



HAL
open science

Arthroplastie discale cervicale : moyens d'évaluation et analyse biomécanique

Marc-Antoine Rousseau

► **To cite this version:**

Marc-Antoine Rousseau. Arthroplastie discale cervicale: moyens d'évaluation et analyse biomécanique. Sciences de l'ingénieur [physics]. Arts et Métiers ParisTech, 2007. Français. NNT: 2007ENAM0020 . pastel-00003381

HAL Id: pastel-00003381

<https://pastel.hal.science/pastel-00003381>

Submitted on 7 Feb 2008

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 « Biomécanique »

*présentée et soutenue publiquement
par*

Marc-Antoine ROUSSEAU

le 19 Octobre 2007

ARTHROPLASTIE DISCALE CERVICALE

MOYENS D'ÉVALUATION ET ANALYSE

BIOMECHANIQUE

Directeur de thèse : Pr. Wafa SKALLI

Jury :

Pr. Charles COURT , PUPH, CHU du Kremlin Bicêtre	Président
Pr. Richard ASSAKER , PUPH, CHRU de Lille	Rapporteur
Pr. Christian ROUX , PU, LATIM, ENST Bretagne, Brest	Rapporteur
Pr. Kai-Nan AN , Mayo Clinic, Rochester, Minnesota	Examineur
Dr. Sébastien LAPORTE , MCF, LBM, ENSAM, Paris	Examineur
Pr. Jean-Yves LAZENNEC , PUPH, CHU de la Pitié Salpêtrière, Paris	Examineur
Pr. Wafa SKALLI , PU, LBM, ENSAM, Paris	Examineur
Pr. Jean-Paul STEIB , PUPH, CHU de Strasbourg	Examineur
Pr. François LAVASTE , PU, LBM, ENSAM, Paris	Invité
Pr. Christian MAZEL , PUPH, IMM, Paris	Invité

Laboratoire de Biomécanique, CNRS UMR 8005
ENSAM, CER de Paris

Je remercie Madame le Professeur Wafa Skalli, directrice du Laboratoire de Biomécanique, d'avoir dirigé ma thèse. Pour la confiance et le temps accordés en me prenant comme doctorant.

Je remercie les membres du Jury,

Le Professeur Kai-Nan An,
Le Professeur Richard Assaker,
Le Professeur Charles Court,
Le Docteur Sébastien Laporte,
Le Professeur Jean Yves Lazennec,
Le Professeur Christian Roux,
Le Professeur Wafa Skalli,
Le Professeur François Lavaste
Le Professeur Christian Mazel

Je remercie les collaborateurs du Laboratoire pour leur aide indispensables aux aspects techniques et mathématiques en particulier calcul cinématique et éléments finis.

Benjamin Aubert
Xavier Bonnet
Estelle Chavary
Laure Devun
Cédric Fédlich
Sébastien Laporte

Je remercie le Docteur Philippe Cottin et le Docteur Thierry Dufour.

Je remercie les Professeur Gérard Saillant et le Professeur Laurent Sedel.

Je remercie l'ensemble de personnes du Laboratoire de Biomécanique de l'Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers de m'avoir accueilli.

A mon épouse,

Plan

1. RAPPELS ANATOMIQUES ET CONTEXTE DE L'ETUDE	3
1.1. ANATOMIE DU RACHIS CERVICAL	3
1.2. DEGENERESCENCE DISCALE	5
1.3. TRAITEMENT CHIRURGICAL : ARTHRODESE / PROTHESE	6
1.4. OBJECTIF DE LA THESE	8
2. REVUE DE LA LITTERATURE.....	9
2.1. ETUDES BIOMECANIQUES DU RACHIS CERVICAL <i>IN VITRO</i>	9
2.1.1. <i>Rachis normal</i>	9
2.1.2. <i>Prothèses discales</i>	12
2.1.3. <i>Discussion</i>	12
2.2. ETUDES BIOMECANIQUES DU RACHIS CERVICAL PAR MODELISATION	13
2.2.1. <i>Rachis normal</i>	13
2.2.2. <i>Prothèse discale</i>	14
2.2.3. <i>Discussion</i>	15
2.3. ETUDES BIOMECANIQUES DU RACHIS CERVICAL <i>IN VIVO</i>	15
2.3.1. <i>Étude des mobilités du rachis cervical entier en 3 dimensions</i>	15
2.3.1.1. <i>Rachis normal</i>	15
2.3.1.2. <i>Prothèse discale</i>	17
2.3.1.3. <i>Discussion</i>	18
2.3.2. <i>Étude des mobilités segmentaires intervertébrales du rachis cervical en 2 dimensions</i>	18
2.3.2.1. <i>Rachis normal</i>	18
2.3.2.2. <i>Prothèse discale</i>	20
2.3.2.3. <i>Discussion</i>	20
2.3.3. <i>Étude des mobilités segmentaires intervertébrales du rachis cervical en 3 dimensions</i>	20
2.3.3.1. <i>Rachis normal</i>	20
2.3.3.1. <i>Prothèse discale</i>	22
2.3.3.1. <i>Discussion</i>	22
3. ARCHITECTURE DE LA THESE.....	25
4. MODELISATION EN ELEMENTS FINIS (MEF)	27
4.1. PRESENTATION DU MEF INTACT	27
4.2. VALIDATION	28
4.3. ÉTUDE PAR MODELISATION 3D D'UNE PROTHESE CERVICALE A EMBOITEMENT SPHERIQUE ET DE L'INFLUENCE DE SES PARAMETRES GEOMETRIQUES (RAYON ET CENTRE).....	29
4.3.1. <i>Objectif</i>	29
4.3.2. <i>Simulation de la chirurgie du remplacement discal</i>	29
4.3.3. <i>Prothèses</i>	30
4.3.4. <i>Conditions aux limites</i>	31

4.3.5. Variables de sortie.....	31
4.3.6. Résultats	31
4.3.6.1. Amplitudes de rotation	32
4.3.6.2. Centre moyen de rotation en flexion / extension.....	33
4.3.6.3. Force transmise dans les facettes articulaires.....	36
4.3.6.4. Force transmise dans la prothèse	36
4.3.7. Discussion.....	37
5. ÉTUDE RADIOLOGIQUE BIDIMENSIONNELLE <i>IN VIVO</i>	41
5.1. PRESENTATION DU SYSTEME SPINEVIEW ®	41
5.2. ÉTUDE CINEMATIQUE INTERVERTEBRALE 2D DE DEUX PROTHESES CERVICALES A EMBOITEMENT SPHERIQUE <i>IN VIVO</i>	41
5.2.1. Objectif.....	41
5.2.2. Groupes	41
5.2.3. Méthode	43
5.2.3.1. Protocole d'acquisition	43
5.2.3.2. Variables d'intérêt	43
5.2.3.3. Statistiques.....	44
5.2.4. Résultats	45
5.2.4.1. Amplitude de mobilité.....	45
5.2.4.2. Centre moyen de rotation.....	46
5.2.5. Discussion.....	48
6. ÉTUDE TRIDIMENSIONNELLE <i>IN VIVO</i> « EOS »	51
6.1. PRESENTATION DU SYSTEME EOS ®	51
6.2. ÉTUDES PRELIMINAIRES	53
6.2.1. Repère tridimensionnel.....	54
6.2.2. Estimation de l'incertitude de position et d'orientation des vertèbres cervicales inférieures avec le système ROS ®	56
6.2.2.1. Objectif.....	56
6.2.2.2. Protocole.....	57
6.2.2.3. Résultats	57
6.2.2.4. Discussion.....	58
6.3. ÉTUDE CINEMATIQUE INTERVERTEBRALE 3D D'UNE PROTHESE CERVICALE A PLATEAU MOBILE <i>IN VIVO</i> ...	60
6.3.1. Objectif.....	60
6.3.2. Groupes	60
6.3.3. Méthode	61
6.3.3.1. Protocole d'acquisition	61
6.3.3.2. Variables d'intérêt	63
6.3.3.3. Incertitude de mesure du déplacement intervertébral 3D.....	63
6.3.3.3.1. Reproductibilité avec le repère osseux	63
6.3.3.3.2. Reproductibilité avec le repère prothétique	64
6.3.3.3.3. Précision du repère osseux.	66

6.3.3.3.4. Discussion	68
6.3.3.4. Statistiques.....	69
<i>6.3.4. Résultats</i>	<i>69</i>
6.3.4.1. Amplitude de déplacement en extension / flexion	69
6.3.4.2. Amplitude de déplacement en inclinaison latérale.....	73
6.3.4.3. Amplitude de déplacement en rotation axiale.....	75
<i>6.3.5. Discussion</i>	<i>78</i>
7. CONCLUSION	81
8. BIBLIOGRAPHIE	83
9. ANNEXES	93

Le rachis cervical assure plusieurs fonctions biomécaniques : il supporte le poids de la tête et maintient sa posture stable ; il permet une mobilité importante de la tête ; enfin, il contient et protège la moelle épinière (système nerveux central). Le dérèglement mécanique du rachis cervical et ses conséquences neurologiques peuvent justifier d'un traitement chirurgical. Suivant la procédure utilisée pour la décompression des éléments du système nerveux central (voie d'abord, déstabilisation potentielle par ablation nécessaire d'éléments anatomiques déterminés), un temps chirurgical de reconstruction, peut être obligatoire. Celui-ci faisait jusqu'à présent appel quasi- exclusivement à l'arthrodèse ou fusion intervertébrale.

Le remplacement chirurgical d'un disque intervertébral par une prothèse de disque est une intervention innovante, dont les résultats cliniques sont prometteurs, et qui est en plein essor à l'heure actuelle. Cette intervention est désormais très largement réalisée au niveau de la colonne lombaire avec un recul publié de plus de 15 ans pour certains modèles de prothèses discales lombaires^{1,2}. Le remplacement discal cervical a été développé secondairement. Bien que les conditions mécaniques locales soient très différentes entre le rachis lombaire et le rachis cervical, les modèles d'implants cervicaux proposés sont dérivés des implants lombaires avec une ou deux surfaces de glissements articulaires planes ou sphériques dans l'espace intervertébral. Outre les différences de moyen d'ancrage aux plateaux vertébraux et de composition des biomatériaux qui les constituent, les modèles de prothèses discales cervicales disponibles varient sur le plan mécanique selon leur concept (degré de contrainte) et leur géométrie. Ceci suscite de nombreuses questions quand au mode de fonctionnement biomécanique réel des arthroplasties discales implantées au rachis cervical.

L'objectif de cette thèse est d'apporter une contribution à l'analyse biomécanique des prothèses discales cervicales avec un intérêt particulier pour l'influence de la géométrie des implants sur la cinématique intervertébrale.

Afin de situer le sujet, nous proposons dans une première partie un rappel des structures anatomiques impliquées et une présentation de la problématique clinique et biomécanique associée à la chirurgie du rachis cervical dégénératif. Une seconde partie sera consacrée à une revue de la littérature concernant les moyens d'évaluation biomécanique du rachis cervical et leurs résultats à propos du rachis cervical normal avec, dans chaque cas, l'analyse de ce qui est documenté au sujet des prothèses discales cervicales. Cette deuxième partie mettra en évidence les questions persistantes qui justifient notre travail. Celui-ci sera

exposé dans la dernière partie. Nous rapportons la validation et les résultats de plusieurs études que nous avons réalisées autour des prothèses discales cervicales en utilisant des méthodes d'investigations variées. Le fil conducteur est l'intérêt pour le comportement de la prothèse discale cervicale implantée dans son environnement anatomique en fonction de sa géométrie.

1. Rappels anatomiques et contexte de l'étude

1.1. Anatomie du rachis cervical

Le rachis cervical inférieur est le segment de la colonne vertébrale de C3 à C7. Ce groupe de vertèbres est caractérisé la présence d'un corps vertébral parallélépipédique avec les apophyse unciformes a la face supérieure (plateau vertébral supérieur), de massifs articulaires dont les facettes planes sont inclinées dans un plan oblique en bas et en arrière, et un arc postérieur dont la terminaison médiane (épineuse) est bifide (Figure 1).

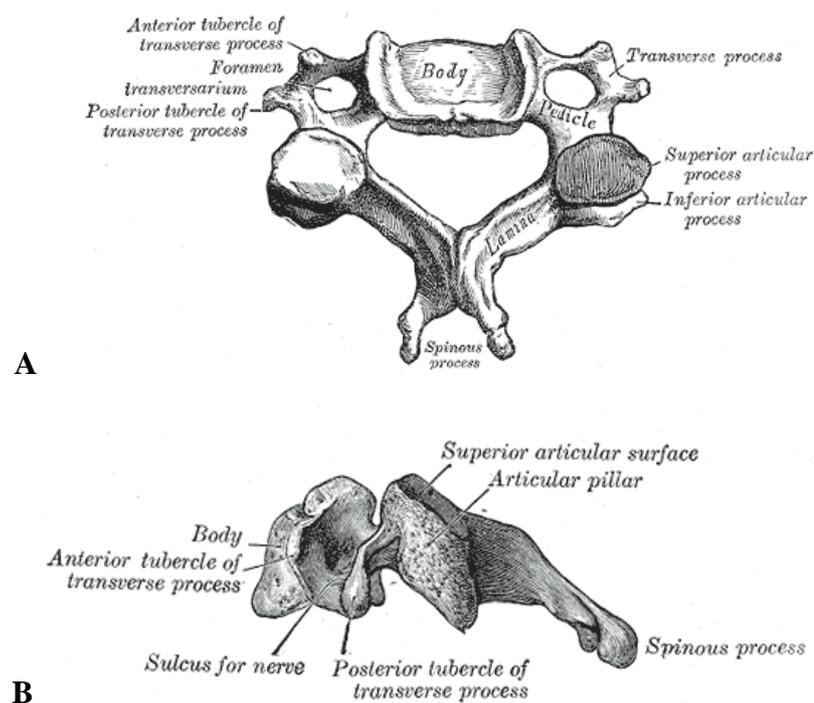


Figure 1. Ostéologie d'une vertèbre cervicale inférieure (A. vue supérieure ; B. vue latérale), d'après Gray's Anatomy (<http://www.bartleby.com/107/>)

Deux vertèbres consécutives sont unies par les éléments souples du segment mobile rachidien (figure 2) :

- le disque intervertébral entre les corps vertébraux, renforcé en avant par le ligament longitudinal commun antérieur et en arrière par le ligament longitudinal commun postérieur
- la capsule articulaire entre les facettes articulaires, renforcée en arrière par la partie latérale du ligamentum flavum

- le ligamentum flavum et les ligament inter- et épi- épineux entre les arcs postérieurs

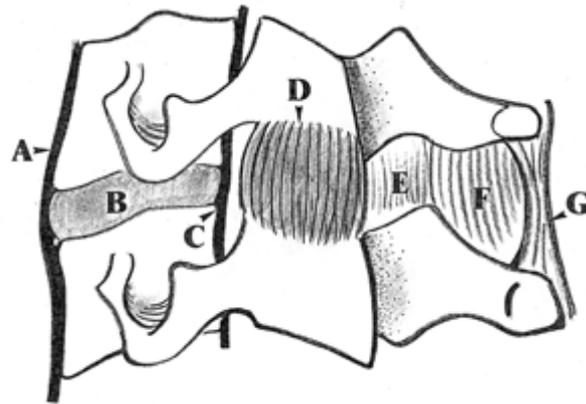


Figure 2. Segment mobile rachidien. A ligament longitudinal antérieur. B disque intervertébral. C ligament longitudinal postérieur. D capsule articulaire. E ligament jaune. F ligament inter-épineux. G ligament épi-épineux.

L'ensemble constitue le canal spinal et renferme la moelle épinière (figure 3). A chaque niveau entre deux vertèbres consécutives, une paire de racines nerveuses (droite et gauche) émerge de la moelle épinière, passe entre le disque intervertébral et le massif articulaire pour innerver un dermato-myotome spécifique aux membres supérieurs.

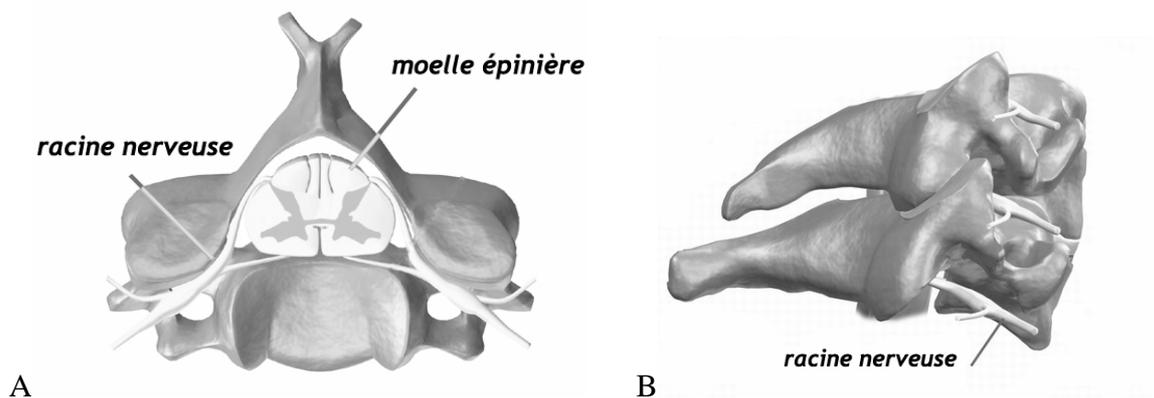


Figure 3. Rapport structures osseuses / structures nerveuses.

A vue supérieure. B vue latérale.

1.2. Dégénérescence discale

La dégénérescence pathologique du rachis cervical inférieur définit la discopathie cervicale, avec ou sans hernie discale, et qui peut aller jusqu'à la cervicarthrose. Il s'agit d'une atteinte traumatique, micro-traumatique, iatrogène, ou le plus souvent du simple vieillissement lié à l'âge. Cette évolution a une double conséquence : rachidienne et neurologique. Sur le plan rachidien, le dysfonctionnement mécanique d'un disque intervertébral (instabilité ou enraidissement jusqu'à la fusion) perturbe l'ensemble de la biomécanique de la colonne cervicale, si bien que la dégénérescence est un phénomène autoentretenu, qui gagne progressivement l'ensemble du segment mobile rachidien avec arthrose des facettes articulaires et atteinte des étages discaux voisins. Sur le plan neurologique, du fait des rapports avec les structures nerveuses, les remaniements arthrosiques ou la formation d'une hernie discale peuvent entraîner la compression d'une racine nerveuse dans le foramen intervertébral ou celle de la moelle épinière dans le foramen spinal. Dans le premier cas, il s'agit d'un névralgie cervico-brachiale : atteinte « suspendue » d'une racine nerveuse avec un déficit sensitif et/ou moteur du territoire musculo-cutané correspondant. Dans le second cas, il s'agit d'une myélopathie cervico-arthrosique : atteinte des voies neurologiques descendantes ou ascendantes avec déficit sensitif et/ou moteur bilatéral en aval de la compression, auquel peut s'ajouter un déficit sphinctérien (figure 4).



Figure 4. Coupe sagittale du rachis cervical à l'IRM. Discopathie sévère en C4C5 avec retentissement médullaire.

1.3. Traitement chirurgical : arthrodèse / prothèse

Au terme du traitement médical, le traitement chirurgical repose sur la décompression. Par voie antérieure, il s'agit de l'ablation du disque intervertébral pathologique (discectomie) et la reconstruction par arthrodèse inter somatique. Pour la reconstruction, un greffon osseux autologue tricortical est placé entre les corps vertébraux. Afin de diminuer la morbidité, une « cage » intersomatique est plus souvent utilisée pour combler la discectomie : il s'agit d'un implant parallélépipédique en PEEK (poly-ethyl-ether-kétone), ou en PLA (poly lactic acid) résorbable. Afin d'augmenter la stabilité primaire, une plaque est le plus souvent vissée en plus à la face antérieure du rachis (figure 5).

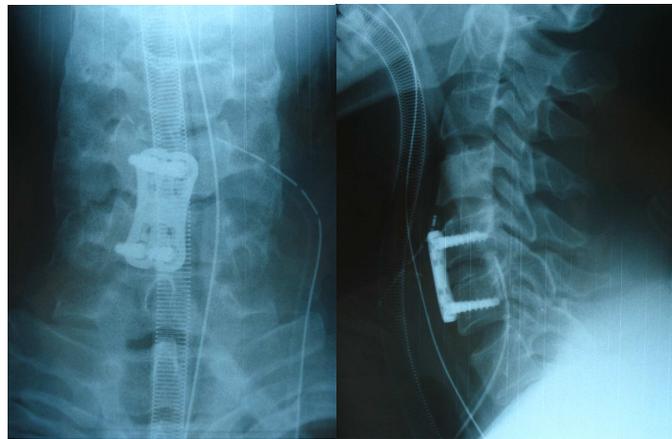


Figure 5. Arthrodèse cervicale antérieure C5C6 avec greffon intersomatique.

Cette procédure permet d'obtenir la fusion définitive entre les deux vertèbres adjacentes à la discectomie (arthrodèse). Cette technique donne de bons résultats neurologiques au prix de la perte de la mobilité d'un segment mobile. Le problème est celui de la perturbation de la biomécanique du rachis cervical dans sa globalité^{3,4} et de l'évolution vers une discopathie iatrogène des étages discaux adjacents à l'arthrodèse^{5,6}.

Comme pour les autres articulations de l'organisme, l'alternative à la reconstruction par arthrodèse est la reconstruction par prothèse articulaire. Contrairement à l'arthrodèse, l'arthroplastie vise à restaurer les propriétés mécaniques du rachis cervical normal à l'étage opéré et, par conséquent, aux étages adjacents.

Plusieurs familles d'implants ont été proposées ⁷ (figure 6 et 7), habituellement classés en fonction de leur degré de contrainte : les prothèses à noyau mobile, qui autorisent les translations intervertébrales sagittales et frontales en plus des 3 rotations avec au total 5 degrés de liberté ; les prothèses à emboîtement sphérique avec 3 degrés de liberté et un centre de rotation théorique unique au centre géométrique de l'emboîtement ; les prothèses souples non articulées « mono-bloc » avec 6 degrés de liberté, incluant un effet amortisseur vertical.

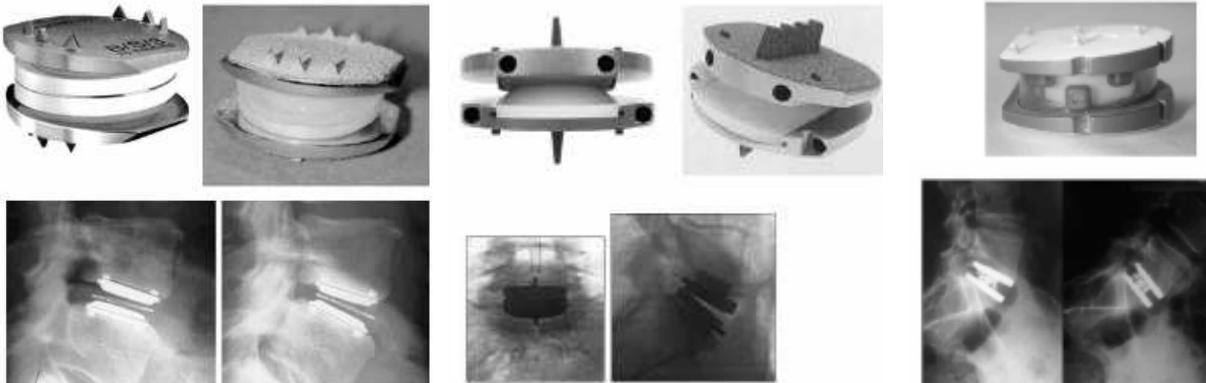


Figure 6. Exemples de prothèses discales lombaires.
De gauche à droite : SB Charité II, Prodisc – L, ESP.



Figure 7. Exemples de prothèses discales cervicales. De gauche à droite Bryan et Mobi-C (avec pièce mobile) et Prodisc – C, Prestige, Prestige LP (à emboîtement sphérique).

Comme le soulignent Phillips et al. ⁸ dans une revue de la littérature récente, peu de données sont rapportés dans la littérature au sujet des prothèses discales cervicales. Les résultats publiés sont limités à l'étude de certains modèles. Il s'agit principalement de résultats cliniques et radiologiques sur des petites séries, à relativement court terme ⁹⁻¹⁵. L'évaluation clinique se fait par la cotation de scores fonctionnels et l'appréciation des amplitudes de mobilité globale du rachis cervical à l'examen physique. L'évaluation radiologique se fait habituellement sur des clichés dits « dynamiques » de profil en flexion / extension. Elle permet la mesure de la mobilité locale intervertébrale mais son interprétation

reste en général qualitative. Par ailleurs, bien que la mobilité physiologique de la tête n'est pas uniquement plane vers l'avant et vers l'arrière, aucune étude fonctionnelle ne prend en compte l'évaluation de la cinématique intervertébrale en 3D dans le cas des prothèses discales cervicales.

A notre connaissance, très peu d'études s'attachent à analyser le fonctionnement biomécanique des prothèses discales cervicales et de nombreuses questions sont posées : quelle est l'influence du remplacement discal sur les éléments anatomiques voisins (facettes articulaires ou disques intervertébraux adjacents) ? Quelle est l'influence du degré de liberté de la prothèse ? Au sein d'un type de prothèse, quelle est l'influence des paramètres géométriques choisis (rayons et centre des courbures des surfaces articulées) ? Quelle est l'influence des biomatériaux utilisés ? Quelle en est l'évolution à long terme ?

1.4. Objectif de la thèse

Dans ce contexte, nous nous sommes intéressés dans cette thèse à apporter des éléments objectifs pour l'étude du fonctionnement biomécanique des prothèses discales cervicales dans leur environnement, c'est-à-dire après implantation au sein du rachis cervical. Nous avons développé et exploité plusieurs moyens complémentaires tels que la modélisation du rachis cervical pour l'estimation des contraintes et l'analyse de radiographies « dynamiques » en 2D et en 3D pour effectuer des mesures quantitatives des paramètres cinématiques à l'échelle intervertébrale. L'investigation de plusieurs types de prothèses différents nous a permis d'étudier l'influence de la géométrie de leurs surfaces articulaires.

2. Revue de la littérature

Plusieurs moyens d'investigations ont été utilisés jusqu'à ce jour pour analyser le rachis cervical du point de vue biomécanique ¹⁶. Selon l'approche utilisée, on distingue les études *in vivo*, *in vitro*, et par modélisation. Selon la technologie utilisée, l'analyse cinématique est continue (mouvement) ou discontinue (déplacements successifs). Selon le segment qui est analysé, on distingue les études du rachis dans sa globalité ou étage par étage. Selon la complexité des moyens d'analyse, on distingue les études bi-dimensionnelles et tri-dimensionnelles.

