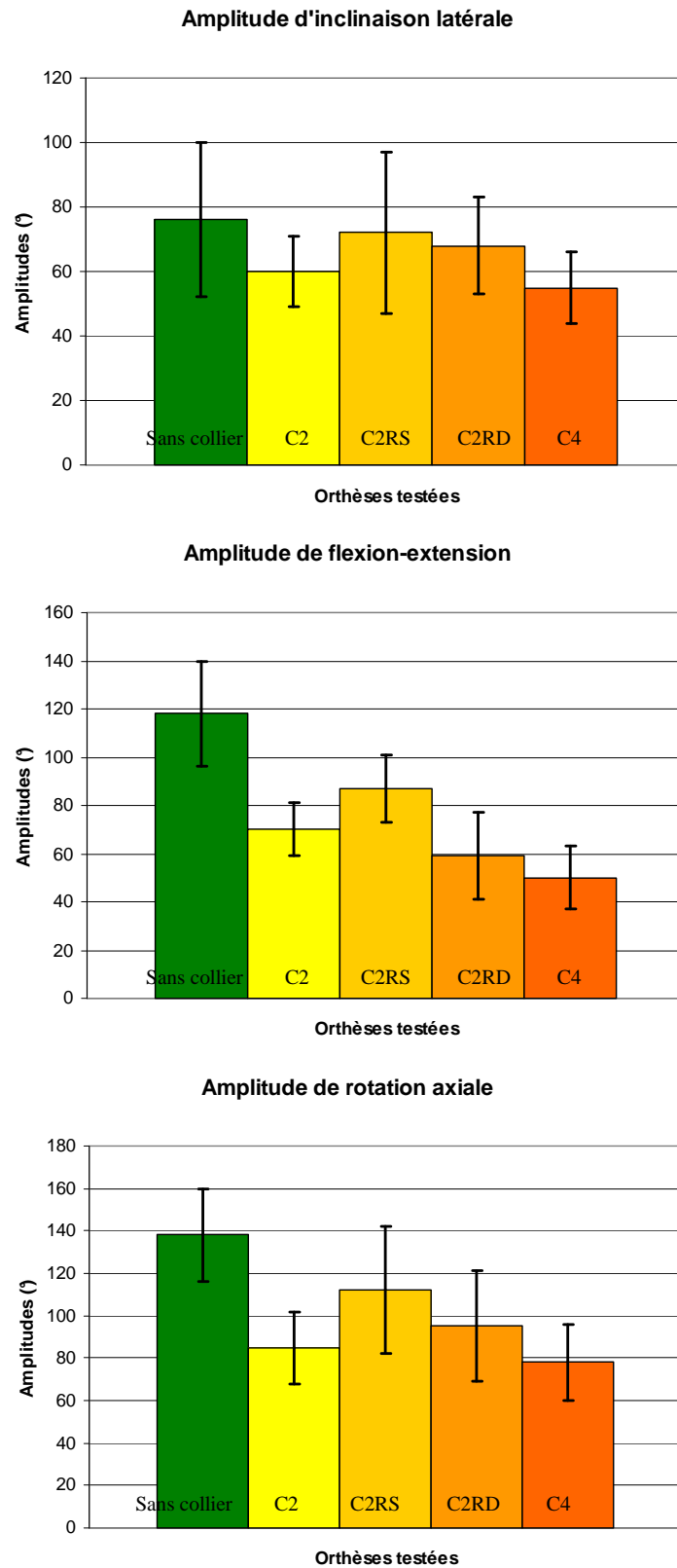


Figure 27 : Comparaison des amplitudes du mouvement sans collier et avec les différentes orthèses

IX24. Discussion

Les réductions de mobilités cervicales lors du port des différentes orthèses obtenues dans notre étude sont du même ordre de grandeur que les résultats retrouvés dans la littérature (Figure 28).

Concernant les colliers C2, les réductions de mobilités cervicales obtenues dans notre étude sont bien supérieures à celles recensées dans la littérature qui offrent un nombre d'études traitant de cette problématique moins important que pour le collier C4 ; les pourcentages de réduction pour les mouvements d'inclinaison latérale, de flexion-extension et de rotation axiale sont respectivement de 22%, 43% et 35% dans notre étude contre 8%, 26% et 17% dans l'étude de Johnson et al. [2], et 8%, 9% et 11% dans l'étude de Sandler et al [3]. L'immobilisation du collier souple C2 Sober est plus importante que celle de colliers similaires testés auparavant.

En 1977, Johnson et al [2] quantifie l'efficacité d'immobilisation du rachis cervical de 5 orthèses cervicales sur 44 sujets sains en utilisant la radiographie pour étudier les mouvements de flexion-extension et d'inclinaison latérale et la photographie pour étudier les mouvements de rotation. Les résultats de cette étude sont similaires à ceux obtenus dans notre étude concernant le collier C4. Gavin et al. [5] qui utilise la vidéofluoroscopie pour mesurer les amplitudes des mouvements de flexion-extension lors du port de deux colliers cervicaux C4, obtient également des pourcentages de réduction de mobilités analogues lors du port de collier C4.

Hartman et al. [1] obtient des réductions de mobilités cervicales supérieures à celles obtenues dans notre étude lors du port d'un collier cervical C4 sur 5 sujets sains, notamment pour le mouvement d'inclinaison latérale. En 2005, Zhang et al. [6] est l'un des seuls auteurs à avoir utilisé un système optoélectronique pour mesurer les amplitudes des mouvements cervicaux lors du port d'orthèse, en comparant l'efficacité de deux nouveaux colliers cervicaux C4 à deux autres couramment utilisés en clinique. Il obtient des pourcentages de réduction plus importants que ceux trouvés dans notre étude avec le collier C4 Sober, notamment pour le mouvement de rotation axiale. Hughes et al. [4] étudie l'efficacité d'un collier cervical C4 en utilisant la radiographie pour étudier les mouvements de flexion extension et d'inclinaison latérale, puis un goniomètre pour quantifier les mouvements de rotation ; les résultats obtenus sont analogues aux nôtres, hormis dans le plan sagittal de mouvement, à l'inverse de Sandler et al. [3] dont les résultats divergent des nôtres pour les plans frontal et horizontal.

Les écarts observés avec certaines études peuvent s'expliquer par le fait que les orthèses étudiées ne sont pas les mêmes, même si elles appartiennent à une même catégorie de colliers. La notion d'amplitude maximale est assez subjective, la consigne donnée aux sujets volontaires pouvant être interprétée différemment selon que le sujet « force » ou non sur l'orthèse lors de la réalisation de mouvements extrêmes.

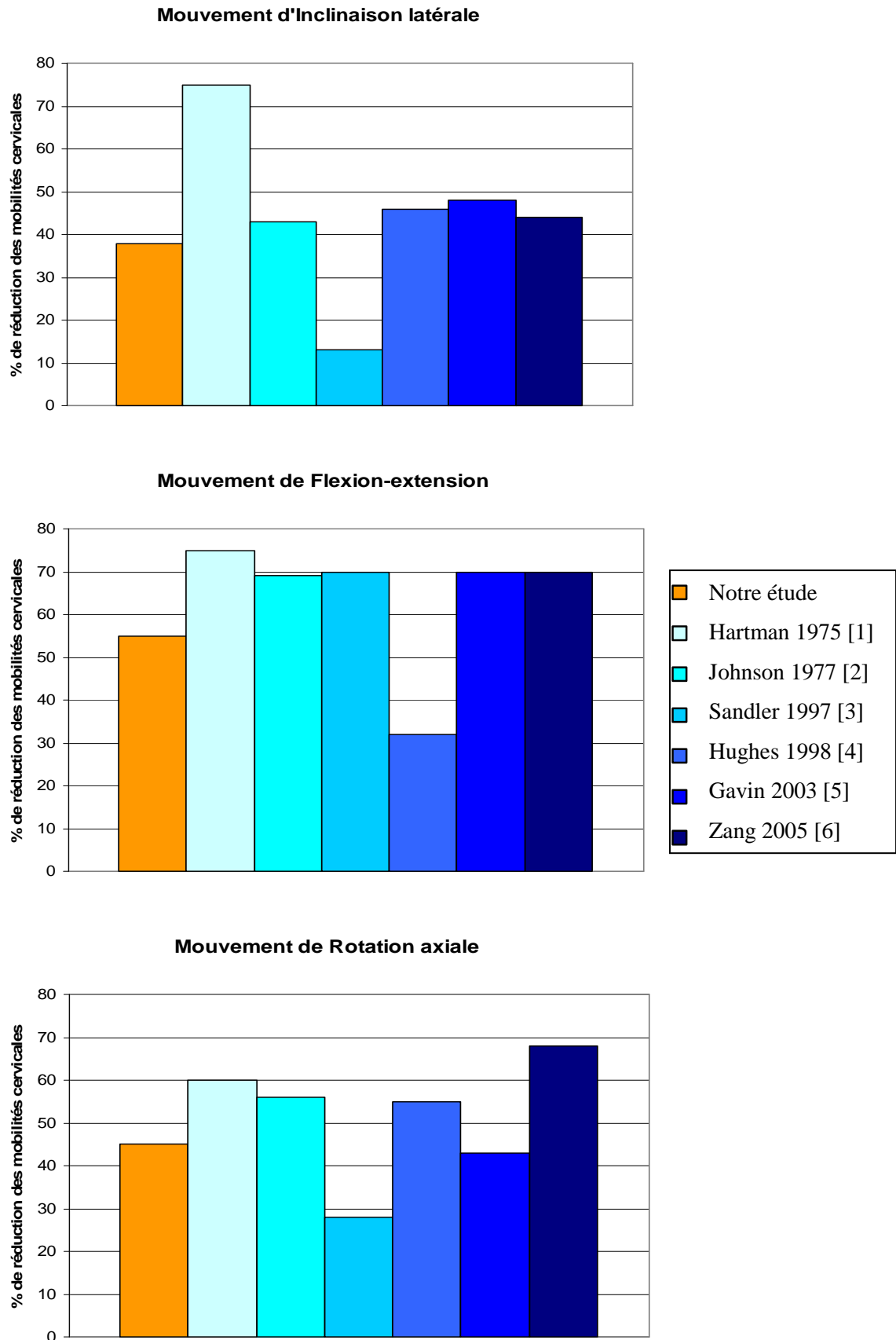


Figure 28 : Comparaison des pourcentages de réduction du mouvement d'inclinaison latérale, lors du port de colliers rigides, trouvés dans la littérature à celui du projet.

IX25. Synthèse

Cette étude a permis de déterminer l'impact du port de différentes catégories d'orthèses sur la mobilité du rachis cervical. Elle contribue à l'amélioration des connaissances des propriétés fonctionnelles des différentes catégories d'orthèses, apportant aux médecins des données quantifiées guidant la prescription des orthèses.

Cette étude apporte de nouvelles informations par rapport à la littérature existante car elle étudie des orthèses qui n'ont jamais été étudiées auparavant à partir d'un outil de capture du mouvement peu utilisé jusqu'alors pour l'étude des mobilités cervicales lors du port d'orthèses.

Une étude similaire a été menée sur l'impact du port de minerves à appui sterno-occipito-mandibulaire et à base thoracique. L'immobilisation stricte de ce type d'appareillage rend peu pertinente une étude globale des mobilités cervicales globale, à partir d'outils de capture du mouvement.

Cette étude a certaines limites. Nous avons mesuré les mouvements actifs pour tous les sujets et il serait intéressant de se pencher sur l'étude de mouvements passifs, produisant des amplitudes de mouvement beaucoup plus importantes. L'étude a été menée uniquement sur sujets sains, et il serait pertinent de mener une étude similaire pour des sujets ayant des instabilités du rachis cervical. Il serait intéressant de continuer cette étude pour augmenter la base de données des sujets avec chacune des catégories d'orthèses cervicales afin d'augmenter la pertinence statistique des résultats obtenus en prenant par exemple en compte l'âge et le genre des sujets puisque l'on a constaté que ce sont des paramètres qui impactent la cinématique cervicale asymptomatique.

IX3. Whiplash

IX31. Problématique

Le « Quebec Task Force on Whiplash-Associated-Dissordern (WAD) » définit le terme de whiplash comme le mécanisme d'accélération-décélération de la tête causée par un choc frontal ou de côté. Le whiplash ou entorse cervicale peut être défini comme une blessure musculaire, articulaire ou ligamentaire du rachis cervical et exclut toute fracture ou dislocation cervicale.

Le whiplash est un phénomène controversé en clinique [147], les lésions des tissus mous qu'il engendre restant invisibles aux radiographies, IRM ou par Scan [19, 148, 149]. Les amplitudes de mouvements cervicaux lors du choc sortent rarement de ses limites physiologiques [148, 150, 151]. L'EMG des muscles cervicaux ne permettent pas de mettre en lumière une activation anormale des muscles [57]. Certains scientifiques se demandent donc si le WAD relève plutôt du psychologique que du somatique [152]. Certains patients développent des symptômes chroniques qui durent bien au delà de la période de guérison des tissus « mous ».

Récemment, des études ont tenté de prouver et d'expliquer l'existence de lésions physiques réelles à la suite d'un traumatisme de type whiplash [148, 150, 151, 153, 154] : le mécanisme lésionnel proposé par Macnab en 1966 [155-158] qui décrivait le phénomène du whiplash comme la succession d'une hyperextension puis d'une hyperflexion du rachis cervical s'avère être inexact. Le phénomène du whiplash se caractérise par une « phase en S » consistant en une extension du rachis cervical inférieur tandis que le rachis cervical supérieur est en relative flexion [150, 159]. Durant cette phase, le rachis cervical inférieur est en extension au delà de ses limites physiologiques, provoquant les lésions des tissus mous [154, 160]. Les lésions apparaissent en premier au niveau C5-C6 et C6-C7 [161-163]. La brusque augmentation de la pression dans le canal rachidien lors du choc pourrait également être la cause de lésions irréversibles observées dans les tissus avoisinants expliquant la persistance des symptômes tels que les vertiges, troubles de la vision ou encore migraines chez les patients ayant subi un traumatisme de type whiplash [153, 164]. La phase de flexion du rachis cervical en fin de mouvement ne semble causer aucune lésion sérieuse [159].

Il reste assez difficile de définir une règle permettant de connaître à coup sûr en fonction de la violence du choc, les risques de lésions encourues par les automobilistes [165, 166].

La sévérité du traumatisme dépend non seulement de la violence du choc mais aussi de la morphologie, du sexe du sujet, ou bien encore de la nature du choc ou de la position du sujet dans la voiture au moment du choc [167]. Une pré-activation de la musculature cervicale limite l'accélération résultante et l'amplitude des mouvements céphaliques, réduisant ainsi les lésions cervicales subies [168-170].

Certains paramètres liés au véhicule lui-même comme la hauteur de l'appui-tête, la rigidité ou l'inclinaison du siège influent sur le mécanisme lésionnel en impactant les forces de compression ou cisaillement dans le rachis cervical [164, 171-173]. Le port de la ceinture est paradoxalement associé à une augmentation des blessures cervicales lors d'accidents mineurs [148, 174].

In vitro, il semble assez simple de définir une dérive de la zone neutre comme paramètre pertinent pour caractériser le WAD [162]. *In vivo*, l'imagerie médicale étant parfois impuissante, l'amplitude de mouvement [175] ainsi que la proprioception [17] sont les paramètres qui semblent les plus adaptés pour identifier un traumatisme de type whiplash de manière non invasive et très rapide.

Feipel et al. [48] caractérise le WAD à partir des patterns de mouvements, se traduisant par des irrégularités de vitesse et de brusques accélérations. Les douleurs et/ou les troubles de la proprioception pourraient être à l'origine de ce phénomène. Les ligaments, muscles et tissus ayant subi des lésions multiples lors du traumatisme, et notamment des élongations, ne permettent plus aussi facilement au sujet souffrant de WAD de revenir fixer une cible virtuelle dans l'espace car ses perceptions sont altérées [52].

Les positions des centres instantanés de rotation des vertèbres sont des paramètres sensibles aux lésions causées par un traumatisme de type whiplash [58, 76, 86, 109]. Dvorak and al. [76] et Lee and al. [58] observent un décalage antérieur des CIRs dans le plan sagittal.

IX32. Matériel et méthodes

IX32a) Sujets examinés

6 sujets féminins (25-48 ans) ont participé à l'étude (Tableau 19). Tous les sujets présentent un traumatisme cervical résultant d'un choc piéton ou d'un choc en tant que conducteur ou passager d'un véhicule. La majorité des patients a été recrutée par le Docteur Riche, médecin expert de la MAIF, dans le cadre de consultation à son cabinet entrant dans le suivi des patients. Seule une patiente s'est présentée spontanément au Laboratoire de BioMécanique. Leur consentement verbal a été exigé avant le démarrage du protocole.

Tableau 19 : Description de la base de données de sujets souffrant de WAD

Numéro du sujet	Recul post accident (mois)	Sexe	Age (ans)	Taille (cm)	Poids (kg)	IMC
1	36	F	25	166	63	23
2	9	F	48	172	90	30
3	22	F	42	168	59	21
4	25	F	44	151	71	31
5	10	F	27	168	60	21
6	8	F	36	163	55	21

IX32b) Traitement des données

Etant donné le faible nombre de sujets pathologiques étudié, les statistiques ne pourront pas être utilisées dans cette étude préliminaire. A partir des corridors de normalité mis en place au Chapitre VIII pour des paramètres quantitatifs et des courbes de mobilités exprimés en pourcentage de cycle de mouvement, les résultats obtenus pour cette population pathologique pourront être superposés à ces intervalles de référence afin de déterminer d'éventuelles déviations significatives de l'individu par rapport à la base de données asymptomatiques.

IX33. Résultats

Etant donné que le panel de sujets pathologiques de notre étude est exclusivement féminin, nous comparons les données des sujets pathologiques aux données de la base de données de sujets féminins des mêmes tranches d'âge.

La vitesse d'exécution de mouvement est de 0.7°/s (SD=0.4°/s) dans les plans sagittal et frontal, et de l'ordre de 1.6°/s (SD= 0.8°/s) dans le plan horizontal. Les vitesses moyennes d'exécution des sujets pathologiques examinés sont égales au tiers des vitesses moyennes de référence.

IX33a) Amplitudes de mobilités principales et couplées

La moyenne des amplitudes de mobilités doit être analysée avec précaution étant donné qu'il existe une dispersion importante des valeurs d'amplitudes de mobilités cervicales en fonction des patients (Tableau 20 et Figure 29).

Tableau 20 : Amplitude principale de mouvement des sujets pathologiques comparativement aux données de référence

			Tranches d'âge des sujets (ans)		
			20-29	30-39	40-49
Inclinaison latérale	Sains	Amplitude totale (en °)	85,3	81,6	78,7
		<i>Ecart-type</i>	15,1	20,2	15,8
	Pathol.	Amplitude totale (en °)	64,4	48,4	54,2
		<i>Nombre de sujets</i>	2	1	3
Flexion-extension	Sains	Amplitude totale (en °)	126,6	116,5	118,4
		<i>Ecart-type</i>	19,4	15,1	15,7
	Pathol.	Amplitude totale (en °)	91,9	60,8	69,4
		<i>Nombre de sujets</i>	2	1	3
Rotation axiale	Sains	Amplitude totale (en °)	150,0	147,7	136,9
		<i>Ecart-type</i>	15,3	20,1	11,9
	Pathol.	Amplitude totale (en °)	132,0	134,5	90,2
		<i>Nombre de sujets</i>	2	1	3

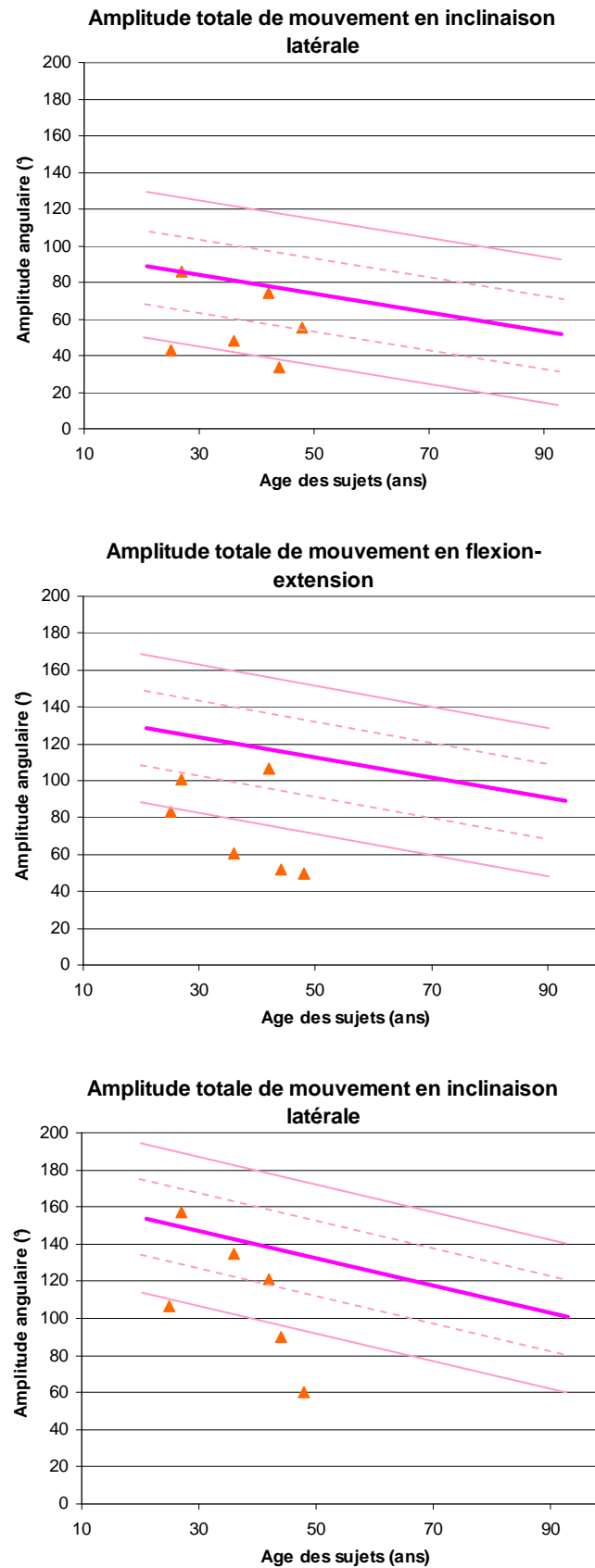


Figure 29 : Amplitudes principales des 3 mouvements principaux pour les 6 sujets pathologiques comparativement aux valeurs moyennes de référence des sujets féminins asymptomatiques (la ligne pointillée correspond à la moyenne +/- 1 écart-type et la ligne pleine à la moyenne +/- 2 écart-type)

La flexion-extension apparaît comme le mouvement le plus affecté par la pathologie ; l'amplitude principale de mouvement présente une réduction significative des mobilités pour 4 des 6 patientes. L'amplitude d'inclinaison latérale est normale pour la moitié des patientes, peut être considérée comme anormale pour 1 patiente (présentant un écart à la moyenne compris entre un et deux écarts-types) et apparaît comme significativement réduite chez 2 patientes. Les amplitudes principales de rotation axiale sont normales pour 3 patientes et significativement réduites pour 3 patientes.

