HESAM UNIVERSITÉ

Arts et Métiers Sciences et Technologies

ÉCOLE DOCTORALE N° 432 : SCIENCES DES MÉTIERS DE L'INGÉNIEUR

Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak – Campus de Paris

THÈSE

présentée par : **Lucas LE GALLO**

soutenance le : **6 mai 2022**

pour obtenir le grade de : **Docteur d'HESAM Université**

préparée à : **École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers**

Spécialité : **Biomécanique et ingénierie pour la santé**

Analyse biomécanique de différentes stratégies d'instrumentation pour le traitement des fractures vertébrales de compression

THÈSE dirigée par :
Mme Wafa SKALLI

Jury :

Pr David MITTON, Directeur de Recherche, Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs, Université Gustave Eiffel Lyon 1, BRON	Président
Pr Yann Philippes CHARLES, Professeur des Universités-Praticien Hospitalier, Service de Chirurgie du Rachis Hôpitaux Universitaires de Strasbourg - Hautepierre 2, STRASBOURG	Rapporteur
Dr Emmanuelle FERRERO, MCU – PH, Service de Chirurgie Orthopédie et Traumatologie, Hôpital Européen Georges-Pompidou (APHP), PARIS	Examinatrice
Dr Mourad OULD-SLIMANE, MD, PhD, Service de Chirurgie Orthopédique Institut du Rachis, CHU de Rouen (Charles Nicolle), ROUEN	Examinateur
Dr Camille DAMADE Praticien Hospitalier, Service de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique, CHU de Bordeaux, BORDEAUX	Examinatrice
Dr Emilie DE BROSSES, Maitre de Conférences, Laboratoire d'Étude des Microstructures et de Mécanique des matériaux (LEM3), Université de Lorraine, METZ	Examinatrice
Pr Wafa SKALLI, Professeur Emérite, Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers Sciences et Technologies, PARIS	Examinatrice
Pr Philippe ROUCH, Professeur des Universités, EPF, Ecole d'ingénieurs-e-s, CACHAN	Examinateur
M Jean-François OGLAZA, Ingénieur de recherche, Stryker, 1941 Stryker WayPortage, MI, 49002	Invité