2.1. Etudes biomécaniques du rachis cervical *in vitro*

2.1.1. Rachis normal

La biomécanique du rachis cervical a été étudiée *in vitro* sur des pièces anatomiques humaines. Cette méthode a été largement développée par les équipes de Monohar Panjabi aux Etats-Unis et de François Lavaste en France, d'abord au niveau du rachis lombaire puis au niveau du rachis cervical ¹⁷. Les premières études en force / déplacement se limitaient à l'application de couples de forces (moments) afin de recueillir les déplacements ¹⁸. Dans les différentes études, la base du segment rachidien cadavérique est fixée sur un socle et la partie supérieure est soumise à un couple de forces. Le déplacement des solides (vertèbres) dans l'espace est mesuré soit par des systèmes de contact, soit plus récemment en utilisant des marqueurs tripodes placés sur les vertèbres et suivis par des systèmes ultrasonores ou optoélectroniques (figure 8). Ces dispositifs permettent d'enregistrer les coordonnées 3D des objets identifiés et d'effectuer le calcul cinématique. L'amplitude du déplacement en fonction des charges appliquées est alors obtenu ^{17, 19}. Selon la technologie, les étapes sont manuelles ou automatisées. Afin de rendre les conditions expérimentales plus proches de la réalité du bilan des forces au sein du rachis cervical chez le vivant, une précharge en compression a été introduite pour simuler l'action combinée du poids de la tête et du tonus musculaire. Etant donné la courbure du rachis cervical en lordose, le dispositif appelé « *load follower* » permet de garder la précharge perpendiculaire au plateau vertébral à chaque niveau ²⁰. D'autres études ensuite ont augmenté la complexité des conditions expérimentales pour reproduire l'action des nombreux muscles cervicaux individuellement ²¹. La méthode du *load follower*

reste cependant très utilisée car elle constitue un compromis entre excès de complexité du dispositif expérimental et défaut d'approximation des conditions réelles ²².

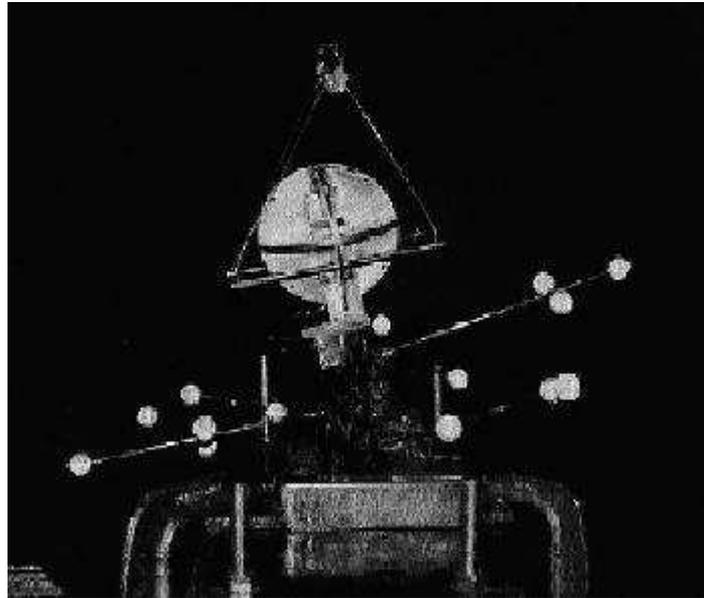


Figure 8. Dispositif expérimental optoélectronique (d'après Lavaste et al.¹⁷)

Le tableau suivant (tableau 1) rapporte les résultats de plusieurs études classiques *in vitro* du rachis cervical intact.

Auteur	Watier ²³	Panjabi et al. ¹⁸	Wheeldon et al. ²⁴
année	1997	2001	2006
référence	Thèse LBM ENSAM	Spine	J Biomech
méthode	Vicon 140	stéréophotométrie	DLT
conditions	Moments Sans précharge Rachis cervical entiers	Moments Sans précharge Rachis cervical entiers	Moments Sans précharge Rachis cervical entiers
N	60	16	7
<u>Flex. / ext.</u>			
C0 – C1	28.7° (8.7)	27.4° (4.6)	
C1 – C2	22.3° (5.0)	24.4° (6.5)	
C2 – C3	7.3° (3.1)	6.2° (1.3)	13°
C3 – C4	10.6° (3.2)	7.7° (2.9)	12°
C4 – C5	13.8° (1.6)	10.1° (3.0)	12°
C5 – C6	13.4° (4.0)	9.9° (2.8)	15°
C6 – C7	10.8° (3.9)	7.1° (2.1)	14°
C7 – T1	6.4° (2.7)		7°
<u>Incl. lat.</u>			
C0 – C1	8.7° (4.6)	9.1° (1.5)	
C1 – C2	9.3° (5.2)	6.5° (2.3)	
C2 – C3	8.7° (3.4)	9.6° (1.8)	
C3 – C4	6.7° (4.3)	9.0° (1.9)	
C4 – C5	10.5° (2.7)	9.3° (1.7)	
C5 – C6	11.2° (3.1)	6.5° (1.5)	
C6 – C7	8.6° (2.7)	5.4° (1.5)	
C7 – T1	5.7° (1.8)		
<u>Rot. Axiale</u>			
C0 – C1	11.0° (5.1)	9.9° (3.0)	
C1 – C2	71.0° (12.1)	56.7° (1.8)	
C2 – C3	9.5° (3.9)	3.3° (0.8)	
C3 – C4	10.8° (4.8)	5.1° (1.2)	
C4 – C5	12.3° (3.3)	6.8° (1.3)	
C5 – C6	9.0° (3.1)	5.0° (1.0)	
C6 – C7	5.6° (2.0)	2.9° (1.5)	
C7 – T1	5.7° (1.6)		
Commentaire			Sujets jeunes (<50 ans) Résultats graphiques

Tableau 1. Mobilités segmentaires au rachis cervical *in vitro* (moyenne et écart-type).

2.1.2. Prothèses discales

Dans une étude *in vitro*, nous avons étudié en force / déplacement les mobilités en rotation avant et après insertion de la prothèse Prodisc C (Synthès) en C4 – C5 sur six pièces anatomiques humaines²² avec 44 N de *follower load*. Malgré une tendance non significative à l'augmentation d'amplitude maximale en flexion / extension, il n'y avait pas de différence significative pour les mobilités et le couplage rotation / inclinaison. Une étude *in vitro* en déplacement imposé²⁵ a mesuré la pression au sein des disques sus et sous jacent à l'implantation de la prothèse PCM (Cervitech) implantée sur 10 rachis cervicaux cadavériques humain en C5 – C6. Les amplitudes de mobilité et les pressions dans les disques adjacents en flexion / extension, rotation axiale, et inclinaison latérale n'étaient pas significativement différents avant et après arthroplastie. Les tests biomécaniques *in vitro* (cinématique et fatigue) concernant la prothèse Prestige (Medtronic) sont mentionnés par Wigfield et al.²⁶ mais non publiés dans leur intégralité.

2.1.3. Discussion

L'implantation sur pièce cadavérique permet de reconstituer l'environnement de la prothèse chez le patient excepté l'action des muscles. D'expérience²⁷, il nous est apparu d'emblée que la notion de *follower load*, qui fonctionne bien pour effectuer des tests biomécanique sur le rachis intact et sur le rachis avec arthrodeuse, se révèle difficile à manier dans le cas des arthroplasties discales à emboîtement car elles sont sujettes à la décoaptation. En effet si le *follower load* ne coïncide pas avec le centre de rotation instantané, la précharge excentrée génère un couple de force non contrôlé et par conséquent un biais dans les conditions expérimentales. Ceci constitue une véritable limitation au rachis lombaire où la précharge à appliquer est de l'ordre de 800 N, entraînant des biais qui empêchent toute expérimentation. Avec 40 à 80 N de précontrainte, ce biais reste toléré dans le cas du rachis cervical. Cependant, il est probable qu'une nouvelle génération de tests biomécaniques soit nécessaire pour cette raison dans le cas de l'étude des prothèses discales. Les tests *in vitro* classiques en force imposée sur pièce anatomique semblent mal adaptés du fait de l'absence de cohésion dans les prothèses discales en distraction. Ceci a été évoqué par M. Panjabi lui-

même au cours du 3^{ème} congrès de la Spine Arthroplasty Society à Vienne en mai 2004 dans une lecture, sous le terme de « non standard tests ». C'est ainsi que nous avons proposé dès 2003 un dispositif expérimental en déplacement imposé pour étudier *in vitro* l'effet du remplacement discal lombaire lors de mon DEA²⁷⁻²⁹.

C'est pour l'ensemble de ces limitations que l'approche *in vitro* semblait moins attractive pour répondre à l'objectif de notre étude. Malgré la grande expérience du Laboratoire de Biomécanique (LBM) pour l'analyse du rachis en force / déplacement¹⁷ et notamment au rachis cervical²³, nous n'avons pas retenu ce moyen d'analyse pour notre thèse.

2.2. Etudes biomécaniques du rachis cervical par modélisation

2.2.1. Rachis normal

La modélisation en éléments finis est une représentation mathématique qui permet de quantifier d'établir les relations entre effort exercés et déplacements, contrainte et déformation. Les éléments volumiques reproduisent la géométrie des structures anatomiques. Leurs caractéristiques mécaniques modélisent celles du tissu qui les constitue (os cortical, os spongieux, cartilage, ligaments). Les ligaments par exemple sont modélisés par des câbles aux propriétés extraites d'essais de traction *in vitro*. Plusieurs modèles cervicaux ont été rapportés dans la littérature (tableau 2). Leur validation était plus ou moins approfondie s'appuyant au mieux sur des études expérimentales réalisées en parallèle, sinon sur des données indépendantes publiées. Un de ces modèles en éléments finis avait été développé au Laboratoire de Biomécanique et pouvait être adapté à l'étude des prothèses discales.

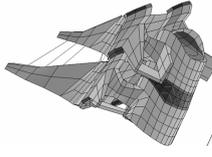
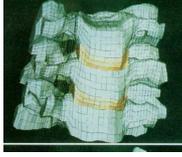
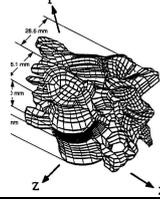
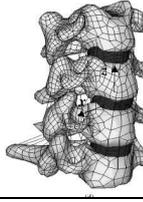
auteur	Maurel et al. ^{30, 31}	Yoganadan et al. ^{32, 33} Kumaresan ³⁴⁻³⁶	Goel et al. ³⁷	Teo et al. ³⁸ Ng et al. ³⁹⁻⁴²	Ha et al. ⁴³
année	1993, 1997	1996, 1998, 1999	1998	2001, 2004, 2005, 2006	2006
référence	Thèse LBM ENSAM J Biomech	Spine J Biomech Clin Biomech	Spine	J Biomech Med Eng Phys J spinal Disord Tech	Med Eng Phys
méthode	Ansys		Abaqus		Ansys
conditions	C3 – C7	C4 – C6	C5 – C6	C3 – C6	C3 – C6
validation	expérimentale	littérature	littérature	littérature	littérature
Objectif particulier	Géométrie des facettes	Capsules articulaires des facettes Etude des propriétés des éléments		Etude de la précontrainte Etude de la laminectomie	Etude d'une prothèse discale
illustration					

Tableau 2. Modèles en éléments finis (MEF) du rachis cervical rapportés dans littérature.

2.2.2. Prothèse discale

La modélisation est une approche très intéressante pour estimer les contraintes intra- et inter- vertébrales liées à l'implantation d'une arthroplastie discale cervicale. Ceci a déjà été utilisé largement dans l'évaluation du fonctionnement des prothèses discales au niveau lombaire ⁴⁴⁻⁴⁸. Au niveau cervical, deux études ont été rapportées : une étude conceptuelle préliminaire de prothèse en élastomère par modification des propriétés du disque sur le modèle intact ⁴³ ; et une étude par modélisation de la prothèse Bryan (Medtronic) ⁴⁹.

Ha et al. ⁴³ se sont intéressés au remplacement du disque C4 – C5 par un élastomère (pas de modification de géométrie, changement uniquement des valeurs de module d'Young du disque par homogénéisation). Pour la valeur de 5.9 MPa (la plus favorable), les forces de contact entre facettes étaient semblables à celles du modèle intact et les amplitudes de mobilité en flexion /extension et rotation axiale étaient augmentées de l'ordre de 15 à 20%. Selon Galbusera et al. ⁴⁹, l'implantation de la prothèse Bryan (Medtronic) dans un modèle en

éléments finis du segment C5 – C6 n'a pas montré de différence de comportement avec le modèle intact.

2.2.3. Discussion

La modélisation présente les mêmes limites de simplification des conditions expérimentales des études *in vitro* auxquelles s'ajoutent les simplifications de la géométrie et l'estimation des caractéristiques mécaniques (module d'élasticité) des éléments. La finesse du maillage influence encore les limitations. Cependant, cette méthode est la seule qui permet d'estimer les contraintes à l'intérieur de la structure du rachis. Ainsi, le problème théorique de la surcharge de contraintes dans les facettes articulaires après remplacement discal, qui est très débattu à l'heure actuelle, peut être approché par modélisation. Avec l'expérience du LBM dans la modélisation du rachis ¹⁷ et notamment du rachis cervical ^{30, 31, 50}, il semblait donc faisable et particulièrement intéressant d'étudier l'arthroplastie discale vertébrale sous l'angle des éléments finis. C'est ainsi que nous avons retenu cette approche dans notre travail de thèse.

2.3. Etudes biomécaniques du rachis cervical *in vivo*

2.3.1. Étude des mobilités du rachis cervical entier en 3 dimensions

2.3.1.1. Rachis normal

Une méthode très documentée dans la littérature pour l'analyse cinématique du rachis cervical normal est la mesure directe des amplitudes de mobilité de la colonne cervicale dans son ensemble (position de la tête par rapport aux épaules) chez le sujet volontaire. Certes, l'évaluation clinique de la mobilité de la colonne cervicale est effectuée de manière semi-quantitative en pratique clinique courante. Elle permet cependant de suivre les variations des amplitudes au cours du temps et par un même examinateur (exemple : mesure de la distance menton / sternum pour évaluer la flexion cervicale maximale). Des instruments de mesures ont été développés pour quantifier avec précision les mouvements de la tête par rapport au tronc. Qu'il s'agisse d'une acquisition grâce à des réflecteurs d'ultrason (ex : Zebris, figure 9), des réflecteurs optoélectroniques (ex : Vicon ; Elite ; Polaris) placés sur la tête du sujet, ou grâce à l'utilisation d'un casque avec bras articulé (goniomètre ou inclinomètre) qui transmet

le mouvement (ex : CA 6000), les nombreux auteurs ont permis de caractériser et de quantifier le profil cinématique du rachis cervical entier, *in vivo*, en trois dimensions, par enregistrement continu et notamment les couplages automatiques inclinaison / rotation (Tableau 3).



Figure 9. Système Zebris pour mesurer en continu la position de la tête (casque) par rapport au tronc (épaulette).

Des séries avec un nombre important de sujets ont été rapportées. Parmi ces travaux, on retient la thèse de B. Watier au LBM ²³. Dans l'ensemble, il a été montré que les amplitudes maximales de mobilité pour les 3 rotations diminuent avec l'âge ^{23, 51-53}. Il a également été démontré que la mobilité était supérieure chez la femme ^{23, 53}. Outre l'étude des amplitudes de mobilité maximales dans les trois rotations, cette méthode a été utilisée également pour quantifier les mouvements du rachis cervical dans des tâches plus complexes de la vie quotidienne ⁵⁴.

Pour caractériser la cinématique du rachis cervical normal et pathologique, Lee et al. ⁵⁵ se sont intéressés au centre moyen de rotation du rachis cervical entier avec le système CA 6000. L'incertitude des mesures dans leur étude pouvait atteindre 9 cm.

Auteur	Dvorak et al. ⁵⁶	Watier ²³	Feipel et al. ⁵¹	Castro et al. ⁵³
année	1992	1997	1999	2000
référence	Spine	Thèse LBM ENSAM	Clin Biomech	Spine
méthode	CA 6000	Vicon 140	CA 6000	Zebris
N	150	60	250	152
Flex. / ext.	137 °	101°	122°	124°
Incl. lat.	89 °	75°	88°	73°
Rot. Axiale	164°	138°	144°	140°

Tableau 3. Mobilités cervicales mesurées moyennes *in vivo*.

Le couplage automatique entre rotation axiale et inclinaison latérale a été étudié en détail dans les études citées au tableau précédent ^{23, 51, 52}. Pour Sforza et al. ⁵², le couplage pour l'ensemble du rachis cervical est de un degré de rotation axiale par degré d'inclinaison latérale effectuée et de ¼ de degré d'inclinaison par degré et demi de rotation axiale effectuée. Il est probable que la non réciprocity observée vient du fait que le rachis cervical supérieur a une action prédominante sur la rotation axiale. Cependant, comme le souligne dans sa thèse B. Watier ²³, la valeur calculée du couplage fait intervenir l'ordre de la séquence d'angle pour la méthode des axes mobiles. Ainsi les valeurs des ratios de couplage sont différentes d'une méthode de calcul à l'autre. Il est donc difficile de se fier précisément aux valeurs rapportées. Pour autant, le signe, qui correspond au sens des mouvements, donne une indication qualitative du couplage entre rotation axiale et inclinaison latérale. Malgré des divergences de chiffres, les études sont cohérentes pour dire que la rotation axiale et l'inclinaison latérale automatiquement couplés au rachis cervical inférieur se font dans le même sens.

Concernant l'incertitude de mesure, Dvir et al. ⁵⁷ et Castro et al. ⁵³ rapportent la reproductibilité du système Zebris en terme de variabilité intra- inter- observateurs et en répétition des tests à des temps différents. Les coefficients de détermination sont de l'ordre de 0,8 à 1 dans les différentes analyses. Feipel et al. ⁵¹ rapportent des coefficients de corrélation de l'ordre de 0.9 entre CA 6000 et une méthode de référence.

2.3.1.2. Prothèse discale

Nous n'avons pas trouvé dans littérature d'étude utilisant ces méthodes d'investigations pour évaluer le fonctionnement des prothèses discales cervicales.

2.3.1.3. Discussion

Nous n'avons pas retenu ces moyens d'investigation car ils s'intéressent à la cinématique du rachis cervical dans sa globalité, ce qui ne correspondait pas exactement au but de notre travail, à savoir l'étude de la cinématique segmentaire au sein de la prothèse discale. De plus, nous avons trouvé une étude qui confirme l'absence de corrélation entre les déplacements de la tête (photographie) et ceux des vertèbres cervicales (radiographie) par comparaison des données photographiques et radiologiques en flexion / extension chez 34 sujets sains ⁵⁸.

2.3.2. Étude des mobilités segmentaires intervertébrales du rachis cervical en 2 dimensions

2.3.2.1. Rachis normal

La méthode radiologique peut fournir des informations en continu (radiocinéma ^{59, 60}) mais le plus souvent en discontinu entre deux positions consécutives de la tête ⁶¹. Selon Castro et al. ⁵³, une des premières études radiologiques dynamiques du rachis cervical dans le plan sagittal serait une étude publiée en langue française par de Sèze en 1951 (?). En plus de la mesure des amplitudes de mobilité du rachis dans son ensemble, la radiographie permet l'analyse segmentaire entre deux vertèbres consécutives ⁶². Habituellement, les auteurs se limitent à 2 dimensions (flexion / extension) car le mouvement sagittal est simple (dans un seul plan, sans mouvement couplé). De nombreuses études ont permis de déterminer les valeurs normales pour les amplitudes de mobilité (tableau 4). Takeshima et al. ⁶³ ont étudié les mobilités pour différents types de lordose cervicale sans différence significative entre différents profils de patients.

auteur	Ordway et al. ⁶⁴	Dvorak et al. ^{65, 66}	Lind et al. ⁶²
année	1999	1991, 1993	1989
référence	Spine	J Orthop Res Spine	Arch Phys Med Rehab
N	20	22, 6	70
C0 – C1			14° (15)
C1 – C2		14.1°	13° (5)
C2 – C3	13° (5)	12.0°	10° (4)
C3 – C4	17° (4)	17.0°	14° (6)
C4 – C5	19° (4)	21.1°	16° (6)
C5 – C6	19° (3)	22.6°	15° (8)
C6 – C7	17° (5)	21.4°	11° (7)

Tableau 4. Mobilités sagittales segmentaires mesurées *in vivo* (moyenne et écart-type)

L'étude des mobilités sur des radiographies « dynamiques » en flexion / extension (figure 10) bénéficie actuellement de l'informatisation des mesures sur des images numériques, avec par exemple l'utilisation du logiciel Spineview® (Surgiview) qui a été développé en collaboration avec le LBM et le Laboratoire de Recherche en Imagerie et Orthopédie de Montreal et validé par les travaux de thèse de S. Champain au LBM ⁶⁷.

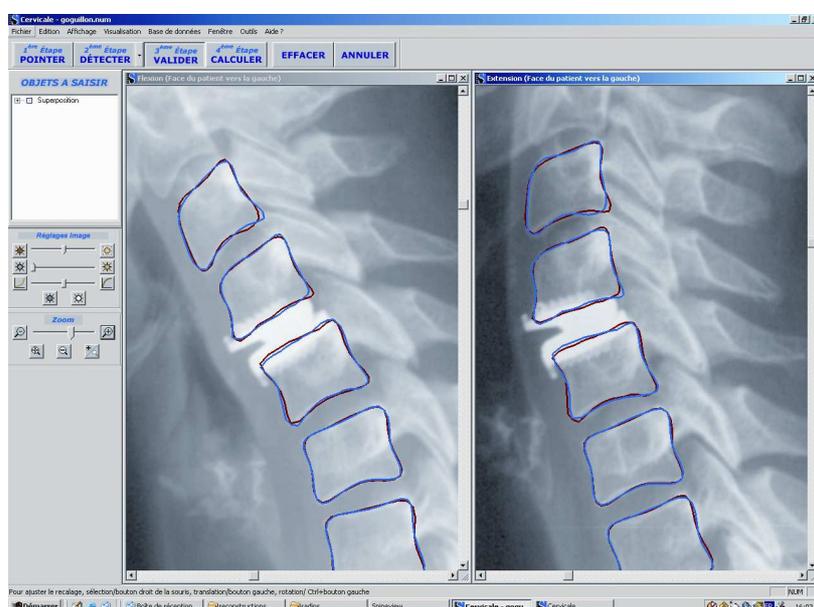


Figure 10. Radiographies dynamiques du rachis cervical de profil en flexion / extension analysées avec Spineview®.

L'analyse des radiographies dynamiques a également permis d'étudier la position du centre moyen de rotation entre deux vertèbres consécutives en flexion / extension ^{65 59 68}.

Les incertitudes de mesure des ces études anciennes manuelles sont mal définies et semblent sous-estimées. L'incertitude de mesure des amplitudes de mobilité sur les radiographies dynamiques standard est de 2 à 4 ° selon les niveaux vertébraux^{67, 69}.

2.3.2.2. Prothèse discale

Dans une étude *in vivo* avec le logiciel Quantitative Motion Analysis (Medical Metrics) Pickett et al.⁷⁰ ont rapporté l'amplitude de mobilité maximale et la position du centre moyen de rotation en flexion /extension à partir de radiographies dynamiques de 20 patients porteurs de la prothèse Bryan (Medtronic). Les amplitudes et les centres moyens de rotation de l'étage prothésé et des étages adjacents n'étaient pas significativement modifiés avant et après implantation. L'incertitude de mesure n'est pas précisée dans cette étude.

2.3.2.3 Discussion

L'étude numérisée des radiographies dynamiques, qui permet d'utiliser des radiographies standards de pratique courante, correspondait bien à l'objectif de notre travail. Bien que limité à deux dimensions, ce moyen d'investigation a été retenu pour notre étude en raison de sa simplicité d'utilisation et de la validation préalable du logiciel de mesure utilisé au LBM.

2.3.3. Étude des mobilités segmentaires intervertébrales du rachis cervical en 3 dimensions

2.3.3.1. Rachis normal

Les mouvements de rotation dans le plan horizontal sont probablement les plus importants du point de vue fonctionnel, notamment pour la mobilité du regard vers les cotés.

Nous savons aujourd'hui que presque la moitié de la rotation axiale cervicale se produit au rachis cervical inférieur ²³. Les difficultés de l'étude radiologique de ces mouvements du rachis cervical inférieur et le manque de bibliographie à ce sujet étaient soulignés dès 1970 par Minne et al. ⁷¹ au 55^e congrès de l'Association des Anatomistes (Nancy 22 au 26 mars 1970). Il semble que très peu de références à ce sujet existaient alors : Huges, 1892 (?) et Novgorodski, 1912 (?). En 1970, l'existence même de la rotation axiale au rachis cervical inférieur *in vivo* était controversée. Avec des constructions trigonométriques simples des projections radiologiques, Minne et al. ⁷¹ ont peut-être été les pionniers de la stéréoradiographie au rachis cervical inférieur. Malgré une méthodologie peu documentée et des erreurs de mesure, ils ont démontré la mobilité en rotation axiale des vertèbres C3 à C7, il ont observé l'asymétrie physiologique d'amplitude entre la droite et la gauche, et surtout le couplage automatique rotation / inclinaison homo-directionnel. Ceci a été confirmé avec plus de précision par les analyses cinématiques modernes.

Par l'utilisation d'une double radiographie, la stéréoradiographie permet de passer à 3 dimensions. Au rachis cervical, ceci était jusqu'à présent assez limité en terme de précision comme nous le rappelle en 2000 Bogduk et al. ⁷². Au rachis cervical, Mimura et al. ⁷³, qui utilisaient seulement 5 points de référence par vertèbres, rapportaient en 1989 une précision de 1 mm en translation et 1,5° en rotation, mais l'origine de ces chiffres est mal précisée. Il est possible que la faible dimension des vertèbres cervicales et la complexité de leur anatomie radiologique aient été un frein à la stéréoradiographie cervicales, si bien que cette méthode a été quasiment abandonnée avant le développement d'une méthode spécifique qui à la base de notre étude. En effet, les travaux de thèse de S. Veron ⁵⁰ ont permis d'augmenter de manière importante la précision en s'appuyant sur les points non stéréo-corespondants ⁷⁴.

Il faut rappeler que l'analyse cinématique tridimensionnelle au niveau segmentaire intervertébral *in vivo* a été également documentée par le scanner ⁷⁵ et l'IRM (tableau 5). Cependant, ceci semble moins intéressant du fait de la position couchée du sujet pendant l'examen.

auteur	Mimura et al. ⁷³	Penning et al. ⁷⁵	Ishii et al. ⁷⁶⁻⁷⁸
année	1989	1987	2004, 2006
référence	Spine	Spine	Spine
méthode	stéréoradiographie	CT	IRM
N	20	26	10
<u>Incl. lat.</u>			unilatérale
C2 – C3	-	-	3.7° (2.0)
C3 – C4	-	-	3.5° (1.4)
C4 – C5	-	-	3.3° (1.0)
C5 – C6	-	-	4.3° (1.4)
C6 – C7	-	-	5.7° (1.9)
C7 – T1	-	-	4.1° (2.7)
<u>Rot. axiale</u>	droite + gauche	unilatérale	unilatérale
C2 – C3	7.4° (6.4)	3.0°	2.2° (0.9)
C3 – C4	5.8° (5.0)	6.5°	4.5° (1.1)
C4 – C5	4.2° (5.7)	6.8°	4.6° (1.1)
C5 – C6	5.4° (4.3)	6.9°	4.0° (1.1)
C6 – C7	6.4° (2.5)	5.4°	1.6° (0.8)
C7 – T1	-	2.1°	1.5° (0.7)

Tableau 5. mobilités segmentaires cervicales *in vivo* (moyenne et écart-type)

Le couplage homodirectionnel entre rotation axiale / inclinaison latérale a été documenté dans les différentes études cités au tableau précédent.

D'après une étude préliminaire mentionnée mais non rapportée en intégralité, la précision des mesures automatisées pour les étude IRM de Ishii et al. ^{77, 78} était de l'ordre de 0.25° à 0.5° et de 0.5 mm. Cependant, la définition exacte des ces valeurs et le mode de calcul précis n'est pas rapporté et ces chiffres sont à interpréter avec précaution lorsque l'on sait que la visibilité des structures osseuses est en général limitée avec l'IRM.