La patiente 3 (42 ans) présente des mobilités normales dans les 3 plans de l'espace. Les patientes 1 (25 ans) et 4 (44 ans) présentent à l'inverse des réductions significatives d'amplitude de mobilités cervicales dans les 3 plans de l'espace.

On a vu que l'amplitude des mouvements couplés n'est pas significativement corrélée à l'âge pour les sujets de moins de 50 ans. L'étude des mouvements couplés se fait donc sans distinction de l'âge des sujets.

L'amplitude des mouvements couplés lors de la flexion-extension est de 3° ($SD=0.7^\circ$).

Le couplage en flexion lors de l'inclinaison ou lors de la rotation est respectivement de 7° ($SD=1^\circ$) et de 6° ($SD=2^\circ$) ce qui est plus faible que les valeurs obtenues pour la base de données de sujets sains dont l'amplitude de couplage dans le plan sagittal lors de l'inclinaison ou lors de la rotation varie entre 13° et 14° .

L'amplitude de mouvement couplé en rotation lors de l'inclinaison latérale est quantifié à 27° ($SD=10^\circ$), ce qui correspond tout à fait aux valeurs de référence pour les mêmes tranches d'âge, à savoir 27° ($SD=17^\circ$). En revanche, le couplage entre inclinaison et rotation lors du mouvement de rotation axiale est beaucoup moins présent chez les sujets pathologiques que chez les sujets sains (respectivement 9° ($SD=4^\circ$) contre 25° ($SD=17^\circ$)).

IX33b) Proprioception

La proprioception « Head-to-NHP » met en évidence des écarts de retour en position neutre à chaque arrêt par rapport à la position neutre de départ majoritairement dans le plan principal de mouvement. Ces écarts varient de 2.1° à 6.4° dans le plan principal de mouvement et de 0.8° à 3.0° pour 2 autres plans de l'espace. Il s'agit du même ordre de grandeur que la base de données de référence dont les écarts varient de 3.3° à 7.1° pour le plan principal et de 1.4° à 3.6° pour les mouvements couplés.

Contrairement aux sujets sains qui avaient tendance à « dépasser » l'objectif systématiquement, les sujets pathologiques réalisent leur arrêt en position neutre « avant » ou « après » la position neutre de référence à nombre égal.

La proprioception « Head-to-TR » est du même ordre de grandeur pour les sujets pathologiques que pour les sujets sains de référence, respectivement 3° ($SD=2.5^\circ$) contre 4° ($SD=3^\circ$) dans le plan horizontal et 1.5° ($SD=1^\circ$) contre 2° ($SD=2^\circ$) dans le plan sagittal.

IX33c) Allure des courbes

L'allure qualitative des courbes de mobilités des sujets pathologiques en fonction du temps se distingue des courbes de référence : outre une amplitude maximale de mobilité réduite, le pattern global de mouvement est altéré, présentant des paliers en position maximale de mouvement et des à-coups (Figure 30).

La synchronisation entre mouvements principaux et couplés est retrouvée chez les sujets pathologiques.

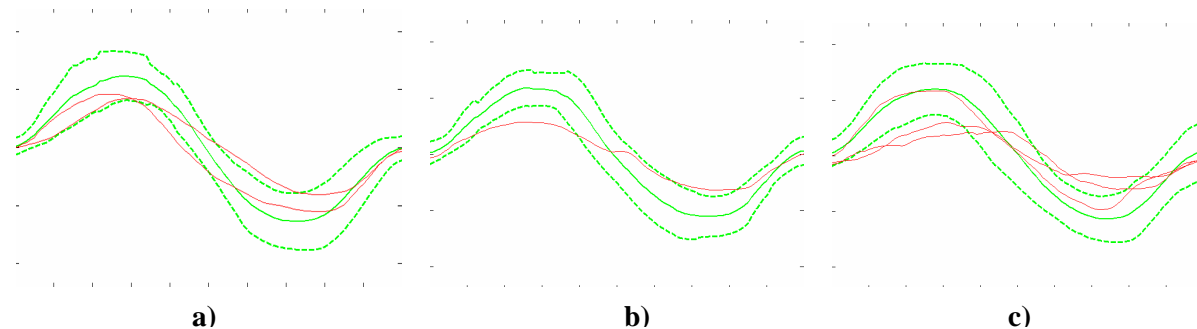


Figure 30 : Courbes de mobilité principale en flexion-extension en fonction du pourcentage de cycle de mouvement. a) Sujets de 20-29 ans, b) Sujets de 30-39 ans, c) Sujets de 40-49 ans. En vert : courbe de référence (moyenne +/- 1 écart-type) ; en rouge : courbe des 6 sujets pathologiques

IX34. Discussion

La comparaison de nos résultats avec ceux de la littérature s'est avérée difficile, étant donné que les panels de sujets pathologiques restent limités et que leur étude est souvent effectuée sans distinction de l'âge ou du genre.

Feipel et al. [48] s'est penchée sur l'analyse des mobilités 3D du rachis cervical des patients victimes d'un accident de type whiplash ; elle constate que d'un point de vue quantitatif l'amplitude de mouvement est significativement réduite chez les sujets pathologiques. Ce résultat confirme la tendance observée dans notre étude. Klein et al. [57] met en évidence une perte moyenne de 50° d'amplitude de rotation axiale soit une réduction de 37% des mobilités dans le plan horizontal entre un groupe de 46 sujets souffrant de WAD comparé à une base de données de 48 sujets sains d'âge moyen identique. Heikkilä et al. [17] souligne une réduction des mobilités de 11% dans le plan horizontal uniquement, aucune différence significative n'étant mise en relief pour les 2 autres plans de l'espace. Prushansky et al. [56] quantifie le pourcentage de réduction de mobilité dans les plans sagittal, frontal et horizontal à respectivement 51%, 37% et 41%. Puglisi et al. [175] publie en 2004 les résultats concernant une étude portant sur 129 sujets souffrant de WAD dont il mesure la cinématique globale à partir d'un système optoélectronique et les amplitudes segmentaires à partir de radiographie en flexion et extension maximum. Il en conclut que l'amplitude de mobilité cervicale globale des patients souffrant de WAD est significativement diminuée de 15% à 21%, la contribution de chaque étage vertébrale restant inchangée. Ces résultats sont du même ordre de grandeur que ceux obtenus dans

notre étude : la perte en rotation axiale est de 24% de réduction contre 30% dans le plan frontal et 38% dans le plan sagittal. BouSSION et al. [43] en 2008 mesure une réduction de mobilité dans les 3 plans de l'espace d'environ 65% sur un panel 4 sujets ayant subi un traumatisme de type « whiplash » de (45.8 ans, SD=13 ans) ; le recul post-traumatique, l'âge ou le genre sont autant de paramètres pouvant expliquer les différences observées avec les résultats de notre étude.

D'un point de vue qualitatif Feipel et al. [48] met en relief que l'allure des courbes est modifiée chez les patients ayant subi un whiplash, se traduisant par des irrégularités de vitesse et de brusques accélérations. Le même constat est établi sur le petit panel de sujets pathologiques de notre étude.

Les douleurs et/ou les troubles de la proprioception pourraient être à l'origine de ce phénomène. En effet, les ligaments, muscles et tissus ayant subi des lésions multiples lors du traumatisme, et notamment des élongations, ne permettent plus aussi facilement au sujet souffrant de WAD de revenir fixer une cible virtuelle dans l'espace car ses perceptions sont altérées [52].

Heikkilä et al. [17] s'est intéressé aux éventuelles répercussions du whiplash sur la proprioception « Head-to-NHP ». En comparant les erreurs de remplacement de la tête de 21 patients souffrant de WAD aux résultats de 39 sujets asymptomatiques, il conclut que la proprioception est dégradée chez les patients, même lorsque les douleurs semblent avoir disparu chez le patient. Revel et al. [49, 60] met en évidence ce même constat dans une étude datant de 1991 portant sur l'étude « Head-to-NHP » de 30 sujets souffrant de cervicalgies. Loudon et al. [52] s'est penché sur la proprioception « Head-to-NHP » et « Head-to-TR » sur un panel de 11 sujets souffrant de WAD ; il conclut que les 2 types de proprioception sont significativement impactés chez les patients comparativement à une base de référence composée de 11 sujets asymptomatiques d'âge similaire.

Rix et al. [50] conclut à l'inverse en 2001 que les patients présentant des douleurs cervicales n'étaient globalement pas moins précis lors du repositionnement en position neutre après un mouvement actif maximal de la tête dans le plan horizontal ou sagittal comparativement à des sujets sains. Grip et al. [59], en accord avec les résultats de notre étude, conclut que la proprioception « Head-to-NHP » n'est pas un paramètre discriminant permettant de mettre en évidence la présence d'un traumatisme cervical, mais pouvant servir de données quantitatives complémentaires dans l'aide au diagnostic.

IX35. Synthèse

Cette étude permet de mettre en évidence des tendances pathologiques chez les sujets souffrant de WAD. Il s'agit toutefois d'une étude préliminaire, le faible nombre de sujets pathologiques examinés ne permettant pas de généraliser les conclusions mises en évidence.

Il serait intéressant d'étoffer la base de données afin de pouvoir prendre en compte l'âge et le genre du patient mais surtout le type de choc subi (frontal, latéral, ...), la vitesse d'impact ainsi que le recul post-traumatique et les éventuels traitements thérapeutiques mis en place.

Troisième partie

Evaluation segmentaire des amplitudes cervicales

Cette partie a été divisée en deux temps.

L'amélioration des méthodes de reconstruction personnalisée des structures osseuses à partir de clichés stéréoradiographiques a été le premier objectif de ce travail. Réduire le temps de reconstruction, faciliter le travail de l'opérateur et améliorer la reproductibilité et la précision de la méthode sont les objectifs de cette étape ; nous nous baserons sur l'utilisation de méthodes statistiques d'inférence visant à utiliser la cohérence géométrique des structures.

La mise en œuvre de cette nouvelle méthode de reconstruction a permis, à partir d'une base de données de sujets asymptomatiques radiographiés en position extrême de mouvement cervical, de pouvoir quantifier les amplitudes segmentaires du rachis cervical dans les plans frontal, sagittal et horizontal.

X. Reconstructions cervicales 3D personnalisées à partir de stéréoradiographies en utilisant des méthodes d'inférence statistique

La première partie de ce travail a consisté à améliorer les méthodes existantes de reconstructions 3D personnalisées du rachis cervical à partir de clichés stéréoradiographiques en adaptant de manière pertinente les méthodes de reconstruction basées sur des méthodes statistiques développées pour le rachis thoracique et lombaire [120].

La méthodologie mise en place sera évaluée dans un second temps à partir d'études de reproductibilité intra- et inter-opérateur.

X1. Principe mathématique de la régression multilinéaire

Les méthodes d'inférence statistique s'appuient sur les corrélations liant les paramètres géométriques d'une même structure osseuse. Elles sont basées sur le principe mathématique des régressions multilinéaires permettant d'estimer à partir d'une base de données de paramètres et de la connaissance de quelques descripteurs, les valeurs supposées de l'ensemble des paramètres.

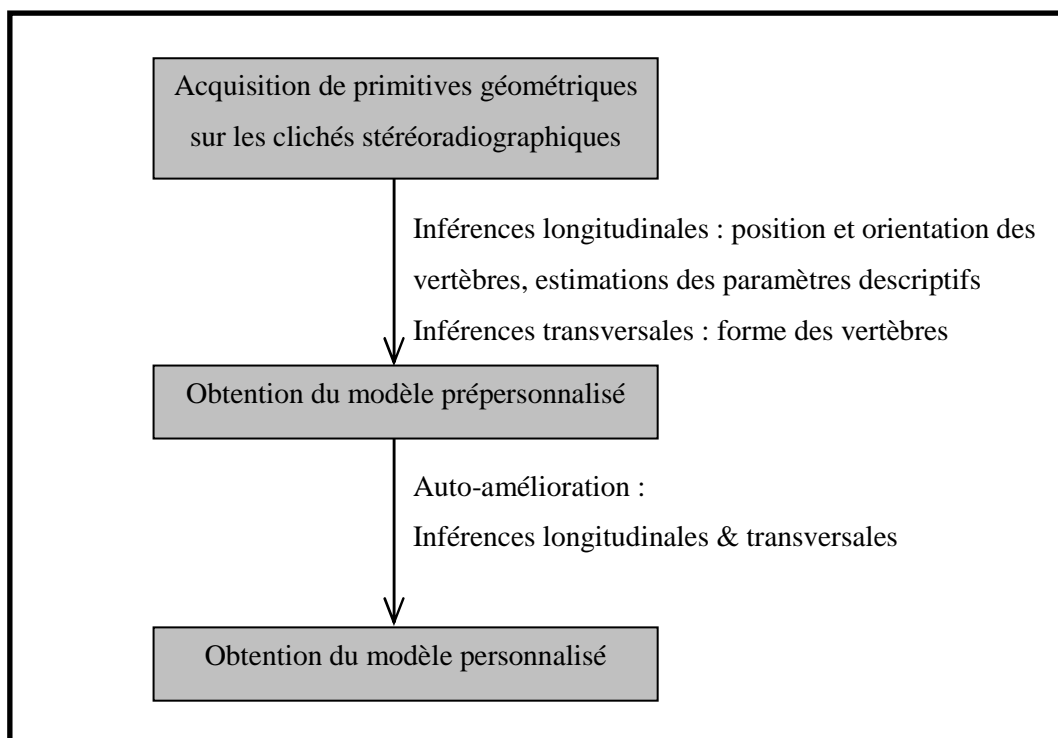


Figure 31 : Schéma de fonctionnement de la méthode de reconstruction personnalisée des structures osseuses à partir de clichés stéréoradiographiques

Dans le cas du rachis cervical, cet outil va être mis en œuvre localement au niveau de chaque étage vertébral et plus globalement au niveau du rachis cervical pour assurer une cohérence géométrique entre les paramètres d'un même étage vertébral et d'un même rachis cervical (Figure 31).

L'utilisation de cet outil suppose donc la mise en place d'un modèle paramétré de vertèbre et d'un modèle paramétré de rachis complet, définis par une base de données d'un nombre restreint de paramètres décrivant respectivement la vertèbre ou le rachis global.

- Les inférences longitudinales caractérisent la cohérence statistique qui existe entre les paramètres géométriques principaux décrivant un même rachis cervical ;
- Les inférences transversales caractérisent la cohérence statistique entre les paramètres descriptifs d'une vertèbre donnée.

La régression est un procédé mathématique permettant d'estimer à partir de quelques variables descriptives et une base de données complète, les valeurs de l'ensemble des paramètres avec plus ou moins de précision.

La régression linéaire est un modèle de régression simple qui consiste à associer à un échantillon aléatoire (Y_i, X_i) la loi affine :

$$Y_i = X_i \cdot p + \varepsilon, \text{ ou } p \text{ représente le paramètre de régression et } \varepsilon \text{ l'erreur commise sur l'estimation.}$$

Dans le cas de plusieurs paramètres descriptifs, on généralise cette relation grâce à la régression dite multilinéaire. Soit $T (Y_i, X_i^1, X_i^2, \dots, X_i^n)_{i=1:N}$ la base de données de $n+1$ paramètres contenant N observations. On cherche à estimer Y_j grâce aux paramètres connus X ; une estimation de Y_j est :

$$Y_j = p^0 + p^1 \cdot X_j^1 + p^2 \cdot X_j^2 + \dots + p^n \cdot X_j^n, \text{ où } p^0, p^1, \dots, p^n \text{ sont des paramètres fixés}$$

D'où : $Y = X \cdot p + \varepsilon$, ou $p=(p^0 ; p^1 ; \dots ; p^n)$ et ε est l'erreur d'estimation commise

On sait alors que les paramètres de régression peuvent être obtenus par : $p = (X^T \cdot X)^{-1} \cdot X^T \cdot Y$.

La mise en place d'une base de données conséquente et la connaissance d'un nombre restreint de descripteurs nous permet donc d'estimer l'ensemble des paramètres de la structure. L'évaluation de l'incertitude d'estimation $\varepsilon = Y - X \cdot p$ nous permettra d'évaluer l'erreur commise par cette régression.

L'objectif final est non seulement un gain de temps et de précision conséquent pour l'obtention du modèle pré-personnalisé, mais également de faciliter le travail final de l'opérateur lors de la phase de retouches en permettant une correction globale en cas de retouches ciblées.

X2. Matériel et méthode

Afin de mettre en place une loi de régression multilinéaire entre les paramètres géométriques au niveau de chaque étage vertébral et au niveau du rachis cervical complet, sur lesquelles s'appuient les méthodes d'inférences transversale et longitudinale, il faut tout d'abord mettre en place une base de données de vertèbres cervicales et une base de données de rachis cervicaux complets.

Il faut ensuite définir un modèle paramétré de vertèbres et un modèle paramétré de rachis cervical, en trouvant un compromis pertinent entre représentativité et simplicité du modèle.

X21. Base de données

L'inférence statistique longitudinale s'appuie tout d'abord sur une base de données de rachis cervicaux complets décrivant la morphologie globale de la structure. La base de données mise en place est composée de 52 sujets asymptomatiques. 30 de ces sujets ont été examinés dans le cadre de travaux précédents menés par Rousseau et al. [129] et Chavary et al [176]. Les 22 autres sujets ont été recrutés dans le cadre de notre étude. Ce recrutement a fait l'objet d'une demande d'avis auprès du Comité de protection de la Personne de l'Hôpital de la Pitié-Salpêtrière (CPP 06036 « Etude tridimensionnelle, à partir de l'imageur basse dose EOS®, pour le diagnostic et le suivi de pathologies ostéoarticulaires chez l'adulte » accepté en janvier 2007). Tous les sujets de cette base de données ont bénéficié d'un examen stéréoradiographique à partir du système EOS, présent sur le site du laboratoire de BioMécanique. Des reconstructions 3D personnalisées des rachis cervicaux ont été obtenues à partir de la méthode de reconstruction mise en place par Pomero et al. [124] (Chapitre IV22). Un unique opérateur a été impliqué dans les reconstructions des 52 rachis cervicaux de la base de données.

L'inférence transversale s'appuie sur une base de données de vertèbres de chacun des étages vertébraux décrivant la morphologie locale et spécifique de chaque vertèbre cervicale. La base de données est composée de 364 vertèbres cervicales de C1 à C7. Chaque niveau vertébral compte donc 52 spécimens. Ces reconstructions de vertèbres proviennent des 52 sujets sains formant la base de données de rachis complet. Il s'agit donc de reconstructions effectuées, comme expliqué précédemment, à partir des méthodes de reconstruction développée par Pomero et al. [124].

X22. Choix des modèles paramétrés

Le nombre de descripteurs des modèles doit être restreint pour minimiser le travail de l'opérateur. Le choix des descripteurs doit s'appuyer sur leur capacité de corrélation avec les autres paramètres géométriques, mais également sur leur facilité d'identification sur les clichés radiographiques.

X22a) Modèles paramétrés de vertèbres cervicales

Les descripteurs choisis pour les modèles paramétrés de vertèbres thoraciques et lombaires s'appuient sur 8 dimensions principales du corps vertébral et sur les coordonnées de 28 points caractéristiques [120]. La topologie des vertèbres du rachis cervical inférieur étant proche de celle des vertèbres thoraciques ou lombaires, il nous a semblé pertinent, dans un but d'homogénéisation de la méthode et de meilleure compréhension de la part de l'opérateur, de choisir (Figure 32 c) :

- les 8 dimensions principales du corps vertébral (largeurs, profondeurs et hauteurs);
- les coordonnées de 23 points surfaciques ont été sélectionnées pour compléter la description de ce modèle, correspondant aux 18 points de contrôle utilisés dans les modèles génériques de vertèbres cervicales inférieures, complétés par 5 points SCP fonctionnels permettant notamment de reconstruire plus finement les facettes articulaires et l'épine.

Des descripteurs du rachis cervical supérieur cohérents au reste du rachis ont été choisis (Figure 32) :

- les 3 dimensions principales des vertèbres C1 et C2, à savoir largeur (largeur du corps inférieur de C2 et largeur des masses latérales pour C1), profondeur (profondeur du corps inférieur de C2 et profondeur hors tout pour C1) et hauteur (hauteur totale de la dent pour C2 et hauteur totale des masses latérales de C1) ;
- les coordonnées de 19 points caractéristiques pour C2 et 18 pour C1 ont été sélectionnées pour compléter la description de ce modèle, correspondant aux points de contrôle des modèles génériques respectifs, complété de 5 points SCP fonctionnels permettant d'affiner la reconstruction de l'arc postérieur de C1 et des facettes articulaires de C1 et C2.

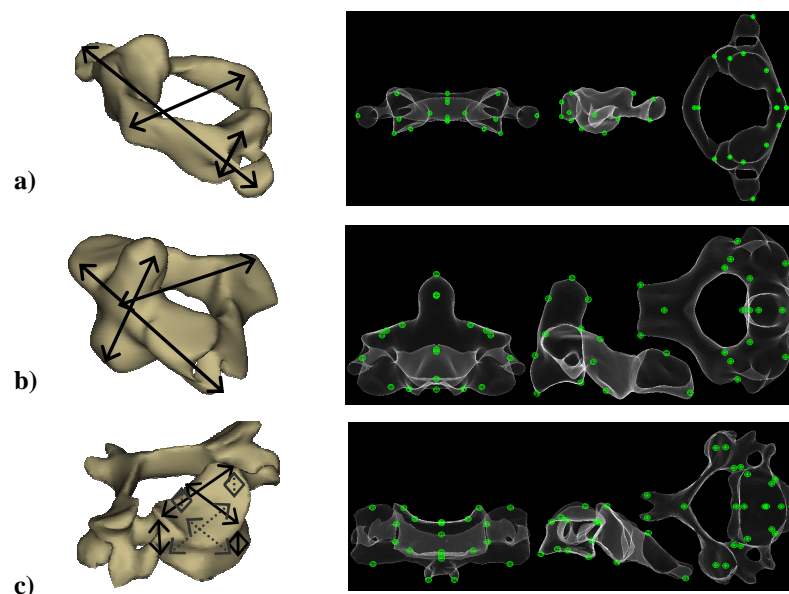


Figure 32 : Dimensions principales des différents étages du rachis cervical et points SCP caractérisant les modèles paramétrés de vertèbres. a) Vertèbre C1. b) Vertèbre C2. c) Vertèbre du rachis cervical inférieur

X22b) Modèle paramétré de rachis cervical global

Les descripteurs du rachis cervical décrivent le rachis cervical dans sa globalité, c'est-à-dire sa position, son orientation et les dimensions principales des vertèbres. Les descripteurs (Figure 33) sont :

- la courbe spinale en vue de face et de profil, passant par le centre des corps vertébraux. Elle permet de localiser le rachis cervical, d'obtenir sa courbure ainsi que sa longueur totale ;
- l'abscisse curviligne des plateaux des corps vertébraux (positionnement sur la spline des centres des plateaux inférieur et supérieur du rachis cervical inférieur, positionnement du centre du plateau inférieur de C2 et du bord postéro-inférieur de l'arc antérieur de C1);
- les largeurs et profondeurs des plateaux inférieur et supérieur du rachis cervical inférieur, ainsi que la largeur et profondeur du plateau inférieur de C2, la largeur des masses latérales de C1 en vue de face et la profondeur hors tout de C1 en vue de profil.
- l'angulation en vue de face et de profil des repères des vertèbres par rapport à la verticale.