THÈSE

Remerciements **7**

INTRODUCTION GENERALE **9**

BASES ANATOMIQUES ET CONTEXTE CLINIQUE **13**

1 LA COLONNE VERTEBRALE **14**

1.1 Généralités 14

1.2 Composants 15

1.2.1 Vertèbres 15

1.2.2 Disques intervertébraux 17

1.2.3 Système ligamentaire 17

2 LES FRACTURES VERTEBRALES **18**

2.1 Généralités 19

2.2 Analyse de la fracture 20

2.3 Classifications 21

2.4 Analyse de la posture 24

2.4.1 Radiographie standard 24

2.4.1 Stéréoradiographie avec le système EOS 24

3 LES TRAITEMENTS CHIRURGICAUX **25**

3.1 La fusion par arthrodèse postérieure 25

3.2 La vertébroplastie et la kyphoplastie 26

3.3 Le SpineJack 27

4 SYNTHESE **29**

REVUE BIBLIOGRAPHIQUE **30**

1 PARAMETRES DU SYSTEME THORACOLOMBAIRE **31**

1.1 Paramètres pelviens 31

1.2 Courbure du rachis 32

2 ANALYSE DU RESULTAT CLINIQUE **34**

3 ANALYSE ELEMENTS FINIS DES STRATEGIES CHIRURGICALES **36**

4 SYNTHESE **42**

TRAVAUX PERSONNELS **44**

CHAPITRE 1 : ANALYSE BIOMECANIQUE DES IMPLANTS 45

1 Mise en place et évaluation des modèles 45

1.1 Modélisation du rachis sain, fracturé et instrumenté 45

1.1.1 Modèle de l'IBHGC 45

1.1.2 Données de validation 47

1.1.3 Représentation de la fracture 50

1.1.4 Modélisation de l'instrumentation 52

1.1.5 Synthèse 55

1.2 Evaluation des modèles 56

1.2.1 Synthèse des résultats des essais 56

1.2.2 Comparaison des mobilités 56

1.3 Analyse des mobilités et des contraintes 57

1.3.1 Scenario de fracture modéré 57

1.3.2 Scenario de fracture intermédiaire 57

1.3.3 Scenario de fracture pessimiste 58

1.4 Discussion 60

2 Exploration et analyse des stratégies d'instrumentation 62

2.1 Présentation des stratégies d'instrumentation 63

2.2 Plans des simulations 65

2.3 Résultats 67

2.3.1 Mobilités et effet du scénario de fracture 67

2.3.2 Contraintes mécaniques avec ou sans support antérieur 69

2.3.3 Compression et effet d'un chargement décalé 71

2.4 Discussion préliminaire 72

CHAPITRE 2 : ANALYSE DE DONNEES CLINIQUES 74

1 Projet SPIMECA : Collecte de données 74

1.1 Partenariat de collecte et protocole 74

1.1.1 Population concernée 74

1.1.2 Examen préopératoire 75

1.1.2 Examens postopératoires 75

1.1.3 Analyses prévues 75

2 Caractérisation géométrique et structurelle des vertèbres fracturées 77

2.1 Modélisation semi-automatique 77

2.2 Caractérisation des modèles 79

2.3 Analyse géométrique 81

2.4 Analyse structurelle 85

2.5 Discussion 86

3 Analyse stéréoradiographique de l'alignement postural 88

3.1 Reconstruction semi-automatique 88

3.2 Analyse de l'alignement postural 88

CONCLUSION GENERALE 91

Références bibliographiques 94

Remerciements

Je voudrais commencer ce manuscrit par remercier toutes les personnes qui ont participé à ces trois années de projet et ont ainsi contribué à sa réalisation.

Je voudrais bien évidemment vivement remercier Wafa Skalli pour avoir été la directrice de cette thèse et pour son expérience et sa culture dans le domaine nouveau qu'était pour moi la biomécanique du rachis. Travailler avec Mme Skalli a été un privilège très enrichissant tant personnellement que professionnellement.

Je souhaite aussi remercier Agathe Nérot et Sylvain Persohn pour le large accompagnement et l'investissement qu'ils ont apporté à ces travaux. Merci à Agathe pour avoir permis à ces travaux de commencer avec une bonne dynamique et d'avoir largement participé à des échanges constructifs entre l'Institut de Biomécanique Georges Charpak et nos partenaires industriels Stryker. Merci à Sylvain pour avoir partagé ses compétences en modélisation et d'avoir permis d'enrichir ces travaux d'une dimension expérimentale. Merci aussi à Marine Souq pour ses talents d'organisation et son énergie.

Je tiens à remercier l'ensemble des membres du jury pour avoir accepté de prendre le temps d'évaluer les travaux réalisés dans cette thèse et pour l'opportunité donnée d'avoir pu échanger avec eux. Merci aux professeurs David Mitton et Yann-Philippe Charles pour avoir accepté le rôle de rapporteurs. Merci au docteur Emmanuelle Ferrero, au docteur Mourad Ould-Slimane, au docteur Camille Damade, au docteur Emilie De Brosses et au professeur Philippe Rouch pour avoir accepté le rôle d'examinatrice-eur-s.

Je tiens également à remercier tout particulièrement Jean-François Oglaza avec qui les échanges ont toujours permis de faire progresser nos travaux et dont l'investissement a contribué à la dynamique agréable entre l'Institut et Stryker. Son enthousiasme et sa passion ont toujours réussi à donner du sens à ces travaux et travailler avec lui a été un franc plaisir.

Merci à l'équipe de l'hôpital Charles Nicolle à Rouen, en particulier Mourad Ould-Slimane dont la participation engagée a permis un partenariat de collecte nécessaire au déroulement de ce projet. Merci aussi pour son aide volontaire quand j'ai cherché à me former à la classification clinique des fractures.