2.3.3.1. Prothèse discale

Nous n'avons pas trouvé dans la littérature d'étude biomécanique tridimensionnelle *in vivo* concernant les prothèses discales cervicales.

2.3.3.1. Discussion

Pour nous, la stéréoradiographie, avec ses possibilités d'analyse en position de fonction, semblait la méthode d'analyse la plus intéressante pour étudier les relations cinématiques au niveau intervertébral *in vivo*. Nous avons la chance de pouvoir utiliser au Laboratoire de Biomécanique l'innovant système de stéréoradiographie EOS®, qui a été développé par le LBM en collaboration avec le LIO de Montréal, la société Biospace et l'Hôpital Saint Vincent de Paul à Paris. De nombreuses études sur des régions anatomiques variées ont été réalisées au LBM^{74, 79-84}. Une étude de validation au niveau du rachis lombaire⁸⁵ rapportait moins de 1° d'erreur en orientation par rapport à une mesure de référence *in vitro*. Pour le rachis cervical, la forme de l'enveloppe de l'objet vertèbre au rachis cervical supérieur avait moins de 1 mm d'erreur par rapport à la mesure *in vitro* (mesure sur os sec)⁷⁴. Ayant à notre disposition le système EOS® et malgré l'absence de sa validation pour la quantification de la position angulaire au niveau cervical, cette méthode nous semblait très intéressante et a été développée.

3. Architecture de la thèse

En tenant compte des données bibliographiques et après sélection des moyens d'étude les plus appropriés à notre disposition, validés ou en développement, notre travail sur la biomécanique des prothèses discales cervicales se développe en plusieurs parties qui se veulent complémentaires.

La première approche pour l'investigation du fonctionnement des prothèses discales cervicales à emboîtement sphérique implantées au rachis cervical inférieur était celle de la modélisation en éléments finis. Le modèle mathématique tridimensionnel en éléments finis du rachis cervical du Laboratoire ^{30, 31} a été actualisé et validé de nouveau. Le remplacement discal a été simulé dans ce modèle avec différentes géométries de prothèses.

Notre étude s'est également intéressée à l'analyse cinématique radiologique *in vivo* pour intégrer l'ensemble des conditions réelles auxquelles sont soumis les implants. D'abord en 2 dimensions dans le plan sagittal (flexion / extension du rachis) à l'aide de radiographies standards et d'un logiciel d'analyse validé de pratique courante ⁶⁷, puis en 3 dimensions à l'aide du système de stéréoradiographie EOS avec reconstruction en flexion, extension, rotation axiale et inclinaison latérale. L'utilisation innovante du système EOS au rachis cervical a nécessité plusieurs études préliminaires ⁸⁶ qui seront rapportées.

4. Modélisation en éléments finis (MEF)

4.1. Présentation du MEF intact

Nous sommes partis du MEF non linéaire du rachis cervical existant utilisant le logiciel ANSYS (Ansys Inc; Canonsburg, PA) ^{30, 87}. Le modèle a évolué depuis la première publication ³¹. Les facettes articulaires ont été modifiées : les contacts point / point ont été remplacés par des contacts surface / surface avec l'évolution du logiciel ANSYS. Les caractéristiques géométriques et le maillage ont été conservés : chaque vertèbre était constituée de 1939 nœuds pour 1646 éléments volumiques. Les propriétés mécaniques des éléments constitutifs n'ont pas été modifiées. Le modèle de rachis cervical entier a été réduit à 2 vertèbres consécutives seulement au niveau C5C6 (figure 11).

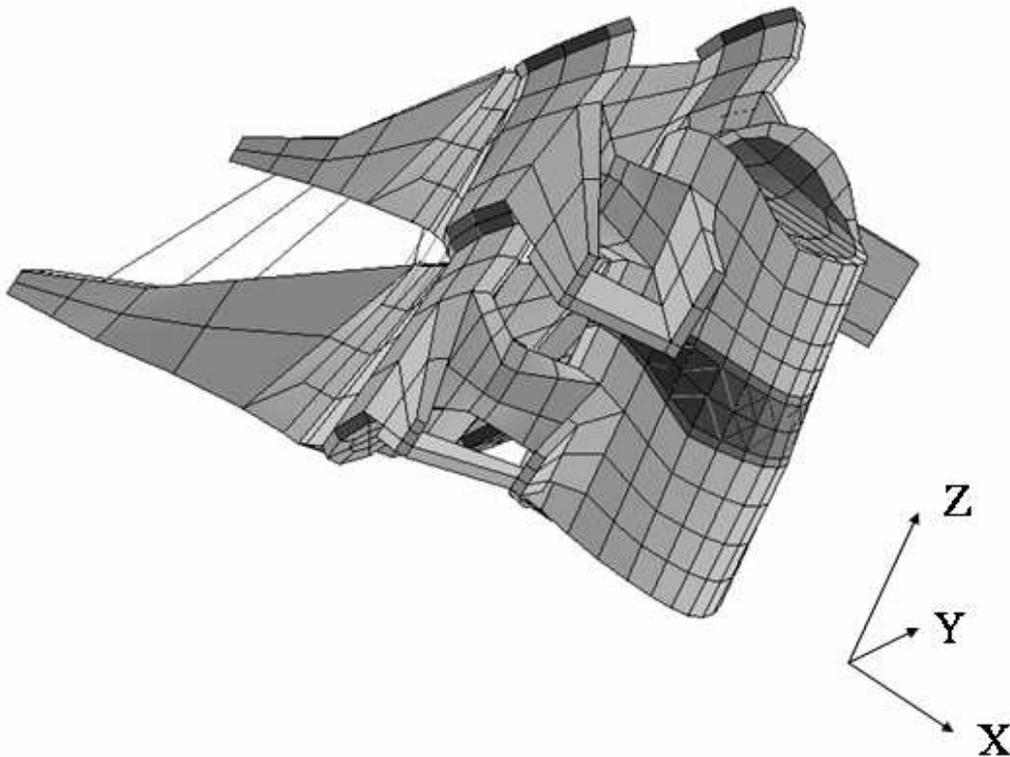


Figure 11. Modèle en éléments finis d'une unité fonctionnelle au rachis cervical inférieur.

4.2. Validation

Étant donné les modifications apportées, il était nécessaire de valider de nouveau le modèle. Les études biomécaniques sur segment de rachis cadavériques humains réalisées au laboratoire ont permis de constituer au fil des années une banque de données que nous avons utilisée pour la validation. Il s'agissait des courbes force / déplacement de 25 unités fonctionnelles cervicales isolées obtenues par l'utilisation d'un dispositif expérimental propre au Laboratoire appelé 2TM. Les conditions aux limites étaient les suivantes : rachis sain, absence de précharge, application de couple de force en flexion, extension, inclinaison latérale et torsion axiale jusqu'à 2 N.m. Les mêmes conditions aux limites ont été appliquées sur le MEF. Les comparaisons à 1,6 N.m sont rapportées à la figure 12. Le comportement non linéaire était vérifié.

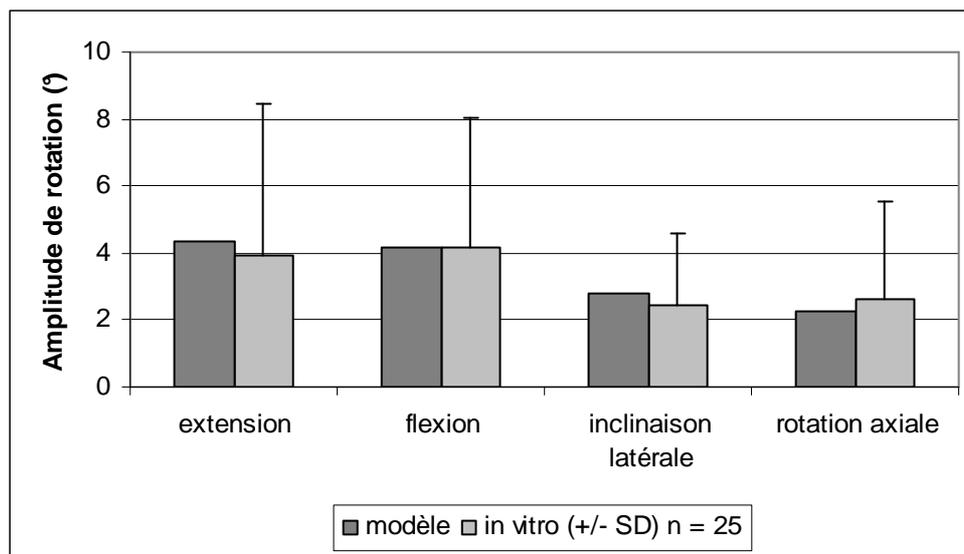
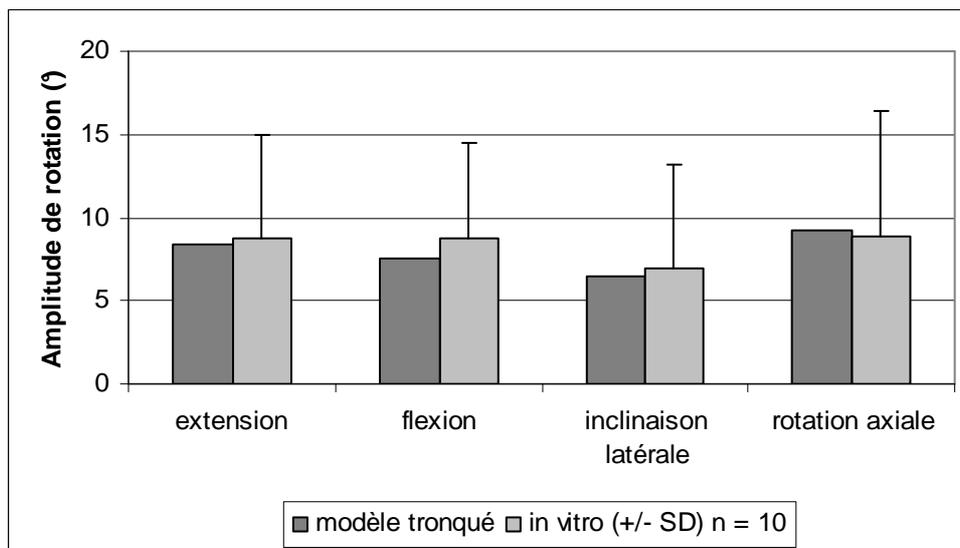


Figure 12. Validation du modèle segmentaire cervical par rapport aux données *in vitro* sur 25 pièces anatomiques correspondantes.

De plus, nous avons validé séparément le comportement de la colonne antérieure isolée (corps – disque – corps) afin de s'assurer indirectement que la simulation de la chirurgie de remplacement discal, qui respecte totalement la colonne postérieure, pouvait être modélisée sans introduire de biais. Les données *in vitro* de 10 unités fonctionnelles cervicales tronquées par ablation de l'arc postérieur (massifs articulaires, lames et épineuses), étudiées en 2TM sous les mêmes conditions expérimentales que précédemment, ont été comparées à celles obtenues par modélisation (figure 13).

Figure 13. Validation du modèle segmentaire cervic



al tronqué (colonne antérieure isolée) par rapport aux données *in vitro* sur 10 pièces anatomiques correspondantes.

4.3. Étude par modélisation 3D d'une prothèse cervicale à emboîtement sphérique et de l'influence de ses paramètres géométriques (rayon et centre)

4.3.1. Objectif

L'objectif était de comparer le comportement biomécanique de l'unité fonctionnelle cervicale avant et après remplacement discal par une prothèse à emboîtement sphérique. Dans la continuité des travaux déjà réalisés *in vitro* avec la prothèse Prodisc – C (Synthes, Paoli, PA), la géométrie de la prothèse modélisée était inspiré de celle de la Prodisc – C²². Afin d'élargir le champs d'investigation, des variations ont été introduites dans les paramètres géométriques (rayon de courbure et position du centre de l'emboîtement).

4.3.2. Simulation de la chirurgie du remplacement discal

La modélisation du remplacement discal a intégré la modélisation de la technique chirurgicale de mise en place de la prothèse. A partir du modèle intact, il a été réalisé une discectomie en respectant les parties latérales de l'annulus fibrosus au niveau des uncus. Nous avons choisi de compléter la discectomie par l'ablation du ligament vertébral commun

postérieur pour simuler l'exploration endo-canaulaire et la libération neurologique qui est le plus souvent le vrai but de la chirurgie du rachis cervical. La régularisation des plateaux vertébraux a été effectuée sur le modèle comme est faite chirurgicalement afin d'avoir deux surfaces planes avant d'introduire la prothèse. La prothèse de taille adaptée était ensuite insérée dans l'espace intervertébral et sa fixation (ostéointégration aux plateaux) était considérée comme parfaite d'emblée (figure 14).

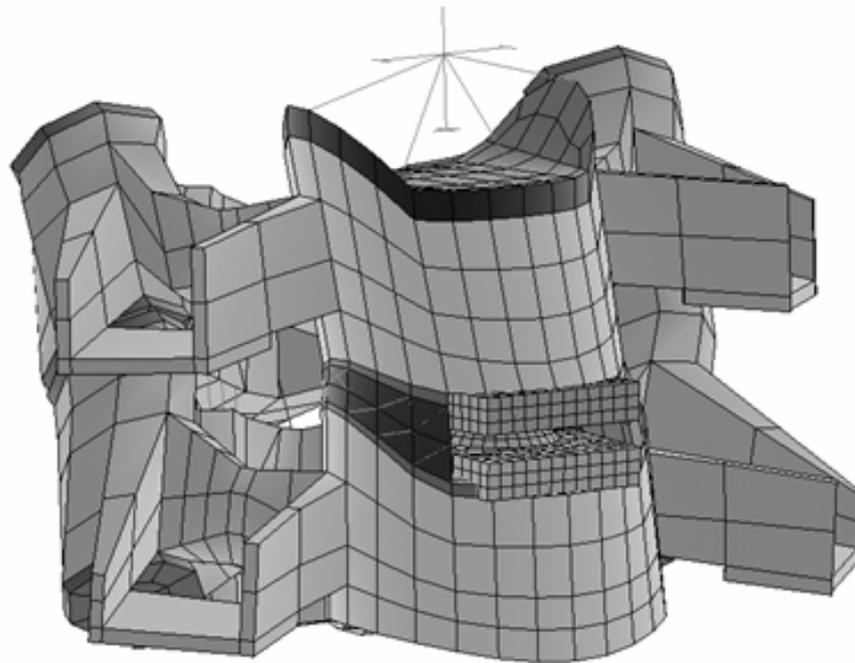


Figure 14. Modèle cervical après implantation d'une prothèse discale à emboîtement sphérique.

4.3.3. Prothèses

La prothèse qui a été introduite dans le modèle avait un rayon de courbure de 10 mm (dit « grand rayon ») avec un centre géométrique du plateau inférieur placé en arrière de 3 mm du centre du plateau (dit « postérieur »). Deux variantes ont été également étudiées : le même rayon de courbure avec un centre géométrique jusqu'à l'aplomb du centre de l'espace intervertébral (dit « centré ») ; le même centre géométrique postérieur avec un rayon de courbure réduit à 6 mm (dit « petit rayon »). Ces prothèses seront appelées respectivement PL, CL et PS (figure 15).

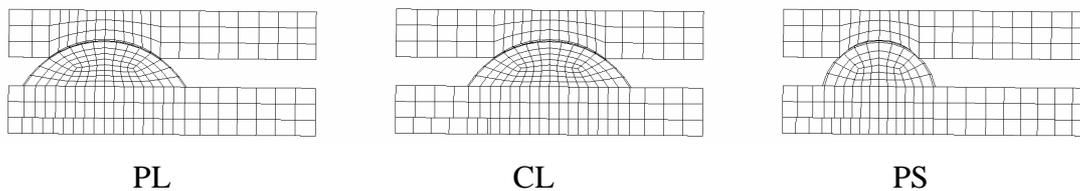


Figure 15. Vue latérale des prothèses discales cervicales modélisées
(orientation : haut en haut ; avant à droite).

4.3.4. Conditions aux limites

La vertèbre caudale était fixée et immobile. La vertèbre craniale était libre, soumise aux efforts suivants : une précharge de 40 N était maintenue en permanence entre les centres des corps vertébraux sus et sous jacents pour prendre en compte le tonus musculaire du cou et le poids de la tête ; un couple de force était ensuite appliqué sur la vertèbre craniale par incrément de 0,2 N.m jusqu'à 1,6 N.m en flexion, extension, inclinaison latérale droite et rotation axiale droite.

4.3.5. Variables de sortie

Les variables d'intérêt étaient les amplitudes de déplacement de la vertèbre craniale par rapport à la vertèbre caudale selon les 3 rotations dans le repère de la vertèbre caudale pour les 4 directions de chargement. Les centres moyens de rotation (CMR) de la position neutre à la flexion complète, de la position neutre à l'extension complète, et d'un extrême à l'autre étaient calculés pour les mouvements dans le plan sagittal. La force de contact au niveau des facettes articulaires et au niveau de l'interface sphérique prothétique (après remplacement discal) était calculée pour les 4 directions de chargement.

4.3.6. Résultats

4.3.6.1. Amplitudes de rotation

Par comparaison avec le modèle intact, la rotation (RY) en extension était augmentée avec toutes les prothèses jusqu'à 32% (1,5°) avec la prothèse PL (figure 16). En flexion, la rotation (RY) était augmentée pour toutes les prothèses jusqu'à 36% (1,3°) avec la prothèse PS (figure 17).

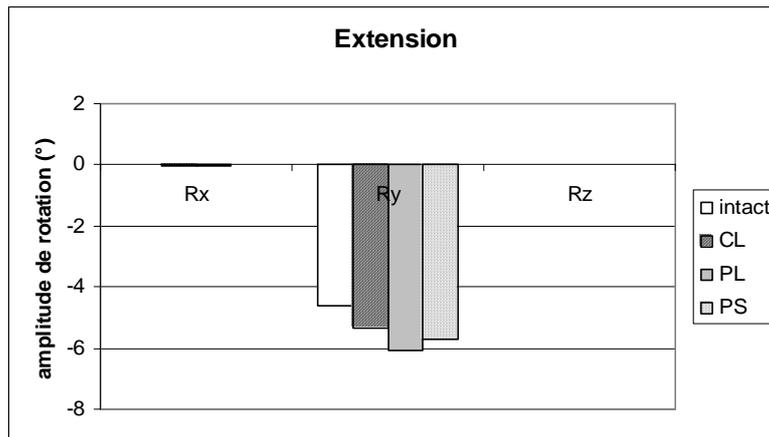


Figure 16. Mobilité en extension à 1.6 N.m pour le modèle intact et après implantation virtuelle des prothèses CL, PL et PS).

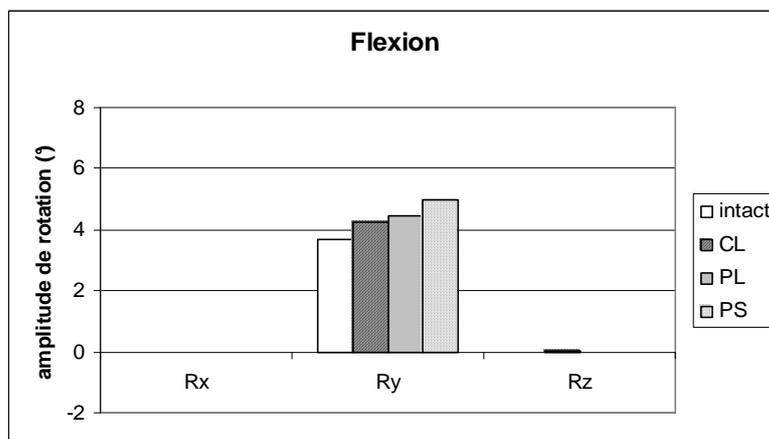


Figure 17. Mobilité en flexion à 1.6 N.m pour le modèle intact et après implantation virtuelle des prothèses CL, PL et PS).

En inclinaison latérale (figure 18), les rotations ne montraient pas de changement concernant la rotation dans le plan du mouvement (RX) et la rotation couplée automatique (RZ). De même, en rotation axiale (figure 19), aucune des trois prothèses ne montrait de

différence importante dans le plan de mouvement principal (RZ) ni dans le plan de mouvement couplé automatique (RX).

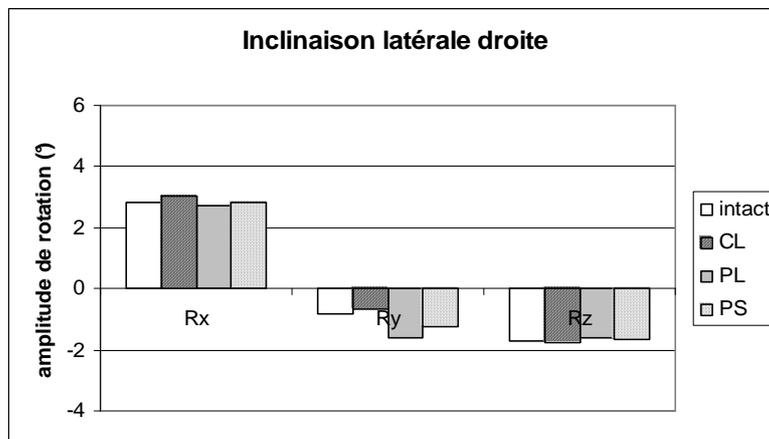


Figure 18. Mobilité en inclinaison latérale droite à 1.6 N.m pour le modèle intact et après implantation virtuelle des prothèses CL, PL et PS).

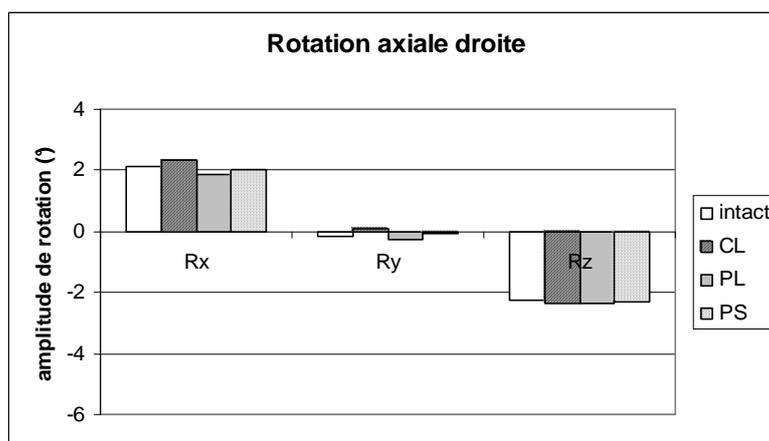


Figure 19. Mobilité en rotation axiale droite à 1.6 N.m pour le modèle intact et après implantation virtuelle des prothèses CL, PL et PS).

4.3.6.2. Centre moyen de rotation en flexion / extension

Le CMR (●) du modèle intact (figure 20) était localisé au tiers postérieur du plateau inférieur. Il était légèrement plus haut et plus antérieur pour le secteur de mobilité en flexion (◆) que pour le secteur de mobilité en extension (*).

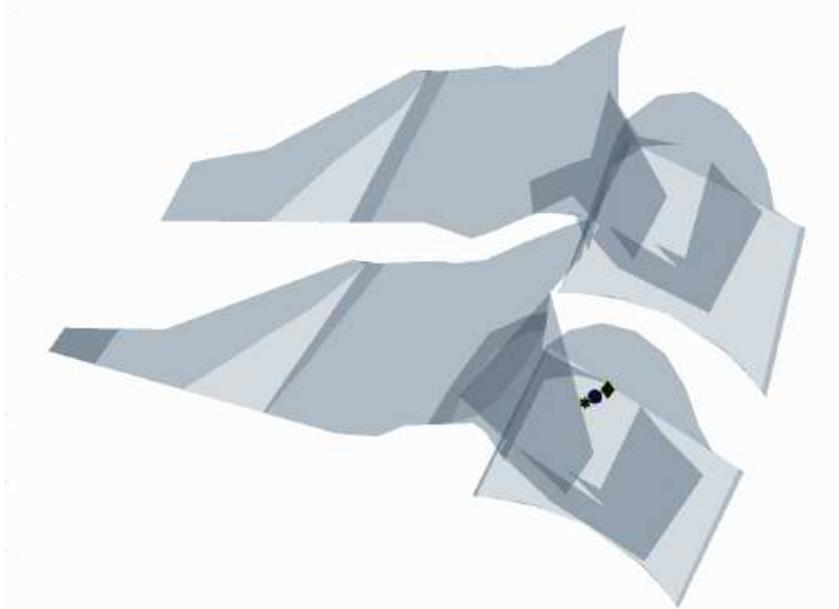


Figure 20. CMR du modèle intact

Le CMR (●) était également au tiers postérieur du plateau inférieur avec toutes les prothèses. Pour la prothèse PL (figure 21) cela correspondait approximativement au centre géométrique de l'emboîtement sphérique, avec un CMR de localisation stable pour les secteurs de mobilité en flexion (◆) et en extension (*).

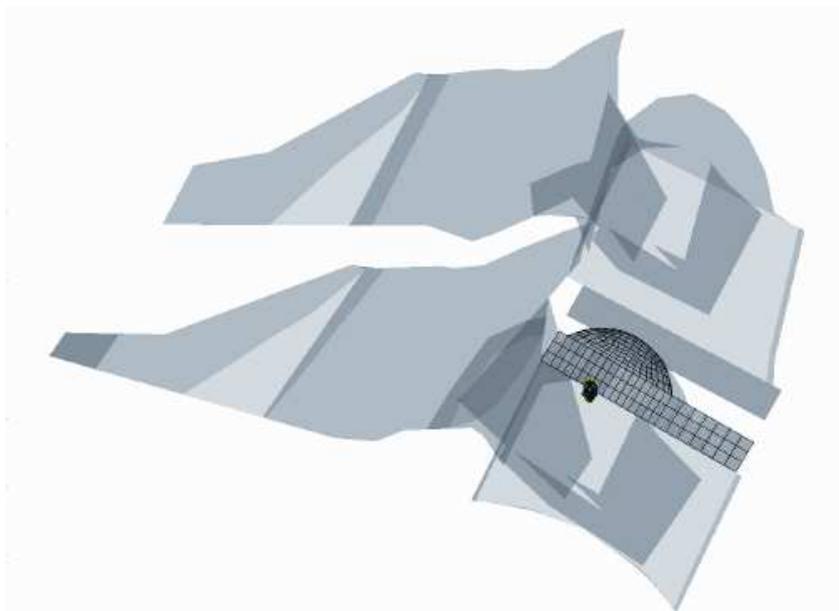


Figure 21. CMR du modèle avec la prothèse PL

Dans le cas de la prothèse CL, le CMR (●) localisé également au tiers postérieur ne correspondait pas au centre géométrique de la prothèse situé plus en avant (figure 22). La

distribution du CMR en fonction du secteur de mobilité était la plus étendue vers l'arrière et vers l'avant pour l'extension (*) et la flexion (♦) respectivement.