X23. Choix des repères vertébraux

X23a) Rachis cervical inférieur

Les repères cervicaux utilisés dans notre étude pour le rachis cervical inférieur proviennent d'une précédente étude menée par Rousseau et al. en 2007 [129]. Les coordonnées du barycentre de 4 régions (antérieure, postérieure, latérales droite et gauche) sont calculées à partir des coordonnées des points de l'enveloppe contenue dans chacune des régions contenant respectivement 58, 20 et 38 points.

- Le centre du repère correspond au barycentre des 4 barycentres de régions.
- Le plan horizontal est défini par un plan au moindre carré entre les 4 barycentres de région : l'axe Z est déterminé comme la normale à ce plan.
- L'axe Y est défini comme la projection sur le plan horizontal de la vertèbre du vecteur reliant les barycentres des régions latérales droite et gauche.
- L'axe X est calculé pour obtenir un repère orthonormal.

Afin de pouvoir caractériser le centre du repère grâce à la courbe spinale, nous avons choisi de déplacer le centre de ce repère au barycentre de la région antérieure précédemment définie.

X23b) Rachis cervical supérieur

Afin de caractériser les repères des vertèbres C1 et C2 à partir des reconstructions 3D personnalisées, nous avons choisi également de nous baser sur les barycentres de région. Chaque vertèbre C1 et C2 a donc été divisée en 4 régions (antérieure, postérieure, latérales droite et gauche). Les axes des repères ont été calculés comme décrit précédemment. Le centre du repère correspond pour la vertèbre C2 au barycentre du plateau inférieur de C2 et pour la vertèbre C1 au barycentre des régions latérales droite et gauche.

X24. Méthode de reconstruction

L'obtention du modèle personnalisé à partir des clichés stéréoradiographiques se décompose en deux étapes distinctes : l'obtention du modèle pré-personnalisé qui doit être le plus proche possible du modèle final recherché à partir de l'identification d'un nombre restreint de descripteurs puis l'obtention du modèle personnalisé à partir des retouches de l'opérateur.

La méthode de reconstruction se décompose en 5 temps.

(1) L'opérateur doit saisir sur les vues face et profil la courbe spinale passant par le barycentre des corps vertébraux de C1 à C7 ainsi que les dimensions du plateau inférieur de C7, du plateau supérieur de C3 et au niveau de C1, de la largeur des masses latérales en vue de face et de la profondeur hors tout de C1 en vue de profil (Figure 33).

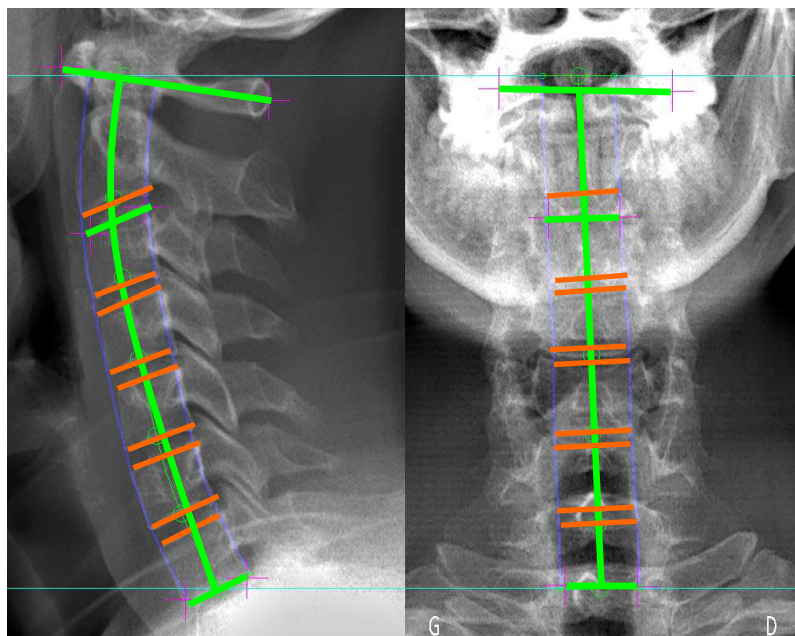


Figure 33 : Primitive géométrique (en vert) que l'opérateur doit saisir sur les clichés face et profil. Paramètres du modèle de rachis cervical, estimés à partir de l'inférence longitudinale (en orange).

(2) À partir de cette saisie, les régresseurs suivants sont utilisés comme données d'entrée des inférences statistiques longitudinales :

- la longueur totale de la spline ;
- l'abscisse curviligne du plateau supérieur de C3 ;
- la profondeur des plateaux supérieur et inférieur de la vertèbre C3 et C7, ainsi que la profondeur hors tout de C1 ;
- la largeur des plateaux supérieur et inférieur de la vertèbre C3 et C7, ainsi que la largeur séparant les masses latérales de C1 ;
- l'angulation des plateaux dans le plan sagittal et frontal par rapport à la verticale.

La connaissance de la valeur de ces régresseurs nous permet grâce aux inférences statistiques longitudinales, d'estimer les autres paramètres du modèle de rachis global (à savoir les abscisses curvilignes, la profondeur, la largeur et l'angulation de tous les plateaux du rachis cervical), ces paramètres estimés servant de données d'entrée aux inférences transversales.

(3) A partir des estimations des paramètres principaux de chaque étage vertébral, on peut estimer en utilisant les inférences statistiques transversales, les coordonnées des points caractéristiques des vertèbres du rachis cervical.

(4) Les coordonnées de ces points caractéristiques servent ensuite à créer le modèle morpho-réaliste en déformant les modèles génériques de chaque étage vertébral (composé de 2000 points pour les étages inférieurs et de 3300 à 3500 points pour le rachis cervical supérieur). La déformation est réalisée par krigeage [127, 128], technique d'interpolation non linéaire permettant d'estimer les coordonnées de tous les points du maillage à partir de la connaissance des coordonnées de quelques points caractéristiques.

On obtient alors le modèle pré-personnalisé dont les contours sont ensuite rétroprojetés sur les radiographies face et profil du sujet étudié.

(5) L'opérateur peut dès lors manipuler les points de contrôle du modèle pré-personnalisé afin de faire coïncider au mieux les contours du modèle aux contours identifiables sur les radiographies (Figure 34).

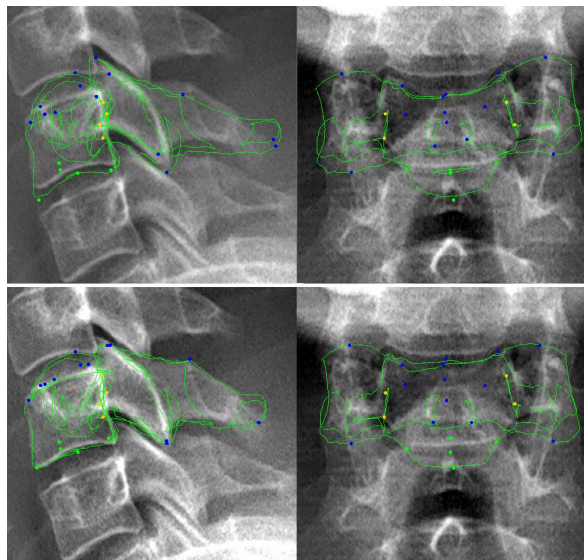


Figure 34 : Ajustement des contours par l'opérateur à partir des points de contrôle (Modèle pré-personnalisé en haut, modèle personnalisé après retouches manuelles de l'opérateur en bas)

Le modèle personnalisé final est une reconstruction 3D personnalisée surfacique de chaque étage vertébral défini par 2000 à 3500 points exprimés dans un repère lié à la cabine EOS d'examen.

X3. Evaluation de la méthode mise en place

L'évaluation de la méthode mise en place comprend l'évaluation de la pertinence :

- Des modèles paramétrés utilisés. Ils doivent caractériser la structure finement et doivent être adaptés aux informations dont nous disposons sur les clichés radiographiques ;
- Des modèles 3D personnalisés obtenus. Ils sont associés à des repères orthonormés (précédemment définis) permettant ensuite de calculer les mobilités intersegmentaires. Leur stabilité et reproductibilité sont donc essentielles pour assurer la pertinence des résultats.

X31. Choix des modèles paramétrés

Le choix des descripteurs s'appuie leur facilité d'identification par l'opérateur sur les clichés radiographiques et sur leur capacité de corrélation avec les autres paramètres géométriques.

X31a) Reproductibilité de l'identification des descripteurs

Une étude de reproductibilité du repérage des descripteurs du rachis cervical a été conduite sur 20 rachis cervicaux reconstruits par 4 opérateurs distincts (clichés stéréoradiographiques provenant de l'étude de Rousseau et al. [129]). Dans le cas du rachis cervical inférieur, cette étude s'inscrit dans le cadre du projet de master de Maxime Frère [177].

Tableau 21 : Reproductibilité des paramètres géométriques de différents étages vertébraux. En bleu foncé sont indiqués les descripteurs choisis pour définir les modèles paramétrés

Etage vertébral	Paramètre géométrique	Moyenne en mm	Intervalle de confiance à 95% en mm
C1	Profondeur hors tout	45.1	3.8
	Profondeur des facettes articulaires supérieures	24.1	4.0
	Profondeur des facettes articulaires inférieures	20.3	2.6
	Largeurs des masses latérales	44.4	8.4
	Largeur hors tout	72.4	16.4
C2	Profondeur du corps vertébral (bord inférieur)	13.8	1.4
	Longueur de l'épine	37.6	2.0
	Largeur hors tout	55.2	9.8
	Largeur du corps vertébral (bord inférieur)	19.0	2.8
	Largeur des facettes articulaires supérieures	14.9	3.8
C3	Largeur du plateau supérieur	21.8	4.7
	Largeur du plateau inférieur	21.8	3.1
	Distance entre les sommets des facettes supérieures	50.0	5.5
	Distance entre les sommets des facettes inférieures	52.7	5.1
	Largeur totale	56.3	4.6
C7	Largeur du plateau supérieur	24.5	5.1
	Largeur du plateau inférieur	24.7	4.0
	Distance entre les sommets des facettes supérieures	50.0	6.3
	Distance entre les sommets des facettes inférieures	51.8	8.2
	Largeur totale	58.2	5.9

Le paramètre utilisé pour mettre en évidence la reproductibilité du repérage des descripteurs cervicaux est le RMS (Root Mean Square) tel qu'il est défini par Gluer et al. [178] ; on calcule pour chaque sujet

l'écart-type sur les descripteurs obtenus via les 4 reconstructions, la reproductibilité étant donnée par le RMS des écart-types sur les 20 rachis.

En mettant en regard l'intervalle de confiance à 95% d'identification des paramètres et leur valeur moyenne sur les 20 échantillons, la reproductibilité des paramètres choisis apparaît majoritairement meilleure comparativement à la reproductibilité des autres paramètres géométriques (Tableau 21). La rapidité d'identification, paramètre plus subjectif mais important à prendre en compte pour une utilisation en routine clinique, a été prise en compte, mettant de côté des paramètres présentant pourtant une reproductibilité excellente, comme par exemple le paramètre « largeur totale de C3 ».

X31b) Pertinence statistique

La pertinence statistique s'appuie sur les corrélations entre les descripteurs et les paramètres des modèles. Il est nécessaire que les descripteurs soient fortement corrélés avec un nombre maximum de paramètres du modèle afin de pouvoir les estimer le plus précisément possible.

▪ Pertinence statistique au niveau du modèle du rachis cervical

Au niveau du rachis cervical global, les descripteurs choisis sont la longueur totale du rachis cervical, l'inclinaison des vertèbres dans le plan frontal et sagittal, l'abscisse curviligne des plateaux ainsi que la largeur et profondeur des plateaux inférieur et supérieur de chaque étage vertébral.

Une étude de corrélations de la base de données des 52 rachis cervicaux est effectuée à partir du Test de Pearson (significatif seuil de $p < 0.05$). Les résultats obtenus soulignent :

- une corrélation significative entre 75% des largeurs des différents étages
- une corrélation significative entre 94% des profondeurs des différents étages
- une corrélation significative des inclinaisons de tous les étages vertébraux dans le plan sagittal
- une corrélation significative de 45% des inclinaisons des étages vertébraux dans le plan frontal

La spline permet de situer les vertèbres dans le repère de la cabine EOS ; sa longueur a peu d'impact sur l'abscisse curviligne des plateaux ($SD < 1.6$ mm).

Les erreurs d'estimation statistique des paramètres ont été évaluées en comparant les valeurs vraies des paramètres (base de données de 52 rachis cervicaux réalisés) aux estimations obtenues grâce aux inférences statistiques longitudinales à partir de la saisie manuelle des descripteurs; un modèle pré-personnalisé de chacun des 52 rachis cervicaux sera obtenu en prenant soin de le retirer de la base de données statistiques composée alors de 51 rachis cervicaux indépendants (Tableau 22).

Tableau 22 : Incertitude d'estimation (inférences longitudinales) des paramètres des 52 rachis cervicaux

	Erreur d'estimation des paramètres du modèle de rachis cervical complet			
	Largeurs	Profondeurs	Orientation dans le plan sagittal	Orientation dans le plan frontal
Moyenne	0.06 mm	0.01 mm	0.16 °	0.04 °
Ecart-type	2.4 mm	1.4 mm	7.3 °	4.7 °

▪ Pertinence statistique au niveau du modèle de vertèbre

Les descripteurs choisis pour le modèle paramétré de vertèbre du rachis cervical sont la largeur, la profondeur et la hauteur. L'étude des corrélations entre ces descripteurs et les coordonnées des points caractéristiques surfaciques de chaque vertèbre a été menée pour chaque niveau vertébral sur l'ensemble de la base de données composée de 52 vertèbres de chaque niveau. Sept tableaux de corrélation (d'une taille variant de 57*57 à 101*101 selon l'étage vertébral considéré) obtenus à partir du test de Pearson, caractérisent les corrélations liant les paramètres du modèle. Le Tableau 23 illustre, pour la vertèbre C5, le pourcentage de corrélation liant les 8 paramètres descripteurs du modèle aux coordonnées 3D des points caractéristiques du modèle.

Tableau 23 : Pertinence statistique des descripteurs du modèle paramétré de vertèbre

	Descripteurs du modèle paramétré de vertèbre							
	Hauteur postérieure	Hauteur antérieure	Hauteur droite	Hauteur gauche	Largeur supérieure	Largeur inférieure	Profondeur supérieure	Profondeur inférieure
Pourcentage de corrélation avec les coordonnées 3D des points caractéristiques	34 %	23 %	42 %	32 %	32 %	39 %	34 %	46 %

D'une manière globale, chaque descripteur est corrélé à un tiers des paramètres décrivant chaque modèle de vertèbre. La connaissance de l'ensemble des descripteurs assure ainsi une bonne estimation de l'ensemble des paramètres du modèle de vertèbre.

Les erreurs globales d'estimation statistique du modèle paramétré de vertèbre ont été quantifiées en utilisant la même méthodologie que dans le cas du modèle paramétré de rachis cervical global. En comparant les reconstructions finales des vertèbres des 52 rachis cervicaux au modèle pré-personnalisé en terme de forme (écart point/surface) et en terme de positionnement et d'orientation, on constate une bonne première estimation de la géométrie de la structure uniquement à partir de la numérisation sur les clichés des descripteurs par l'opérateur (Tableau 24).

Tableau 24 : Ecart entre le modèle pré-personnalisé obtenu à l'aide de la méthode mise en place et le modèle personnalisé final après retouche de l'opérateur

	Distance points/surface (mm)	Ecart en translation (mm)			Ecart en rotation (°)		
		X	Y	Z	X	Y	Z
Moyenne	2.6	0.0	-0.1	0.2	-0.8	0.0	0.5
<i>Ecart-type</i>	1.6	0.3	0.6	0.8	4.4	2.9	2.2

X32. Reproductibilité globale de la méthode

X32a) Matériel et méthode

20 sujets (21-83 ans) ont participé à cette étude de reproductibilité. Le rachis cervical de chaque sujet a été stéréoradiographié en position neutre, le sujet étant assis sur une chaise dans la cabine de stéréoradiographie, le dos droit, les mains sur les cuisses.

L'étude de reproductibilité intra-opérateur a été réalisée à partir de 2 reconstructions distinctes du rachis cervical C1-C7 des 20 sujets à une semaine d'intervalle par un même opérateur.

Un second opérateur indépendant a reconstruit une fois chacun des 20 clichés stéréoradiographiques, nous permettant ainsi de déterminer une reproductibilité inter-opérateur.

A chaque reconstruction de vertèbre est associé un repère défini comme décrit précédemment.

Pour évaluer la reproductibilité intra-opérateur, un modèle moyen des 2 reconstructions distinctes de chaque vertèbre sera effectué auquel sera attribué un repère considéré comme le repère de référence.

La position et l'orientation du repère associé à chacune des 2 reconstructions dans le repère de référence nous permettront d'évaluer la reproductibilité intra-opérateur pour chaque niveau vertébral.

La même méthodologie sera utilisée pour évaluer la reproductibilité inter-opérateur à partir des reconstructions et des reconstructions de l'opérateur.

Les reproductibilités intra- et inter-opérateur seront exprimées à partir des écarts en position (mm) et en angulation (°) entre le modèle de référence moyen et les reconstructions effectuées par les 3 opérateurs.

X32b) Résultats

Le temps moyen de reconstruction d'un rachis cervical complet est estimé à 12 minutes.

Aucune différence significative n'a été mise en évidence concernant les résultats de reproductibilité intra- et inter-opérateur des différents étages vertébraux ($p < 0.05$). Les résultats de reproductibilité ont ainsi pu être étudiés sans distinction des étages vertébraux.

Les résultats obtenus pour l'étude intra-opérateur sont résumés dans le Tableau 25.

Tableau 25 : Reproductibilité intra-opérateur

	Ecart en translation (mm)			Ecart en rotation (°)		
	X	Y	Z	X	Y	Z
Moyenne	0,0	-0,3	0,0	0,0	0,1	-0,5
Ecart-type	0,4	0,8	0,4	1,5	1,3	1,9

Les écarts systématiques sont de faible amplitude, inférieurs à 0.3mm et 0.5°. Les incertitudes de mesure dans le cas de la reproductibilité intra-opérateur sont inférieures à 2° (un écart-type).

Les résultats obtenus pour l'étude inter-opérateur sont résumés dans le Tableau 26.

Tableau 26 : Reproductibilité inter-opérateur

	Ecart en translation (mm)			Ecart en rotation (°)		
	X	Y	Z	X	Y	Z
Moyenne	-0,2	0,1	0,3	-0,5	-0,3	-1,3
Ecart-type	0,4	1,2	0,5	2,1	1,5	2,0

La reproductibilité inter-opérateur donne des résultats similaires à ceux obtenus pour la reproductibilité intra-opérateur dans le cas des incertitudes de mesure en translation.

Concernant les incertitudes de mesure en rotation, les écarts systématiques maximaux de la reproductibilité inter-opérateur sont supérieurs à ceux calculés pour la reproductibilité intra-opérateur, à savoir respectivement 1.3° contre 0.5°. Ces écarts systématiques sont, comme dans le cas de la reproductibilité intra-opérateur, maximaux pour le plan horizontal. Les incertitudes de mesure dans le cas de la reproductibilité inter-opérateur sont inférieures à 2,1° (un écart-type).

L'étude de reproductibilité nous permet d'établir un intervalle de confiance à 95% de +/- 4°.

X32c) Discussion

Les résultats de l'étude intra- et inter-opérateur obtenus sont du même ordre de grandeur que la précision de mesure des amplitudes intersegmentaires recensée dans la littérature.

Penning et al. [91] rapporte en 1987 une incertitude de mesure angulaire segmentaire de plus de 3° dans 30% des cas, majorant les incertitudes déterminées dans notre étude.

Concernant la reproductibilité en translation, Dvorak et al. [75] rapporte une incertitude en translation de l'ordre de 0.3 mm en vue sagittale, correspondant aux valeurs de reproductibilité intra-opérateur obtenues dans notre étude. Une reproductibilité équivalente est obtenue par Ishii et al. [101, 102] à partir du traitement automatisé de coupes IRM : 0.4 à 0.5 mm d'incertitude en translation.

Concernant la reproductibilité en rotation, Lind et al. [18] détermine une incertitude de mesure intra-opérateur de +/- 1.8° et une incertitude de mesure inter-opérateur de +/- 1.2°, sans préciser s'il s'agit d'un ou deux écarts-types. Holmes et al. [73] détermine un écart maximum de 2.5° entre 2 mesures distinctes de l'amplitude segmentaire en flexion et extension maximales par un même opérateur, ce qui est nettement supérieur aux résultats de notre étude. Frobin et al. [74] met en évidence une différence intra-opérateur moyenne de 0.03° (SD=1.9°) pour la mesure angulaire d'un radiographie en vue sagittale, contre 0.1° (SD=1.3°) dans notre étude. Concernant la reproductibilité inter-opérateur, les résultats de Frobin et al. [74] sont de 0.2° (SD=1.98°) contre 0.3° (SD=1.5°) dans notre étude. Ces résultats sont en accord avec ceux de Ishii et al. [101, 102] qui évalue à 0.2 à 0.4° l'incertitude de sa méthode en rotation, à partir du traitement automatisé de coupes IRM. Champain et al. [179] rapporte une reproductibilité de +/- 4.4° pour la mesure globale de l'angle C1-C7.

Lin et al. [77] rapporte un écart-type variant de 0.21 à 0.53 concernant les amplitudes angulaires de C1-C2 à C6-C7 entre 5 traitements distincts des radiographies de flexion et extension maximale ; ces écarts-types sont de l'ordre de 0.5° pour C1-C2, C2-C3 et C6-C7 alors qu'ils sont 2 fois inférieurs pour les autres étages vertébraux. Dvorak et al. [75] constate également une reproductibilité meilleure pour les étages C3-C6 que pour le rachis cervical supérieur et la charnière C6-C7. Ces variations sont attribuées par les auteurs principalement à la qualité des radiographies. Cette variation de reproductibilité entre les étages vertébraux du rachis cervical n'apparaît pas dans notre étude.

L'étude stéréoradiographique mise en place par Mimura et al. [89] en 1989 rapporte une précision de 1mm en translation et 1.5° en mesure angulaire intersegmentaire à partir de reconstructions stéréoradiographiques obtenues via 5 points par niveau vertébral. Peu de détails sont fournis sur la méthode précise d'obtention de ses valeurs.

Rousseau et al. [129] évalue la reproductibilité de reconstruction du rachis cervical inférieur à partir de l'ancienne méthode développée par Pomero et al. [124] basée sur le repérage des 4 coins du corps vertébral de chaque vertèbre ; sur un panel de 20 sujets sains reconstruits par 2 opérateurs indépendants, il quantifie la reproductibilité inter-opérateur à 1.4mm (2 écart-types) en translation et à 3.24° (2 écart-types) en rotation (Chapitre IV22).

Dans notre étude, la reproductibilité la moins bonne est obtenue dans le plan horizontal ; ce résultat s'explique par le fait qu'il s'agit du plan le moins bien documenté par la stéréoradiographie en charge. Rousseau et al. [129] constate la même tendance.