Merci à l'équipe de l'hôpital Pellegrin Tripode à Bordeaux, en particulier Camille Damade et Olivier Gilles dont la participation engagée a permis un partenariat de collecte nécessaire au

déroulement de ce projet. Merci aussi pour l'accueil dans votre service et les échanges avec l'ensemble de votre équipe qui ont permis d'éclairer nos objectifs.

Merci à l'équipe de l'hôpital Bichat-Beaujon à Paris, en particulier Marc-Antoine Rousseau et Cédric Maillot dont la participation engagée a permis un partenariat de collecte nécessaire au déroulement de ce projet. Merci aussi pour votre aide précieuse et vos conseils lors de la rédaction de mon premier article.

Il me reste à remercier l'ensemble des membres de l'Institut pour les moments sympathiques. Merci à tous pour ces trois années riches en évènements. En particulier je tiens à remercier Aurore Bonnet-Lebrun et Cécile Heidsieck pour avoir partagé notre bureau pendant cette thèse et d'avoir supporté mes chantonnements. Merci aussi à Christophe Muth-Seng pour son humeur revigorante et sa bienveillance.

Je tiens aussi à remercier Claudio Vergari pour les échanges toujours agréables et enrichissants. En particulier, je tiens à le remercier pour son soutien dans la fin de rédaction de ce manuscrit.

Je terminerais ces remerciements par un merci à ma famille et mes amis pour leur soutien et leur écoute pendant ces années qui ont eus leurs moments difficiles. Merci à Charlie et Hugo pour les nuits blanches passées à m'écouter rédiger. Merci à Alexandre et César pour leurs conseils et leur recul. Merci à Thomas, Ahmed et El'hadj pour les moments passés sur les terrains de basket et en dehors.

INTRODUCTION GENERALE

La colonne vertébrale joue de multiples rôles biomécaniques, tels que le transfert des efforts et des mouvements entre le haut du corps et le pelvis ainsi que la protection de la moelle épinière. En conséquence la perturbation de ses fonctions peut induire des douleurs, des pertes de mobilité et d'autonomie et impacte significativement la vie des patients.

En particulier, la fracture d'un corps vertébral induit des symptômes sévères. En pratique, cette fracture se traduit par une altération de la géométrie et de l'intégrité de la vertèbre en conséquence d'un événement traumatique (chute, coup, autres) ou d'une fragilisation pathologique (ostéoporose, tumeurs, autres). Les caractéristiques et la sévérité de cette pathologie présentent de nombreuses variations, notamment dans le cadre des fractures traumatiques, en lien avec les spécificités du patient et de l'événement traumatique. Les classifications cliniques, telles que celles de Magerl (Magerl et al 1994), de l'AO (référence) ou de Mc Kormak (Mc Kormak et al 1994) proposent la hiérarchisation des fractures à partir de l'observation des données d'imagerie. Ces classifications permettent d'orienter le parcours clinique du patient mais il n'existe pas de consensus quant à leur utilisation pour choisir une solution spécifique (Cahueque et al 2016, Wood et al 2014). En particulier, quand le recours à un acte chirurgical est nécessaire, de nombreux types d'implants permettent d'adapter la stratégie chirurgicale en fonction des spécificités de la lésion en présence.

La stratégie chirurgicale a pour objectif de soulager les symptômes du patient en restaurant la vertèbre fracturée, en suppléant le rachis ou en remplaçant une partie par un implant afin de supporter le rachis dans ses fonctions structurelles.

La jonction thoracolombaire est la plus sujette aux fractures vertébrales en lien avec sa rigidité (Magerl et al 1994). Dans ces cas, les implants de fusion sont largement utilisés et permettent la réduction des contraintes sur la corde spinale et des douleurs associées en immobilisant les vertèbres adjacentes (Dai et al 2007). L'utilisation de cette technique aboutit à des résultats cliniques positifs mais peut entrainer des complications mécaniques telles que des ruptures d'implants (principalement des vis pédiculaires) (Knop et al 2002) ou des pertes de corrections postopératoires (Jutte et al 2002). Par ailleurs, la perte de mobilité du segment instrumenté peut induire la dégénérescence des niveaux adjacents.