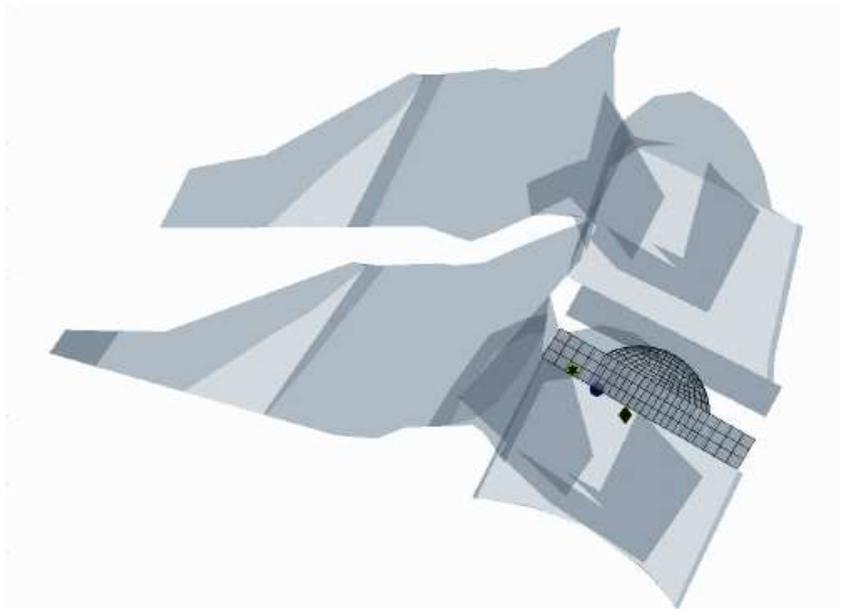


Figure 22. CMR du modèle avec la prothèse CL

Pour la prothèse PS, le CMR (●) était localisé légèrement en bas et en arrière du centre géométrique de la prothèse, avec une très faible variation en fonction du secteur de mobilité (figure 23).

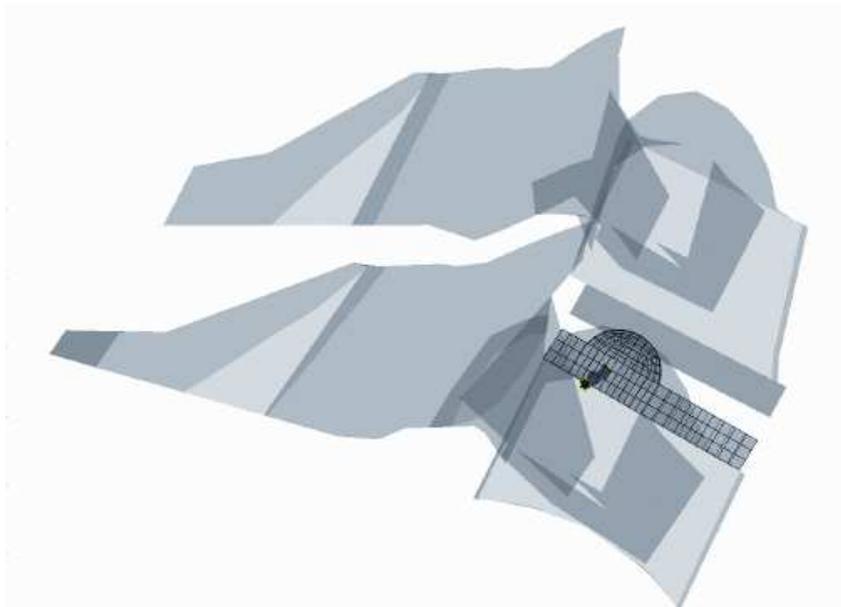


Figure 23. CMR du modèle avec la prothèse PS

4.3.6.3. Force transmise dans les facettes articulaires

Les forces transmises aux facettes articulaires sont représentées à la figure 24.

En extension, la force dans les facettes augmentait de 18% à 1,6 N.m de façon similaire pour toutes les prothèses. A 0,8 N.m, elle augmentait de 26% pour la prothèse PS, 15% pour la prothèse CL et était inchangée pour la prothèse PL.

En flexion, la force dans les facettes était inchangée avec la prothèse PL par rapport au modèle intact à 0,8 et 1,6 N.m. Elle était complètement annulée pour les prothèses CL et PS.

En inclinaison latérale, la force dans les facettes était diminuée de 86% à 0,8 N.m et de 58% à 1,6 N.m avec la prothèse PL par rapport au modèle intact. Elle était inchangée pour les prothèse CL et PS.

En rotation axiale, la force dans les facettes était inchangée pour toutes les prothèses à 1,6 N.m. Elle était diminuée de 16% à 0,8 N.m pour la prothèse PL.

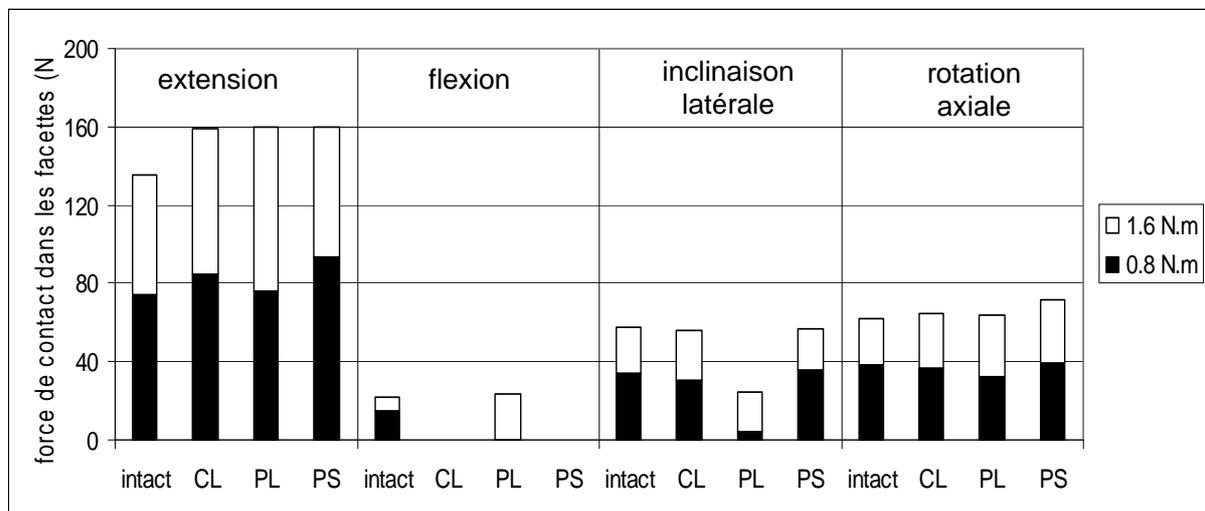


Figure 24. Somme des forces de contact dans les facettes articulaires

4.3.6.4. Force transmise dans la prothèse

Les forces transmises à l'interface sphérique des différentes prothèses sont représentées à la figure 25.

En extension, la force de contact à la surface d'emboîtement sphérique était maximale pour la prothèse PL à 0,8 N.m avec 35,5 N. On observait une annulation complète du contact pour toutes les prothèses à 1,6 N.m.

En flexion, la force de contact était maximale pour la prothèse PS avec 116,7 N à 0,8 N.m et 184,7 N à 1,6 N.m.

En inclinaison latérale, la force de contact était maximale pour la prothèse PL avec 82,4 N à 0,8 N.m et 98,3 N à 1,6 N.m.

En rotation axiale, la force de contact était maximale pour la prothèse PL avec 63,1 N à 0,8 N.m et 70,5 N à 1,6 N.m.

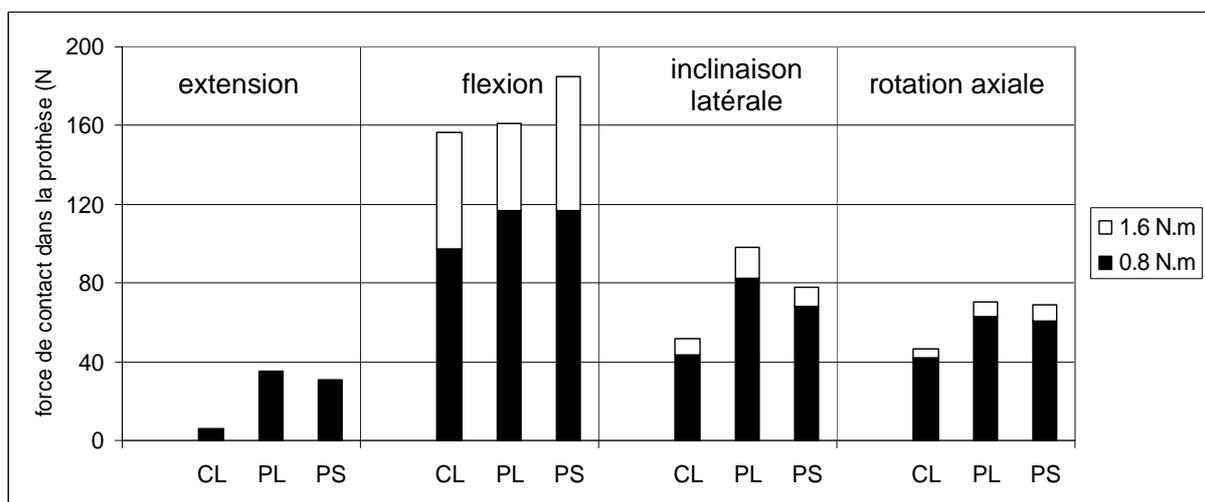


Figure 25. Somme des forces de contact à l'interface sphérique des prothèses CL, PL et CS

4.3.7. Discussion

Dans cette étude conceptuelle qui fait l'objet d'une publication en soumission⁸⁸, nous sommes intéressés à l'effet théorique de la variation de la position du centre géométrique et du rayon de courbure d'une prothèse discale à emboîtement sphérique au rachis cervical.

Nous remarquons que l'augmentation d'amplitude de mobilité en flexion / extension après remplacement discal dans notre étude par modélisation était comparable aux résultats obtenus *in vitro* avec la prothèse Prodisc – C sur rachis cervicaux humains par Putlitz et al.²².

Dans des conditions expérimentales similaires, l'amplitude passait de 9,4° à 13,6° en moyenne sur 6 spécimens avant et après remplacement discal par la prothèse à emboîtement sphérique. De plus, les amplitudes de mobilité principales et couplées en inclinaison latérale et en rotation axiale étaient inchangées avant et après remplacement discal dans l'étude cadavérique comme dans notre étude par modélisation. Ceci renforce la validité de nos observations.

La validation de notre modèle est également renforcée par le fait que la localisation du centre moyen de rotation observée au tiers postérieur de l'espace intervertébral cervical dans le modèle intact a été précédemment rapportée sur sujets sains *in vivo* par plusieurs auteurs^{59, 65, 66, 68}. De plus, les résultats concernant le CMR après modélisation du remplacement discal concordent avec ceux de l'étude radiologique bidimensionnelle *in vivo* que nous rapportons au chapitre 3.

Nous retenons de l'étude par modélisation qu'en dépit d'amplitudes de mouvement relativement similaires pour toutes les trois prothèses PL, CL et PS, les caractéristiques du mouvement en terme de CMR était très différentes, et que ceci avait une répercussion sur les forces de contact au niveau de la prothèse et au niveau des facettes articulaires.

Ainsi, la position du CMR en arrière du centre géométrique de la prothèse dans le secteur de l'extension est cohérente avec l'annulation des forces de contact au sein de la prothèse et l'augmentation des forces de contact au sein des facettes en extension, notamment pour les prothèses CL et PS. Il semble que le phénomène de micro-séparation, bien connu dans les arthroplasties totales de hanche, soit à redouter pour les prothèses cervicales à emboîtement sphérique cervicales en extension, surtout lorsque le centre géométrique est trop antérieur ou lorsque le rayon de courbure est trop petit. Bien que ceci ne soit pas reporté jusqu'à présent, il est possible que la discordance entre le centre géométrique unique des prothèses à emboîtement sphérique et le centre réel de rotation après implantation soit générateur d'usure prématurée de la prothèse ou d'arthrose facettaire iatrogène. Cependant, la prudence s'impose quant à l'interprétation clinique directe de ces résultats compte tenu du fait que l'action réelle des muscles avec ses rétrocontrôles proprioceptifs peut être fortement modifié *in vivo* par rapport à l'effort théorique modélisé dans cette étude.

Le fait que la force de contact dans la prothèse en inclinaison latérale et en rotation axiale atteigne rapidement son maximum (dès 0,8 N.m) montre le rôle des facettes articulaires dans la cinématique et le couplage des mouvements d'inclinaison / rotation automatiques en fin de mouvement. Les forces de contact estimées par modélisation dans les facettes et dans les prothèses montre une relation en miroir telle que le meilleur compromis doit pouvoir être obtenu en fonction de la géométrie des prothèses.

L'interprétation des résultats doit rester dans le contexte des limitations de la modélisation. D'abord, il ne s'agit pas de mesures mais de valeurs estimées qui n'ont de valeur que par comparaison. Cependant, cette méthode est la seule qui permette le calcul exact du centre moyen de rotation y compris pour de faibles amplitudes. Cette méthode est également la seule qui permette d'estimer les contraintes au sein du système étudié. D'autre part, comme pour les études *in vitro*, les conditions expérimentales de la modélisation sont très simplifiées par rapport aux conditions réelles *in vivo*. Notre intérêt s'est concentré sur l'investigation du fonctionnement biomécanique réel des prothèses discales implantées chez le patient.

5. Étude radiologique bidimensionnelle *in vivo*

5.1. Présentation du système Spineview ®

Le logiciel Spineview ® a été développé conjointement par le LIO, le LBM et la compagnie Surgiview. Il permet l'étude de la position du rachis dans le plan sagittal. En utilisant le principe de recalage des contours des corps vertébraux en flexion et en extension chez le même sujet, il permet l'étude du déplacement relatif des vertèbres adjacentes. Son utilisation a été validée au rachis cervical en terme de précision par rapport à une méthode de référence et en terme de reproductibilité avec une incertitude de mesure des amplitudes de mobilité entre ± 2 et ± 4 °^{67,69}.

5.2. Étude cinématique intervertébrale 2D de deux prothèses cervicales à emboîtement sphérique *in vivo*

5.2.1. Objectif

L'objectif était d'étudier la cinématique intervertébrale avec une arthroplastie discale à emboîtement sphérique *in vivo* en flexion extension à partir de radiographies standards. Deux séries de patients avec des modèles différents de prothèses discales cervicales ont pu être comparées entre elles et avec un groupe contrôle de sujets sains.

5.2.2. Groupes

La population étudiée comportait 30 patients, porteurs de 51 prothèses discales cervicales. Il s'agissait de 20 femmes et 10 hommes âgés de 30 à 65 ans (moyenne 46 ans) au moment de l'intervention. Un seul opérateur a effectué toutes les interventions. Le niveau d'implantation était C3C4 dans 5 cas, C4C5 dans 10 cas, C5C6 dans 20 cas et C6C7 dans 16 cas. Il s'agissait de la prothèse Prodisc – C (Synthes) dans 25 cas et de la prothèse Prestige LP (Medtronic) dans 26 cas.

Dans la prothèse Prodisc – C, l’emboîtement sphérique est tel que la surface convexe est située au niveau du plateau inférieur et la surface concave est située au plateau supérieur (figure 26). Dans la prothèse Prestige LP, la surface convexe est située au plateau supérieur et la surface concave est située au plateau inférieur (figure 27). Les deux prothèses diffèrent également par leur rayon de courbure et les biomatériaux qui les constituent.



Figure 26. Prodisc – C (Synthès). (doc. fabricant)



Figure 27. Prestige LP Medtronic (doc. fabricant)

Au moment de l’étude, un patient était perdu de vue. Un patient avait été repris chirurgicalement précocement pour réaliser une arthrodèse antérieure pour avoir expulsé son implant vers l’avant dans la période post-opératoire immédiate. Dans les autres cas, des radiographies dynamiques de profil du rachis cervical en flexion / extension ont été obtenues pour être analysées. Le recul était de 4 à 21 mois (moyenne 10,5 mois). Il s’agissait de radiographies standards de pratique courante. Dans deux cas, du fait des superpositions radiologiques à la jonction cervico-thoracique, l’arthroplastie à l’étage C6C7 ne pouvait pas être analysée.

Le groupe contrôle était constitué des radiographies de 50 sujets sains âgés de 21 à 54 ans (moyenne 35 ans).

5.2.3. Méthode

5.2.3.1. Protocole d'acquisition

Les radiographies étaient numérisées avec le scanner Vidar VXR 12 radiographs digitizer (Vidar Systems Corporation, Herson, VA) puis analysées avec le logiciel Spineview (figures 28 et 29).

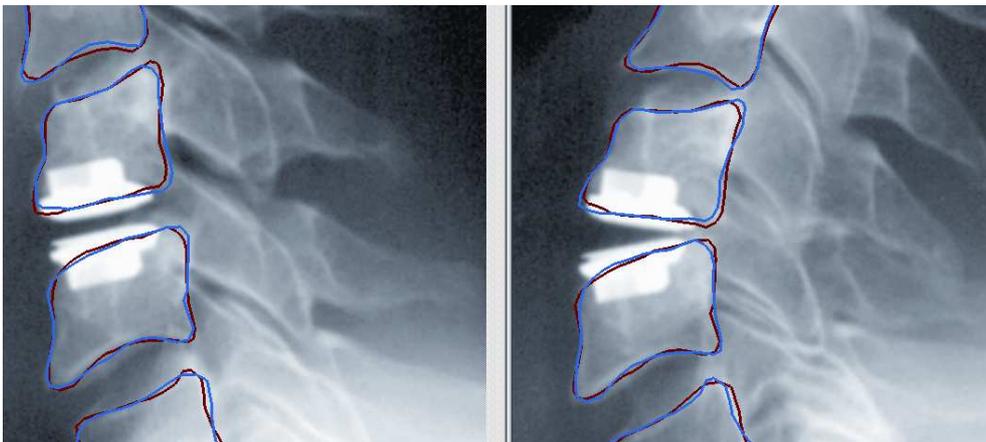


Figure 28. Radiographies de la prothèse discale cervicale Prodisc – C en flexion / extension

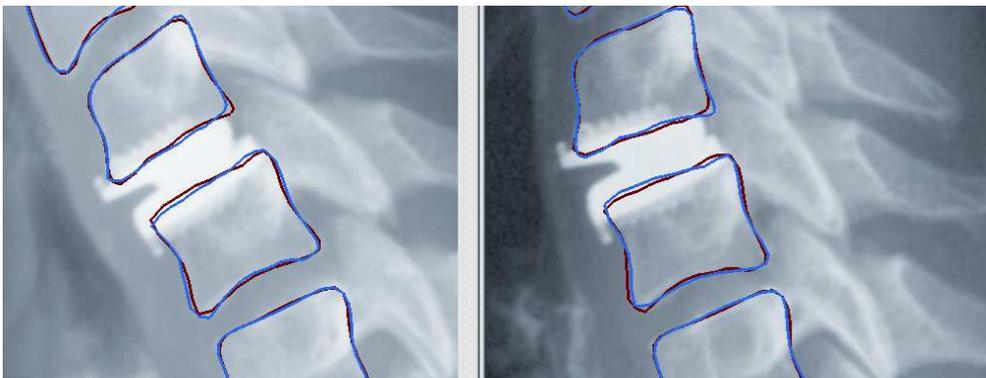


Figure 29. Radiographies de la prothèse discale cervicale Prestige LP en flexion / extension

5.2.3.2. Variables d'intérêt

Les variables mesurées étaient l'amplitude de mobilité en rotation entre la flexion et l'extension et la position du centre moyen de rotation (CMR) entre des vertèbres adjacentes. Le CMR était exprimé de façon normalisée selon deux coordonnées orthogonales dans un

repère centré sur l'angle postérieur et supérieur de la vertèbre sous-jacente. L'unité horizontale (X-CMR) était exprimée en pourcentage de la longueur antéro-postérieure de la vertèbre sous-jacente. L'unité verticale (Y-CMR) était exprimée en pourcentage de la hauteur de la vertèbre sous-jacente.

L'incertitude de mesure pour l'amplitude cervicale avec Spineview ® a été évaluée à 2 à 4° selon le niveau vertébral ⁶⁷. Une valeur d'incertitude pour chaque coordonnée du CMR est déterminée par le logiciel (méthode Monte Carlo à partir des contours radiologiques des corps vertébraux). Il a été montré que l'incertitude du CMR était dépendante de l'amplitude du déplacement ⁸⁹. C'est pour cette raison que le CMR était calculé uniquement lorsque la mobilité était supérieure à 3° comme recommandé dans l'article de Sabina Champain ⁶⁷.

5.2.3.3. Statistiques

Les données ont été analysées à l'aide du logiciel SPSS 11.5 (SPSS Inc, Chicago, IL). Le groupe contrôle a permis de définir un corridor de normalité à 95% (moyenne \pm 2 DS, figure 30) pour la mobilité et les coordonnées du CMR étage par étage. Pour chaque prothèse, le nombre de cas en dehors du corridor a été rapporté. De plus les moyennes de mobilité et de coordonnées du CMR ont été comparées entre les groupes par analyse de variance avec test *post hoc* en prenant en compte l'étage comme facteur confondant (ANOVA 2).

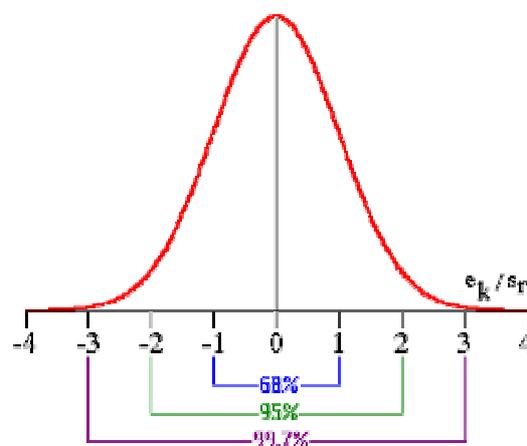


Figure 30. Illustration de la courbe de distribution pour une distribution normale centrée autour de la moyenne en fonction de l'écart-type. \pm 2 DS représente à 95% de l'échantillon.

5.2.4. Résultats

5.2.4.1. Amplitude de mobilité

L'amplitude de flexion extension moyenne était 13,4° (DS=5.2°) dans le groupe contrôle ; 5.1° (DS=4.9°) dans le groupe Prestige LP et 6.3° (DS=5.1°) dans le groupe Prodisc – C. Les mobilités sont significativement moindres pour les 2 prothèses que pour le groupe contrôle. Si nous situons par rapport au corridor de normalité par niveau (moyenne \pm 2DS, représenté à la figure 31 et tableau 6), dans le groupe Prestige LP (n=25), 12 cas étaient dans le corridor, 13 cas en dessous et aucun cas au dessus ; dans le groupe Prodisc – C (n=24), 15 cas étaient dans le corridor, 9 cas en dessous et aucun cas étaient au dessus.

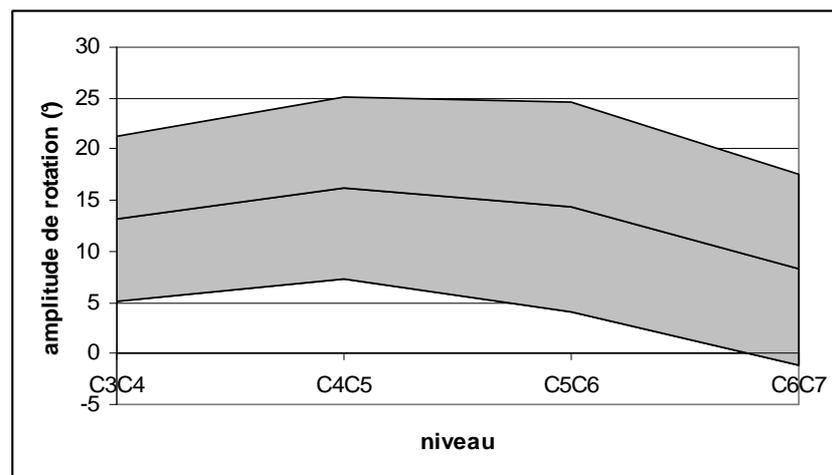


Figure 31. Corridor de mobilité en flexion / extension chez les sujets sains pour chaque niveau cervical (moyenne et intervalle de confiance à 95%)

	C3/C4	C4/C5	C5/C6	C6/C7
Extension vers flexion	13.2 (4.0)	16.2 (4.5)	14,3 (5.1)	8.3 (4.7)

Tableau 6. Mobilité par niveau chez le groupe contrôle. moy (SD).

5.2.4.2. Centre moyen de rotation

Les coordonnées standardisées du CMR de chaque cas étudié sont rapportées étage par étage à la figure 32.

En moyenne, X-CMR était 33.1 % (DS=11.9 %) dans le groupe contrôle, 44.3 % (DS=28.5 %) dans le groupe Prestige LP et 54.0 % (DS=34.5 %) dans le groupe Prodisc – C. Le CMR était significativement différent entre les groupes. Les tests post hoc montraient que le CMR était significativement plus postérieur dans le groupe contrôle que dans les deux autres groupes où il était similaire.

Dans le groupe Prestige LP (n=14), X-CMR était dans le corridor $\pm 2DS$ dans 8 cas, en avant dans 6 cas et en arrière dans aucun cas. Dans le groupe Prodisc – C (n=15), X-CMR était dans le corridor dans 5 cas, en avant dans 8 cas, et arrière dans 2 cas.

En moyenne, Y-CMR était -25.0 % (DS=18.3 %) dans le groupe contrôle, 9.6 % (DS=41.9 %) dans le groupe Prestige LP et -7,6 % (DS=21.6 %) dans le groupe Prodisc – C. Le CMR était significativement différent entre les groupes. Les tests post hoc montraient que qu'ils étaient tous différents deux à deux.

Dans le groupe Prestige LP (n=14), le X-CMR était dans le corridor $\pm 2DS$ dans 10 cas, au dessus dans 4 cas et en dessous dans aucun cas. Dans le groupe Prodisc – C (n=15), le X-CMR était dans le corridor dans 12 cas, au dessus dans 2 cas et en dessous dans 1 cas.

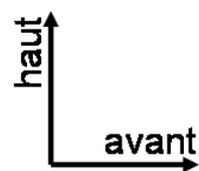
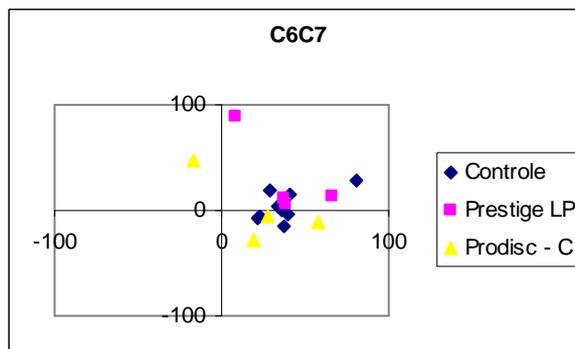
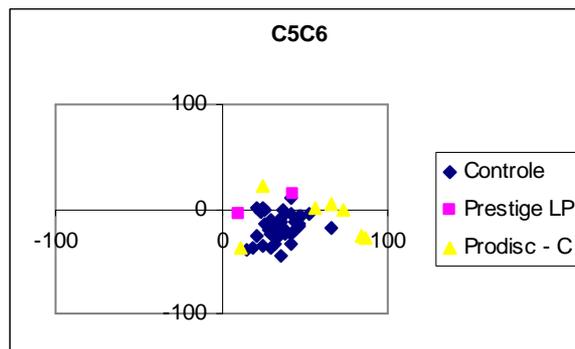
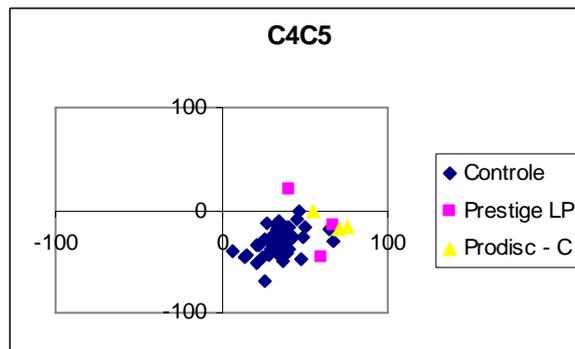
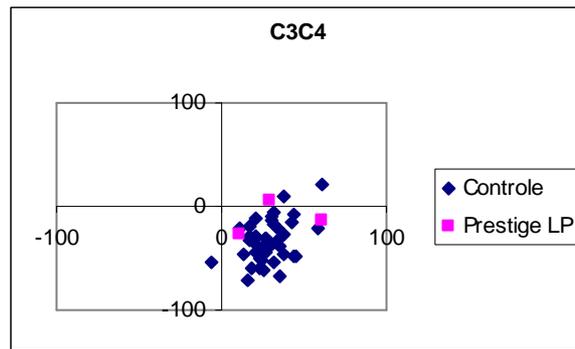


Figure 32. Localisation du CMR pour chaque cas aux différents niveaux cervicaux. Pour chaque niveau, l'origine est l'angle postéro supérieur de la vertèbre sous jacente.