X4. Synthèse

La méthode mise en place dans cette étude affiche des incertitudes de mesure analogues aux méthodes similaires développées dans la littérature.

Cette nouvelle méthode n'apporte pas d'amélioration de la reproductibilité par rapport à la méthode précédemment utilisée au LBM [129] ; cependant elle permet un gain de temps de reconstruction conséquent, 12 minutes contre 20 minutes, grâce à l'obtention d'un modèle pré-personnalisé plus proche de la solution finale et nécessitant donc moins de retouches de la part de l'opérateur.

L'implantation prochainement de cette méthode dans le logiciel de reconstruction Idef'X permettra également de faire bénéficier à l'opérateur de « l'auto-amélioration », c'est-à-dire une modification globale lors d'une retouche ciblée garantissant la cohérence statistique géométrique grâce aux méthodes d'inférences mises en place.

La précision de cette méthode est en cours d'évaluation à partir de coupes scanner servant de référence.

XI. Travail personnel : Base de données de référence

A présent que nous disposons d'un outil de reconstruction personnalisé du rachis cervical évalué quantitativement, nous sommes en mesure de mettre en œuvre cet outil maîtrisé pour créer une base de données de sujets asymptomatiques ; cette base de données nous permettra de comprendre et quantifier la cinématique segmentaire du rachis cervical dans les 3 plans de l'espace.

XI1. Matériels et méthodes

XI11. Sujets examinés

43 sujets ont participé à cette étude. Les sujets devaient correspondre aux mêmes critères d'inclusion et d'exclusion que ceux décrits au Chapitre VIII1. Un questionnaire clinique simple était rempli en début de chaque examen et permettait de s'assurer de la bonne adéquation du sujet avec ces critères d'inclusion et d'exclusion.

Seuls 37 sujets asymptomatiques (8 femmes et 29 hommes, 21-83 ans) ont pu être inclus dans la base de données de sujets asymptomatiques, 2 sujets présentant des antécédents chirurgicaux ou pathologiques au niveau cervical et 4 sujets présentant des clichés radiographiques inexploitable (Tableau 27).

Les acquisitions ont toutes été réalisées au Laboratoire de BioMécanique.

Tableau 27 : Description de la base de données de sujets asymptomatiques étudiés

		Tranches d'âge des sujets asymptomatiques (ans)							
		20-29	30-39	40-49	50-59	60-69	70-79	< 80	TOTAL
Femmes	Nombre	7	-	-	1	-	-	-	8
	Taille (cm) <i>Ecart-type</i>	169 4			163				
	Poids (kg) <i>Ecart-type</i>	60 4			78				
Hommes	Nombre	14	9	-	2	2	1	1	29
	Taille (cm) <i>Ecart-type</i>	180 3	175 8		181	173	183	174	
	Poids (kg) <i>Ecart-type</i>	79 10	67 12		84	70	78	74	

XI12. Protocole d'examen

Le protocole mis en place a reçu l'avis favorable du CPP (Comité de Protection des Personnes) de l'Hôpital de la Pitié-Salpêtrière en janvier 2007. Les personnes sollicitées pour le protocole ont été incluses dans le projet sous réserve d'obtenir leur consentement. Une lettre d'information et un exemplaire du formulaire de consentement a été remis pour signature à chaque volontaire.

Les mesures sont obligatoirement réalisées en présence et sous la responsabilité d'un praticien (investigateur du projet ou partenaire du LBM).

Sept paires de clichés sont réalisées pour chaque sujet, ce qui représente environ l'équivalent de la dose reçue pour une paire de radiographies conventionnelles du rachis. Les acquisitions sont réalisées en position assise, sur une chaise placée dans la cabine de stéréoradiographie.

Chaque sujet est radiographié en position neutre (position de repos spontanée, regard à l'horizontal), puis en amplitude maximale de flexion, d'extension, d'inclinaison latérale droite et gauche et de rotation axiale droite et gauche.

Chacun des clichés est réalisé en statique et correspond à l'amplitude maximale volontaire de mouvement du sujet. Une parfaite immobilité est demandée au sujet au cours de l'acquisition (5 à 6 secondes).

Pour quelques sujets, la position ayant du être réalisée une seconde fois pour cause de mouvement du sujet au moment de l'acquisition, les clichés pseudo-dynamiques en inclinaison latérale ou en rotation axiale n'ont pas pu être effectuée.

XI13. Traitement des données

Chaque vertèbre a été reconstruite en 3D grâce à la méthode mise en place et explicitée au Chapitre X. Un repère est associé à chaque reconstruction surfacique, basé sur les travaux de Rousseau et al. [129] dans le cadre du rachis inférieur et mis en place dans notre étude dans le cadre du rachis cervical supérieur (Chapitre X23).

A partir de ces repères, nous pourrions calculer les mobilités angulaires de chaque unité fonctionnelle entre la position neutre et la position extrême de mouvement en considérant la vertèbre sous-jacente fixe entre les deux positions. L'amplitude totale de mobilité dans chacun des plans de l'espace pourra également être quantifiée dans le repère de la vertèbre sous-jacente.

Une séquence d'axes mobiles est utilisée en favorisant le mouvement principal : YZ'X'' pour la flexion-extension, XZ'Y'' pour l'inclinaison latérale et ZX'Y'' pour la rotation axiale.

L'influence de l'âge sera étudiée en scindant la base de données en trois groupes d'âge : le groupe des « 20-29 ans » composé de 21 sujets (moy. 24 ans), le groupe des « 30-39 ans » composé de 9 sujets (moy. 34 ans) et le groupe des « plus de 50 ans » composé de 7 sujets (moy. 66 ans, SD=10 ans).

L'influence du genre sera étudiée pour les sujets âgés de 20 à 29 ans.

XI2. Résultats

▪ Présentation générale des mobilités de la base de données

Nous focalisons notre analyse sur l'étude de la base de données sans distinction de l'âge et du genre dans un premier temps (Tableau 28).

Les amplitudes segmentaires dans le plan principal de mouvement en flexion-extension varient entre 9° et 17°, les amplitudes maximales étant obtenues pour les unités fonctionnelles C4-C5 et C5-C6. Les positions maximales de mouvement en flexion-extension sont accompagnées de mouvements couplés segmentaires de très faible amplitude de l'ordre de 0.1° (SD=2.6°).

Les amplitudes segmentaires principales en inclinaison latérale s'échelonnent entre 3° pour C1-C2 et 11° pour C6-C7. Le couplage dans le plan sagittal reste limité. Le couplage segmentaire dans le plan horizontal peut atteindre 4° (SD=5°) pour C2-C3 et C3-C4 ; il s'agit majoritairement d'un couplage en extension.

Les amplitudes segmentaires en rotation axiale sont en moyenne de 8° (SD=6°) pour le rachis cervical inférieur et en moyenne de 59° (SD=17°) pour la liaison C1-C2. Le couplage dans le plan sagittal est faible. Le couplage dans le plan frontal est de l'ordre de 6° pour le rachis cervical inférieur et atteint 12° (SD=6°) pour C1-C2 ; il s'agit d'un couplage en inclinaison droite pour le rachis cervical inférieur et d'un couplage en inclinaison gauche pour le rachis cervical supérieur.

Tableau 28 : Amplitudes segmentaires moyennes pour les 3 mouvements de l'espace chez les 37 sujets asymptomatiques. Front. : Plan frontal, Sag. : Plan sagittal, Trans. : Plan transversal

	Amplitudes segmentaires de mobilité (en degré) pour le mouvement de :								
	Extension vers flexion			Inclinaison gauche vers droite			Rotation gauche vers droite		
	Front.	Sag.	Trans.	Front.	Sag.	Trans.	Front.	Sag.	Trans.
C1-C2	0,6	12,1	0,0	3,0	3,2	2,6	-12,1	-1,6	-59,9
<i>Ecart-type</i>	2,8	5,6	3,6	4,2	5,7	7,3	6,2	7,8	15,6
C2-C3	-0,6	9,4	-0,6	5,8	0,1	-3,8	5,9	1,2	-7,9
<i>Ecart-type</i>	2,8	3,7	3,4	4,6	6,0	5,9	5,6	6,8	7,5
C3-C4	-0,2	15,6	0,6	8,8	-0,5	-3,7	4,4	0,1	-9,1
<i>Ecart-type</i>	2,5	5,1	2,7	3,7	4,9	4,4	4,2	5,6	8,4
C4-C5	-0,2	17,2	0,2	7,6	-0,7	-2,1	5,2	-0,4	-7,4
<i>Ecart-type</i>	2,5	5,5	2,8	4,1	3,9	3,3	3,8	5,8	8,2
C5-C6	-0,2	17,1	0,1	8,7	-0,2	-1,5	7,0	0,4	-8,6
<i>Ecart-type</i>	1,5	6,7	2,5	4,0	7,1	4,9	5,2	3,4	5,4
C6-C7	-0,2	14,1	0,1	10,9	0,7	0,3	6,2	0,5	-6,5
<i>Ecart-type</i>	1,5	6,3	2,6	5,9	2,9	4,2	5,6	2,3	4,0

Si nous analysons les amplitudes segmentaires obtenues entre la position neutre et chacune 6 des positions extrêmes de mouvement, aucune différence significative n'est mise en évidence témoignant d'une symétrie des mouvements par rapport à la position neutre (test de Pearson, $P < 10^{-4}$).

▪ Influence du genre sur les mobilités segmentaires cervicales

L'impact du genre est étudié sur la tranche d'âge « 20-29 ans » étant donné que c'est la seule qui présente un nombre suffisant d'hommes (14 sujets) et de femmes (7 sujets).

Les amplitudes segmentaires ne sont pas impactées par le genre ni pour le mouvement de flexion-extension (test de Pearson, $P > 0.25$), ni pour le mouvement de rotation axiale (test de Pearson, $P > 0.05$), ni pour le mouvement d'inclinaison latérale (test de Pearson, $P > 0.10$).

L'analyse de la base de données est donc réalisée sans distinction des genres.

▪ Influence de l'âge sur les mobilités segmentaires cervicales

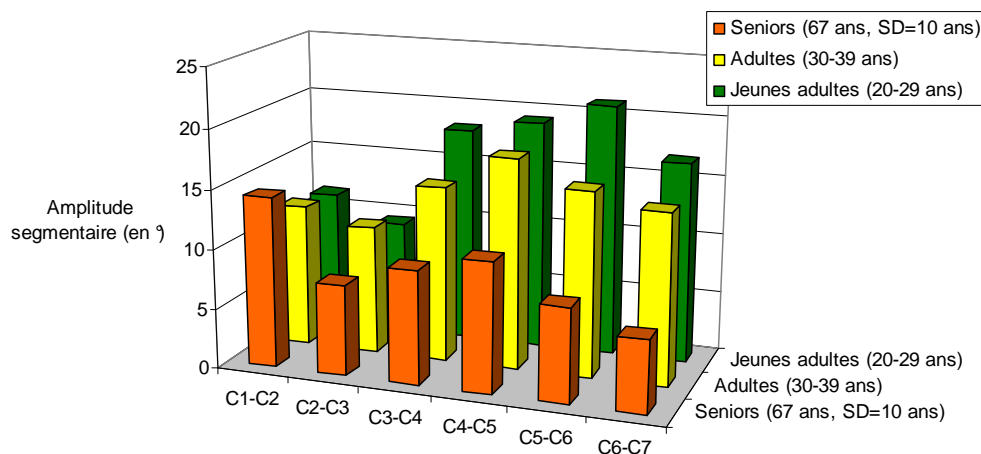


Figure 35 : Amplitudes segmentaires dans le plan sagittal en fonction de l'âge des sujets pour le mouvement de flexion-extension

Pour le mouvement de flexion-extension (Figure 35), les amplitudes segmentaires dans le plan sagittal sont corrélées significativement avec l'âge des sujets pour les unités fonctionnelles C3-C4, C4-C5, C5-C6 et C6-C7 ($P < 10^{-4}$) (Figure 36). On constate une diminution significative des amplitudes de mobilité de l'ordre de 46% pour C3-C4 et C4-C5 et de l'ordre de 64% pour C5-C6 et C6-C7 pour le groupe des « plus de 50 ans » comparativement aux « 20-29 ans ». Aucune différence significative n'apparaît entre les « 20-29 ans » et les « 30-39 ans ».

Les amplitudes de mouvements couplés ne sont pas corrélées à l'âge des sujets ($P > 0.05$).

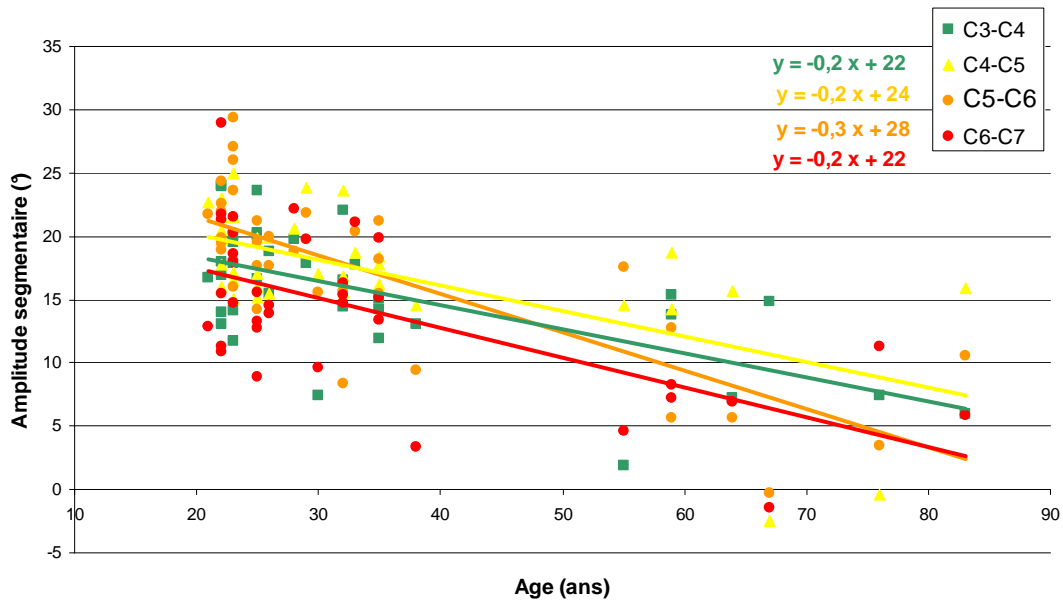


Figure 36 : Evolution des amplitude segmentaires (en degré) des unités fonctionnelles C3-C4, C4-C5, C5-C6 et C6-C7 en fonction de l'âge des 37 sujets pour le mouvement de extension-flexion

L'amplitude segmentaire dans le plan horizontal en rotation axiale (Figure 37 et Figure 38) est corrélée significativement à l'âge pour C1-C2 ($P=0.03$) et pour C4-C5 ($P=0.003$). La perte d'amplitude des « plus de 50 ans » comparativement aux « 20-29 ans » apparaît majoritairement au niveau de C1-C2 et est de 17° soit 27% de réduction de l'amplitude segmentaire. Aucune différence significative n'apparaît entre les « 20-29 ans » et les « 30-39 ans ».

Les amplitudes de mouvements couplés dans le plan sagittal ne sont pas corrélées à l'âge ($P>0.05$). Les amplitudes des mouvements couplés dans le plan frontal sont corrélées à l'âge des sujets pour C3-C4, C4-C5 et C6-C7 ($0.003 < P < 0.03$).

On ne note aucun couplage important entre rotation et inclinaison.

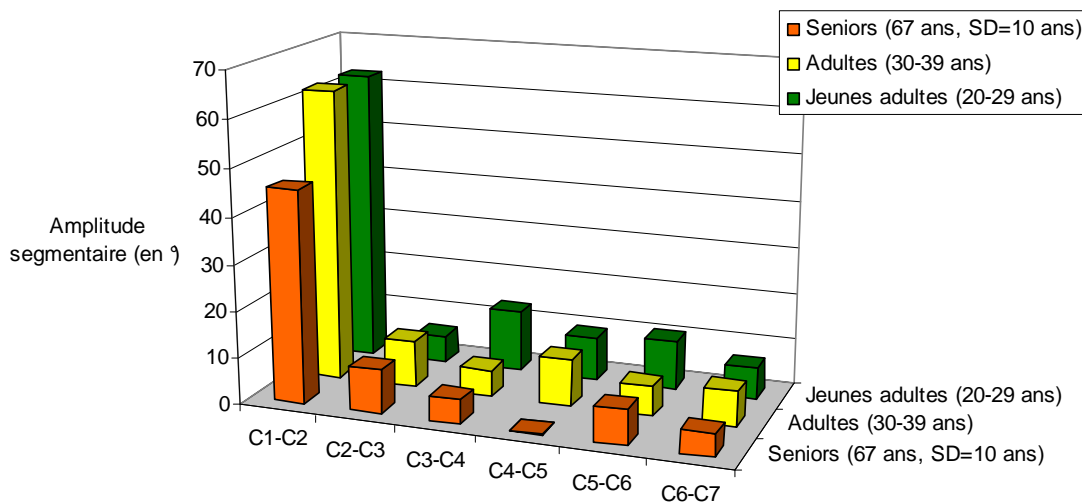


Figure 37 : Amplitudes segmentaires dans le plan horizontal en fonction de l'âge des sujets pour le mouvement de rotation axiale droite-gauche

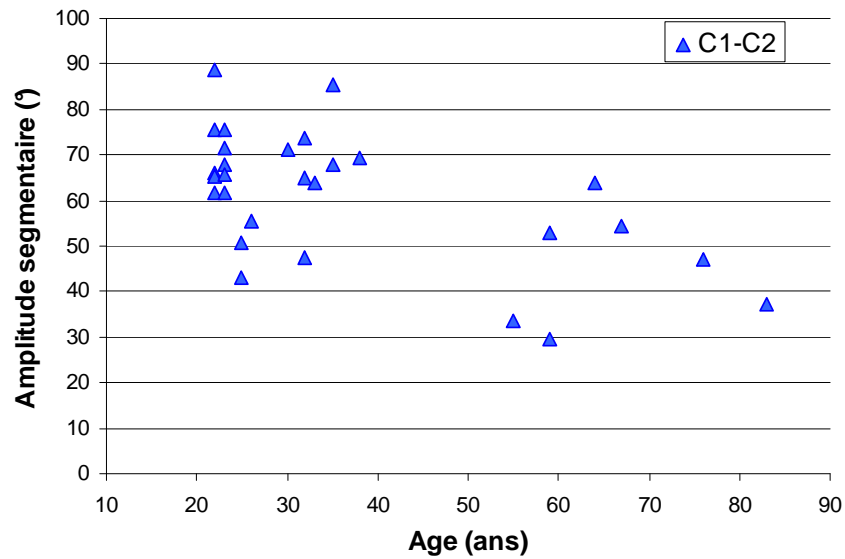


Figure 38 : Evolution de l'amplitude de C1-C2 (en degré) en fonction de l'âge des sujets pour le mouvement de rotation axiale droite-gauche

Concernant le mouvement d'inclinaison latérale (Figure 39), les amplitudes segmentaires principales sont corrélées significativement à l'âge pour C2-C3 et C6-C7. La perte d'amplitude avec l'âge est répartie sur tous les étages vertébraux, et particulièrement au niveau de C2-C3.

Aucune corrélation entre l'âge et les amplitudes des mouvements couplés n'est mise en évidence ($P > 0.5$).

On ne note aucun couplage important entre rotation et inclinaison.

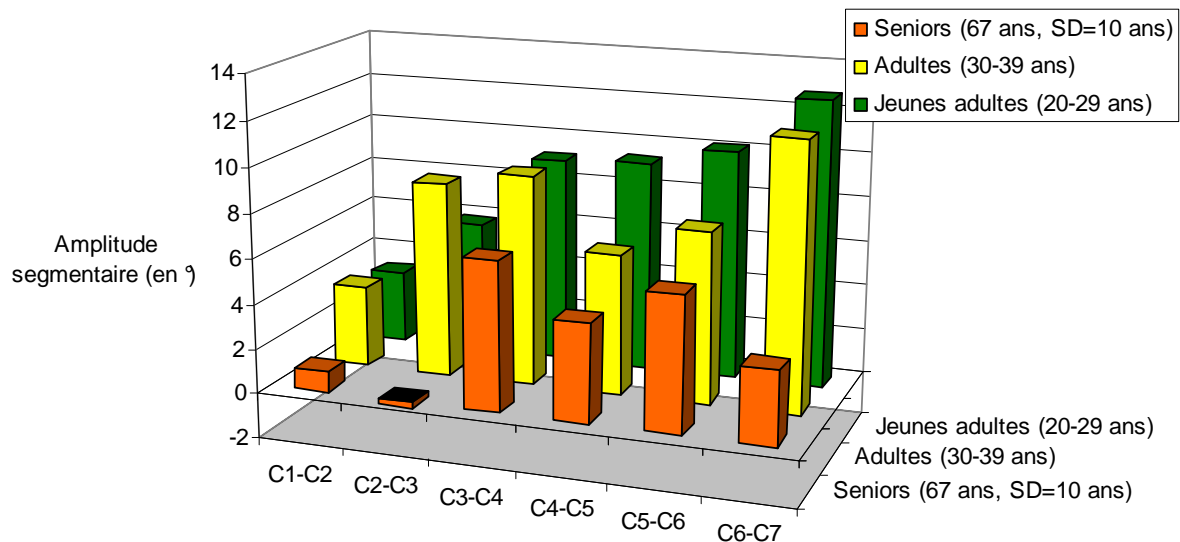


Figure 39 : Amplitudes segmentaires dans le plan frontal en fonction de l'âge des sujets pour le mouvement d'inclinaison latérale gauche-droite

XI3. Discussion

Les amplitudes segmentaires du rachis cervical en flexion-extension recensées dans la littérature sont cohérentes avec les données obtenues dans notre étude (Tableau 29).

Les amplitudes totales de flexion-extension pour le rachis cervical inférieur varient de 53 à 94°. La valeur d'amplitude de 94° est obtenue par Dvorak et al. [76] dans une étude focalisée sur les amplitudes des mouvements passifs présentant des mobilités supérieures aux mouvements actifs [29]. Parmi les valeurs minimales de 56° est obtenue par Frobin et al. [74] ; cet auteur observe un impact significatif du genre sur les mobilités segmentaires principales de flexion-extension se traduisant par une mobilité cervicale supérieure chez les sujets féminins. Ce constat est en accord avec notre étude concernant la cinématique globale du rachis cervical pour laquelle on note une amplitude sensiblement supérieure chez les sujets féminins sans que ce constat soit significatif pour les jeunes adultes. Les techniques de calcul des amplitudes segmentaires peuvent justifier la dispersion des valeurs obtenues dans la littérature. L'étude des bases de données sans distinction des âges peut également expliquer les écarts observés entre les différentes études de la littérature (Tableau 29).

L'amplitude segmentaire maximale en flexion-extension est obtenue pour l'unité fonctionnelle C4-C5 ou pour l'unité fonctionnelle C5-C6 (Tableau 29). Notre étude nous amène à la même conclusion.