5.2.5. Discussion

Dans cette étude, nous nous sommes intéressés à la cinématique dans le plan sagittal de deux types d'arthroplastie discale cervicale à emboîtement sphérique *in vivo*, avec un intérêt particulier pour le CMR. Nous avons observé que l'amplitude de rotation intervertébrale était moins importante après implantation de la prothèse Prestige LP et de la prothèse Prodisc – C que dans le groupe contrôle de disques sains. L'étude du CMR a montré qu'il était très variable, en moyenne situé au dessus du milieu de l'espace intervertébral avec la Prestige LP et en dessous du milieu de l'espace intervertébral avec la Prodisc – C.

A propos de l'amplitude de mobilité, les résultats du groupe contrôle sont similaires à ce qui est rapporté dans la littérature pour le rachis cervical intact^{60, 62, 64, 90}, ce qui renforce la validité de l'utilisation du logiciel Spineview pour l'analyse cervicale dynamique. Particulièrement, la mesure d'une mobilité intervertébrale normale en flexion extension plus importante en C4C5 et C5C6 qu'en C3C4 et C6C7 confirme une observation déjà rapportée dans la littérature^{60, 62, 64, 90}.

La rotation mesurée sur les étages prothésés était similaire aux quelques données concernant les prothèses discales cervicales de la littérature. Porchet et al.¹⁵ ont rapporté une mobilité sagittale de 6,5° à 3 mois (et 5,9° à 12 mois) chez 27 patients porteurs de la prothèse Prestige II à des étages variés allant de C4C5 à C6C7.

A propos de l'analyse de la position du CMR, les résultats du groupe contrôle étaient similaires à ceux observés dans la littérature. Plus précisément, notre étude retrouve la tendance, déjà observée par Dvorak et al.⁶⁵, du CMR d'être plus bas par rapport au disque intervertébral à chaque étage en remontant de C6C7 à C2C3. Les figures de l'étude de Van Mameren et al.⁵⁹ montraient aussi une tendance du CMR intervertébral à être plus postérieur et plus bas en remontant le rachis cervical, ce que Amevo et al.⁶⁸ ont démontré quantitativement en standardisant les coordonnées du CMR à l'échelle de chaque vertèbre.

En comparant la position du CMR entre le groupe contrôle et les séries de prothèses, nous remarquons que, malgré les grandes variations interindividuelles, le CMR avec prothèse reste le plus souvent dans le corridor correspondant aux sujets sains. Il se dégage une tendance de la moyenne des CMR par groupe à rejoindre la position du centre géométrique de

la prothèse : plus haut pour Prestige LP que pour Prodisc – C. Ce résultat suggère que la géométrie de la prothèse discale exerce une influence non négligeable sur la cinématique intervertébrale *in vivo*, même s'il n'est pas le seul paramètre qui détermine la cinématique.

Bien sûr, cette étude est limitée par la faible précision de la mesure des amplitudes et surtout du CMR, déjà rapportée par les différents auteurs^{59, 66-68, 70}. De plus, l'étude bidimensionnelle est soumise à la qualité des radiographies qui doivent être de profil strict pour être interprétables sans biais. Une autre limite de cette étude apparaît dans la grande variabilité interindividuelle d'amplitude et de position du CMR qui suggère l'influence de conflits cinématiques potentiels multifactoriels *in vivo* par action des tissus de voisinage (os, ligaments, muscles). Cependant l'analyse d'un grand nombre de cas et la prise en compte de l'incertitude de chaque mesure par logiciel permet de dégager des tendances qui aident à la compréhension du fonctionnement biomécanique réel des prothèses discales cervicales.

Il semble qu'aucune des deux prothèses étudiées ne restaure exactement la cinématique du disque intervertébral normal. Cependant, l'influence de la géométrie de la prothèse est fortement suggérée, ce qui incite à penser qu'un type particulier de prothèse puisse être adaptée préférentiellement à l'anatomie locale pour un patient donné et qu'une gamme entière puisse être nécessaire pour correspondre au besoin biomécanique personnalisé de chaque patient en fonction de ses propres caractéristiques.

6. Étude tridimensionnelle *in vivo* « EOS »

6.1. Présentation du système EOS ®

Le système de radiographie biplanaire EOS a été conçu en collaboration entre le LBM à Paris, le LIO à Montréal, l'hôpital Saint Vincent de Paul à Paris et la société Biospace. L'acquisition des images radiologiques utilise une technologie innovante issue des découvertes du Prix Nobel G. Charpak sur les détecteurs gazeux rapides. La définition des radiographies est très élevée pour une dose d'irradiation réduite (0,5 mm de résolution, 30 000 niveaux de gris, 200 μ Gy par cliché). La dose d'irradiation est 8 à 10 fois moindre que pour une radiographie du rachis cervical conventionnelle ⁹¹.

A partir d'une paire de radiographies haute définition simultanées orthogonales (figure 33), le traitement numérique a permis de générer en 3 dimensions les vertèbres cervicales inférieures (C3 à C7). La méthode était fondée sur la connaissance *a priori* de la forme de l'objet virtuel à reconstruire ^{74, 83} : la première étape était celle de l'identification des quatre coins du corps vertébral sur les images de face et de profil. La retroprojection des contours d'un modèle vertébral (enveloppe de l'objet : 2000 points) était alors insérée sur les 2 images radiologiques face et profil. Le modèle vertébral est déformé de manière manuelle itérative en utilisant 22 points de contrôle pour mettre en adéquation les lignes issues de la retroprojection et celles présentes sur les radiographies (figure 34). Les vertèbres étaient alors définies en trois dimensions (figures 35 et 36).

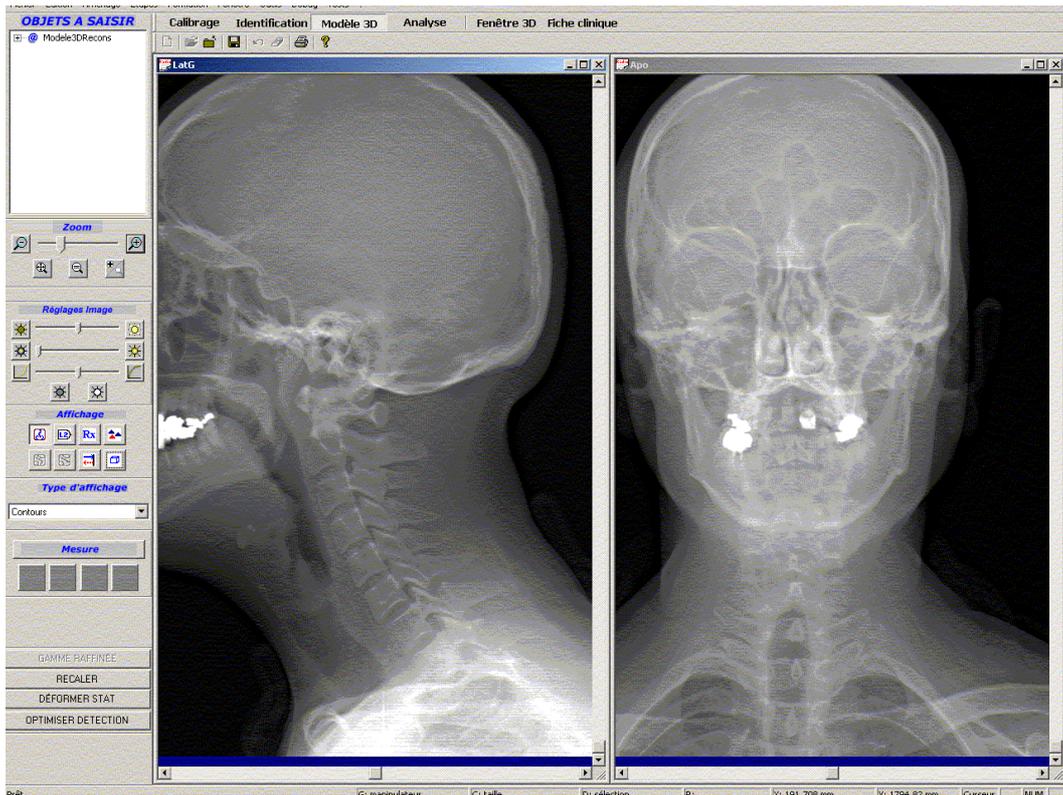


Figure 33. Radiographies haute définition à basse dose (face et profil) du rachis cervical.

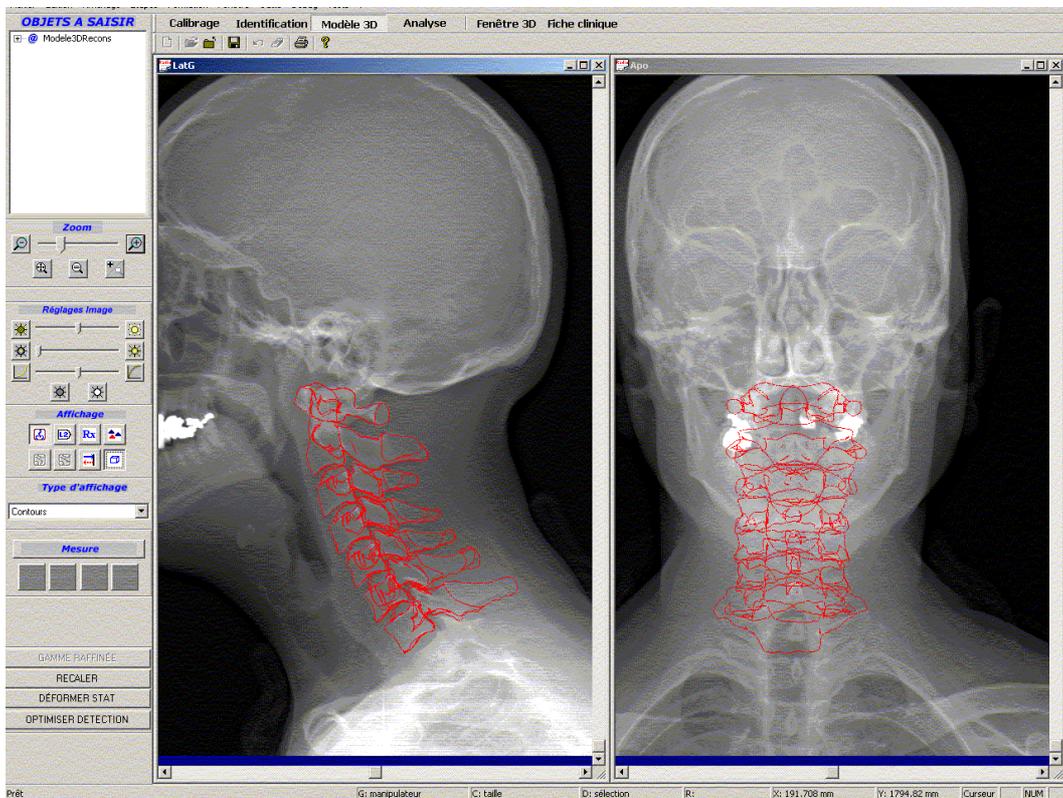


Figure 34. Contours des vertèbres rétroprojetées ajustées aux images radiographiques.

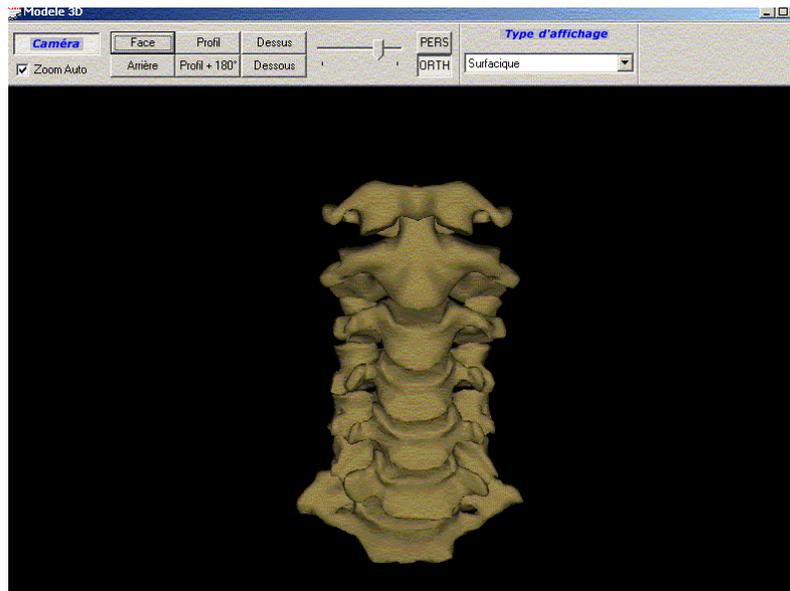


Figure 35. Rachis cervical en 3 dimensions. Vue de face.

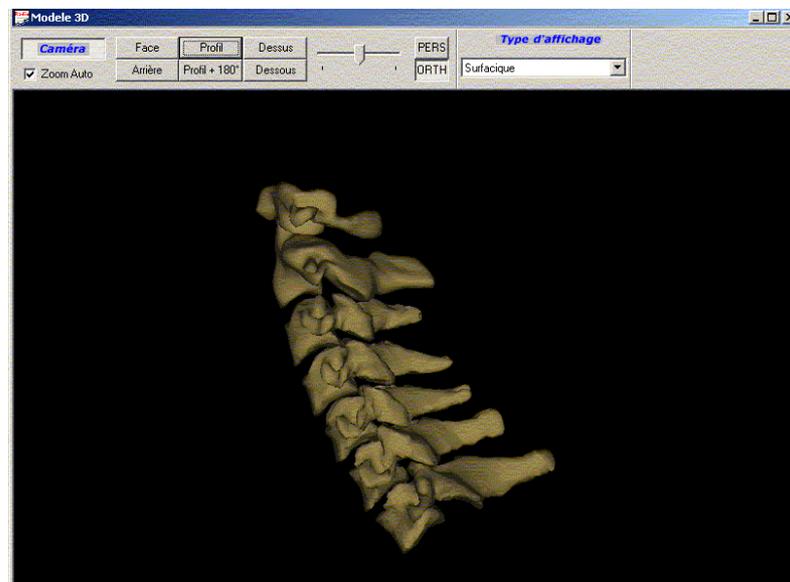


Figure 36. Rachis cervical en 3 dimensions. Vue de profil.

6.2. Études préliminaires

Afin d'utiliser EOS pour l'analyse cinématique in vivo, il était nécessaire de quantifier la position des vertèbres cervicales dans un système de coordonnées. Une étude préliminaire consistait à définir un repère stable attaché à l'objet vertèbre. Le choix du repère devait minimiser l'incertitude d'erreur.

6.2.1. Repère tridimensionnel

Plusieurs modes de calcul du repère associé à l'objet vertèbre ont été étudiés. Nous nous sommes initialement inspirés des travaux de Dumas au niveau lombaire⁸⁵. Le repère osseux lombaire est fondé sur un axe vertical qui unit le centre des plateaux vertébraux supérieurs et inférieurs. Ce repère a montré une grande fiabilité au niveau lombaire mais était inutilisable au niveau cervical car l'incertitude associée était trop importante, probablement du fait des dimensions moins importantes, de la forme aplatie des corps vertébraux au niveau cervical (figure 37).

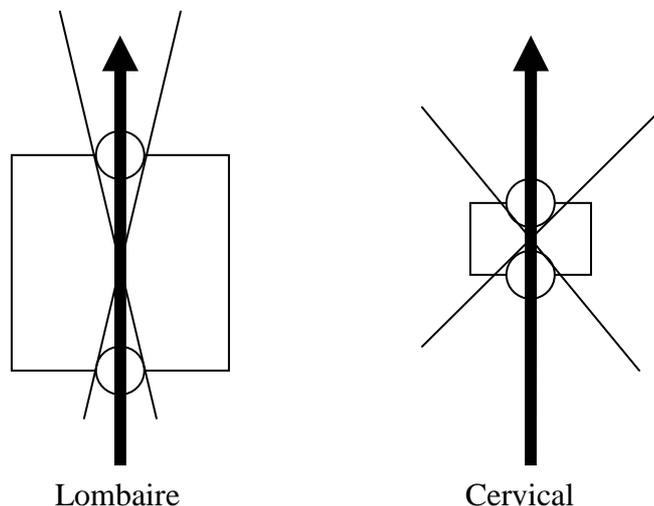


Figure 37. Axe Z défini selon les centres des plateaux vertébraux.

Pour une incertitude identique sur le centre des plateaux, la précision angulaire de l'axe est moindre lorsque les points sont rapprochés.

Après plusieurs essais de repères osseux, notamment repères inertiels⁹², le repère retenu (dit « repère des 4 barycentres ») était établi de manière suivante. Les 154 points du dictionnaire de l'enveloppe de l'objet vertèbre étaient répartis en quatre groupes, selon quatre régions anatomiques : le corps en avant (58 points), l'arc postérieur en arrière (20 points), les massifs articulaires à droite (38 points) et à gauche (38 points). Un barycentre était calculé pour chaque région. L'origine du repère orthonormé pour la vertèbre était le barycentre des 4

barycentres. Le plan horizontal était défini par le plan passant au mieux des 4 barycentres au sens des moindres carrés, permettant de définir l'axe vertical (Z), qui lui était perpendiculaire. L'axe frontal (Y) était la projection sur le plan horizontal de la ligne unissant le barycentre droit et le barycentre gauche. Enfin, l'axe sagittal (X) était calculé par le produit vectoriel des deux précédents (figures 38 et 39).

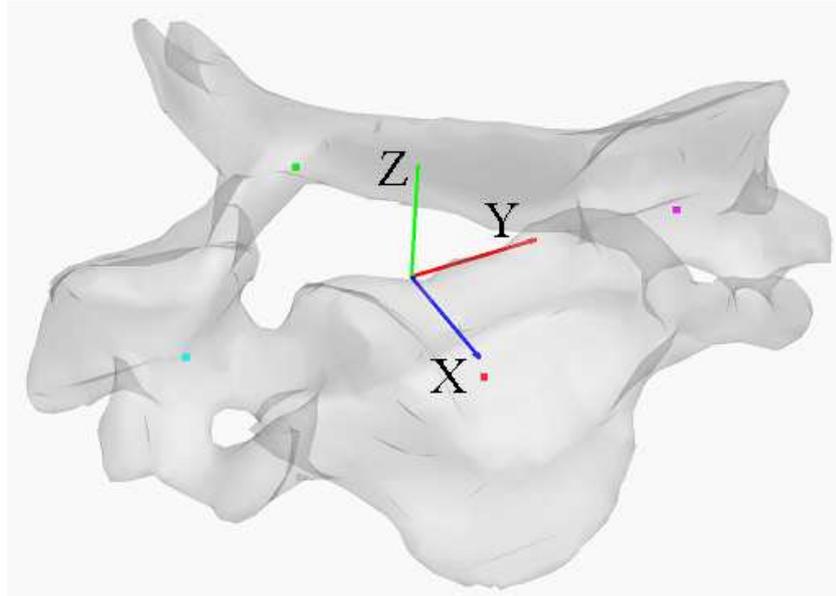


Figure 38. Repère « osseux » associé à la vertèbre reconstruite

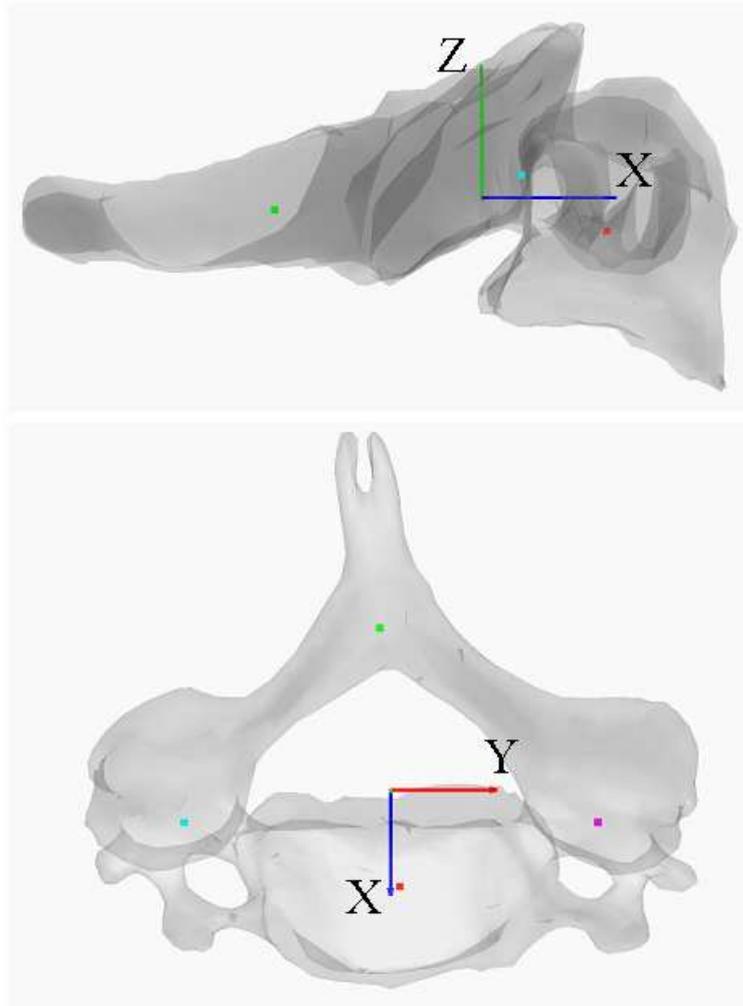


Figure 39. Repère « osseux » associé à la vertèbre reconstruite (vue latérale et vue supérieure)

6.2.2. Estimation de l'incertitude de position et d'orientation des vertèbres cervicales inférieures avec le système ROS ®

6.2.2.1. Objectif

Le but était d'évaluer l'erreur aléatoire dans la mesure de la position et de l'orientation d'une vertèbre cervicale reconstruite avec le système EOS®. Outre l'utilisation de la méthode de Monte Carlo pour simuler avec introduction de bruit la répétition des mesures, la reproductibilité a été étudiée par répétition des mesures deux fois par deux observateurs indépendants.

6.2.2.2. Protocole

L'étude de reproductibilité a été effectuée *in vivo* sur 20 sujets. Cette étude sur sujet sain a fait l'objet d'une autorisation auprès d'un comité pour la protection des personnes pour la recherche biomédicale (CPPRB). Deux observateurs indépendants ont utilisé les mêmes paires de radiographies EOS pour générer les reconstructions du rachis cervical inférieur (C3 à C7). Chaque observateur a effectué le travail deux fois. La moyenne des quatre reconstructions définissait pour chaque vertèbre l'objet moyen. La variable utilisée pour estimer la reproductibilité en terme de forme de l'objet était la distance point surface entre chaque reconstruction et l'objet moyen correspondant (D)^{74, 79}. Les variables utilisées pour estimer la reproductibilité en terme de position et d'orientation 3D des vertèbres étaient les différences Tx, Ty, Tz, Rx, Ry, et Rz entre chaque reconstruction et l'objet moyen correspondant. Tx, Ty, Tz, Rx, Ry, et Rz étaient calculées dans le repère local de la vertèbre moyenne. Le logiciel Matlab 7.1 (The MathWorks Inc., USA) était utilisé pour les calculs matriciels. Le logiciel SPSS (SPSS Inc, USA) était utilisé pour les statistiques : l'effet observateur et l'effet répétition étaient analysés en tenant compte potentiellement de l'effet spécimen et de l'effet niveau par ANOVA 4.

6.2.2.3. Résultats

Les différences inter- et intra- observateurs moyennes et leur degré de significativité sont rapportées au tableau 7.

	D (mm)	Tx (mm)	Ty (mm)	Tz (mm)	Rx (°)	Ry (°)	Rz (°)
Différence inter - observateur	0.09 *	0.54 *	0.12	0.02	0.33 *	0.28 *	0.27
Différence intra- observateur	0.01	0.05	0.06	0.01	0.21	0.24	0.20

Tableau 7. Différence inter- and intra- observer moyenne. * p<0.05

Pour l'ensemble des 4 reconstructions, les intervalles de confiance à 95% pour Tx, Ty, Tz, Rx, Ry, et Rz sont reportés dans le tableau 8.

	D (mm)	Tx (mm)	Ty (mm)	Tz (mm)	Rx (°)	Ry (°)	Rz (°)
moyenne	0.17	0.00	0.00	0.00	0.01	0.00	0.00
1 DS	0.8	0.4	0.7	0.3	1.9	1.2	1.7
IC 95%	± 1.6	± 0.8	± 1.4	± 0.6	± 2.5	± 2.3	± 3.2

Tableau 8. Statistiques descriptives de reproductibilité : différence entre chaque reconstruction (2 observateurs, 2 fois) et leur moyenne.

La reproductibilité en terme de forme avait un intervalle de confiance à 95% de 1,63 mm pour l'ensemble de l'enveloppe de l'objet vertèbre. On notait cependant des variations locales plus importantes pour certaines parties de la vertèbres : les pointes des apophyses articulaires et des apophyses épineuses (figure 40).

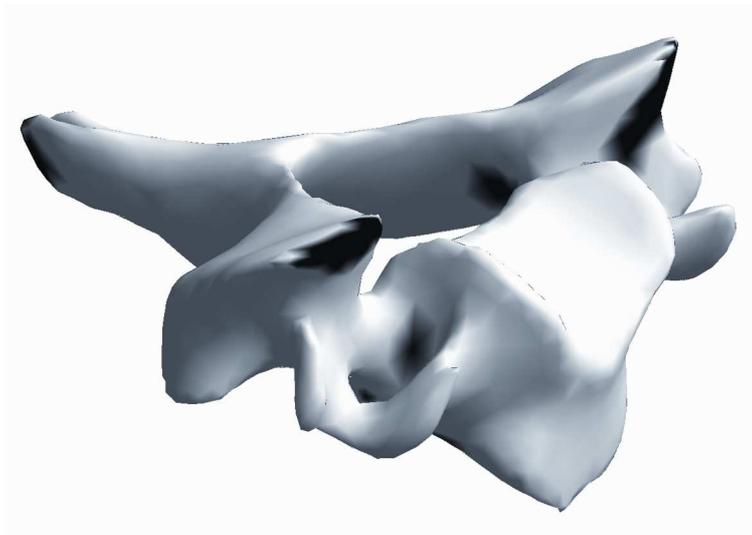


Figure 40. Reproductibilité de la forme des vertèbres cervicales reconstruites : en noir, les zones avec un estimé de l'incertitude supérieur à 2 mm.

6.2.2.4. Discussion

Dans cette étude, nous avons analysé l'erreur aléatoire par reproductibilité dans la détermination de la position des vertèbres cervicales inférieures *in vivo* en position verticale du cou avec le système EOS. La reproductibilité dans le plan sagittal XZ (Tx, Tz, Ry) était

comparable à l'incertitude de mesure sur des radiographies standards. Frobin et al.⁹³ rapportaient une différence inter-observateur moyenne de $0,2^\circ$ pour la mesure d'angle intervertébral sur une radiographie de profil pour $0,28^\circ$ en Ry dans notre étude. En utilisant le logiciel Spinewiew 2.1 (Surgiview, France), Champain et al.⁶⁷ rapportaient $\pm 4,4^\circ$ de reproductibilité pour la mesure de l'angle postural C1 – C7. La reproductibilité de la mesure de l'angle C3 – C7 allait de $\pm 6^\circ$ à $\pm 9^\circ$ selon la méthode de mesure pour Silber et al.⁹⁴, ce qui était plus du double des $2,34^\circ$ d'intervalle de confiance en Ry dans notre étude. Y compris pour l'étude en deux dimensions dans le plan sagittal, la stéréoradiographie tridimensionnelle EOS semble apporter un gain en ce qui concerne l'incertitude de mesure. Alors que l'analyse 2D nécessite des clichés parfaitement de profil pour analyser le mouvement sagittal, la radiographie EOS permet de compenser le biais lié à une éventuelle rotation axiale (profil non strict) avec une superposition imparfaite des structures normalement symétriques droites et gauches.

Pour comparaison avec nos résultats, la stéréoradiographie cervicale rapportée par Mimura et al. dès 1989⁷³ qui utilisaient seulement 5 points par vertèbre avait une précision de 1mm en translation et $1,5^\circ$ en rotation mais l'origine de ces chiffres était mal définie. Dans une étude scannographique, Penning et al.⁷⁵ rapportaient une différence de plus de 2° dans 30% des cas lors de la répétition des mesures en rotation. Les études IRM récentes de Ishii et al.⁷⁶⁻⁷⁸ font état d'une automatisation qui élimine le problème de la reproductibilité. L'incertitude de la méthode de Ishii et al. était 0.51 mm, 0.41 mm, 0.52 mm, $0,31^\circ$, $0,24^\circ$, et $0,43^\circ$ en Tx, Ty, Tz, Rx, Ry, et Rz dans le système de coordonnées classique défini par Panjabi et al.¹⁸. Ces chiffres ne peuvent être comparés aux nôtres, car le protocole de validation est très peu défini, s'appuyant sur des modèles de vertèbres synthétiques. La déviation standard de la reproductibilité était inférieure à 0,72 mm en translation et $1,29^\circ$ en rotation dans notre étude, à part la rotation axiale (SD = $1,65^\circ$ en RZ). La moins bonne reproductibilité en RZ peut être due au fait que cette rotation est la moins documentée par la paire de clichés de face et de profil. L'automatisation de la reconnaissance des lignes radiologiques avec le système EOS est la principale voie de développement du système.

Malgré les différences de forme des vertèbre reconstruites plusieurs fois, les faibles différences intra- inter- observateur pour la détermination de la position des vertèbres montre la stabilité et la fiabilité du repère associé aux vertèbres tel que nous l'avons défini. Malgré les difficultés de reconnaissance des contours radiologiques liées aux superpositions des

structures *in vivo*, les résultats de notre étude montrent la faisabilité de l'utilisation de la stéréoradiographie EOS au rachis cervical et suggèrent des améliorations accessibles en terme d'incertitude de mesure par l'optimisation du traitement des images radiologiques.

6.3. Étude cinématique intervertébrale 3D d'une prothèse cervicale à plateau mobile *in vivo*

6.3.1. Objectif

L'objectif était d'étudier la cinématique intervertébrale 3D d'une arthroplastie discale à plateau mobile (Mobi-C) *in vivo* en flexion, extension, inclinaison latérale et rotation axiale à l'aide du système EOS. Une série de patients a pu être comparée avec un groupe contrôle de sujets sains.

6.3.2. Groupes

La population étudiée comportait neuf patients, porteurs de 16 prothèses discales cervicales. Il s'agissait de 6 femmes et 3 hommes âgés de 28 à 61 ans (moyenne 49 ans). Deux opérateurs ont réalisé toutes les interventions. Le niveau d'implantation était C4C5 dans 3 cas, C5C6 dans 7 cas et C6C7 dans 6 cas. L'implantation était sur un niveau dans 7 cas, sur deux niveaux consécutifs dans 3 cas et sur trois niveaux consécutifs dans 1 cas. Dans un cas l'arthroplastie était sus jacente à un arthrodèse cervicale précédemment réalisée. Il s'agissait de la prothèse Mobi – C (LDR médical). Cette arthroplastie comporte un plateau métallique inférieur, un plateau métallique supérieur et un élément mobile en polyéthylène plan à sa face inférieure et convexe à sa face supérieure (figure 41). Les radiographies ont été faites avec le système EOS avec un recul de 3 à 41 mois (moyenne 24 mois).



Figure 41. Prothèse Mobi – C (LDR). (Documentation fournisseur).

Le groupe contrôle était constitué des radiographies de 12 sujets sains (8 femmes et 4 hommes) âgés de 21 à 23 ans (moyenne 22 ans). Le protocole de cette étude sans bénéfice individuel direct a été accepté par le CPPRB de la Pitié Salpêtrière.

6.3.3. Méthode

6.3.3.1. Protocole d'acquisition

Les radiographies ont été prises dans 7 positions : « neutre », flexion, extension, inclinaison droite, inclinaison gauche, rotation droite, rotation gauche. Les positions de la tête étaient obtenues en amplitude maximale mais sans forcer avec les yeux fermés (figure 42).

Chez les sujets du groupe contrôle, les reconstructions des vertèbres C3 à C7 étaient obtenues à l'aide des contours osseux en position neutre comme énoncé au paragraphe 6.1. L'importation des objets 3D « vertèbres » (objets de forme estimée) dans les autres radiographies permettait leur recalage dans les positions correspondantes (figure 43). Le repère vertébral défini au paragraphe 6.2.1. était utilisé pour mesurer le déplacement de la vertèbre sus jacente dans le repère local de la vertèbre sous jacente.

Chez les patients porteurs d'arthroplastie, les objets 3D « plateaux inférieur » et « plateau supérieur » (objets de forme connue, plans fournis par le fabricant) étaient importés et recalés sur les radiographies et les repères d'inertie associés à ces objets étaient utilisés pour mesurer les déplacements dans le repère local de la vertèbre sous jacente (figure 44 et 45).

L'ensemble des reconstructions a été réalisé deux fois par le même observateur.

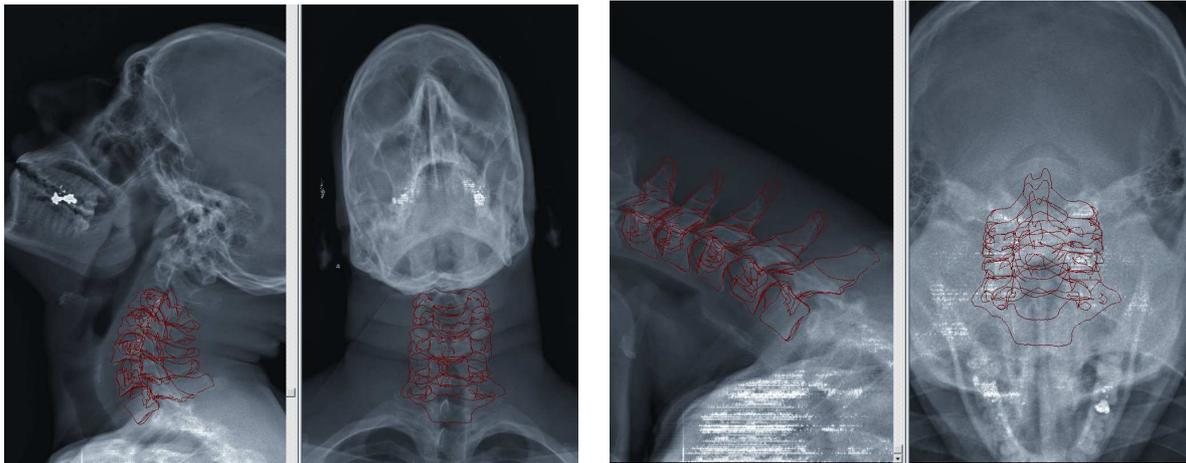


Figure 42. Radiographies en flexion / extension avec le système EOS.

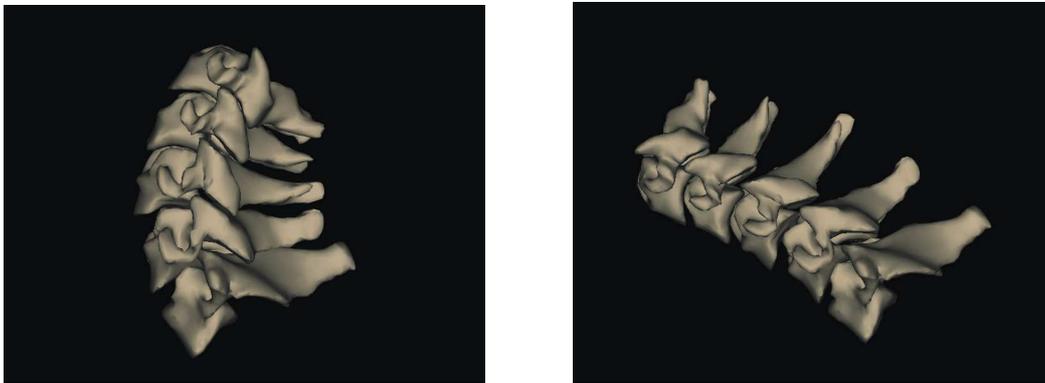


Figure 43. Vues latérales en 3 dimension du rachis cervical en flexion / extension.



Figure 44. Recalage du plateau inférieur et du plateau supérieur de la prothèse sur les radiographies de face et de profil dans le système EOS ®



Figure 45. Plateaux supérieurs et inférieurs de la prothèse discale Mobi – C en 3D après recalage dans le système EOS ®.

6.3.3.2. Variables d'intérêt

Les déplacements relatifs entre deux vertèbres consécutives de la position neutre à la flexion, l'extension, l'inclinaison droite, l'inclinaison gauche, la rotation droite et la rotation gauche, étaient obtenus par calcul cinématique 3D avec les matrices de transformation en axe mobile selon la séquence de Briant $XY'Z''$. Le déplacement de la vertèbre sus jacente par rapport à la vertèbre sous jacente était calculé dans le repère de la vertèbre sous jacente. L'ensemble des calculs a été réalisé à l'aide du logiciel Matlab 7.1 (The MathWorks Inc., USA). Les éléments relatifs aux calculs cinématiques sont rapportés en annexe (paragraphe 9).

6.3.3.3. Incertitude de mesure du déplacement intervertébral 3D.

L'étude de l'incertitude de mesure du déplacement intervertébral cervical avec le système EOS ® a été envisagée en terme de reproductibilité (erreur aléatoire) et en terme de précision par rapport à une méthode de référence considérée conventionnellement comme vraie (erreur systématique). L'étude de reproductibilité utilisait les données *in vivo* de la population décrite plus haut au paragraphe 6.3.2. L'étude de précision utilisait des données recueillies *in vitro* sur vertèbres sèches.

6.3.3.3.1. Reproductibilité avec le repère osseux

Une étude de reproductibilité intra-observateur de la mesure des déplacements intervertébraux cervicaux a utilisé le repère osseux selon le protocole exposé au paragraphe 6.3.3.1 sur le groupe contrôle (4 étages intervertébraux x 12 sujets = 48 données pour chaque déplacement)

La variable utilisée pour estimer la reproductibilité était la différence entre déplacement mesuré à chaque reconstruction et déplacement moyen des deux reconstructions. Le coefficient de corrélation (avec appariement de chaque sujet entre les 2 reconstructions) a été calculé pour chaque variable par le test de Student apparié. L'incertitude de mesure était estimée par l'intervalle de confiance à 95% de cette variable.

Seuls les déplacements dans le plan sagittal montraient une corrélation forte ($r > 0.8$) et significative ($p < 0.05$) entre les deux reconstructions. L'incertitude est rapportée pour les différents déplacements dans ses 3 composantes en axe mobile x, y' et z'' au tableau 9.

	x	y'	z''
extension	4,1°	2,4°	3,4°
flexion	3,2°	3,1°	3,2°
extension / flexion	4,4°	3,2°	4,7°
inclinaison droite	5,3°	5,3°	6,3°
inclinaison gauche	4,6°	6,1°	8,4°
inclinaison gauche / droite	5,8°	8,5°	10,5°
rotation droite	4,4°	5,1°	6,1°
rotation gauche	5,4°	4,5°	6,3°
rotation gauche / droite	6,2°	5,0°	8,7°

Tableau 9. Incertitude de mesure du déplacement intervertébral cervical en rotation du repère osseux vertébral avec le système EOS ® selon les axe mobiles de la séquence de Birant. En grisé : mobilité principale

6.3.3.3.2. Reproductibilité avec le repère prothétique

Une étude de reproductibilité intra-observateur de la mesure des amplitudes des déplacements intervertébraux cervicaux a utilisé le repère prothétique (figure 46) selon le

protocole exposé au paragraphe 6.3.3.1 sur le groupe de patients porteurs de la prothèse Mobi-C (16 cas).

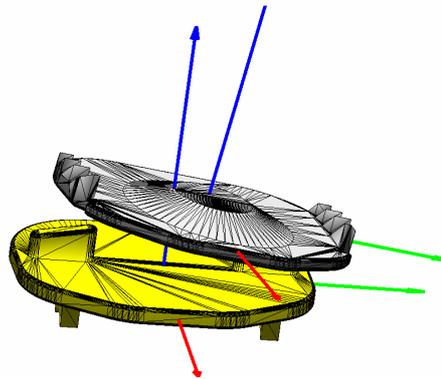


Figure 46. Plateaux supérieurs et inférieurs de la prothèse Mobi – C en 3D avec le repère inertiel associé à chacun des deux éléments.

La variable utilisée pour estimer la reproductibilité était la différence entre déplacement mesuré à chaque reconstruction et déplacement moyen des deux reconstructions. Le coefficient de corrélation (avec appariement de chaque sujet entre les 2 reconstructions) a été calculé pour chaque variable par le test de Student apparié. L'incertitude de mesure était estimée par l'intervalle de confiance à 95% de cette variable.

Seuls les déplacements dans le plan sagittal montraient une corrélation forte ($r > 0.8$) et significative ($p < 0.05$) entre les deux reconstructions. L'incertitude est rapportée pour les différents déplacements dans ses 3 composantes en axe mobile x , y' et z'' au tableau 10.

	x	y'	z''
extension	3,4°	1,7°	4,4°
flexion	5,0°	1,5°	4,5°
extension / flexion	5,8°	1,5°	6,0°
inclinaison droite	4,0°	3,9°	3,7°
inclinaison gauche	3,1°	4,5°	4,1°
inclinaison gauche / droite	2,7°	5,7°	2,8°
rotation droite	3,8°	1,0°	3,5°
rotation gauche	3,1°	1,4°	3,5°
rotation gauche / droite	1,8°	1,8°	2,7°

Tableau 10. Incertitude de mesure du déplacement intervertébral cervical en rotation du repère prothétique vertébral avec le système EOS ®. En grisé : mobilité principale

6.3.3.3.3. Précision du repère osseux.

Le but était de rechercher une erreur systématique dans la mesure des changements de positions intervertébrales avec le repère osseux tel que défini au paragraphe 6.2.1 par comparaison à la même mesure en utilisant un repère de référence.

Pour cette étude, nous avons utilisé les vertèbres sèches C3 à C7 de 6 rachis cervicaux. Chaque vertèbre était placée dans une boîte telle qu'un repère « quadripode » était fixé sur la boîte. De la mousse souple permettait de rendre la vertèbre solidaire de la boîte et donc du quadripode. Le quadripode était constitué de deux baguettes de 20 cm avec un marqueur radio opaque de 4 mm de diamètre à chaque extrémité. Au préalable, il a été vérifié par la méthode de Monte Carlo que le quadripode avait une excellente stabilité pour la mesure de son orientation. Les orientations du repère osseux et du quadripode étaient mesurées indépendamment pour chaque vertèbre en position neutre et dans deux positions indifférentes (figure 47). Les déplacements étaient calculés en axes mobiles selon la séquence $XY'Z''$ (6 rachis x 5 vertèbres x 3 changements de position = 90 valeurs).



B

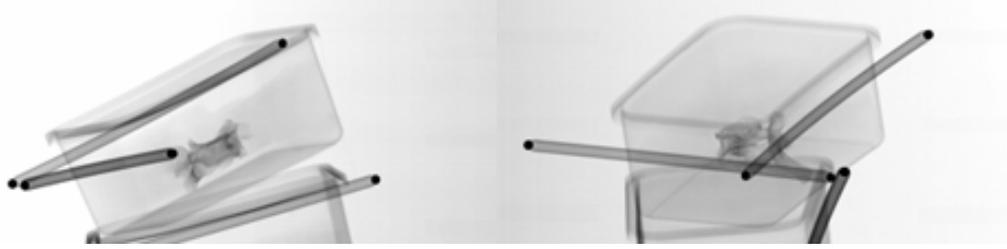


Figure 47. Radiographies EOS® d'une vertèbres C3 associée à un quadripode en position neutre et dans 2 postions indifférentes.

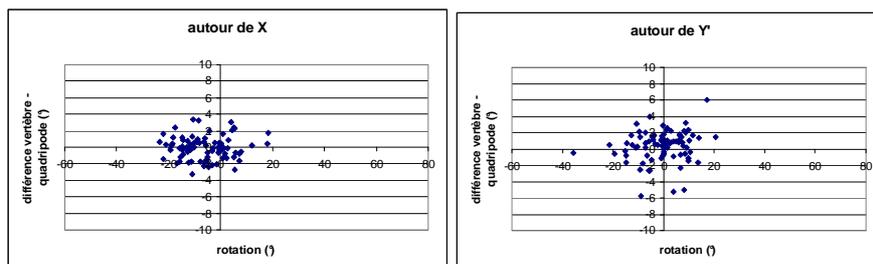
La corrélation entre les deux méthodes de mesure a été étudiée par le test de Spearman. La variable utilisée pour estimer la précision était la différence de mesure du déplacement vertébral entre la méthode utilisant le repère osseux et la méthode utilisant le quadripode selon x , y' et z'' . Les moyennes obtenues ont été comparées à la valeur théorique de 0 par test de Student pour un groupe. La précision en fonction du déplacement du quadripode a été représentée (figure 48). Une vertèbre très ostéophytique a été éliminée.

Les corrélations entre les deux méthodes de mesure sont excellentes ($r=0,99$, $p<0,005$). Cependant, l'erreur systématique était significative en y' et z'' (tableau 11).

	x	y'	z''
moyenne	$-0,1^\circ$	$0,4^\circ *$	$-1,4^\circ *$
DS	$1,3^\circ$	$1,8^\circ$	$3,3^\circ$
IC 95%	$2,7^\circ$	$3,6^\circ$	$6,5^\circ$

Tableau 11. Précision de la mesure du déplacement d'une vertèbre cervicale avec le système EOS ®

Comme cela est illustré à la figure 48, l'incertitude de mesure était indépendante de l'amplitude de la rotation mesurée.



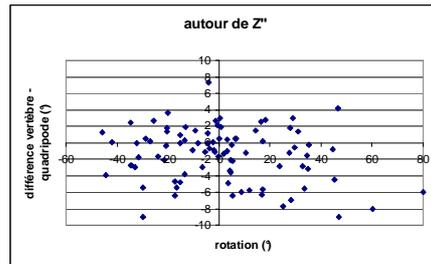


Figure 48. Différence entre le déplacement mesuré avec le repère osseux et avec le repère de référence en fonction du déplacement pour X, Y' et Z''.

6.3.3.3.4. Discussion

Pour le repère osseux, l'erreur systématique montre que l'amplitude de mobilité est sur estimée de 0.4° en y' et sous estimée de 1.4° en z'' . Ce résultat mérite d'être vérifié sur un plus grand échantillon mais ne nuit pas à la comparaison entre groupe ou entre sujets. L'erreur aléatoire par dans cette étude avec méthode de référence est du même ordre que l'incertitude observée dans l'étude en reproductibilité 6.3.3.3.1. Il est cohérent de retrouver une erreur aléatoire avec le repère osseux légèrement meilleure *in vitro* sur vertèbres isolées que *in vivo* du fait de l'absence de superposition des éléments anatomiques. L'incertitude est moins importante en flexion extension qu'en inclinaison latérale et en rotation axiale. Cela peut provenir du fait que la flexion / extension est un mouvement uniplanaire avec un aspect radiologique simple et habituel de face et de profil. En flexion extension, elle est comparable à celle de la méthode bidimensionnelle rapportée au paragraphe 5.1 qui était de l'ordre de 4° ⁶⁷. Contrairement à l'analyse 2D, qui nécessite des radiographies de profil strict, le système EOS® a l'avantage de corriger les éventuels légers troubles de rotation sur les profils.

Avec l'utilisation des plateaux prothétiques, la reproductibilité intra-observateur de la mesure du déplacement intervertébral était réduite de 30 à 50%. Ceci peut être lié au fait que les plateaux métalliques sont des objets de géométrie connue aux contours facilement identifiables en stéréoradiographie. Par la suite nous avons décidé d'utiliser les plateaux prothétiques comme marqueurs liés aux vertèbres lorsque cela était possible, c'est-à-dire pour le groupe des patients opérés.

Nous observons aussi que l'incertitude est souvent plus importante autour de Z'' qu'autour de X et Y' . D'une part, l'ordre de la séquence d'axe mobile de Bryant peut

expliquer la propagation de l'erreur de X à Y' puis à Z''. D'autre part, la paire de radiographies de face et de profil sont des projections selon X et selon Y qui renseignent moins bien la projection selon Z (pas de radiographies vues de dessus). Enfin, l'amplitude mesurée entre la position neutre et les autres positions bénéficie d'une erreur aléatoire moindre que le déplacement entre 2 positions extrêmes. En effet, la position neutre est celle de la reconstruction initiale, probablement la mieux identifiée.

6.3.3.4. Statistiques

Pour toutes les variables, le groupe contrôle et le groupe Mobi – C ont été comparés avec le test de Student. Le degré de significativité était $p < 0.05$.

6.3.4. Résultats

6.3.4.1. Amplitude de déplacement en extension / flexion

Les amplitudes de mobilité dans le plan sagittal pour les deux groupes sont rapportées au tableau 12.

	Contrôle	Mobi – C	P
neutre vers extension	-10.3° (3.4)	-3,1° (4,7)	*
neutre vers flexion	7.9° (4.6)	3.1° (7,0)	*
extension vers flexion	18.1° (4.7)	5,7° (7,8)	*

Tableau 12. Mobilité en Y' pour les déplacements en flexion / extension. (moy. et écart-type)

La mobilité intervertébrale cervicale niveau par niveau pour le groupe contrôle est représentée à la figure 49, avec les valeurs au tableau 13. Sur les 16 prothèses, 7 cas étaient dans le corridor, 8 cas étaient en dessous et 1 cas était au dessus.

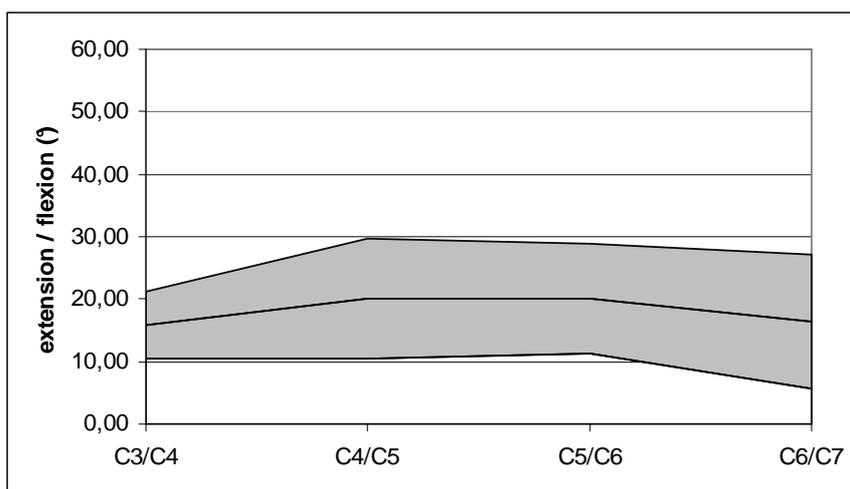


Figure 49. Corridor de mobilité de l'extension à la flexion pour chaque niveau.

	C3/C4	C4/C5	C5/C6	C6/C7
extension	8,2° (2.9)	10,8° (3.1)	11,3° (3.4)	10,7° (3.9)
flexion	-7,7° (3.7)	-9,3° (5.8)	-8,7° (5.2)	-5,7° (3.0)
Extension / flexion	16.0° (2.7)	20,1° (4.8)	20,1° (4.4)	16,4° (5.4)

Tableau 13. Mobilité de la position neutre à l'extension, de la position neutre à la flexion, de l'extension à la flexion par niveau chez le groupe contrôle.

L'histogramme de la figure 50 suivant rapporte les résultats en flexion / extension pour toutes les prothèses. Plusieurs exemples sont montrés dans les figures suivantes.

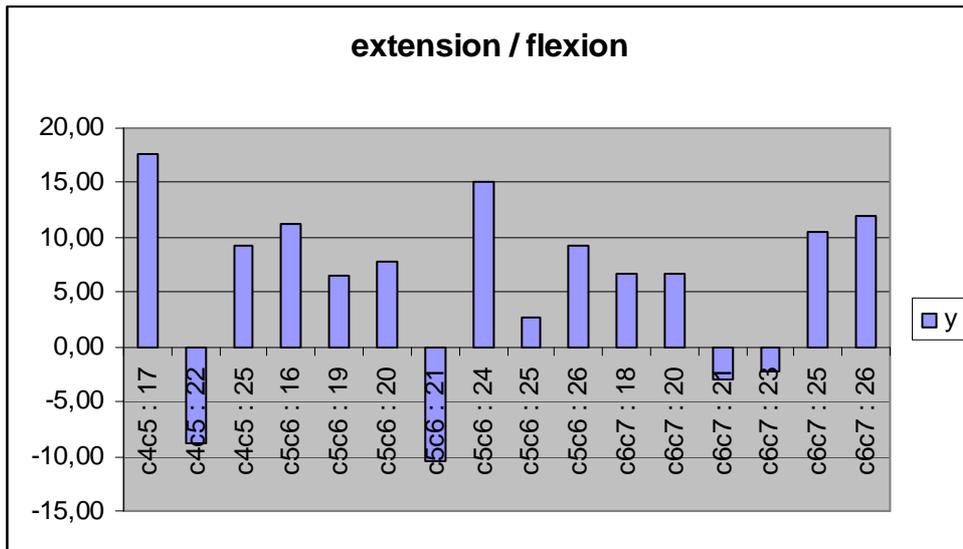


Figure 50.amplitude de rotation selon X de l'extension vers la flexion pour chaque cas.



Figure 51 : flexion /extension pour le cas 19 C5C6 « cas moyen »



Figure 52 : flexion /extension pour le cas 22 C4C5 : « cas paradoxal » avec une amplitude mesuré négative.



Figure 53 : flexion /extension pour le cas 21 C5C6 (prothèse inférieure) : « cas paradoxal » avec une amplitude mesuré négative.



Figure 54 : flexion /extension pour le cas 17 C4C5 : « cas très mobile » avec une amplitude importante en extension.



Figure 55 : flexion /extension pour le cas 24 C5C6 « cas très mobile » avec une amplitude importante en flexion.