Les amplitudes segmentaires du rachis cervical en inclinaison latérale droite-gauche recensées dans la littérature varient entre 4 et 12° dans le plan principal de mouvement (Tableau 30). Ces résultats sont du même ordre de grandeur que ceux obtenus dans notre étude où les amplitudes segmentaires varient de 3 à 11°. Dans l'étude de Ishii et al. [102] l'amplitude segmentaire principale maximale est obtenue pour C6-C7 ; le même constat est fait dans notre étude.

Les amplitudes des mouvements couplés du rachis cervical inférieur sont similaires dans notre étude aux résultats obtenus par Ishii et al. [102], à savoir respectivement 1° contre 4° pour le mouvement couplé de flexion-extension et respectivement -11° contre -12° pour le mouvement couplé de rotation axiale. Pour le segment C1-C2, l'amplitude de mouvement couplé dans le plan horizontal est très significativement supérieur (34° contre 3° dans notre étude). Contrairement aux conclusions de l'étude cinématique globale du rachis cervical (Chapitre VIII3) qui font état d'un couplage important entre rotation et inclinaison, ce constat n'est pas réalisé dans notre étude segmentaire ; cela peut s'expliquer par une étude statique des positions extrêmes de mouvement impliquant des postures plus analytiques que dans le cas de mouvements continus cervicaux. Le fort couplage entre inclinaison et rotation obtenu dans l'étude de Ishii et al. [102] en 2006 peut s'expliquer par une position couchée du sujet modifiant la courbure naturelle du rachis cervical et les amplitudes segmentaires en position extrême de mouvement.

Les amplitudes segmentaires pour le mouvement de rotation axiale droite-gauche obtenues dans notre étude sont plus faibles que celles recensées dans la littérature, notamment concernant C1-C2 (Tableau 31). Les amplitudes principales de C1-C2 en rotation axiale varient de 72 à 85° contre 60° dans notre étude. La valeur maximale d'amplitude pour C1-C2 (85°) est obtenue dans l'étude de Dvorak et al. [180] à partir de mouvements passifs présentant des amplitudes supérieures aux mouvements actifs. Les amplitudes supérieures de la littérature peuvent s'expliquer par un maintien de la posture par des sangles lors des acquisitions IRM ou Scanner assimilant les mouvements réalisés à des mouvements passifs. Iai et al. [90] et Mimura et al. [89] obtiennent des résultats supérieurs à partir de stéréoradiographie ; la différence significative d'amplitude de C1-C2 dans le plan horizontal avec notre étude peut s'expliquer par une moyenne d'âge des populations sensiblement différente.

L'amplitude des mouvements couplés dans le plan sagittal au cours de la rotation axiale droite-gauche est négligeable [89, 90] ; ce même constat est réalisé dans notre étude. L'amplitude des mouvements couplés en inclinaison latérale obtenue dans notre étude présentent les mêmes tendances que dans la littérature [90], à savoir une amplitude d'inclinaison homolatérale pour le rachis cervical inférieur et une amplitude d'inclinaison hétérolatérale pour le rachis cervical supérieur, permettant au regard d'être horizontal en position extrême de rotation axiale [12].

L'influence du genre a été peu étudiée, le nombre de sujets de chaque genre dans les bases de données ne permettant pas toujours de pouvoir faire une étude statistique pertinente. Dans notre étude, l'influence du genre n'a pu être étudiée que pour les « 20-29 ans » et aucune corrélation entre le genre et les amplitudes de mobilité n'a été mise en évidence, quel que soit le mouvement considéré. Ce constat rejoint la conclusion obtenue au Chapitre VIII33 concernant la mobilité globale du rachis cervical pour laquelle le genre n'était significativement corrélé aux mobilités que pour les « 70-79 ans ». Karhu et al. [99] recommande l'étude séparée des mobilités des sujets féminins et masculins afin de prendre ce paramètre en compte. Frobin et al. [74] ainsi que Dvorak et al. [75] et Lind et al. [18] proposent une analyse des données en distinguant les genres. Simpson et al. [181] met en évidence une influence du genre sur les mobilités de C2-C3 uniquement.

L'analyse de l'influence de l'âge sur les amplitudes segmentaires a également été limitée dans la bibliographie par la taille des bases de données mises en place et par un panel de volontaires majoritairement jeunes. Lind et al. [18] en 1988 met en évidence une décroissance linéaire des amplitudes segmentaires dans le plan sagittal avec l'âge sur une base de données de 70 sujets asymptomatiques âgés de 12 à 79 ans ; le même résultat est obtenu par Holmes et al. [73]. Récemment, Simpson et al. [181] en 2008 arrive aux mêmes conclusions et quantifie à 0.11° la perte de mobilité par étage vertébral par an, soit 5° de perte de mobilité par décennie pour le rachis cervical. Ces valeurs sont inférieures à celles obtenues dans notre étude ; cela peut s'expliquer par un nombre encore insuffisant de sujets dans notre étude ainsi que dans celle de Simpson et al. [181] pour pouvoir déterminer une réduction d'amplitude segmentaire stable.

Tableau 29 : Principales études de la littérature concernant l'analyse segmentaire cervicale entre l'extension maximale et la flexion maximale

Auteurs Année	Système de mesure	Type d'analyse	Nombre de sujets sains	Age des sujets	Mobilités segmentaires en flexion-extension (en °)						TOTAL rachis cervical inférieur	
					C1-C2	C2-C3	C3-C4	C4-C5	C5-C6	C6-C7		
Aho 1955 [182]	Radiographie	2D	15	-	-	12 [5]	15 [7]	22 [4]	28 [4]	15 [4]	92	
Kottke 1959 [85]	-	-	87	15 – 30 ans	-	11	16	18	21	18	84	
Bhalla and Simmons 1969 [183]	Radiographie	2D	20	-	-	9 [1]	15 [2]	23 [1]	19 [1]	18 [3]	84	
Johnson 1977 [2]	Radiographie	2D	44	-	-	-	18	20	22	21	-	
Fisher 1977 [106]	Radiographie	2D	10	-	-	-	16	20	20	16	-	
Lind 1989 [18]	Radiographie	2D	70	12 – 79 ans	13 [5]	10 [4]	14 [6]	16 [6]	15 [8]	11 [7]	66	
Dvorak 1993 [72, 75, 76]	Radiographie	2D	28	22 – 47 ans	Passif	15 [3]	12 [2]	17 [4]	21 [3]	23 [4]	21 [4]	94
				ans	Actif	12 [4]	10 [3]	15 [3]	19 [4]	20 [4]	19 [3]	83
Holmes 1994 [73]	Radiographie	2D	50	21 – 58 ans	-	8 [3]	13 [3]	18 [3]	16 [5]	12 [5]	67	
Askins 1997 [81]	Radiographie	2D	20	21-33 ans	13	13	15	17	18	17	80	
Ordway 1999 [184]	Radiographie	2D	20	-	-	13 [5]	17 [4]	19 [4]	19 [3]	17 [5]	85	
Hino 1999 [87]	Cinéradiographie	2D	10	21 – 23 ans	17	10	17	21	21	-	-	
Lin 2001 [77]	Radiographie	2D	75	20 – 77 ans	11 [5]	8 [4]	14 [4]	17 [4]	16 [6]	15 [5]	70	
Frobin 2002 [74]	Radiographie	2D	137	16 – 58 ans	♀	11 [5]	8 [3]	15 [5]	17 [5]	18 [7]	11 [7]	71
				ans	♂	12 [5]	8 [3]	12 [4]	14 [5]	12 [5]	10 [6]	56
Emohare 2004 [95]	IRM	2D	20	25.4 ans +/- 3.7	-	15 [3]	17 [4]	18 [5]	18 [4]	17 [4]	86	
Simpson 2008 [181]	Radiographie	2D	41	15 – 55 ans	-	7 [4]	13 [4]	14 [6]	12 [7]	7 [6]	53	
Notre étude	Stéréoradiographie	3D	37	21-83 ans	12 [6]	9 [4]	16 [5]	17 [5]	17 [7]	14 [6]	73	

Tableau 30 : Principales études de la littérature concernant l'analyse des amplitudes segmentaires cervicales maximales de l'inclinaison latérale gauche-droite (hormis pour les études pour lesquelles est spécifié « unilatéral » dans la colonne « Type d'analyse » et « Unilat. » dans la colonne « TOTAL »)
ILgd : Inclinaison latérale gauche-droite, EF : Extension-flexion, RAdg : Rotation axiale droite-gauche

Auteurs Année	Système de mesure	Type d'analyse	Nombre de sujets	Age des sujets	Mobilités segmentaires en inclinaison latérale (en °)						TOTAL rachis cervical inférieur	
					C1-C2	C2-C3	C3-C4	C4-C5	C5-C6	C6-C7		
Penning 1978 [12]	-	-	20	Jeunes adultes	5	6	6	6	6	6	30	
Ishii 2006 [102]	IRM	3D unilatéral	12	20-30 ans	ILgd	2 [1]	4 [2]	3 [1]	3 [1]	4 [1]	6 [2]	20 <i>Unilat.</i>
					EF	0 [2]	0 [1]	0 [1]	1 [1]	1 [1]	0 [2]	2 <i>Unilat.</i>
					RAdg	17 [5]	-1 [1]	-2 [1]	-1 [1]	-1 [1]	-1 [1]	-6 <i>Unilat.</i>
Notre étude	Stéréoradiographie	3D	37	21-83 ans	ILgd	3 [4]	6 [5]	9 [4]	8 [4]	9 [4]	11 [6]	43
					EF	3 [6]	0 [6]	0 [5]	0 [4]	0 [7]	1 [3]	1
					RAdg	3 [7]	-4 [6]	-4 [4]	-2 [3]	-1 [5]	0 [4]	-11

Tableau 31 : Principales études de la littérature concernant l'analyse des amplitudes segmentaires cervicales maximales de rotation axiale droite-gauche (hormis pour les études pour lesquelles est spécifié « unilatéral » dans la colonne « Type d'analyse » et « Unilat. » dans la colonne « TOTAL »)
ILgd : Inclinaison latérale gauche-droite, EF : Extension-flexion, RAdg : Rotation axiale droite-gauche

Auteurs Année	Système de mesure	Type d'analyse	Nombre de sujets	Age des sujets	Mobilités segmentaires en rotation axiale (en °)							TOTAL rachis cervical inférieur	
					C0-C1	C1-C2	C2-C3	C3-C4	C4-C5	C5-C6	C6-C7		
Penning 1987 [91]	CT-Scan	2D unilatéral	26	20 - 26 ans	1 [-2 - 5]	40 [29 - 46]	3 [0 - 10]	6 [3 - 10]	7 [1 - 12]	7 [2 - 12]	5 [2 - 10]	28 <i>Unilat.</i>	
Dvorak 1987 [180]	CT-Scan (passif)	2D	9	17-49 ans	8	85	C2-T1 : 58					-	
Mimura 1989 [89]	Stéréoradiographie	3D	20	25-31 ans	ILgd	2 [6]	2 [8]	-6 [7]	-6 [7]	-4 [8]	-3 [7]	-17	
					EF	-14 [6]	0 [3]	-3 [5]	-2 [4]	2 [3]	3 [3]	0	
					RAdg	75 [12]	7 [6]	6 [5]	4 [6]	5 [4]	6 [3]	28	
Iai 1993 [90]	Stéréoradiographie	3D unilatéral	20	27- 40 ans	ILgd	-3	11	0	-7	-3	-2	-2	-14 <i>Unilat</i>
					EF	-10	0	0	-4	0	0	1	-3 <i>Unilat</i>
					RAdg	-4	38	4	3	3	2	2	14 <i>Unilat</i>
Dumas 1993 [92]	CT-Scan	2D unilatéral	20	20-80 ans	1	37	1	5	5	5	3	19 <i>Unilat</i>	
Ishii 2004 [101]	IRM	3D unilatéral	15	-	2 [1]	36 [4]	2 [1]	4 [1]	5 [1]	4 [1]	2 [1]	17 <i>Unilat</i>	
Notre étude	Stéréoradiographie	3D	37	21-83 ans	ILgd	-	12 [6]	-6 [6]	-4 [4]	-5 [4]	-7 [5]	-6 [6]	-28
					EF	-	-2 [8]	1 [7]	0 [6]	0 [6]	0 [3]	0 [2]	1
					RAdg	-	60 [16]	8 [7]	9 [8]	7 [8]	9 [5]	6 [4]	39

XI4. Synthèse

Le protocole mis en place dans notre étude présente une réelle avancée puisqu'il est à la fois rapide (5 à 6 secondes d'acquisition), peu irradiant et offrant la possibilité d'une analyse en charge des clichés pseudo-dynamiques. Cette étude contribue à approfondir la connaissance des mobilités tridimensionnelles intersegmentaires cervicales, notamment en rotation axiale, mouvement qui a été étudié jusqu'alors principalement en position couchée et sur de faibles nombres de sujets. L'analyse de l'influence de l'âge et du genre doit être approfondie sur une base de données plus étoffée mais donne une première tendance qui va dans le sens des conclusions obtenues pour l'analyse cinématique cervicale globale, à savoir une influence significative de l'âge et sur les mobilités principales de mouvement.

La principale limitation de cette étude est l'analyse de clichés dynamiques plus analytiques et présentant donc beaucoup moins de mouvements couplés qu'en cinématique globale du rachis cervical. La prise en compte de C0 dans les mobilités est une des perspectives de cette étude ; cela n'a pas pu être réalisé dans notre étude pour cause de clichés étroits (45 cm) ne permettant pas en position extrême de mouvement de visualiser entièrement le crâne ce qui rendait difficile la mise en place d'un repère pertinent. La réalisation de clichés à différentes angulations permettrait également de pouvoir mieux comprendre la contribution de chaque étage vertébral au cours du mouvement.

Conclusion générale et perspectives

L'objectif de ce projet était de contribuer à la compréhension et à la quantification des impacts de pathologies cervicales sur les performances du rachis cervical *in vivo*.

Le premier objectif de ce travail a donc été de mettre en place un protocole d'analyse des performances du rachis cervical utilisable en routine clinique. Ce protocole s'appuie sur un outil de capture du mouvement non invasif et un protocole d'examen rapide (15 minutes) basé sur l'analyse des mobilités cervicales et de la proprioception. Ce protocole global a été validé à partir d'études de précision et de reproductibilité nous permettant de connaître les incertitudes de mesure acceptables et conformes à la littérature, qui s'élèvent à 5% des amplitudes de mobilité.

La mise en œuvre de cet outil d'analyse nous a permis tout d'abord de mieux comprendre la cinématique du rachis cervical asymptomatique en fonction de l'âge et du genre. Une base de données de référence de 194 sujets a été mise en place fournissant en fonction de l'âge et du genre du sujet les valeurs moyennes des paramètres cinématiques ainsi que les intervalles de confiance de ces données. L'impact de pathologies cervicales telles que le « whiplash » ou l'impact de la pratique d'un sport à haut niveau a pu être quantifié. Même si les amplitudes principales de mouvement sont altérées par les pathologies cervicales, l'étude des mouvements couplés ou de la proprioception semble être des paramètres plus sensibles et discriminants pour caractériser une pathologie cervicale.

Une approche segmentaire à partir de stéréoradiographie a été mise en place dans un second temps. Cette approche est complémentaire à l'approche globale puisqu'elle fournit des informations sur les amplitudes étage par étage en position extrême de mouvement. Ce travail a tout d'abord consisté à améliorer les méthodes de reconstruction 3D personnalisées actuellement utilisées au laboratoire afin de diminuer le temps de reconstruction d'une part et d'améliorer leur précision d'autre part. Une méthode de reconstruction des structures osseuses du rachis cervical basée sur les méthodes d'inférence statistique a été mise en place et validée.

Cet outil a ensuite été mis en œuvre pour affiner la connaissance actuelle des mobilités segmentaires notamment grâce à une étude tridimensionnelle en charge permettant la prise en compte des mouvements de couplage et l'analyse de la rotation axiale.

Cette étude présente plusieurs limitations que nous avons évoquées tout au long de cette étude.

Concernant l'étude cinématique globale du rachis cervical, la base de données de sujets asymptomatiques doit être complétée afin de quantifier plus finement l'influence du genre et de l'âge sur les mobilités cervicales, mais également l'impact de l'IMC ou encore de l'activité sportive du

sujet. Les bases de données de sujets pathologiques doivent être étoffées afin de pouvoir prendre en compte non seulement l'âge et le genre du patient mais également les caractéristiques pathologiques du sujet et ses antécédents.

Concernant l'étude segmentaire du rachis cervical, la méthode de reconstruction mise en place doit être validée en précision à partir de reconstructions 3D osseuses obtenues à partir de scanner. Cette nouvelle méthode de reconstruction sera ensuite implémentée dans le logiciel de reconstruction Idef'X développé au LBM afin que l'opérateur puisse bénéficier de la fonctionnalité d'auto-amélioration lors des retouches manuelles afin de réduire d'autant le temps de reconstruction d'un rachis cervical. Telle quelle la méthode n'est pas encore implantable en routine clinique ; des méthodes de traitement d'images doivent être développées pour faciliter la reconnaissance des structures, notamment en position pseudo-dynamique.

Une des limitations majeures de l'analyse segmentaire cervicale est qu'elle est réalisée à partir de clichés en statique, modifiant l'attitude spontanée du sujet et induisant une posture plus analytique du mouvement demandé.

La base de données sur laquelle s'appuie l'étude segmentaire est encore trop faible (37 sujets) pour permettre de conclure de manière pertinente quand à l'impact de l'âge ou du genre sur les mobilités segmentaires. Elle devra être étoffée en veillant à recruter des volontaires de tous âges.

Les perspectives de cette étude sont donc nombreuses.

L'exploitation des fiches cliniques remplies par les sujets en début d'examen doit être approfondie et prise en compte dans le traitement des données. Une étude plus ciblée sur les sujets asymptomatiques de plus de 70 ans est en cours afin d'étudier l'impact de paramètres cliniques (prise de médicaments, autonomie, déprime, diabète, chutes répétées, cyphose thoracique, ...) sur la cinématique cervicale du senior en partenariat avec l'Hôpital René Muret (Sevran) et l'aide du Docteur Abrahamik.

Des corridors de normalité d'amplitude segmentaire de chaque niveau vertébral doivent être mis en place sur des bases de données plus étoffées afin de pouvoir analyser des sujets pathologiques. Une étude segmentaire à différentes angulations permettrait de mieux comprendre, décrire et quantifier la contribution de chaque unité fonctionnelle à chaque pas de temps au cours du mouvement.

Références

1. Hartman, J.T., F. Palumbo, and B.J. Hill, *Cineradiography of the braced normal cervical spine. A comparative study of five commonly used cervical orthoses*. Clin Orthop Relat Res, 1975(109): p. 97-102.
2. Johnson, R.M., et al., *Cervical orthoses. A study comparing their effectiveness in restricting cervical motion in normal subjects*. J Bone Joint Surg Am, 1977. **59**(3): p. 332-9.
3. Sandler, A.J., et al., *The effectiveness of various cervical orthoses. An in vivo comparison of the mechanical stability provided by several widely used models*. Spine, 1996. **21**(14): p. 1624-9.
4. Hughes, S.J., *How effective is the Newport/Aspen collar? A prospective radiographic evaluation in healthy adult volunteers*. J Trauma, 1998. **45**(2): p. 374-8.
5. Gavin, T.M., et al., *Biomechanical analysis of cervical orthoses in flexion and extension: a comparison of cervical collars and cervical thoracic orthoses*. J Rehabil Res Dev, 2003. **40**(6): p. 527-37.
6. Zhang, S., et al., *Evaluation of efficacy and 3D kinematic characteristics of cervical orthoses*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2005. **20**(3): p. 264-9.
7. Kapandji, *Tronc et rachis*, in *Physiologie articulaire*, M. S.A, Editor. 1975.
8. Lavaste, F. *Biomécanique et ostéosynthèse du rachis*. in *Conférences d'enseignement de la Sofcot*. 1997.
9. Moore Keith Lean, Dalley Arthur F., and B. Jean-Pol, *Anatomie médicale: Aspects fondamentaux et applications cliniques*. 2006.
10. Bonnel, F. and G. Captier, *Biomécanique du disque intervertébral*, L.L.D.L.O.D. MOUVEMENT, Editor. 2002: Montpellier.
11. Université de la Méditerranée, E.-E.H.M., *Cinesiologie du Tronc*. <http://www.univmed.fr/ehm/UserFiles/File/CINESIOLOGIE%20DU%20TRONC.ppt#1>.
12. Penning, L., *Normal movements of the cervical spine*. AJR Am J Roentgenol, 1978. **130**(2): p. 317-26.
13. Goujon, H., *Analyse de la marche de l'amputé fémoral*. 2006, Ecole doctorale n° 432: Sciences des Métiers de l'Ingénieur.
14. Chen, J., et al., *Meta-analysis of normative cervical motion*. Spine, 1999. **24**(15): p. 1571-8.
15. Youdas, J.W., J.R. Carey, and T.R. Garrett, *Reliability of measurements of cervical spine range of motion--comparison of three methods*. Phys Ther, 1991. **71**(2): p. 98-104; discussion 105-6.
16. Morphett, A.L., C.M. Crawford, and D. Lee, *The use of electromagnetic tracking technology for measurement of passive cervical range of motion: a pilot study*. J Manipulative Physiol Ther, 2003. **26**(3): p. 152-9.
17. Heikkila, H.V. and B.I. Wenngren, *Cervicocephalic kinesthetic sensibility, active range of cervical motion, and oculomotor function in patients with whiplash injury*. Arch Phys Med Rehabil, 1998. **79**(9): p. 1089-94.
18. Lind, B., et al., *Normal range of motion of the cervical spine*. Arch Phys Med Rehabil, 1989. **70**(9): p. 692-5.
19. Ovadia, D., et al., *Whiplash injury--a retrospective study on patients seeking compensation*. Injury, 2002. **33**(7): p. 569-73.
20. Wolfenberger, V.A., Q. Bui, and G.B. Batenchuk, *A comparison of methods of evaluating cervical range of motion*. J Manipulative Physiol Ther, 2002. **25**(3): p. 154-60.
21. Mayer, T., et al., *Non-invasive measurement of cervical tri-planar motion in normal subjects*. Spine, 1992. **18**.
22. Youdas, J.W., et al., *Normal range of motion of the cervical spine: an initial goniometric study*. Phys Ther, 1992. **72**(11): p. 770-80.
23. Ordway, N.R., et al., *Cervical sagittal range of motion analysis using three methods*. Spine, 1997. **22**.