6.3.4.2. Amplitude de déplacement en inclinaison latérale

Les amplitudes de mobilité en inclinaison latérale gauche à l'inclinaison latérale droite pour les deux groupes sont rapportées au tableau 14.

	Contrôle	Mobi – C	P
Mobilité principale (autour de X)	8.3° (4.7)	5,2° (6,0)	*
Mobilité couplée (autour de Z'')	-7.5° (5.1)	-2,0° (2,8)	*
couplage Z''/X	-1.6 (2.6)	-0,4 (1,2)	*

Tableau 14. Mobilité principale et couplée pour les déplacements en inclinaison latérale.

L'histogramme suivant rapporte les résultats en inclinaison latérale pour toutes les prothèses.

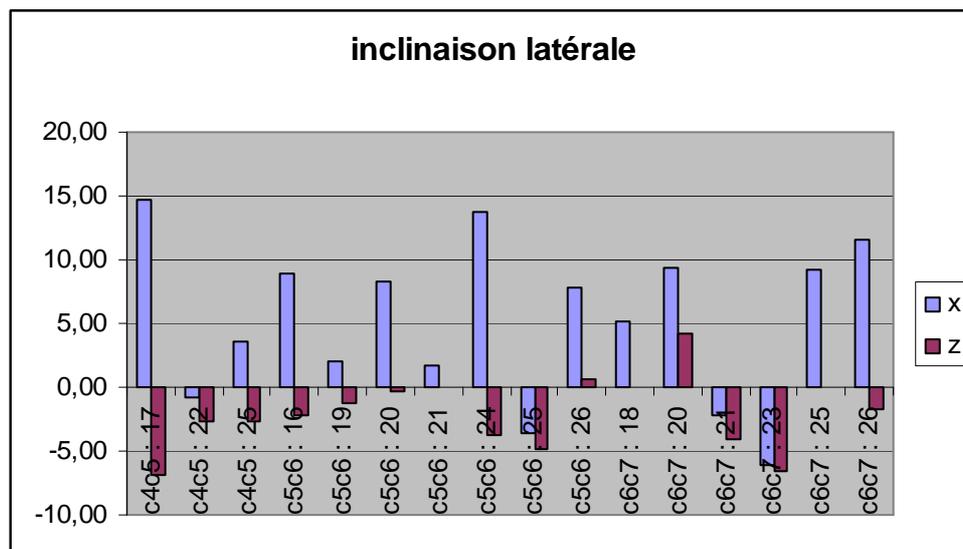


Figure 56 : histogramme représentant la mobilité principale (autour de l'axe X) et la mobilité couplée (autour de l'axe Z'') en inclinaison latérale pour chaque cas.

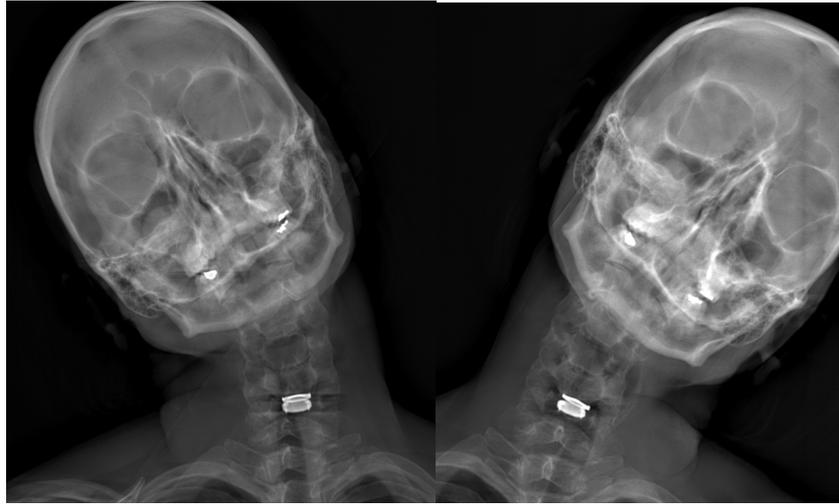


Figure 57 : inclinaison latérale pour le cas 16 C5C6 : « cas moyen » avec rotation autour de X positive et autour de Z'' négative.



Figure 58 : inclinaison latérale pour le cas 20 C6C7 (prothèse inférieure) : « cas présentant un couplage paradoxal » avec rotation autour de X positive et autour de Z'' positive.

La mobilité intervertébrale cervicale niveau par niveau est représentée à la figure 59, avec les valeurs au tableaux 15 et 16. Sur les 16 prothèses, 12 cas était dans le corridor en X et 15 cas étaient dans le corridor en Z''.

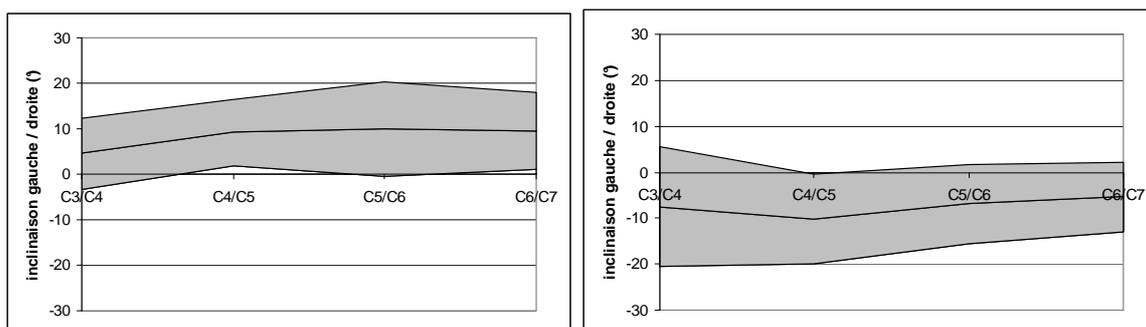


Figure 59. Mobilité de l'inclinaison latérale gauche à l'inclinaison latérale droite pour chaque niveau (autour de X et autour de Z'').

	C3/C4	C4/C5	C5/C6	C6/C7
inclinaison droite	2,2° (3.3)	4,7° (3.5)	6,0° (3.9)	3,2° (3.8)
inclinaison gauche	-2,3° (2.6)	-4,5° (2.1)	-4,0° (2.6)	-6,3° (3.3)
inclinaison gauche / droite	4,6° (3.9)	9,1° (3.7)	10,0° (5.2)	9,4° (4.2)

Tableau 15. Mobilité autour de X en inclinaison latérale par niveau chez le groupe contrôle (mobilité principale).

	C3/C4	C4/C5	C5/C6	C6/C7
inclinaison droite	-3,8° (5.4)	-3,6° (3.1)	-4,2° (2.7)	-1,9° (2.3)
inclinaison gauche	3,6° (4.6)	6,7° (3.3)	2,7° (3.1)	3,6° (3.1)
inclinaison gauche / droite	-7,6° (6.5)	-10,2° (4.9)	-6,9° (4.3)	-5,4° (3.8)

Tableau 16. Mobilité autour de Z'' en inclinaison latérale par niveau chez le groupe contrôle (mobilité couplée).

6.3.4.3. Amplitude de déplacement en rotation axiale

Les amplitudes de mobilité en rotation axiale gauche vers rotation axiale droite pour les deux groupes sont rapportées au tableau 17.

	Contrôle	Mobi – C	p
Mobilité principale (autour de Z'')	-9.0° (5.7)	-2,8° (3,0)	*
Mobilité couplée (autour de X)	6.6° (4.0)	3,6° (6,9)	NS
couplage X/Z''	-1.1 (1.6)	-4,2 (29,7)	NS

Tableau 17. Mobilité principale et couplée pour les déplacements en rotation axiale.

L'histogramme suivant rapporte les résultats en rotation axiale pour toutes les prothèses.

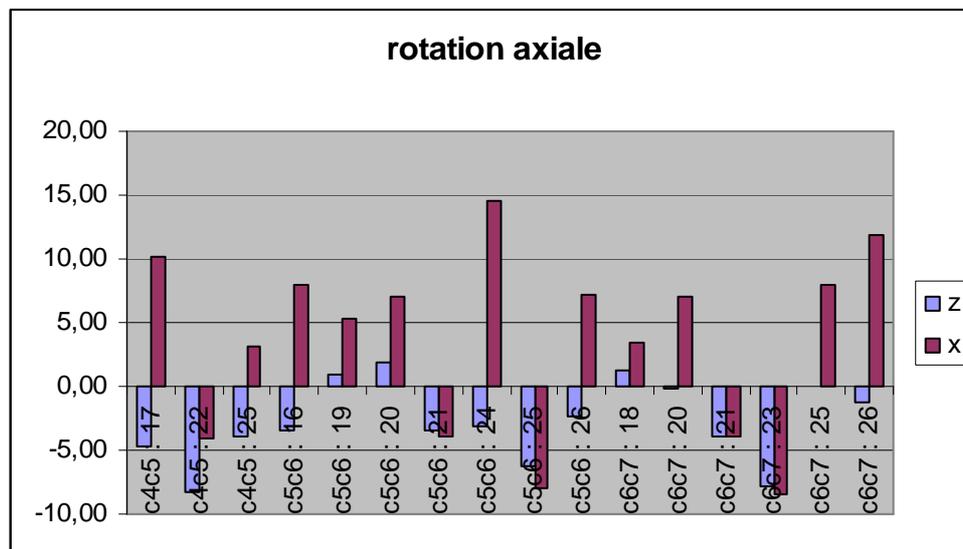


Figure 60 : Figure 56 : histogramme représentant la mobilité principale (autour de l'axe Z'') et la mobilité couplée (autour de l'axe X) en rotation axiale pour chaque cas.

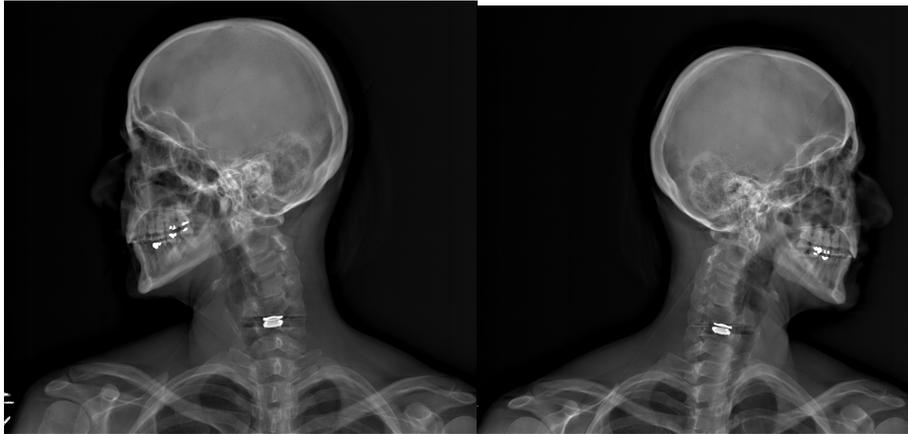


Figure 61 : rotation axiale pour le cas 16 C5C6 : « cas moyen » avec rotation autour de Z'' négative et autour de X positive.



Figure 62 : rotation axiale pour le cas 23 C6C7 : « cas présentant un couplage paradoxal » avec rotation autour de Z'' négative et autour de X négative.

La mobilité intervertébrale cervicale niveau par niveau est représentée à la figure 63, avec les valeurs au tableaux 18 et 19. Sur les 16 prothèses, 10 cas était dans le corridor en X et 16 cas en Z'' .

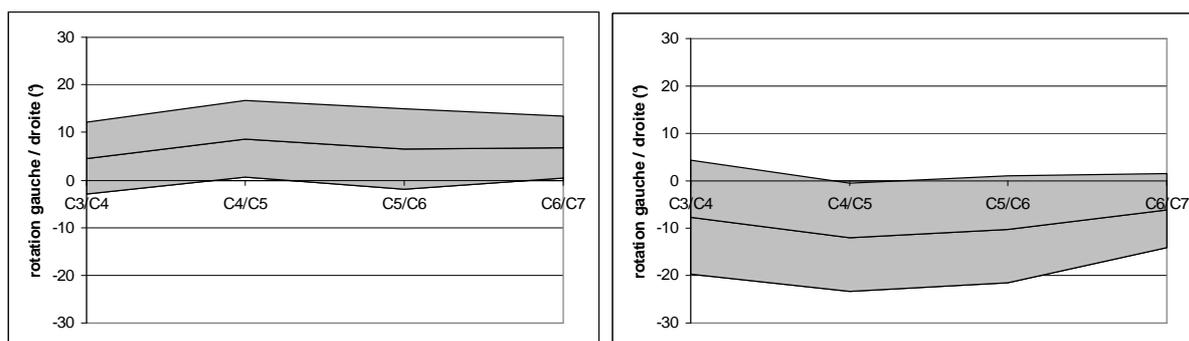


Figure 63. Mobilité de la rotation axiale gauche à la rotation latérale droite pour chaque niveau (autour de X et autour de Z'').

	C3/C4	C4/C5	C5/C6	C6/C7
rotation droite	2,2° (2.6)	4,8° (2.6)	4,2° (2.8)	2,5° (2.1)
rotation gauche	-2,1° (2.1)	-4,1° (2.9)	-2,1° (2.2)	-4,4° (2.2)
rotation gauche / droite	4,6° (3.8)	8,6° (4.0)	6,5° (4.2)	6,9° (3.2)

Tableau 18. Mobilité autour de X en rotation axiale par niveau chez le groupe contrôle (mobilité couplée).

	C3/C4	C4/C5	C5/C6	C6/C7
rotation droite	-4,0° (3.1)	-4,7° (3.6)	-5,7° (2.7)	-2,5° (2.1)
rotation gauche	3,7° (4.4)	7,4° (5.0)	4,6° (4.2)	3,8° (3.6)
rotation gauche / droite	-7,6° (6.0)	-12,0° (5.7)	-10,3° (5.6)	-6,2° (3.9)

Tableau 19. Mobilité autour de Z'' en rotation latérale par niveau chez le groupe contrôle (mobilité principale).

6.3.5. Discussion

Dans cette étude, nous nous sommes intéressés à caractériser les amplitudes de mobilité intervertébrales cervicales en 3 dimensions en flexion / extension, inclinaison latérale et rotation axiale *in vivo* chez le sujet sain et chez le patient porteur d'une prothèse discale cervicale à plateau mobile Mobi – C. Nous avons observé que l'amplitude de mobilité segmentaire en flexion /extension, en inclinaison latérale et en rotation axiale était réduite en

cas de prothèse discale par rapport au groupe contrôle. Le couplage est diminué en inclinaison latérale et conservé en rotation axiale.

Notre étude rapporte les premières données radiologiques segmentaires en 3D en position assise. Chez le sujet sain, les valeurs en flexion / extension sont de même amplitude que dans les études radiographiques bidimensionnelles précédentes^{62, 64-66, 95} avec une mobilité sagittale plus importante en C4 – C5 et C5 – C6 qu'en C3 – C4 et C6 – C7. De plus, les mesures de flexion /extension par rapport à la position neutre montrent que le rapport de l'amplitude en flexion sur l'amplitude en extension diminue de haut en bas du rachis cervical inférieur, ce qui n'a jamais été rapporté à notre connaissance. En inclinaison latérale, la rotation principale est moins importante en C3 – C4 qu'aux autres niveaux. En rotation axiale, notre étude montre une rotation axiale moins importante en C6 – C7 qu'aux autres niveaux, comme rapporté par Ishii et al.⁷⁶⁻⁷⁸ avec une différence de mouvement couplé selon les niveaux. De plus, il existe une asymétrie d'inclinaison latérale et rotation axiale entre la droite et la gauche. Notre étude met également en évidence une différence significative de mobilité entre les sujets.

Cependant, d'après les données du paragraphe 6.3.3.3, l'incertitude de la mesure avec le repère osseux représente environ 20% du déplacement pour la flexion / extension complète et 100% du déplacement en inclinaison latérale et rotation axiale. Ainsi, nos résultats avec le système EOS ® dans sa version actuelle chez le sujet sain sont pertinents en flexion / extension mais limités en inclinaison latérale et rotation axiale.

L'utilisation des plateaux métalliques de la prothèse Mobi – C comme repère associé à la vertèbre augmente la reproductibilité intra-observateur et permet de réduire les limitations à un seuil acceptable pour interpréter la mesure des déplacements dans les 3 rotations. La présence et l'utilisation aisée des repères prothétiques fait bénéficier le groupe avec arthroplastie d'une incertitude plus favorable pour interpréter les déplacements mesurés.

Cette étude montre la faisabilité de l'analyse 3D au niveau intervertébral au rachis cervical *in vivo* en position assise par le système EOS. L'incertitude de mesure des déplacements doit être améliorée en inclinaison latérale et rotation axiale. Cette amélioration devrait passer par le rehaussement d'image qui permettra de mieux identifier les lignes radiologiques qui sont complexes au rachis cervical du fait de l'anatomie de ces vertèbres et

des superpositions des structures osseuses. La soustraction d'image devrait permettre une meilleure reconnaissance des vertèbres isolées et à terme aboutir à la reconnaissance automatique des contours avec l'apport de l'inférence statistique du modèle volumique superposé aux radiographies. La prise en compte de l'épaisseur corticale pour chaque région de la vertèbre devrait également améliorer la rétroprojection du modèle.

7. Conclusion

Dans cette thèse, nous nous sommes intéressés à la biomécanique des prothèses discales cervicales en tenant compte des conditions liées à l'implantation au sein du rachis. Nous avons utilisé la modélisation 3D par éléments finis et la radiographie « dynamique » avec le logiciel bidimensionnel Spineview ® et le système d'imagerie tridimensionnelle EOS®.

Nous nous sommes attachés à valider et à estimer l'incertitude de mesure lorsque les protocoles utilisés étaient innovants, notamment dans le cas de l'utilisation du système de stéréoradiographie EOS ®.

Avec la modélisation en éléments finis et l'analyse radiographique bidimensionnelle, nous avons démontré que l'implantation au rachis pouvait perturber le fonctionnement théorique des prothèses à emboîtement sphérique par la mise en évidence de décoaptation des surfaces de glissement suggérant de possibles conflits cinématiques avec les facettes articulaires. Cependant en fonction de la géométrie de la prothèse et du mouvement considéré, les conditions cinématiques du sujet normal pouvaient être assez fidèlement reproduites en présence de l'implant. Le modèle en éléments fini nous a montré que, dans certains cas, l'implantation de la prothèse discale cervicale pouvait modifier la contrainte sur les facettes articulaires, y compris dans le sens d'une diminution.

Les radiographies dynamiques en flexion / extension nous ont montré également que la géométrie des prothèses à 3 degrés de liberté sphériques influençait la cinématique en tendant à ramener le centre moyen de rotation vers le centre géométrique de la prothèse dans le cas du rachis cervical malgré une grande variabilité interindividuelle. La stéréoradiographie EOS a montré que la prothèse à plateau mobile étudiée avait une mobilité réduite en flexion / extension mais parvenait à restituer une mobilité normale en inclinaison latérale et en rotation axiale, sous réserve de l'incertitude de mesure.

L'ensemble de notre travail a démontré l'influence des paramètres géométriques dans le cas des prothèses discales cervicales articulées. La grande variabilité interindividuelle observée dans les études *in vivo* suggère que le comportement cinématique intervertébral résultant de l'ensemble des interactions anatomique est multifactoriel. En perspective, il est

probable que la combinaison de la modélisation en éléments finis et de la stéréoradiographie EOS ® dans le cadre d'une modélisation personnalisée du rachis cervical permette de prendre en compte les caractéristiques anatomiques et fonctionnelles individuelles d'un patient donné pour planifier la procédure chirurgicale (choix des implants, positionnement des pièces, geste technique associé sur les autres éléments du segment mobile rachidien). Cette étape n'est pas encore franchie mais notre travail, qui contribue au développement des méthodes d'analyses du rachis cervical, permet déjà une meilleure compréhension du fonctionnement des prothèses discales cervicales qui est nécessaire à une meilleure prise en charge chirurgicale des patients.

8. Bibliographie

1. David T. Long-term results of one-level lumbar arthroplasty: minimum 10-year follow-up of the CHARITE artificial disc in 106 patients. *Spine*. 2007;6:661-6.
2. Huang RC, Tropiano P, Marnay T, Girardi FP, Lim MR, Cammisa FP, Jr. Range of motion and adjacent level degeneration after lumbar total disc replacement. *Spine J*. 2006;3:242-7.
3. Maiman DJ, Kumaresan S, Yoganandan N, Pintar FA. Biomechanical effect of anterior cervical spine fusion on adjacent segments. *Biomed Mater Eng*. 1999;1:27-38.
4. Eck JC, Humphreys SC, Lim TH, Jeong ST, Kim JG, Hodges SD, An HS. Biomechanical study on the effect of cervical spine fusion on adjacent-level intradiscal pressure and segmental motion. *Spine*. 2002;22:2431-4.
5. Hilibrand AS, Carlson GD, Palumbo MA, Jones PK, Bohlman HH. Radiculopathy and myelopathy at segments adjacent to the site of a previous anterior cervical arthrodesis. *J Bone Joint Surg Am*. 1999;4:519-28.
6. Goffin J, Geusens E, Vantomme N, Quintens E, Waerzeggers Y, Depreitere B, Van Calenbergh F, van Loon J. Long-term follow-up after interbody fusion of the cervical spine. *J Spinal Disord Tech*. 2004;2:79-85.
7. Sekhon LH, Ball JR. Artificial cervical disc replacement: principles, types and techniques. *Neurol India*. 2005;4:445-50.
8. Phillips FM, Garfin SR. Cervical disc replacement. *Spine*. 2005;17 Suppl:S27-33.
9. Goffin J, Van Calenbergh F, van Loon J, Casey A, Kehr P, Liebig K, Lind B, Logroscino C, Sgrambiglia R, Pointillart V. Intermediate follow-up after treatment of degenerative disc disease with the Bryan Cervical Disc Prosthesis: single-level and bi-level. *Spine*. 2003;24:2673-8.
10. Yoon DH, Yi S, Shin HC, Kim KN, Kim SH. Clinical and radiological results following cervical arthroplasty. *Acta Neurochir (Wien)*. 2006;

11. Coric D, Finger F, Boltes P. Prospective randomized controlled study of the Bryan Cervical Disc: early clinical results from a single investigational site. *J Neurosurg Spine*. 2006;1:31-5.
12. Bertagnoli R, Yue JJ, Pfeiffer F, Fenk-Mayer A, Lawrence JP, Kershaw T, Nanieva R. Early results after ProDisc-C cervical disc replacement. *J Neurosurg Spine*. 2005;4:403-10.
13. Lafuente J, Casey AT, Petzold A, Brew S. The Bryan cervical disc prosthesis as an alternative to arthrodesis in the treatment of cervical spondylosis: 46 consecutive cases. *J Bone Joint Surg Br*. 2005;4:508-12.
14. Robertson JT, Metcalf NH. Long-term outcome after implantation of the Prestige I disc in an end-stage indication: 4-year results from a pilot study. *Neurosurg Focus*. 2004;3:E10.
15. Porchet F, Metcalf NH. Clinical outcomes with the Prestige II cervical disc: preliminary results from a prospective randomized clinical trial. *Neurosurg Focus*. 2004;3:E6.
16. Antonaci F, Ghirmai S, Bono G, Nappi G. Current methods for cervical spine movement evaluation: a review. *Clin Exp Rheumatol*. 2000;2 Suppl 19:S45-52.
17. Lavaste F. Biomécanique et ostéosynthèse du rachis. In: Conférences d'enseignement. 1997, SOFCOT eds:121-145
18. Panjabi MM, Crisco JJ, Vasavada A, Oda T, Cholewicki J, Nibu K, Shin E. Mechanical properties of the human cervical spine as shown by three-dimensional load-displacement curves. *Spine*. 2001;24:2692-700.
19. Skalli W, Lavaste F, Descrimes JL. Quantification of three-dimensional vertebral rotations in scoliosis: what are the true values? *Spine*. 1995;5:546-53.
20. Miura T, Panjabi MM, Cripton PA. A method to simulate in vivo cervical spine kinematics using in vitro compressive preload. *Spine*. 2002;1:43-8.
21. Panjabi MM, Miura T, Cripton PA, Wang JL, Nain AS, DuBois C. Development of a system for in vitro neck muscle force replication in whole cervical spine experiments. *Spine*. 2001;20:2214-9.

22. Puttlitz CM, Rousseau MA, Xu Z, Hu S, Tay BK, Lotz JC. Intervertebral disc replacement maintains cervical spine kinetics. *Spine*. 2004;24:2809-14.
23. Watier B. Etude expérimentale du rachis cervical. Comportement mécanique in-vitro et cinématique in-vivo. Laboratoire de Biomécanique, Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers. 1997
24. Wheeldon JA, Pintar FA, Knowles S, Yoganandan N. Experimental flexion/extension data corridors for validation of finite element models of the young, normal cervical spine. *J Biomech*. 2006;2:375-80.
25. Dmitriev AE, Cunningham BW, Hu N, Sell G, Vigna F, McAfee PC. Adjacent level intradiscal pressure and segmental kinematics following a cervical total disc arthroplasty: an in vitro human cadaveric model. *Spine*. 2005;10:1165-72.
26. Wigfield CC, Gill SS, Nelson RJ, Metcalf NH, Robertson JT. The new Frenchay artificial cervical joint: results from a two-year pilot study. *Spine*. 2002;22:2446-52.
27. Rousseau MA. Etude Biomécanique de la jonction lombo-sacrée. Application à l'arthroplastie intervertébrale. Mémoire de DEA Biologie et Biomécanique des Articulations et des Tissus Calcifiés. Biomechanics Lab, University of California San Francisco. 2003
28. Rousseau MA, Bradford DS, Hadi TM, Pedersen KL, Lotz JC. The instant axis of rotation influences facet forces at L5/S1 during flexion/extension and lateral bending. *Eur Spine J*. 2006;3:299-307.
29. Rousseau MA, Bradford DS, Bertagnoli R, Hu SS, Lotz JC. Disc arthroplasty design influences intervertebral kinematics and facet forces. *Spine J*. 2006;3:258-66.
30. Maurel N. Modélisation géométrique et mécanique tridimensionnelle par éléments finis du rachis cervical inférieur. Laboratoire de Biomécanique, Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers. 1993
31. Maurel N, Lavaste F, Skalli W. A three-dimensional parameterized finite element model of the lower cervical spine. Study of the influence of the posterior articular facets. *J Biomech*. 1997;9:921-31.

32. Yoganandan N, Kumaresan S, Voo L, Pintar FA. Finite element applications in human cervical spine modeling. *Spine*. 1996;15:1824-34.
33. Yoganandan N, Kumaresan SC, Voo L, Pintar FA, Larson SJ. Finite element modeling of the C4-C6 cervical spine unit. *Med Eng Phys*. 1996;7:569-74.
34. Kumaresan S, Yoganandan N, Pintar FA. Finite element modeling approaches of human cervical spine facet joint capsule. *J Biomech*. 1998;4:371-6.
35. Kumaresan S, Yoganandan N, Pintar FA. Finite element analysis of the cervical spine: a material property sensitivity study. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 1999;1:41-53.
36. Kumaresan S, Yoganandan N, Pintar FA, Maiman DJ. Finite element modeling of the cervical spine: role of intervertebral disc under axial and eccentric loads. *Med Eng Phys*. 1999;10:689-700.
37. Goel VK, Clausen JD. Prediction of load sharing among spinal components of a C5-C6 motion segment using the finite element approach. *Spine*. 1998;6:684-91.
38. Teo EC, Ng HW. Evaluation of the role of ligaments, facets and disc nucleus in lower cervical spine under compression and sagittal moments using finite element method. *Med Eng Phys*. 2001;3:155-64.
39. Ng HW, Teo EC, Lee VS. Statistical factorial analysis on the material property sensitivity of the mechanical responses of the C4-C6 under compression, anterior and posterior shear. *J Biomech*. 2004;5:771-7.
40. Ng HW, Teo EC. Influence of preload magnitudes and orientation angles on the cervical biomechanics: a finite element study. *J Spinal Disord Tech*. 2005;1:72-9.
41. Zhang QH, Teo EC, Ng HW, Lee VS. Finite element analysis of moment-rotation relationships for human cervical spine. *J Biomech*. 2006;1:189-93.
42. Ng HW, Teo EC, Zhang Q. Influence of cervical disc degeneration after posterior surgical techniques in combined flexion-extension--a nonlinear analytical study. *J Biomech Eng*. 2005;1:186-92.