24. Mannion, A.F., et al., *Range of global motion of the cervical spine intra-individual reliability and the influence of measurement device*. Eur Spine J, 2000. **9**.
25. Solinger, A.B., J. Chen, and C.A. Lantz, *Standardized initial head position in cervical range-of-motion assessment: reliability and error analysis*. J Manipulative Physiol Ther, 2000. **23**(1): p. 20-6.
26. Wlodyka-Demaille, S., et al., *Cervical range of motion and cephalic kinesthesia: ultrasonographic analysis by age and sex*. Spine, 2007. **32**(8): p. E254-61.
27. Malmstrom, E.M., et al., *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**(2): p. E44-50.
28. Feipel, V., et al., *Normal global motion of the cervical spine: an electrogoniometric study*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 1999. **14**(7): p. 462-70.
29. Dvorak, J., et al., *Age and gender related normal motion of the cervical spine*. Spine, 1992. **17**(10 Suppl): p. S393-8.
30. Strimpakos, N., et al., *Cervical spine ROM measurements: optimizing the testing protocol by using a 3D ultrasound-based motion analysis system*. Cephalalgia, 2005.
31. Jordan, K., *Assessment of published reliability studies for cervical spine range-of-motion measurement tools*. J Manipulative Physiol Ther, 2000. **23**(3): p. 180-95.
32. Chiquet, C., et al., *Examen cinématique 3D des mobilités du rachis cervical à la recherche de signatures pathologiques*. Rachis, 2004. **16**.
33. Castro, W.H.M., et al., *Non-invasive three dimensional analysis of cervical spine motion in normal subjects in relation to age and sex*. Spine, 1999. **25**.
34. Trott, P.H., et al., *Three-dimensional analysis of active cervical motion: the effect of age and gender*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 1996. **11**(4): p. 201-206.
35. Wang, S.F., C.C. Teng, and K.H. Lin, *Measurement of cervical range of motion pattern during cyclic neck movement by an ultrasound-based motion system*. Man Ther, 2005. **10**(1): p. 68-72.
36. Chen, J., C.A. Lantz, and A.B. Solinger, *Errors in precise examiner head placement during cervical range-of-motion measurements*. J Manipulative Physiol Ther, 2001. **24**(5): p. 327-30.
37. Strimpakos, N., et al., *Cervical joint position sense: an intra- and inter-examiner reliability study*. Gait Posture, 2006. **23**(1): p. 22-31.
38. Hoving, J.L., et al., *Reproducibility of cervical range of motion in patients with neck pain*. BMC Musculoskelet Disord, 2005. **6**: p. 59.
39. Antonaci, F., et al., *3D kinematic analysis and clinical evaluation of neck movements in patients with whiplash injury*. Cephalalgia, 2002. **22**(7): p. 533-42.
40. Walmsley, R.P., P. Kimber, and E. Culham, *The effect of initial head position on active cervical axial rotation range of motion in two age populations*. Spine, 1996. **21**(21): p. 2435-42.
41. Watier, B., *Etude expérimentale du rachis cervical: comportement mécanique in vitro et cinématique in vivo*. 1997, ENSAM: Paris.
42. Koerhuis, C.L., et al., *Neck mobility measurement by means of the 'Flock of Birds' electromagnetic tracking system*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2003. **18**(1): p. 14-8.
43. BouSSION, L., *Etude cinématique tridimensionnelle du rachis cervical. Comparaison entre sujets sains et pathologiques*. 2008, Universtité Claude Bernard: Lyon.
44. Dvir, Z. and T. Prushansky, *Reproducibility and instrument validity of a new ultrasonography-based system for measuring cervical spine kinematics*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2000. **15**(9): p. 658-64.
45. Sforza, C., et al., *Three-dimensional analysis of active head and cervical spine range of motion: effect of age in healthy male subjects*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2002. **17**(8): p. 611-4.
46. Ferrario, V.F., et al., *Active range of motion of the head and cervical spine: a three-dimensional investigation in healthy young adults*. J Orthop Res, 2002. **20**(1): p. 122-9.
47. Dvir, Z. and E. Penso-Zabludowski, *The effects of protocol and test situation on maximal vs. submaximal cervical motion: medicolegal implications*. Int J Legal Med, 2003. **117**(6): p. 350-5.

48. Feipel, V., et al., *The use of disharmonic motion curves in problems of the cervical spine*. International Orthopaedics, 1999. **23**.
49. Revel, M., C. Andre-Deshays, and M. Minguet, *Cervicocephalic kinesthetic sensibility in patients with cervical pain*. Arch Phys Med Rehabil, 1991. **72**(5): p. 288-91.
50. Rix, G.D. and J. Bagust, *Cervicocephalic kinesthetic sensibility in patients with chronic, nontraumatic cervical spine pain*. Arch Phys Med Rehabil, 2001. **82**(7): p. 911-9.
51. Lee, H.Y., et al., *Test-retest reliability of cervicocephalic kinesthetic sensibility in three cardinal planes*. Man Ther, 2006. **11**(1): p. 61-8.
52. Loudon, J.K., M. Ruhl, and E. Field, *Ability to reproduce head position after whiplash injury*. Spine, 1997. **22**(8): p. 865-8.
53. McNair, P.J., et al., *Acute neck pain: cervical spine range of motion and position sense prior to and after joint mobilization*. Man Ther, 2007. **12**(4): p. 390-4.
54. Golomer, E., et al., *Contribution of neck proprioception to subjective vertical perception among experts in physical activities and untrained women*. Neurosci Lett, 2005. **381**(1-2): p. 31-5.
55. Shea, M., et al., *Variations of stiffness and strength along the human cervical spine*. J Biomech, 1991. **24**(2): p. 95-107.
56. Prushansky, T., et al., *Performance of cervical motion in chronic whiplash patients and healthy subjects: the case of atypical patients*. Spine, 2006. **31**(1): p. 37-43.
57. Klein, G.N., et al., *Trapped in the neutral zone: another symptom of whiplash-associated disorder?* Eur Spine J, 2001. **10**(2): p. 141-8.
58. Lee, S.W., E.R. Draper, and S.P. Hughes, *Instantaneous center of rotation and instability of the cervical spine. A clinical study*. Spine, 1997. **22**(6): p. 641-7; discussion 647-8.
59. Grip, H., et al., *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 (Bristol, Avon), 2007. **22**(8): p. 865-73.
60. Revel, M., et al., *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): p. 895-9.
61. Christensen, H.W. and N. Nilsson, *The ability to reproduce the neutral zero position of the head*. J Manipulative Physiol Ther, 1999. **22**(1): p. 26-8.
62. Watier, B., *Mechanical behaviour of cervical spine: literature update*. ITBM-RBM, 2006. **27**: p. 92-106.
63. Tousignant, M., et al., *Criterion validity study of the cervical range of motion (CROM) device for rotational range of motion on healthy adults*. J Orthop Sports Phys Ther, 2006. **36**(4): p. 242-8.
64. Sangeux, M., et al., *Quantification of the 3D relative movement of external marker sets vs. bones based on magnetic resonance imaging*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2006. **21**(9): p. 984-91.
65. Malmstrom, E.M., et al., *Zebris versus Myrin: a comparative study between a three-dimensional ultrasound movement analysis and an inclinometer/compass method: intradevice reliability, concurrent validity, intertester comparison, intratester reliability, and intraindividual variability*. Spine, 2003. **28**(21): p. E433-40.
66. Bulgheroni, M.V., et al., *A 3D kinematic method for evaluating voluntary movements of the cervical spine in humans*. Funct Neurol, 1998. **13**(3): p. 239-45.
67. Lantz, C.A., J. Chen, and D. Buch, *Clinical validity and stability of active and passive cervical range of motion with regard to total and unilateral uniplanar motion*. Spine, 1999. **24**(11): p. 1082-9.
68. Kristjansson, E., P. Dall'Alba, and G. Jull, *Cervicocephalic kinaesthesia: reliability of a new test approach*. Physiother Res Int, 2001. **6**(4): p. 224-35.
69. Minne, J., R. Depreux, and H. Mestdagh, *Les mouvements de rotation du rachiscervical inférieur (de C3 à C7)*, in *Bulletin de l'Association des Anatomistes*. 1970. p. 929-935.
70. Dansereau, J. and I.A. Stokes, *Measurements of the three-dimensional shape of the rib cage*. J Biomech, 1988. **21**(11): p. 893-901.

71. Dumas, R., et al., *Explicit calibration method and specific device designed for stereoradiography*. J Biomech, 2003. **36**(6): p. 827-34.
72. Dvorak, J., et al., *Functional radiographic diagnosis of the cervical spine: flexion/extension*. Spine, 1988. **13**(7): p. 748-55.
73. Holmes, A., et al., *The range and nature of flexion-extension motion in the cervical spine*. Spine, 1994. **19**(22): p. 2505-10.
74. Frobin, W., et al., *Sagittal plane segmental motion of the cervical spine. A new precision measurement protocol and normal motion data of healthy adults*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2002. **17**(1): p. 21-31.
75. Dvorak, J., et al., *In vivo flexion/extension of the normal cervical spine*. J Orthop Res, 1991. **9**(6): p. 828-34.
76. Dvorak, J., et al., *Clinical validation of functional flexion/extension radiographs of the cervical spine*. Spine, 1993. **18**(1): p. 120-7.
77. Lin, R.M., et al., *Characteristics of sagittal vertebral alignment in flexion determined by dynamic radiographs of the cervical spine*. Spine, 2001. **26**(3): p. 256-61.
78. McCabe, J.B. and D.J. Nolan, *Comparison of the effectiveness of different cervical immobilization collars*. Ann Emerg Med, 1986. **15**(1): p. 50-3.
79. Cline, J.R., E. Scheidel, and E.F. Bigsby, *A comparison of methods of cervical immobilization used in patient extrication and transport*. J Trauma, 1985. **25**(7): p. 649-53.
80. Sharpe, K.P., S. Rao, and A. Ziogas, *Evaluation of the effectiveness of the Minerva cervicothoracic orthosis*. Spine, 1995. **20**(13): p. 1475-9.
81. Askins, V. and F.J. Eismont, *Efficacy of five cervical orthoses in restricting cervical motion. A comparison study*. Spine, 1997. **22**(11): p. 1193-8.
82. Alberts, L.R., C.R. Mahoney, and J.R. Neff, *Comparison of the Nebraska collar, a new prototype cervical immobilization collar, with three standard models*. J Orthop Trauma, 1998. **12**(6): p. 425-30.
83. Fielding, J.W., *Cineradiography of the normal cervical spine*. N Y State J Med, 1956. **56**(19): p. 2984-6.
84. Fielding, J.W., *Normal And Selected Abnormal Motion Of The Cervical Spine From The Second Cervical Vertebra To The Seventh Cervical Vertebra Based On Cineradiography*. J Bone Joint Surg Am, 1964. **46**: p. 1779-81.
85. Kottke, F.J. and M.O. Mundale, *Range of mobility of the cervical spine*. Arch Phys Med Rehabil, 1959. **40**: p. 379-82.
86. van Mameren, H., et al., *Cervical spine motion in the sagittal plane. II. Position of segmental averaged instantaneous centers of rotation--a cineradiographic study*. Spine, 1992. **17**(5): p. 467-74.
87. Hino, H., et al., *Dynamic motion analysis of normal and unstable cervical spines using cineradiography. An in vivo study*. Spine, 1999. **24**(2): p. 163-8.
88. Jones, M.D., *Cineradiographic studies of the normal cervical spine*. Calif Med, 1960. **93**: p. 293-6.
89. Mimura, M., et al., *Three-dimensional motion analysis of the cervical spine with special reference to the axial rotation*. Spine, 1989. **14**(11): p. 1135-9.
90. Iai, H., et al., *Three-dimensional motion analysis of the upper cervical spine during axial rotation*. Spine, 1993. **18**(16): p. 2388-92.
91. Penning, L. and J.T. Wilmsink, *Rotation of the cervical spine. A CT study in normal subjects*. Spine, 1987. **12**(8): p. 732-8.
92. Dumas, J.L., et al., *Rotation of the cervical spinal column: a computed tomography in vivo study*. Surg Radiol Anat, 1993. **15**(4): p. 333-9.
93. Anekstein, Y., et al., *The use of dynamic CT surview for cervical spine clearance in comatose trauma patients: a pilot prospective study*. Injury, 2008. **39**(3): p. 339-46.
94. Miyata, K., et al., *Kinetic analysis of the cervical spinal cord in patients after spinous process-splitting laminoplasty using a kinematic magnetic resonance imaging technique*. Spine, 2006. **31**(19): p. E690-7.
95. Emohare, O., et al., *The assessment of the kinematics of the cervical spine using open (interventional) MRI*. Journal of Musculoskeletal Research, 2004. **8**.

96. McGregor, A.H., et al., *Assessment of spinal kinematics using open interventional magnetic resonance imaging*. Clin Orthop Relat Res, 2001(392): p. 341-8.
97. Takatori, R., et al., *In vivo segmental motion of the cervical spine in rheumatoid arthritis patients with atlantoaxial subluxation*. Clin Exp Rheumatol, 2008. **26**(3): p. 442-8.
98. Takasaki, H., et al., *Cervical segmental motion induced by shoulder abduction assessed by magnetic resonance imaging*. Spine, 2009. **34**(3): p. E122-6.
99. Karhu, J.O., et al., *Kinematic magnetic resonance imaging of the upper cervical spine using a novel positioning device*. Spine, 1999. **24**(19): p. 2046-56.
100. Morishita, Y., et al., *Review article: Kinematic evaluation of the spine: a kinetic magnetic resonance imaging study*. J Orthop Surg (Hong Kong), 2008. **16**(3): p. 348-50.
101. Ishii, T., et al., *Kinematics of the upper cervical spine in rotation: in vivo three-dimensional analysis*. Spine, 2004. **29**(7): p. E139-44.
102. Ishii, T., et al., *Kinematics of the cervical spine in lateral bending: in vivo three-dimensional analysis*. Spine, 2006. **31**(2): p. 155-60.
103. Bakke, S., *Röntgenologische Beobachtungen über die Bewegungen der Halswirbelsäule*. Acta Radiol, 1931. **13**.
104. Buetti-Bäumli, C., *Funktionelle Röntgendiagnostik der Halswirbelsäule*. 1954.
105. Cote, P., et al., *Apophysial joint degeneration, disc degeneration, and sagittal curve of the cervical spine. Can they be measured reliably on radiographs?* Spine, 1997. **22**(8): p. 859-64.
106. Fisher, S.V., et al., *Cervical orthoses effect on cervical spine motion: roentgenographic and goniometric method of study*. Arch Phys Med Rehabil, 1977. **58**(3): p. 109-15.
107. Hijioka, A., K. Narusawa, and T. Nakamura, *Clinical results of the new cervico-thoracic orthosis 'Neck-Chest brace'*. J Orthop Surg (Hong Kong), 2000. **8**(2): p. 27-31.
108. Harrison, D.E., et al., *Slight head extension: does it change the sagittal cervical curve?* Eur Spine J, 2001. **10**(2): p. 149-53.
109. Amevo, B., C. Aprill, and N. Bogduk, *Abnormal instantaneous axes of rotation in patients with neck pain*. Spine, 1992. **17**(7): p. 748-56.
110. Lundstrom, A., et al., *A comparison between estimated and registered natural head posture*. Eur J Orthod, 1991. **13**(1): p. 59-64.
111. Sandham, A., *Repeatability of head posture recordings from lateral cephalometric radiographs*. Br J Orthod, 1988. **15**(3): p. 157-62.
112. Bogduk, N. and S. Mercer, *Biomechanics of the cervical spine. I: Normal kinematics*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2000. **15**(9): p. 633-48.
113. Buonocore, E., J.T. Hartman, and C.L. Nelson, *Cineradiograms of cervical spine in diagnosis of soft-tissue injuries*. Jama, 1966. **198**(1): p. 143-7.
114. Woesner, M.E. and M.G. Mitts, *The evaluation of cervical spine motion below C2: a comparison of cineroentgenographic and conventional roentgenographic methods*. Am J Roentgenol Radium Ther Nucl Med, 1972. **115**(1): p. 148-54.
115. Yazici, M., et al., *Measurement of vertebral rotation in standing versus supine position in adolescent idiopathic scoliosis*. J Pediatr Orthop, 2001. **21**(2): p. 252-6.
116. Billuart, F., et al., *Role of deltoid and passives elements in stabilization during abduction motion (0 degrees-40 degrees): an ex vivo study*. Surg Radiol Anat, 2008. **30**(7): p. 563-8.
117. Rousseau, M.A., *Arthroplastie discale cervicale. Moyens d'évaluation et analyse biomécanique.*, in *Laboratoire de Biomécanique*. 2007, ENSAM: Paris.
118. Stokes, I.A., et al., *1980 Volvo award in clinical sciences. Assessment of patients with low-back pain by biplanar radiographic measurement of intervertebral motion*. Spine, 1981. **6**(3): p. 233-40.
119. Aubin, C.E., et al., *Morphometric evaluations of personalised 3D reconstructions and geometric models of the human spine*. Med Biol Eng Comput, 1997. **35**(6): p. 611-8.
120. Humbert, L., *Contribution à l'automatisation du traitement des radiographies du système ostéoarticulaire pour la modélisation géométrique et l'analyse clinique*, in *Ecole doctorale n° 432: Sciences des Métiers de l'Ingénieur*. 2008, Arts et Métiers ParisTech.
121. Véron, S., *Modélisation géométrique et mécanique tridimensionnelle par éléments finis du rachis cervical supérieur*. 1997, ENSAM: Paris.

122. Mitton, D., et al., *3D reconstruction method from biplanar radiography using non-stereocorresponding points and elastic deformable meshes*. Med Biol Eng Comput, 2000. **38**(2): p. 133-9.
123. Mitulescu, A., *Contribution à la reconstruction tridimensionnelle du rachis et du bassin à partir de la stéréoradiographie conventionnelle et basse dose (Charpack)*. 2001, ENSAM: Paris.
124. Pomeroy, V., et al., *Fast accurate stereoradiographic 3D-reconstruction of the spine using a combined geometric and statistic model*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2004. **19**(3): p. 240-7.
125. Baudoin, A., *Analyse en pré et post opératoire de l'articulation de la hanche à l'aide de reconstructions 3D issues de radiographies biplanaires basse dose*. 2007, ENSAM: Paris.
126. Dumas, R., et al., *A semi-automated method using interpolation and optimisation for the 3D reconstruction of the spine from bi-planar radiography: a precision and accuracy study*. Med Biol Eng Comput, 2008. **46**(1): p. 85-92.
127. Trochu, F., *A contouring program based on dual kriging interpolation*. Engineering with Computers, 1993. **9**(3): p. 160-177.
128. Delorme, S., *Application du krigeage pour l'habillage et la personnalisation de modèle géométrique de la scoliose*. 1996, Ecole Polytechnique de l'Université de Montréal.
129. Rousseau, M.A., et al., *Reproducibility of measuring the shape and three-dimensional position of cervical vertebrae in upright position using the EOS stereoradiography system*. Spine, 2007. **32**(23): p. 2569-72.
130. Berne, D., et al., *The aging of the spine*. European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology, 1999. **9**: p. 125-133.
131. Gore, D.R., *Roentgenographic findings in the cervical spine in asymptomatic persons: a ten-year follow-up*. Spine, 2001. **26**(22): p. 2463-6.
132. Ferlic, D., *The range of motion of the "normal" cervical spine*. Bull Johns Hopkins Hosp, 1962. **110**: p. 59-65.
133. O'Driscoll, S.L. and J. Tomenson, *The cervical spine*. Clin Rheum Dis, 1982. **8**(3): p. 617-30.
134. Swartz, E.E., R.T. Floyd, and M. Cendoma, *Cervical spine functional anatomy and the biomechanics of injury due to compressive loading*. J Athl Train, 2005. **40**(3): p. 155-61.
135. Cornu, P.H., et al., *Hématome extradural rachidien et rugby*. J. Traumatol. Sport, 1998. **5**: p. 92-95.
136. Bohu, Y., et al. *39 lésions médullaires graves du rugbyman: première étude rétrospective sur 10 ans*. in Congrès « sport et appareil locomoteur » XXIème journée de Bichat. 2008.
137. Bohu, Y., et al., *Declining incidence of catastrophic cervical spine injuries in French rugby: 1996-2006*. Am J Sports Med, 2009. **37**(2): p. 319-23.
138. *National Spinal Cord Injury Statistical Center*, U.o. Alabama, Editor, NSCIC.org.
139. Miyamoto, H., et al., *Traumatic anterior atlantoaxial subluxation occurring in a professional rugby athlete: case report and review of literature related to atlantoaxial injuries in sports activities*. Spine, 2004. **29**(3): p. E61-4.
140. Scher, A.T., *Rugby injuries to the cervical spine and spinal cord: a 10-year review*. Clin Sports Med, 1998. **17**(1): p. 195-206.
141. Scher, A.T., *Premature onset of degenerative disease of the cervical spine in rugby players*. S Afr Med J, 1990. **77**(11): p. 557-8.
142. Silver, J.R. and S. Gill, *Injuries of the spine sustained during rugby*. Sports Med, 1988. **5**(5): p. 328-34.
143. Piscione, J., et al. *Etude biomécanique de la performance du joueur de première ligne en mêlée de rugby lors de l'engagement en impact*. in La lettre: SOCIETE DE BIOMECHANIQUE. 2008.
144. Piscione, J., et al. *Cyclic spectral analysis of surface electromyogram for characterisation of oscillatory activity in the motor system during rugby scrimmaging*. in Congress of the European College of Sport Science. 2007. Jyväskylä.
145. Lark, S.D. and P.W. McCarthy, *Cervical range of motion and proprioception in rugby players versus non-rugby players*. J Sports Sci, 2007. **25**(8): p. 887-94.
146. Lark, S.D. and P.W. McCarthy, *The effects of a single game of rugby on active cervical range of motion*. J Sports Sci, 2009. **27**(5): p. 491-7.

147. Revel, M., [*Whiplash injury of the neck from concepts to facts*]. Ann Readapt Med Phys, 2003. **46**(3): p. 158-70.
148. Eck, J.C., S.D. Hodges, and S.C. Humphreys, *Whiplash: a review of a commonly misunderstood injury*. Am J Med, 2001. **110**(8): p. 651-6.
149. Borchgrevink, G., et al., *MRI of cerebrum and cervical columna within two days after whiplash neck sprain injury*. Injury, 1997. **28**(5-6): p. 331-5.
150. Panjabi, M.M., et al., *Mechanism of whiplash injury*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 1998. **13**(4-5): p. 239-249.
151. Bogduk, N. and N. Yoganandan, *Biomechanics of the cervical spine Part 3: minor injuries*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2001. **16**(4): p. 267-75.
152. Castro, W.H., et al., *No stress--no whiplash? Prevalence of "whiplash" symptoms following exposure to a placebo rear-end collision*. Int J Legal Med, 2001. **114**(6): p. 316-22.
153. Svensson, M.Y., et al., *Neck injuries in car collisions--a review covering a possible injury mechanism and the development of a new rear-impact dummy*. Accid Anal Prev, 2000. **32**(2): p. 167-75.
154. Kaneoka, K., et al., *Motion analysis of cervical vertebrae during whiplash loading*. Spine, 1999. **24**(8): p. 763-9; discussion 770.
155. Macnab, I., *Acceleration Injuries Of The Cervical Spine*. J Bone Joint Surg Am, 1964. **46**: p. 1797-9.
156. Macnab, I., *Whiplash injuries of the neck*. Manit Med Rev, 1966. **46**(3): p. 172-4.
157. Macnab, I., *The "whiplash syndrome"*. Orthop Clin North Am, 1971. **2**(2): p. 389-403.
158. Macnab, I., *Chapter 19. The whiplash syndrome*. Clin Neurosurg, 1973. **20**: p. 232-41.
159. Panjabi, M.M., et al., *Cervical spine curvature during simulated whiplash*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2004. **19**(1): p. 1-9.
160. Grauer, J.N., et al., *Whiplash produces an S-shaped curvature of the neck with hyperextension at lower levels*. Spine, 1997. **22**(21): p. 2489-94.
161. Shea, M., et al., *In vitro hyperextension injuries in the human cadaveric cervical spine*. J Orthop Res, 1992. **10**(6): p. 911-6.
162. Panjabi, M.M., K. Nibu, and J. Cholewicki, *Whiplash injuries and the potential for mechanical instability*. Eur Spine J, 1998. **7**(6): p. 484-92.
163. Ito, S., et al., *Soft tissue injury threshold during simulated whiplash: a biomechanical investigation*. Spine, 2004. **29**(9): p. 979-87.
164. Watanabe, Y., et al., *Influence of seat characteristics on occupant motion in low-speed rear impacts*. Accid Anal Prev, 2000. **32**(2): p. 243-50.
165. Castro, W.H., et al., *Do "whiplash injuries" occur in low-speed rear impacts?* Eur Spine J, 1997. **6**(6): p. 366-75.
166. Brault, J.R., et al., *Clinical response of human subjects to rear-end automobile collisions*. Arch Phys Med Rehabil, 1998. **79**(1): p. 72-80.
167. Berglund, A., et al., *Occupant- and crash-related factors associated with the risk of whiplash injury*. Ann Epidemiol, 2003. **13**(1): p. 66-72.
168. Ryan, G.A., et al., *Neck strain in car occupants. The influence of crash-related factors on initial severity*. Med J Aust, 1993. **159**(10): p. 651-6.
169. Ryan, G.A., et al., *Neck strain in car occupants: injury status after 6 months and crash-related factors*. Injury, 1994. **25**(8): p. 533-7.
170. Sturzenegger, M., et al., *Presenting symptoms and signs after whiplash injury: the influence of accident mechanisms*. Neurology, 1994. **44**(4): p. 688-93.
171. Chapline, J.F., et al., *Neck pain and head restraint position relative to the driver's head in rear-end collisions*. Accid Anal Prev, 2000. **32**(2): p. 287-97.
172. Ono, K. and M. Kanno, *Influences of the physical parameters on the risk to neck injuries in low impact speed rear-end collisions*. Accid Anal Prev, 1996. **28**(4): p. 493-9.
173. DeRosia, J., N. Yoganandan, and F.A. Pintar, *Small female and large male responses in rear impact*. Annu Proc Assoc Adv Automot Med, 2002. **46**: p. 65-77.
174. Mulhall, K.J., et al., *Chronic neck pain following road traffic accidents in an Irish setting and it's relationship to seat belt use and low back pain*. Ir Med J, 2003. **96**(2): p. 53-4.

175. Puglisi, F., et al., *Segmental vertebral motion in the assessment of neck range of motion in whiplash patients*. Int J Legal Med, 2004. **118**(4): p. 235-9.
176. Chavary-Bernier, E., *Etude du rachis cervical lors d'éjection*, in *Laboratoire de Biomécanique*. 2002, ENSAM Paris.
177. Frère, M., *Mémoire de master: Modélisation géométrique précise du rachis cervical et analyse des mobilités à l'aide du système EOS*. 2008, ENSAM Paris.
178. Gluer, C.C., et al., *Accurate assessment of precision errors: how to measure the reproducibility of bone densitometry techniques*. Osteoporos Int, 1995. **5**(4): p. 262-70.
179. Champain, S., et al., *Validation of new clinical quantitative analysis software applicable in spine orthopaedic studies*. Eur Spine J, 2006. **15**(6): p. 982-91.
180. Dvorak, J., J. Hayek, and R. Zehnder, *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**(8): p. 726-31.
181. Simpson, A.K., et al., *Quantifying the effects of age, gender, degeneration, and adjacent level degeneration on cervical spine range of motion using multivariate analyses*. Spine, 2008. **33**(2): p. 183-6.
182. Aho, A., O. Vartiainen, and O. Salo, *Segmentary antero-posterior mobility of the cervical spine*. Ann Med Intern Fenn, 1955. **44**(4): p. 287-99.
183. Bhalla, S.K. and E.H. Simmons, *Normal ranges of intervertebral-joint motion of the cervical spine*. Can J Surg, 1969. **12**(2): p. 181-7.
184. Ordway, N.R., et al., *Cervical flexion, extension, protrusion, and retraction. A radiographic segmental analysis*. Spine, 1999. **24**(3): p. 240-7.
185. Leardini, A., et al., *An anatomically based protocol for the description of foot segment kinematics during gait*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 1999. **14**(8): p. 528-36.

Annexes

XII. Choix du système de mesure

Les systèmes optoélectroniques sont, à l'heure actuelle, les systèmes les plus performants pour l'analyse de la cinématique du rachis cervical global *in vivo*: ils présentent l'avantage de concilier non-invasivité, analyse 3D et précision.

De précédentes études menées au Laboratoire de BioMécanique concernant l'analyse des mobilités du rachis cervical avaient été réalisées à l'aide du système optoélectronique ultrasonore ZEBRIS [32]. Cet outil a été remplacé au profit du système POLARIS au démarrage de ce projet.

XIII. Présentation du système ultrasonore Zébris

XIII1. Principe de fonctionnement

Le système optoélectronique ZEBRIS est un système de capture du mouvement à ultrasons composé d'une tête de mesure munie de trois microphones repérant les coordonnées d'émetteurs ultrasonores.

La fréquence d'acquisition du système ZEBRIS est de 60 Hz. Son volume de mesure est de H 1m * L 0.5m * P 1m, sachant que la distance optimale entre la tête de mesure et les émetteurs ultrasonores est de 1,5 mètres environ.

Cet outil de capture du mouvement apparaît dans la majorité des études récentes concernant la cinématique du rachis cervical. Il présente des ancillaires spécifiques dédiés à l'analyse de la cinématique du rachis cervical. L'équipement proposé (Figure 40) comprend :

- un ancillaire « casque », ajusté sur la tête du volontaire et maintenu en prenant appui sur l'arête du nez et derrière les oreilles, sur lequel sont fixés 3 émetteurs ultrasonores orientés vers la droite du sujet,
- un ancillaire « épaule » fixé sur le bras droit du sujet par des velcros et englobant l'épaule droite, sur lequel sont fixés 3 émetteurs ultrasonores.



Figure 40 : Ancillaire tête (à gauche) et thorax (à droite) du système ZEBRIS

XIII12. Limites du système de mesure ZEBRIS

L'encombrement occasionné par le câblage des émetteurs ultrasonores actifs à l'unité centrale est une des limitations fortes à l'utilisation de ce système.

L'assimilation des mobilités de l'épaule à celles du thorax peut en outre sembler abusive, étant donné la grande mobilité du bras par rapport au tronc. De plus, l'architecture du casque et les matériaux le composant sont responsables d'une grande flexibilité de la structure ce qui entraîne certes un confort de port du casque mais également des vibrations au cours des mouvements de la tête causant une source d'incertitude de mesure supplémentaire. Les ancillaires proposés semblent donc à améliorer pour diminuer les incertitudes de mesure.

La grande fragilité des émetteurs et le coût d'achat d'un émetteur ont également contribué à remettre en cause l'utilisation de ce système.

La difficulté de transport du système ZEBRIS due d'une part à la fragilité des émetteurs et d'autre part à l'encombrement totale du système (tête de mesure et boîtier qui s'ajoutent à l'ordinateur portable nécessaire pour l'examen) a fini de nous décider à remettre en cause ce système au démarrage de ce projet.

XII2. Système ZEBRIS vs système POLARIS

Les incertitudes de mesure liées à l'utilisation du système de mesure POLARIS ont été quantifiées. Cependant, étant donné qu'une grande part des études récentes sur la cinématique du rachis cervical met en œuvre le système ZEBRIS, il nous a semblé important d'évaluer la corrélation entre ces deux systèmes de mesure.

XII21. Matériels et méthodes

Afin de pouvoir comparer objectivement les résultats fournis par les 2 systèmes de mesure ZEBRIS et POLARIS, il est nécessaire de réaliser une acquisition utilisant simultanément les 2 systèmes de mesure afin d'être strictement dans des conditions d'examen similaires. Un examen cinématique semble être peu adapté car il est impossible de fixer à la fois les ancillaires tête et thorax du système POLARIS et du système ZEBRIS sur un même sujet. Toutefois, il est indispensable de se replacer dans un protocole de mesure offrant un volume de mesure, des patterns et des amplitudes de mouvement du même ordre de grandeur que celles rencontrées lors d'un examen cinématique « classique » de manière à placer les systèmes de mesure le plus proche possible de conditions réelles d'examen.

Nous choisissons pour cela d'utiliser un positionneur 3D développé en 2000 au LBM. Il s'agit d'une structure plastique apparentée au cardan fixée sur un socle métallique permettant des mouvements dans le plan sagittal et frontal.

On fixe l'ancillaire «épaule» du système Zébris et « thorax » du système Polaris sur le bâti métallique du positionneur angulaire 3D ; les ancillaires «tête» du système ZEBRIS et POLARIS sont fixés rigidement sur la partie mobile du positionneur 3D (Figure 41).

Le positionneur angulaire 3D permet de simuler un mouvement de flexion-extension ainsi qu'un mouvement d'inclinaison latérale. L'installation ne permettant pas de suivre les ancillaires pour les amplitudes extrêmes du positionneur 3D : nous répartissons 10 acquisitions sur une plage d'amplitude de $+50^{\circ}/-50^{\circ}$ dans le plan sagittal et dans le plan frontal. Ces acquisitions sont réalisées en statique.

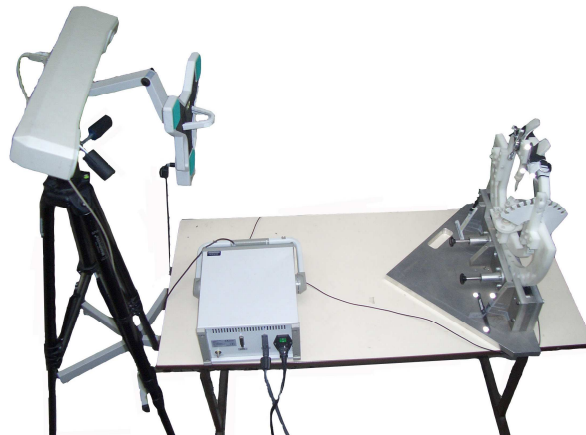


Figure 41 : Schéma de montage des l'évaluation de la corrélation entre les systèmes de capture du mouvement ZEBRIS et POLARIS grâce au théodolite

Les acquisitions sont réalisées en simultanée grâce aux 2 systèmes de capture du mouvement (Figure 42). Afin de pouvoir comparer les résultats obtenus par les 2 systèmes de mesure, on étudie une variation de position 3D relative du tripode tête dans le repère du tripode thorax par rapport à la position 3D du tripode tête par rapport au tripode thorax à l'instant $t=0$ (position neutre). Aucun pointage n'est nécessaire lors de cette étude.

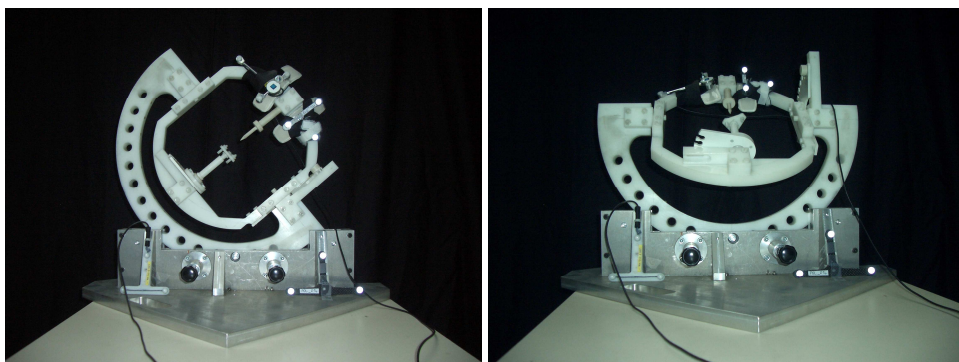


Figure 42 : Angulation réalisée dans le plan frontal et sagittal grâce au théodolite

XII22. Résultats

Les résultats obtenus par les 2 systèmes de mesure pour les 10 positions angulaires imposées sont donnés dans le Tableau 32. L'acquisition en « position neutre » effectuée en début de protocole correspond à la première ligne du tableau.

La corrélation entre les valeurs fournis par le système POLARIS et les valeurs fournis par le système ZEBRIS sont fortement corrélés ($p < 0.0001$) ; on obtient un ICC de 0.99. Cette corrélation est particulièrement forte dans le plan frontal. On note que les écarts obtenus ne dépendent pas de l'amplitude des mouvements réalisée (Tableau 32).

Tableau 32 : Etude de la corrélation entre les 2 outils de mesure

	Commande	Angles (en °)		Ecart entre ZEBRIS et POLARIS (en °)
		ZEBRIS	POLARIS	
Plan sagittal flexion-extension	0	-	-	-
	30	30.7	29.4	1.3
	50	50.4	49.0	1.4
	- 30	- 29.2	- 30.8	1.6
	- 50	- 48.3	- 50.7	2.4
Plan frontal inclinaison latérale droite et gauche	0	- 0.4	- 0.1	0.3
	20	19.7	20.1	0.4
	50	49.2	49.4	0.2
	- 20	- 20.1	- 19.6	0.5
	- 50	- 50.0	- 49.7	0.3

XII23. Discussion

La corrélation entre les deux systèmes de mesure est forte (ICC=0.99) et les écarts obtenus entre les systèmes de mesure POLARIS et ZEBRIS sont inférieurs à 5%, soit 2.4°.

Ces résultats sont du même ordre de grandeur que ceux obtenus par Dvir et Prushansky en 2000 [44] et Strimpakos et al. en 2005 [30] qui obtiennent respectivement des écarts inférieure à 1° et 3.5° en comparant le système ZEBRIS à des inclinomètres ou à des radiographies.

La corrélation entre les 2 systèmes ZEBRIS et POLARIS s'avère être même ordre de grandeur que les corrélations entre ZEBRIS et d'autres systèmes de mesure utilisés dans la littérature ; en témoignent les corrélations obtenus dans le plan sagittal entre le système ZEBRIS et le CROM ($r=0.97-0.98$ [35]) ou entre le ZEBRIS et les radiographies (ICC>0.88, correspondant à une erreur de 3.5° en flexion et 1.1° en extension [30]). Ces résultats sont conformes aux corrélations obtenues entre ZEBRIS et le goniomètre Myrin [65] (ICC=0.92) ou entre ZEBRIS et l'électrogoniomètre CA6000 (ICC>0.75).

XIII. Calcul de la cinématique

XIII1. Approche théorique utilisée dans notre étude :

Nous avons choisi d'étudier la cinématique articulaire du rachis cervical, c'est-à-dire que les positions relatives successives du crâne par rapport au thorax au cours du temps ont été étudiées.

XIII11. Expression de la position grâce à 1 translation et 3 rotations :

Cette description du mouvement n'est pas unique : il est donc essentiel pour une bonne interprétation des résultats de définir précisément les repères utilisés ainsi que la méthodologie de calcul et les séquences d'axes utilisées dans les calculs.

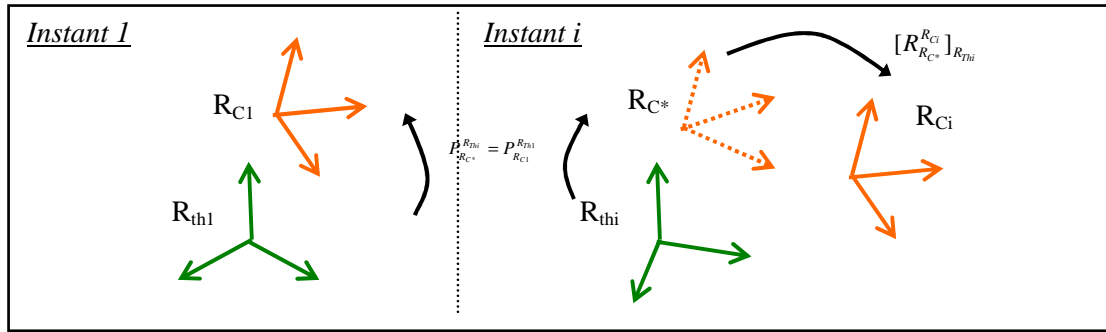


Figure 43 : Caractérisation de la cinématique articulaire

Par définition (Figure 43), on a : $P_{R_{C^*}}^{R_{Thi}} = P_{R_{C1}}^{R_{Th1}}$. On cherche à exprimer $[R_{R_{C^*}}^{R_{Ci}}]_{R_{Thi}}$.

$$\text{On a : } V_{R_{C^*}} \Big|_{R_{Thi}} = [R_{R_{C^*}}^{R_{Ci}}]_{R_{Thi}} \times V_{R_{Ci}} \Big|_{R_{Thi}}$$

$$\text{Or } V_{R_{Ci}} \Big|_{R_{Ci}} = P_{R_{Ci}}^{R_{Thi}} \times V_{R_{Ci}} \Big|_{R_{Thi}} \text{ et } V_{R_{C^*}} \Big|_{R_{Thi}} = P_{R_{Thi}}^{R_{C^*}} \times V_{R_{C^*}} \Big|_{R_{C^*}} \text{ et par définition } V_{R_{C^*}} \Big|_{R_{C^*}} = V_{R_{Ci}} \Big|_{R_{Ci}}$$

$$\text{Donc } V_{R_{C^*}} \Big|_{R_{Thi}} = P_{R_{Thi}}^{R_{C^*}} \times P_{R_{Ci}}^{R_{Thi}} \times V_{R_{Ci}} \Big|_{R_{Thi}}, \text{ soit } V_{R_{C^*}} \Big|_{R_{Thi}} = P_{R_{Th1}}^{R_{C1}} \times P_{R_{Ci}}^{R_{Thi}} \times V_{R_{Ci}} \Big|_{R_{Thi}}$$

$$\text{On obtient donc : } [R_{R_{C^*}}^{R_{Ci}}]_{R_{Thi}} = P_{R_{Th1}}^{R_{C1}} \times P_{R_{Ci}}^{R_{Thi}}.$$

Lors de l'examen, seule la position des ancillaires est connue: $P_{R_{Anatomique}}^{R_{R0}}(i) = P_{R_{Anatomique}}^{R_{Ancillaire}}(0) \times P_{R_{Ancillaire}}^{R_{R0}}(i)$.

La transformation géométrique que l'on souhaite exprimer est : $[R_{R_{C^*}}^{R_{Ci}}]_{R_{Thi}} = P_{R_{Th1}}^{R_{C1}} \times P_{R_{Ci}}^{R_{Thi}}$.

$$\begin{aligned} [R_{R_{C^*}}^{R_{Ci}}]_{R_{Thi}} &= P_{R_{Th1}}^{R_{R0}} \times P_{R_{R0}}^{R_{C1}} \times P_{R_{Ci}}^{R_{R0}} \times P_{R_{R0}}^{R_{Thi}} \\ \text{D'où} &= P_{R_{Th1}}^{R_{AncillaireTh1}} \times P_{R_{AncillaireTh1}}^{R_{R0}} \times P_{R_{R0}}^{R_{AncillaireC1}} \times P_{R_{AncillaireC1}}^{R_{C1}} \times P_{R_{Ci}}^{R_{AncillaireCi}} \times P_{R_{AncillaireCi}}^{R_{R0}} \times P_{R_{R0}}^{R_{AncillaireThi}} \times P_{R_{AncillaireThi}}^{R_{Thi}} \\ &= P_{R_{Th}}^{R_{AncillaireTh}}(0) \times P_{R_{AncillaireTh1}}^{R_{R0}} \times P_{R_{R0}}^{R_{AncillaireC1}} \times P_{R_{AncillaireCi}}^{R_{R0}} \times P_{R_{R0}}^{R_{AncillaireThi}} \times P_{R_{AncillaireTh}}^{R_{Th}}(0) \end{aligned}$$

On remarque que le repère anatomique du crâne a disparu des calculs, confirmant le résultat démontré précédemment qui affirme que dans notre cas, le repère associé au crâne n'impacte pas les résultats.

XIV. Caractérisation de la précision d'un outil de mesure

L'incertitude de mesure se compose de l'erreur systématique (justesse) et de l'erreur aléatoire (fidélité).

▪ Erreur systématique

Pour chaque mesurage, on a : $E_r = \frac{\sum_{j=1}^{n*i} r_j}{n*i}$, ou n=nombre de tripodes et i= nombre de positions

successives. D'où $E = \frac{\sum_{r=1}^m E_r}{m} + 0.01$, ou m=nombre de série de mesurage, erreur systématique de la table micrométrique=0.01 mm

▪ Fidélité temporelle

On réalise en un point donné un nombre (p=30) important de mesurages (Mq). La variabilité de cette mesure est l'erreur de fidélité temporelle, notée C₀₁. On calcule pour chaque position l'écart type des mesurages, puis on calcule l'écart type pour tous les tripodes, dans toutes les positions.

$C_{01} = \sigma(\sigma_s(M_q |_{q=1:p}) |_{s=1:n*i})$, où Mq=mesurage, p=nombre de mesure, n=nombre de tripodes et i= nombre de positions successives

▪ Fidélité spatiale

Pour chaque série de mesurage, on fait l'hypothèse que le système présente également une erreur aléatoire que l'on peut qualifier de fidélité spatiale notée C₀₂. Pour l'obtenir, on calcule les n écarts types des résidus sur les i positions pour chaque tripode puis on prend l'écart type de ces n valeurs.

$C_{02} = \sigma(\sigma_t(r_j |_{j=1:i}) |_{t=1:n})$, ou n=nombre de tripodes et i= nombre de positions successives

▪ Répétabilité

Pour quantifier la répétabilité de la méthode de vérification notée C₀₃, on calcule les n*i*(m-1) écarts pour chaque position de chaque marqueur entre les séries de mesures. On dispose donc de n*i*2 écarts e_k. On calcule l'écart type de ces écarts pour obtenir C₀₃. $C_{03} = \sigma(e_k |_{k=1:n*i*2})$

▪ Incertitude globale

L'incertitude globale de mesure notée U est égale à : $U = \pm 2 \cdot \sqrt{C_{02}^2 + C_{03}^2 + (0.0025)^2 + \frac{C_{01}^2}{p}}$, ou p = nombre de mesures réalisées pour un mesurage et 0.0025= incertitude de la table micrométrique,

XV. Précision du système de mesure POLARIS

La précision du POLARIS est une des sources d'incertitude de mesure du protocole ; la précision de pointage du stylo de mesure ainsi que la fiabilité de repérage de marqueurs dans le volume de mesure doivent être quantifiés pour justifier la pertinence d'utilisation de cet outil dans notre étude.

XV1. Précision du stylo de mesure POLARIS

L'analyse cinématique repose sur la fiabilité des repères d'interprétation. La précision de pointage est donc essentielle ; elle est liée à l'habileté de l'opérateur et à la précision du stylo de mesure lui-même.