43. Ha SK. Finite element modeling of multi-level cervical spinal segments (C3-C6) and biomechanical analysis of an elastomer-type prosthetic disc. *Med Eng Phys*. 2006;6:534-41.
44. Dooris AP, Goel VK, Grosland NM, Gilbertson LG, Wilder DG. Load-sharing between anterior and posterior elements in a lumbar motion segment implanted with an artificial disc. *Spine*. 2001;6:E122-9.
45. Goel VK, Grauer JN, Patel T, Biyani A, Sairyo K, Vishnubhotla S, Matyas A, Cowgill I, Shaw M, Long R, Dick D, Panjabi MM, Serhan H. Effects of charite artificial disc on the implanted and adjacent spinal segments mechanics using a hybrid testing protocol. *Spine*. 2005;24:2755-64.
46. Rohlmann A, Zander T, Bergmann G. Effect of total disc replacement with ProDisc on intersegmental rotation of the lumbar spine. *Spine*. 2005;7:738-43.
47. Noailly J, Lacroix D, Planell JA. Finite element study of a novel intervertebral disc substitute. *Spine*. 2005;20:2257-64.
48. Denoziere G, Ku DN. Biomechanical comparison between fusion of two vertebrae and implantation of an artificial intervertebral disc. *J Biomech*. 2006;4:766-75.
49. Galbusera F, Fantigrossi A, Raimondi MT, Sassi M, Fornari M, Assietti R. Biomechanics of the C5-C6 spinal unit before and after placement of a disc prosthesis. *Biomech Model Mechanobiol*. 2006;4:253-61.
50. Veron S. Modélisation géométrique et mécanique tridimensionnelle par éléments finis du rachis cervical supérieur. Laboratoire de Biomécanique, Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers. 1997
51. Feipel V, Rondelet B, Le Pallec J, Rooze M. Normal global motion of the cervical spine: an electrogoniometric study. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 1999;7:462-70.
52. Sforza C, Grassi G, Fragnito N, Turci M, Ferrario V. Three-dimensional analysis of active head and cervical spine range of motion: effect of age in healthy male subjects. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2002;8:611-4.

53. Castro WH, Sautmann A, Schilgen M, Sautmann M. Noninvasive three-dimensional analysis of cervical spine motion in normal subjects in relation to age and sex. An experimental examination. *Spine*. 2000;4:443-9.
54. Bennett SE, Schenk RJ, Simmons ED. Active range of motion utilized in the cervical spine to perform daily functional tasks. *J Spinal Disord Tech*. 2002;4:307-11.
55. Lee SW, Draper ER, Hughes SP. Instantaneous center of rotation and instability of the cervical spine. A clinical study. *Spine*. 1997;6:641-7; discussion 647-8.
56. Dvorak J, Antinnes JA, Panjabi M, Loustalot D, Bonomo M. Age and gender related normal motion of the cervical spine. *Spine*. 1992;10 Suppl:S393-8.
57. Dvir Z, Prushansky T. Reproducibility and instrument validity of a new ultrasonography-based system for measuring cervical spine kinematics. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2000;9:658-64.
58. Johnson GM. The correlation between surface measurement of head and neck posture and the anatomic position of the upper cervical vertebrae. *Spine*. 1998;8:921-7.
59. van Mameren H, Sanches H, Beursgens J, Drukker J. Cervical spine motion in the sagittal plane. II. Position of segmental averaged instantaneous centers of rotation--a cineradiographic study. *Spine*. 1992;5:467-74.
60. Hino H, Abumi K, Kanayama M, Kaneda K. Dynamic motion analysis of normal and unstable cervical spines using cineradiography. An in vivo study. *Spine*. 1999;2:163-8.
61. Dimnet J, Pasquet A, Krag MH, Panjabi MM. Cervical spine motion in the sagittal plane: kinematic and geometric parameters. *J Biomech*. 1982;12:959-69.
62. Lind B, Sihlbom H, Nordwall A, Malchau H. Normal range of motion of the cervical spine. *Arch Phys Med Rehabil*. 1989;9:692-5.
63. Takeshima T, Omokawa S, Takaoka T, Araki M, Ueda Y, Takakura Y. Sagittal alignment of cervical flexion and extension: lateral radiographic analysis. *Spine*. 2002;15:E348-55.
64. Ordway NR, Seymour RJ, Donelson RG, Hojnowski LS, Edwards WT. Cervical flexion, extension, protrusion, and retraction. A radiographic segmental analysis. *Spine*. 1999;3:240-7.

65. Dvorak J, Panjabi MM, Novotny JE, Antinnes JA. In vivo flexion/extension of the normal cervical spine. *J Orthop Res.* 1991;6:828-34.
66. Dvorak J, Panjabi MM, Grob D, Novotny JE, Antinnes JA. Clinical validation of functional flexion/extension radiographs of the cervical spine. *Spine.* 1993;1:120-7.
67. Champain S, Benchikh K, Nogier A, Mazel C, Guise JD, Skalli W. Validation of new clinical quantitative analysis software applicable in spine orthopaedic studies. *Eur Spine J.* 2006;6:982-91.
68. Amevo B, Aprill C, Bogduk N. Abnormal instantaneous axes of rotation in patients with neck pain. *Spine.* 1992;7:748-56.
69. Leivseth G, Kolstad F, Nygaard OP, Zoega B, Frobin W, Brinckmann P. Comparing precision of distortion-compensated and stereophotogrammetric Roentgen analysis when monitoring fusion in the cervical spine. *Eur Spine J.* 2006;6:774-9.
70. Pickett GE, Rouleau JP, Duggal N. Kinematic analysis of the cervical spine following implantation of an artificial cervical disc. *Spine.* 2005;17:1949-54.
71. Minne J, Depreux R, Mestdagh H. Les mouvements de rotation du rachis cervical inférieur (de C3 à C7). *Bulletin de l'Association des Anatomistes.* 1970;4:929 - 935.
72. Bogduk N, Mercer S. Biomechanics of the cervical spine. I: Normal kinematics. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2000;9:633-48.
73. Mimura M, Moriya H, Watanabe T, Takahashi K, Yamagata M, Tamaki T. Three-dimensional motion analysis of the cervical spine with special reference to the axial rotation. *Spine.* 1989;11:1135-9.
74. Mitton D, Landry C, Veron S, Skalli W, Lavaste F, De Guise JA. 3D reconstruction method from biplanar radiography using non-stereocorresponding points and elastic deformable meshes. *Med Biol Eng Comput.* 2000;2:133-9.
75. Penning L, Wilmink JT. Rotation of the cervical spine. A CT study in normal subjects. *Spine.* 1987;8:732-8.

76. Ishii T, Mukai Y, Hosono N, Sakaura H, Nakajima Y, Sato Y, Sugamoto K, Yoshikawa H. Kinematics of the upper cervical spine in rotation: in vivo three-dimensional analysis. *Spine*. 2004;7:E139-44.
77. Ishii T, Mukai Y, Hosono N, Sakaura H, Fujii R, Nakajima Y, Tamura S, Sugamoto K, Yoshikawa H. Kinematics of the subaxial cervical spine in rotation in vivo three-dimensional analysis. *Spine*. 2004;24:2826-31.
78. Ishii T, Mukai Y, Hosono N, Sakaura H, Fujii R, Nakajima Y, Tamura S, Iwasaki M, Yoshikawa H, Sugamoto K. Kinematics of the cervical spine in lateral bending: in vivo three-dimensional analysis. *Spine*. 2006;2:155-60.
79. Mitulescu A, Semaan I, De Guise JA, Leborgne P, Adamsbaum C, Skalli W. Validation of the non-stereo corresponding points stereoradiographic 3D reconstruction technique. *Med Biol Eng Comput*. 2001;2:152-8.
80. Laporte S, Skalli W, de Guise JA, Lavaste F, Mitton D. A biplanar reconstruction method based on 2D and 3D contours: application to the distal femur. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2003;1:1-6.
81. Dumas R, Mitton D, Laporte S, Dubousset J, Steib JP, Lavaste F, Skalli W. Explicit calibration method and specific device designed for stereoradiography. *J Biomech*. 2003;6:827-34.
82. Dumas R, Steib JP, Mitton D, Lavaste F, Skalli W. Three-dimensional quantitative segmental analysis of scoliosis corrected by the in situ contouring technique. *Spine*. 2003;11:1158-62.
83. Pomero V, Mitton D, Laporte S, de Guise JA, Skalli W. Fast accurate stereoradiographic 3D-reconstruction of the spine using a combined geometric and statistic model. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2004;3:240-7.
84. Mitulescu A, Skalli W, Mitton D, De Guise JA. Three-dimensional surface rendering reconstruction of scoliotic vertebrae using a non stereo-corresponding points technique. *Eur Spine J*. 2002;4:344-52.

85. Dumas R, Le Bras A, Champain N, Savidan M, Mitton D, Kalifa G, Steib JP, de Guise JA, Skalli W. Validation of the relative 3D orientation of vertebrae reconstructed by bi-planar radiography. *Med Eng Phys.* 2004;5:415-22.
86. Rousseau MA, Laporte S, Chavary Bernier E, Lazennec J, Skalli W. Reproducibility of Measuring the Shape and 3D Position of Cervical Vertebrae in Upright Position using the EOS Stereoradiography System. *Spine.* in press;
87. Frechede. Contribution à l'étude du comportement du rachis cervical soumis à un choc. Laboratoire de Biomécanique, Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers. 2003
88. Rousseau MA, Bonnet X, Skalli W. Influence of the Geometry of a Ball-and-socket Intervertebral Prosthesis at the Cervical Spine: a Finite Element Study. *Spine.* under submission;
89. Templier A. Paramètres et méthodes d'évaluation des implants rachidiens lombaires. Laboratoire de Biomécanique, Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers. 1998
90. Lin RM, Tsai KH, Chu LP, Chang PQ. Characteristics of sagittal vertebral alignment in flexion determined by dynamic radiographs of the cervical spine. *Spine.* 2001;3:256-61.
91. Dubousset J, Charpak G, Dorion I, Skalli W, Lavaste F, Deguise J, Kalifa G, Ferey S. [A new 2D and 3D imaging approach to musculoskeletal physiology and pathology with low-dose radiation and the standing position: the EOS system]. *Bull Acad Natl Med.* 2005;2:287-97; discussion 297-300.
92. Creis Y, Tandjaoui Lambiotte A. Contribution à l'analyse biomécanique du rachis cervical inférieur. Laboratoire de Biomécanique, Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers. 2006
93. Frobin W, Leivseth G, Biggemann M, Brinckmann P. Sagittal plane segmental motion of the cervical spine. A new precision measurement protocol and normal motion data of healthy adults. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2002;1:21-31.
94. Silber JS, Lipetz JS, Hayes VM, Lonner BS. Measurement variability in the assessment of sagittal alignment of the cervical spine: a comparison of the gore and cobb methods. *J Spinal Disord Tech.* 2004;4:301-5.

95. Rousseau MA, Cottin P, Levante S, Nogier A, Lazennec J, Skalli W. In vivo kinematics of two types of ball-and-socket cervical disc replacements in the sagittal plane: cranial versus caudal geometric center. *Spine*. in press;

9. Annexes

Les éléments qui sont rapportés en annexe sont issu de l'ouvrage « Cinématique 3D » de Stéphane Véron, Wafa Skalli et François Lavaste, édité en interne par le LBM.

L'objet de cette annexe est de décrire la détermination de la matrice pour passer de Ri: repère initial à Rf: repère final; sachant que Rf est obtenu par rotations successives d'angles a_1, a_2 et a_3 de Ri autour des axes X_i, Y', Z'' (Figure 1).

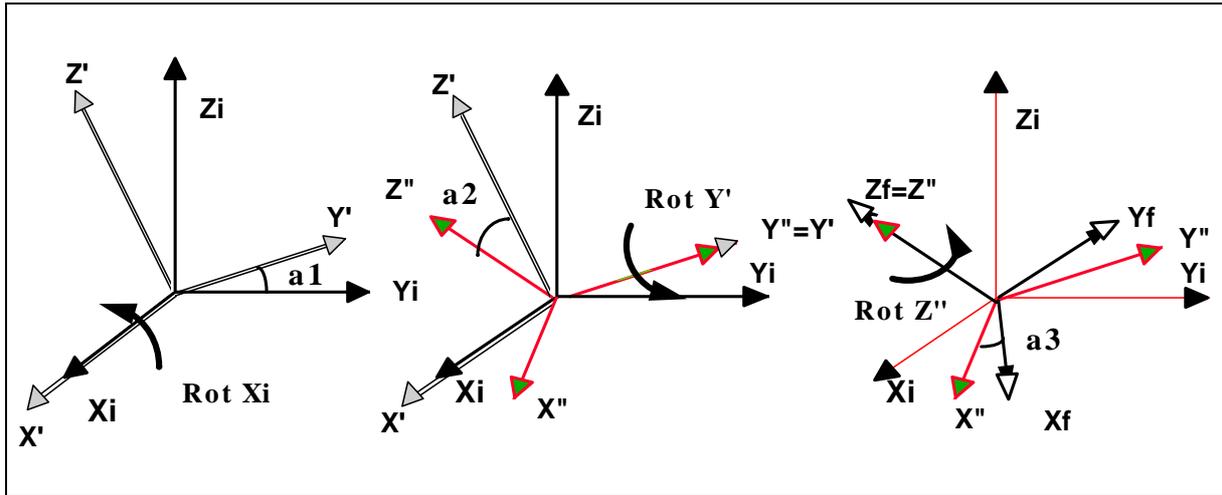
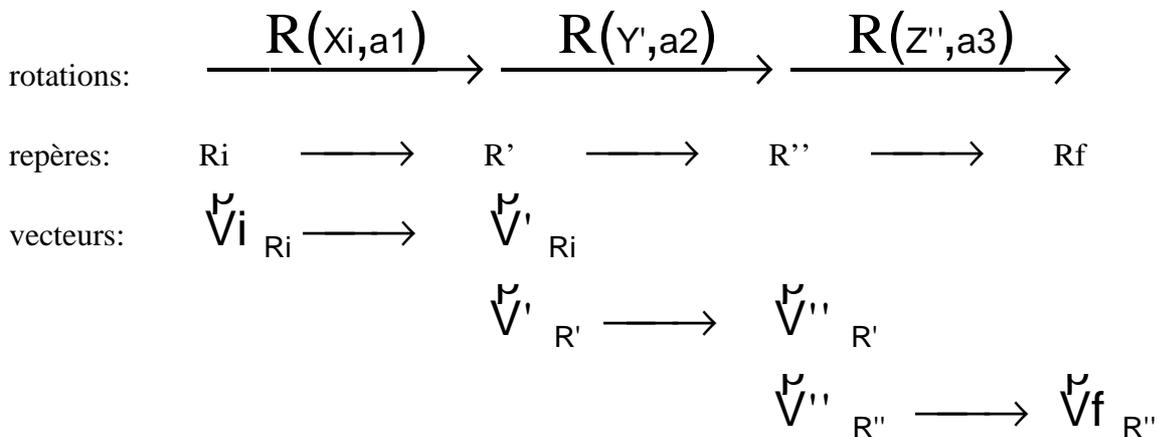


Figure 1: rotations successives axes mobiles.



On cherche $\left[\mathbf{R} \left(X_i \ Y' \ Z'' \right)_{R_i} \right]$, la matrice associée à l'application linéaire constituée par la composition des trois rotations. Cette matrice permet d'exprimer \check{V}_f en fonction de \check{V}_i , soit:

$$\left(\check{V}_f \right)_{R_i} = \left[\mathbf{R} \left(X_i \ Y' \ Z'' \right)_{R_i} \right] \cdot \left(\check{V}_i \right)_{R_i} \quad (1)$$

On peut calculer l'expression de cette matrice par deux méthodes différentes, chacune d'elle est détaillée ci-après.

Méthode n°1: on va effectuer des changements de repère d'expression sur les matrices de rotations élémentaires.

D'après les matrices de rotations élémentaires:

$$\begin{pmatrix} \mathbf{V}' \end{pmatrix}_{R_i} = [\mathbf{R}(X_i, a1)_{R_i}] \cdot \begin{pmatrix} \mathbf{V}_i \end{pmatrix}_{R_i} \quad (2)$$

$$\begin{pmatrix} \mathbf{V}'' \end{pmatrix}_{R'} = [\mathbf{R}(Y', a2)_{R'}] \cdot \begin{pmatrix} \mathbf{V}' \end{pmatrix}_{R'} \quad (3)$$

$$\begin{pmatrix} \mathbf{V}_f \end{pmatrix}_{R''} = [\mathbf{R}(Z'', a3)_{R''}] \cdot \begin{pmatrix} \mathbf{V}'' \end{pmatrix}_{R''} \quad (4)$$

Attention les trois formules ci-dessus sont exprimées dans trois repères différents ! Pour pouvoir faire la composition, il faut exprimer les équations (2) (3) et (4) dans le même repère.

On a: $[\mathbf{R}(X_i, a1)_{R_i}] = [\mathbf{A}]$ donc (2) s'écrit: $\begin{pmatrix} \mathbf{V}' \end{pmatrix}_{R_i} = [\mathbf{A}] \cdot \begin{pmatrix} \mathbf{V}_i \end{pmatrix}_{R_i} \quad (5)$

D'après l'équation (3) et le changement de repère d'une application linéaire:

$$\begin{pmatrix} \mathbf{V}'' \end{pmatrix}_{R_i} = [\mathbf{P}_{R_i R'}] \cdot [\mathbf{R}(Y', a2)_{R'}] \cdot [\mathbf{P}_{R' R_i}] \cdot \begin{pmatrix} \mathbf{V}' \end{pmatrix}_{R_i}$$

Or

$$[\mathbf{R}(Y', a2)_{R'}] = [\mathbf{B}] \quad [\mathbf{P}_{R_i R'}] = [\mathbf{A}] \quad [\mathbf{P}_{R' R_i}] = [\mathbf{A}]^{-1}$$

Donc

$$\begin{pmatrix} \mathbf{V}'' \end{pmatrix}_{R_i} = [\mathbf{A}] \cdot [\mathbf{B}] \cdot [\mathbf{A}]^{-1} \cdot \begin{pmatrix} \mathbf{V}' \end{pmatrix}_{R_i} \quad (6)$$

D'après l'équation (4) et le changement de repère d'une application linéaire:
(deux changement de repères successifs)

$$\begin{pmatrix} \mathbf{V}_f \end{pmatrix}_{R_i} = [\mathbf{P}_{R_i R'}] \cdot [\mathbf{P}_{R' R''}] \cdot [\mathbf{R}(Z'', a3)_{R''}] \cdot [\mathbf{P}_{R'' R'}] \cdot [\mathbf{P}_{R' R_i}] \cdot \begin{pmatrix} \mathbf{V}'' \end{pmatrix}_{R_i}$$

Or

$$[\mathbf{R}(Z'', a3)_{R''}] = [\mathbf{C}] \quad [\mathbf{P}_{R' R''}] = [\mathbf{B}] \quad [\mathbf{P}_{R'' R'}] = [\mathbf{B}]^{-1}$$

Donc

$$\begin{pmatrix} \mathbf{V}_f \end{pmatrix}_{R_i} = [\mathbf{A}] \cdot [\mathbf{B}] \cdot [\mathbf{C}] \cdot [\mathbf{B}]^{-1} \cdot [\mathbf{A}]^{-1} \cdot \begin{pmatrix} \mathbf{V}'' \end{pmatrix}_{R_i} \quad (7)$$

Avec les équations (5), (6) et (7), on exprime $\begin{pmatrix} \mathbf{V}_f \end{pmatrix}_{R_i}$ en fonction de $\begin{pmatrix} \mathbf{V}_i \end{pmatrix}_{R_i}$:

$$\begin{pmatrix} \mathbf{V}_f \end{pmatrix}_{R_i} = [\mathbf{A}] \cdot [\mathbf{B}] \cdot [\mathbf{C}] \cdot [\mathbf{B}]^{-1} \cdot [\mathbf{A}]^{-1} \cdot [\mathbf{A}] \cdot [\mathbf{B}] \cdot [\mathbf{A}]^{-1} \cdot [\mathbf{A}] \cdot \begin{pmatrix} \mathbf{V}_i \end{pmatrix}_{R_i}$$

Après simplification:

$$\left(\overset{\vee}{V}f\right)_{Ri} = [A].[B].[C] . \left(\overset{\vee}{V}i\right)_{Ri} \quad (8)$$

Finalemment, on identifie les équations (1) et (8):

$$\boxed{\left[R \left(x_i \ y' \ z''\right)_{Ri}\right] = [A].[B].[C]} \quad (9)$$

Méthode n°2: on va utiliser la relation de Chasles et l'égalité entre les matrices de rotations élémentaires et les matrices de passage.

D'après la définition des matrices de passage:

$$\left(\overset{\vee}{V}f\right)_{Ri} = [P_{Ri \ Rf}].\left(\overset{\vee}{V}f\right)_{Rf} \quad (10)$$

Or les vecteurs et les repères subissent les mêmes transformations:

$$\left(\overset{\vee}{V}f\right)_{Rf} = \left(\overset{\vee}{V}i\right)_{Ri} \quad (11)$$

Donc

$$\left(\overset{\vee}{V}f\right)_{Ri} = [P_{Ri \ Rf}].\left(\overset{\vee}{V}i\right)_{Ri} \quad (12)$$

D'après la relation de Chasles:

$$\left(\overset{\vee}{V}f\right)_{Ri} = [P_{Ri \ R'}].[P_{R' \ R''}].[P_{R'' \ Rf}].\left(\overset{\vee}{V}i\right)_{Ri} \quad (13)$$

D'après les matrices de rotations élémentaires:

$$\left[R(x_i, a1)_{Ri}\right] = [P_{Ri \ R'}] = [A]$$

$$\left[R(y', a2)_{R'}\right] = [P_{R' \ R''}] = [B]$$

$$\left[R(z'', a3)_{R''}\right] = [P_{R'' \ Rf}] = [C]$$

Ainsi

$$\left(\overset{\vee}{V}f\right)_{Ri} = [A].[B].[C].\left(\overset{\vee}{V}i\right)_{Ri} \quad (14)$$

On identifie (1) et (14) et on retrouve l'équation (9)

$$\boxed{\left[R \left(x_i \ y' \ z''\right)_{Ri}\right] = [A].[B].[C]}$$

Calcul de l'expression de la matrice des rotations successives:

$$\left[R \left(x_i \ y' \ z''\right)_{Ri}\right] = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & c1 & -s1 \\ 0 & s1 & c1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} c2 & 0 & s2 \\ 0 & 1 & 0 \\ -s2 & 0 & c2 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} c3 & -s3 & 0 \\ s3 & c3 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$\left[\mathbf{R} \left(X_i \ Y' \ Z'' \right)_{R_i} \right] = \begin{bmatrix} c_2 c_3 & -c_2 s_3 & s_2 \\ s_1 s_2 c_3 + c_1 s_3 & -s_1 s_2 s_3 + c_1 c_3 & -s_1 c_2 \\ -c_1 s_2 c_3 + s_1 s_3 & c_1 s_2 s_3 + s_1 c_3 & c_1 c_2 \end{bmatrix}$$

Ainsi on connaît l'expression de la matrice des rotations successives autour des axes mobiles X_i , Y' et Z'' . Cette expression sera utilisée pour interpréter les variations de position d'un solide dans l'espace.

Remarque: de même que pour les axes fixes, il faut noter que la matrice des rotations successives est égale à la matrice de passage de R_i à R_f .

$$\left[\mathbf{R} \left(X_i \ Y' \ Z'' \right)_{R_i} \right] = \left[\mathbf{P}_{R_i R_f} \right]$$

Terminologie: les angles des rotations successives autour d'axes mobiles $X \ Y' \ Z''$ sont appelés angles de Briant ou angles cardaniques. Ils sont parfois également nommés angles d'Euler, cette terminologie à notre avis impropre à même été utilisé par Panjabi [7] pour désigner des angles de rotations successives autour d'axes fixes. Pour éviter toute confusion, il est vivement conseillé de réserver la dénomination angles d'Euler aux angles dans la séquence $Z \ Y' \ Z''$.

ARTHROPLASTIE DISCALE CERVICALE

MOYENS D'EVALUATION ET ANALYSE BIOMECHANIQUE

Le remplacement du disque intervertébral par une prothèse est une procédure chirurgicale innovante au rachis cervical. Le but de notre travail était d'étudier fonctionnement biomécanique de prothèses discales cervicales, en tenant compte de l'effet des éléments anatomiques après implantation, avec un intérêt spécifique pour l'influence de la variation de la géométrie des implants. La modélisation en éléments finis en 3D nous a permis de constater que les déplacements et les contraintes dans la prothèse et dans les facettes articulaires varient en fonction des paramètres géométriques (rayon et centre) dans le cas de des prothèses à emboîtement sphérique. Malgré une grande variabilité interindividuelle *in vivo*, l'analyse cinématique des radiographies dynamiques de deux séries de patients porteurs de prothèses à emboîtement sphérique différentes nous a permis observer l'influence de la position du centre géométrique sur le centre moyen de rotation en flexion / extension. Le développement de la stéréoradiographie EOS® pour le rachis cervical nous a conduit d'abord à valider l'utilisation de ce système puis a permis d'étudier un type différent de prothèse (à plateau mobile) dans des déplacements 3D. Nos résultats montrent l'importance des paramètres géométriques des prothèses articulées cervicales. L'interaction cinématique de la prothèse implantée avec les autres éléments du segment mobile rachidien suggère l'intérêt de la modélisation personnalisée dans la prise en charge des patients.

Rachis cervical ; prothèse discale ; modélisation en éléments finis ; stéréoradiographie ; EOS

Cervical total disc replacement is a fast growing novel surgical procedure. The goal of our study was to evaluate the biomechanical behavior of various design of prosthesis after implantation within the c-spine, with a specific interest in the influence of the geometry of the implants. The 3D finite element modeling showed variations of the estimated kinematics, prosthesis stress and facets loads following changes in the center and radius of a ball-and-socket arthroplasty. In spite of a great interindividual variability *in vivo*, the 2D analysis of dynamic flexion / extension radiographs of two series of patients with two different types of ball-an-socket prostheses demonstrated a propensity of the geometric center to influence the actual mean center of rotation. The development of the 3D EOS® imaging system for the cervical spine yielded us first to validate the use of this system then to study a double bearing prosthesis in the 3D space *in vivo* in a patient series. Ours results demonstrate the influence of the geometry of the bearing surfaces in articulated total disc prostheses at the cervical spine. The interrelationships between the prosthesis and the facets suggest the importance of patient specific modeling for guiding the surgical planning.

Cervical spine ; total disc replacement ; finite element modeling ; stereoradiography ; EOS