XV11. Matériels et méthodes

L'évaluation de la précision du stylo s'est faite à l'aide de la table micrométrique rattachée aux étalons nationaux, sur laquelle le stylo de mesure est rigidement fixé (Figure 44). Une première acquisition permet de créer une origine à partir de laquelle les déplacements de la table vont être calculés. Les axes Ox, Oy et Oz du système de mesure sont balayés par 15 acquisitions réparties sur une distance de 30mm. Pour chaque déplacement sont calculés le déplacement mesuré et le déplacement réel du stylo, permettant de déterminer les erreurs systématique et aléatoire du stylo de mesure.



Figure 44 : Schéma de montage du stylo POLARIS sur la table micrométrique

XV12. Résultats

Les résultats sont donnés dans le Tableau 33.

Tableau 33 : Précision du stylo POLARIS

Ecart à la commande (en mm)	
Moyenne	0.53
<i>Ecart type</i>	<i>0.25</i>

XV13. Discussion

Dans la littérature, l'utilisation d'un stylo de mesure reste marginal, la plupart des auteurs utilisant des marqueurs isolés collés sur les points anatomiques pour réaliser la phase statique. Aucune étude n'a été trouvée dans la littérature nous permettant de comparer nos résultats concernant la précision du stylo de mesure. La précision du stylo POLARIS de l'ordre de 0.5mm est satisfaisante pour notre étude.

XV2. Précision du système de mesure POLARIS

L'évaluation de la précision du repérage d'un marqueur isolé n'est pas possible via le système POLARIS. Cependant, la précision du repérage de tripode dans l'espace nous donne des informations tout aussi précieuses pour évaluer la précision du POLARIS ; le raisonnement se fera non pas sur des coordonnées 3D de marqueurs mais sur les matrices homogènes caractérisant la position et l'orientation du repère de chaque tripode dans l'espace.

XV21. Matériels et méthodes

Dans le volume de mesure du système POLARIS (0.6m*0.6m*0.6m) sont placés trois tripodes. La tête de mesure du système POLARIS est montée sur une table micrométrique en déplacement rattachée aux étalons nationaux (Figure 45). Par déplacements successifs de la table micrométrique, on balaye tour à tour l'axe X, Y et Z du système de mesure en effectuant 10 acquisitions sur une distance de 0 à 100 mm au sein du volume de mesure de l'appareil. Le déplacement est restreint à 100mm mais la disposition des tripodes dans l'espace permet de parcourir tout le volume de mesure du système.



Figure 45 : Table micrométrique

Pour chaque mesurage, le système fournit la position et orientation du tripode avec une erreur, déterminée à partir de la valeur vraie du déplacement de chaque tripode connue grâce à la table micrométrique. La différence entre ces deux valeurs se décompose en l'erreur systématique et l'erreur aléatoire. On réalise 2 séries de mesurages pour prendre en compte la répétabilité de la méthode.

Les erreurs systématiques, une fois quantifiées, sont prises en compte dans la chaîne de mesure. Afin de quantifier l'impact des incertitudes aléatoires sur la chaîne de mesure, ces erreurs de calculs ont été insérées dans le programme de traitement des données sous forme d'une loi normale centrée réduite d'écart type égal à l'erreur aléatoire bruitant les données en position et orientation des ancillaires tête et thorax au cours d'un examen cinématique choisi aléatoirement. 100 occurrences de bruitage ont été réalisées. Le paramètre retenu pour évaluer l'impact des incertitudes de mesure du POLARIS sur les résultats finaux est l'écart entre l'amplitude maximale de mouvement principal et couplés obtenue à partir de l'examen cinématique avec celle obtenue à chaque occurrence de bruitage.

XV22. Résultats

Les incertitudes de mesure obtenues pour le système POLARIS sont regroupées dans le Tableau 34.

Tableau 34 : Incertitude de mesure du système POLARIS

	Déplacement suivant l'axe (en mm)			Rotation autour de l'axe (en °)		
	X	Y	Z	X	Y	Z
Erreur aléatoire (2 écart-types)	0.15	0.14	0.14	0.82	0.39	0.20
Erreur systématique	0.05	0.00	0.00	0.10	0.09	0.04

L'erreur systématique est prise en compte dans les calculs.

Les incertitudes de mesure sur les amplitudes maximales de mobilité, dues à l'erreur aléatoire de mesure, ne dépasse pas 0.8° pour les mouvements principaux et couplés (Tableau 35).

Tableau 35 : Impact des incertitudes de mesure du système POLARIS sur les amplitudes globales du rachis cervical au cours d'un examen

	Erreurs dues aux erreurs aléatoires du système POLARIS dans le plan frontal (en $^\circ$)			Erreurs dues aux erreurs aléatoires du système POLARIS dans le plan sagittal (en $^\circ$)			Erreurs dues aux erreurs aléatoires du système POLARIS dans le plan horizontal (en $^\circ$)		
	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z
	Moyenne	0.8	0.3	0.5	0.8	0.3	0.4	0.8	0.5
<i>Ecart type</i>	<i>0.1</i>	<i>0.0</i>	<i>0.1</i>	<i>0.1</i>	<i>0.0</i>	<i>0.0</i>	<i>0.1</i>	<i>0.2</i>	<i>0.0</i>

Les erreurs de mesure obtenues sont indépendantes de l'amplitude de mouvements puisque l'erreur de repérage d'un tripode est indépendante de l'emplacement des marqueurs dans le volume de mesure.

XV23. Discussion

La précision du système POLARIS est correcte en regard des précisions des systèmes de mesure recensées dans la littérature.

La précision des inclinomètres gravitationnels, goniomètres ou du CROM est de l'ordre de plusieurs degrés ; ainsi, Youdas et al. [22] détermine une précision du CROM de $\pm 2^\circ$ à partir d'une table de rotation.

Les systèmes électromagnétiques offrent des précisions inférieures qui restent néanmoins supérieures à celles obtenues pour le système POLARIS. Walmsley et al. en 1996 [40] quantifie les incertitudes de mesure du 3Space à moins de 0.6mm pour des déplacements de l'ordre de 15cm et inférieures à $1,37^\circ$ pour des rotations allant de 120° à 180° , ce qui correspond aux résultats obtenus par Koerhuis et al [42] via un autre système électromagnétique (FoB) qui détermine une erreur aléatoire et une erreur systématique évaluées à 0.7° et 1.5° respectivement. Trott et al. [34] quantifie les incertitudes du 3Space à $\pm 0.2^\circ$, ce qui est l'ordre de grandeur des incertitudes de mesures du POLARIS.

Concernant les systèmes optoélectronique, Watier et al. [41, 62] détermine une précision de l'ordre de 1.4° pour le système optoélectronique VICON. Feipel et al. [28] obtient des incertitudes aléatoires du même ordre de grandeur (1°) pour le CA6000 alors que Dvorak et al. [29] valide la précision du système CA6000 annoncé par le constructeur de l'ordre de 0.1° sans préciser le détail du protocole de validation.

La précision inférieure au degré obtenue dans notre étude apparaît satisfaisante au vue des résultats recensés dans la littérature et étant donné les amplitudes de mouvements du segment à étudier.

XV3. Précision du repérage des points anatomiques

L'estimation de la précision du repérage des points anatomiques est difficile à caractériser. Pour l'apprécier, il faut être en mesure de connaître la position vraie des points anatomiques concernés. *In vivo*, seules les techniques d'imagerie médicale nous le permettent.

XV31. Précision du repérage des points anatomiques

Afin d'évaluer l'incertitude de repérage des points anatomiques, on a choisi de comparer le repérage des points anatomiques grâce au stylo de mesure POLARIS à la position 3D des points anatomiques repérés sur des clichés stéréoradiographiques considérés comme la référence.

XV31a) Matériel et méthodes

Le système de stéréoradiographie utilisé est le système EOS. Ce protocole a reçu l'avis favorable du Comité de Protection des Personnes de l'Hôpital de la Pitié-Salpêtrière en 01/2007 (CPP06036). Pour 6 sujets asymptomatiques, un cliché stéréoradiographique face/profil en position neutre a été réalisé juste après l'examen cinématique sans retirer ou modifier la position des ancillaires tête et thorax du sujet. Les marqueurs réfléchissants restent visibles sur les radiographies ce qui permet un repérage des positions 3D vraies des points anatomiques en regard de la position des ancillaires.

Seuls la précision de repérage des points anatomiques de la tête a pu être étudiée car la largeur des clichés (45 cm) ne permettait pas de visualiser simultanément les acromions droit et gauche.

L'hypothèse de cette démarche est que la position et l'orientation de l'ancillaire tête par rapport au repère anatomique crâne sont restées strictement inchangées entre l'examen cinématique et l'examen radiographique. Ainsi on cherche à quantifier : $E = (P_{R_{Ancillaire}}^{R_{Anatomique}} \Big|_{R_{Polaris}})^{-1} \times P_{R_{Ancillaire}}^{R_{Anatomique}} \Big|_{R_{EOS}}$, avec

$$P_{R_{Ancillaire}}^{R_{Anatomique}} \Big|_{R_{Polaris}} = (P_{R_{R_{Polaris}}}^{R_{Ancillaire}} \Big|_{R_{Polaris}})^{-1} \times P_{R_{R_{Polaris}}}^{R_{Anatomique}} \Big|_{R_{Polaris}}, \quad P_{R_{Ancillaire}}^{R_{Anatomique}} \Big|_{R_{EOS}} = (P_{R_{R_{EOS}}}^{R_{Ancillaire}} \Big|_{R_{EOS}})^{-1} \times P_{R_{R_{EOS}}}^{R_{Anatomique}} \Big|_{R_{EOS}}.$$

Les techniques de reconstruction 3D développées au LBM et au LIO nous ont permis par l'intermédiaire du logiciel Idef'x® d'obtenir les coordonnées 3D des 3 points anatomiques du crâne (le bord postéro-inférieur des mastoïdes droite et gauche appelés respectivement MD et MG, et le milieu de la symphyse maxillaire SM) ainsi que des marqueurs de l'ancillaire tête, en numérisant sur les 2 clichés face/profil les points concernés (Figure 46), nous permettant d'obtenir $P_{R_{Ancillaire}}^{R_{Anatomique}} \Big|_{R_{EOS}}$.

La phase statique de l'examen cinématique POLARIS nous renseigne sur : $P_{R_{Ancillaire}}^{R_{Anatomique}} \Big|_{R_{Polaris}}$.

L'étude des écarts se fait à partir de l'expression de E exprimé dans le repère du système EOS, correspondant à un repère lié à la salle d'examen où l'axe X est antéropostérieur, l'axe Y est médio-latéral (droite vers gauche) et l'axe Z correspond à la verticale ascendante.

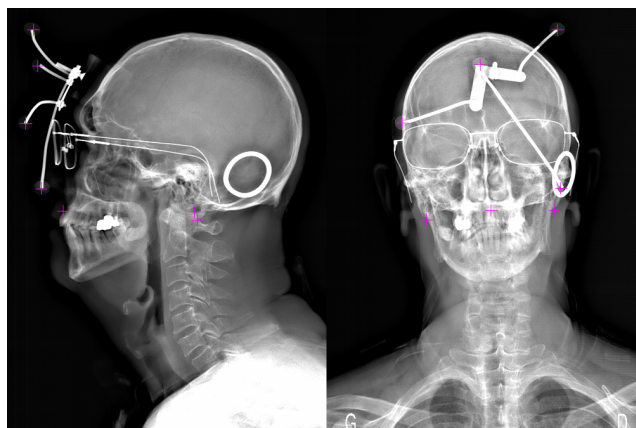


Figure 46 : Numérisation des points anatomiques du crâne sur les clichés stéréoradiographiques

XV31b) Résultats

Les résultats sont :

- les erreurs de repérage des points anatomiques du crâne (écart-type sur les écarts selon X, Y et Z du repère EOS entre les coordonnées des points anatomiques du crâne repérés via POLARIS et les coordonnées des 3 points anatomiques du crâne repérés via EOS) (Tableau 36). La distribution des écarts est normale (test de Shapiro-Wilk, $P=0.80$). 68% des écarts sont compris dans une sphère de rayon 4.3mm et 95% des écarts sont compris dans une sphère de rayon 8.7mm.

Tableau 36 : Précision de repérage des points anatomiques via le stylo POLARIS

	Ecart entre les coordonnées 3D des points anatomiques « crâne » obtenus via POLARIS et via EOS exprimés dans le repère EOS (en mm)								
	Mastoïde droite			Mastoïde gauche			Symphyse maxillaire		
	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z
Moyenne	-1,5	1,2	0,0	-4,9	3,6	-0,9	-1,7	2,1	-1,5
Ecart type	7,0	4,6	3,0	6,5	8,5	8,5	7,0	7,4	7,0

- les écarts en position et orientation entre les 2 repères anatomiques « tête » construit via le repérage dans POLARIS d'une part et via le repérage dans EOS d'autre part. Cela nous permettra d'évaluer la stabilité du repère. L'analyse des écarts en rotation se fait grâce à une séquence d'axes mobiles $YZ'X''$, le repère anatomique « tête » EOS étant considéré comme la référence. Les écarts en translation correspondent à la distance séparant les 2 centres des repères anatomiques « tête » obtenus par EOS et POLARIS (Tableau 37).

Tableau 37 : Impact des incertitudes de repérages des points anatomiques sur le repère anatomique final

	Ecart entre les repères anatomiques « crâne » obtenus via POLARIS et via EOS exprimés dans le repère EOS					
	Ecart en translation (en mm)			Ecart en rotation (en °)		
	X	Y	Z	X	Y	Z
Moyenne	-3.2	2.4	-0.4	-0.6	0.4	2.1
Ecart type	5.9	6.0	4.7	4.1	4.4	3.7

XV31c) Discussion

A notre connaissance, aucune étude n'a quantifié les erreurs de repérage des points anatomiques sur le crâne ou le thorax dans le cadre de l'analyse des mobilités du rachis cervical *in vivo*.

Le repérage des points anatomiques sur les clichés radiographiques n'est pas aisé puisque les saillies osseuses palpées par l'opérateur sont des surfaces larges et non des points ponctuels clairement identifiables visuellement.

L'analyse cinématique de la marche a déjà suscité des articles précisant l'erreur de repérage du centre de la hanche lors de mesures optoélectroniques via des stéréoradiographies [13, 185]. Les incertitudes obtenues dans l'étude de Goujon et al [13] varient entre 20 et 40 mm. Ces incertitudes sont supérieures à celles obtenues dans notre étude car elles englobent l'incertitude de repérage des points anatomiques sur le bassin et le fémur mais également les incertitudes liées à la méthode fonctionnelle utilisée pour estimer la position du centre de la tête fémorale. Leardini et al [185] présente l'erreur moyenne (écart-type) de repérage des points anatomiques du bassin sur 11 sujets sains et obtient 3.8 (6.1) pour X, 2.5 (5.9) pour Y et -2.1 (3.7) pour Z. Ces résultats sont cohérents avec nos résultats.

Le repère thorax est moins impacté que le repère crâne par les imprécisions de repérage des points anatomiques puisque son axe Z est construit à partir de deux points définissant une verticale dont le repérage ne requiert pas l'habileté de l'opérateur ou une quelconque connaissance anatomique. De plus, les bords postéro inférieurs des acromions sont distants d'environ 350 mm, contre 150 mm entre le bord postéro-inférieur des mastoïdes, ce qui réduit l'impact d'erreur de repérage sur le repère final.

XVI. Résultats des tests statistiques sur la base de données de sujets asymptomatiques

Afin d'évaluer l'influence de l'âge et du genre sur les paramètres cinématiques calculés, nous avons utilisé le test de Pearson (au seuil de significativité $P < 0.05$). Les différences significatives sont indiquées en gras dans les tableaux de résultats (Tableau 38 et Tableau 39).

▪ Impact du genre sur les mobilités principales de mouvement

Tableau 38 : Impact du genre sur les mobilités cervicales (test de Pearson). En gris est indiqué le mouvement principal.

	Plan étudié	Tranches d'âge des sujets asymptomatiques (ans)						
		20-29	30-39	40-49	50-59	60-69	70-79	< 80
Inclinaison latérale	Frontal	0.42	0.17	0.68	0.38	0.89	<10-4	0.06
	Sagittal	0.49	0.60	0.13	0.93	0.89	0.03	0.01
	Horizontal	0.84	0.51	0.23	0.68	0.86	0.08	0.08
Flexion-extension	Frontal	0.76	0.64	0.49	0.70	0.64	0.002	0.73
	Sagittal	0.56	0.35	0.79	0.17	0.006	0.03	0.07
	Horizontal	0.31	0.93	0.96	0.57	0.89	0.005	0.39
Rotation axiale	Frontal	0.29	0.44	0.72	0.67	0.88	0.14	0.32
	Sagittal	0.08	0.40	0.51	0.42	0.56	0.002	0.94
	Horizontal	0.27	0.14	0.66	0.73	0.27	0.001	0.11

▪ Impact de l'âge sur les mobilités principales

Tableau 39 : Impact de l'âge sur les mobilités cervicales (test de Pearson). En gris est indiqué le mouvement principal.

	Plan étudié	Femmes	Hommes
Inclinaison latérale	Frontal	<10-4	<10-4
	Sagittal	0.003	0.12
	Horizontal	0.001	0.23
Flexion-extension	Frontal	0.36	0.77
	Sagittal	<10-4	<10-4
	Horizontal	0.13	0.90
Rotation axiale	Frontal	0.16	0.41
	Sagittal	0.24	0.30
	Horizontal	<10-4	<10-4

XVII. Base de données de sujets « anciens rugbymen de première ligne »

Les données recueillies à partir des questionnaires cliniques remplis en début d'examen sont résumées dans le Tableau 40.

Tableau 40 : Base de données de rugbymen examinés
H : Homme, F : Femme, IMC : Indice de Masse Corporel

Numéro du sujet	Antécédents traumatiques au niveau du rachis cervical	Sexe	Age (ans)	Taille (cm)	Poids (kg)	IMC
1	3 hernies cervicales	H	31	179	110	37
2	-	F	32	162	82	28
3	-	H	34	180	125	34
4	Entorse cervicale	H	36	181	93	35
5	-	H	37	180	108	32
6	Fractures cervicales	H	37	185	118	33
7	Hernie opérée C6C7 + trauma	H	38	188	116	39
8	-	H	39	172	120	41
9	Entorse cervicale	H	40	180	105	37
10	-	H	40	174	90	36
11	-	H	40	175	108	36
12	-	H	41	178	107	34
13	Entorse cervicale	H	41	180	113	35
14	-	H	41	180	120	30
15	-	H	41	177	115	35
16	Traumatismes	H	44	175	85	35
17	Entorse cervicale	H	44	180	110	34
18	Fracture apophyse	H	47	180	113	33
19	-	H	48	182	120	34
20	Traumatismes	H	48	179	85	45
21	Choc pendant le jeu	H	50	181	116	28
22	Entorses cervicales à répétition	H	51	181	118	31
23	-	H	51	177	140	27
24	-	H	62	173	123	41

XVIII. Fiche clinique

Fiche Clinique Sujet N°

Date : / /

Nom :

Prénom :

Sexe : F M

Date de naissance : / /

Taille : , m

Poids : kg

Etat général de santé

Etat du jour

d'aujourd'hui :

Antécédents

chirurgicaux :

Avez-vous déjà eu un accident ayant pu affecter votre rachis cervical (accident automobile, chute de vélo, chute de ski, ...) Oui Non
Si oui,

Précisez le traumatisme subi :

Avez-vous ressenti une perte de mobilité réelle du cou à la suite de ce traumatisme ?

Evaluez votre mobilité du cou :

Excellente Correcte Mauvaise

Avez-vous ressenti une évolution de cette mobilité au cours des années ?

Oui Non

Si oui, précisez :

Perte de mobilité progressive Perte de mobilité soudaine

Si cela est possible, précisez l'âge auquel vous avez ressenti ce phénomène :

Activités

Profession :

En activité Au chômage Retraité

Loisirs et activités sportives actuels :

Loisirs et activités sportives pratiqués auparavant :

Évaluez le volume horaire de sport par semaine :

A quel niveau pratiquez- (ou pratiquiez-) vous ces sports ? Professionnel Amateur Loisir/détente

ANALYSE CINEMATIQUE TRIDIMENSIONNELLE DU RACHIS CERVICAL SAIN ET PATHOLOGIQUE *IN VIVO*

Le rachis cervical est une structure multi-corps reliant le thorax et le crâne. Ses dérèglements mécaniques et leurs conséquences sont une problématique actuelle. La biomécanique fournit des outils pertinents pour quantifier la cinématique cervicale à partir de données objectives aidant au diagnostic ou à l'évaluation de l'efficacité d'un traitement thérapeutique.

L'objectif de ce travail est d'apporter une contribution à l'analyse de l'impact de pathologies cervicales dégénératives ou traumatiques sur sa cinématique 3D *in vivo*. Une approche globale permettant de caractériser de manière non-invasive les mobilités cervicales a été mise en place à partir d'un protocole spécifique évalué en précision et reproductibilité. La caractérisation de l'influence de l'âge et du genre a été proposée sur un large panel de sujets asymptomatiques. Cette base de données a servi de référence pour mettre en évidence la faisabilité de la caractérisation de signatures pathologiques à partir de cas d'application. Une approche segmentaire a été proposée afin de quantifier la contribution de chaque étage vertébral dans le mouvement. Une méthode de reconstruction 3D personnalisée du rachis cervical à partir de clichés stéréoradiographiques a été mise en place pour quantifier les amplitudes segmentaires cervicales dans les 3 plans de l'espace en clichés pseudo-dynamiques.

Ce travail de thèse permet d'aborder la cinématique 3D cervicale *in vivo* de manière originale et complète. Cette étude ouvre des perspectives intéressantes sur la combinaison entre approche globale et approche segmentaire du rachis cervical, permettant de mieux comprendre et quantifier les dérèglements cervicaux.

Mots clés : *Rachis cervical, Cinématique 3D, Système optoélectronique, Imagerie médicale*

3D ANALYSIS OF THE KINEMATIC OF ASYMPTOMATIC AND PATHOLOGICAL CERVICAL SPINE *IN VIVO*

The cervical spine is composed of hard and flexible components connecting the chest and the skull. Cervical mechanical disorders and their consequences are a current problem. Biomechanics provides relevant tools to quantify the kinematic of the cervical spine in order to obtain objective data supporting the clinical diagnosis or the evaluation of the therapeutic treatment effectiveness.

The aim of this Ph.D. thesis is to improve the analysis of the impact of cervical degenerative or traumatic diseases on the 3D kinematics of the cervical spine *in vivo*. A global approach characterizing the 3D mobilities of the cervical spine was developed using a non-invasive specific protocol that has been evaluated in regards of the accuracy and the reproducibility. The cervical kinematic characterisation, according to age and gender, were obtained on a large database of asymptomatic subjects. This database was used as a reference to demonstrate the feasibility of the quantification of pathological impact on the cervical kinematic in regards of different pathologies. A segmental approach has been proposed to quantify the contribution of each cervical unit in spinal movement. A 3D reconstruction method of the cervical spine from biplanar X-rays was implemented in order to quantify the 3D segmental cervical spine magnitude in the 3 space planes during pseudo-dynamic X-rays.

This study proposes an original and relevant approach combining global and segmental point of view in order to characterize cervical performances. This study led to relevant perspectives about the combination of cervical global and segmental approach in order to better understand and quantify cervical disorders.

Mots clés : *Cervical spine, 3D kinematic, Non-invasive measurement system, Medical imaging*