Différentes stratégies d'instrumentation postérieures existent par l'adaptation du nombre de vertèbres instrumentées ou par l'utilisation d'implants dynamiques qui permettent la conservation partielle des mouvements naturels du rachis. Néanmoins ces implants ne permettent pas de corriger et de supporter les parties centrale et antérieure de la colonne. Ce manque peut induire des complications et dans certains cas une reprise chirurgicale (Knop et al,2002, Jacobson et al 2020).

Ainsi, il peut être proposé dans certains cas de renforcer la colonne antérieure afin de réduire les risques de complications mécaniques (Alanay et al 2001, Lee et al 2009). En particulier pour des solutions minimalement invasives, la vertébroplastie ou la kyphoplastie visent à la correction de la géométrie et au support de la colonne antérieure via l'injection de ciment osseux dans le corps vertébral. Ces techniques sont néanmoins liées à des complications propres telles que la recompression postopératoire et la fuite du ciment (Jae Lee et al 2010).

Plus récemment, la société VEXIM/STRYKER a développé un implant cranio-caudal expansible, le SpineJack, pour la reconstruction et le support de la colonne antérieure dans le cadre du traitement des fractures vertébrales de compression (Noriega et al 2015, Renaud et al 2015). Le SpineJack est inséré dans le corps vertébral par les pédicules, se déploie afin de restaurer la géométrie puis reste en place afin de supporter la colonne et d'empêcher la recompression du corps. Sa conception lui permet d'être combiné lors d'un unique temps chirurgical avec une injection de ciment osseux et d'une fixation postérieure (Noriega et al 2015, Renaud et al 2015).

Les situations multiples, combinaisons d'implants et spécificités du traumatisme, ont poussé la société VEXIM/STRYKER à mettre en place plusieurs projets d'évaluation et d'essais afin de mieux comprendre l'impact des différents choix d'instrumentation et de souligner les paramètres du patient à prendre en compte. C'est dans ce contexte que les travaux présentés dans ce mémoire ont été mis en place avec pour objectif de mener une analyse biomécanique des différentes stratégies d'instrumentation, en particulier celles associées au SpineJack, pour le traitements des fractures vertébrales de compression.

Les analyses in vivo et les essais in vitro offrent la possibilité d'étudier et de mieux comprendre l'impact des stratégies lors de leur utilisation mais restent limités, respectivement par la cohérence des comparaisons inter-patient et par la quantité d'essais réalisables. Par ailleurs, la modélisation est limitée par la complexité de prendre en compte tous les aspects d'une utilisation pratique mais permet, lorsqu'elle est évaluée, la simulation d'un grand nombre de situations sans être impactée par des variations inter-spécimen.

Par ailleurs, l'importance de la sévérité de la fracture dans le choix d'une stratégie soulève des questions liées à la définition de cette sévérité lors de la routine clinique. En effet, si des classifications sont régulièrement utilisées pour hiérarchiser les fractures, ces dernières ne proposent pas une analyse quantitative des caractéristiques des vertèbres fracturées. Ainsi, il pourra être intéressant de proposer un tel outil de caractérisation afin de préciser et compléter les méthodes de classifications usuelles. La caractérisation quantitative des fractures pourrait

permettre de proposer plus d'informations aux chirurgiens dans leurs décisions thérapeutiques et d'ouvrir des perspectives en termes de représentation de la fracture.

La première étape de cette thèse a ainsi été de proposer un modèle éléments finis du rachis thoracolombaire instrumenté et de l'évaluer grâce à la mise en place d'essais in vitro sur les instrumentations correspondantes. Ce modèle évalué a ensuite été utilisé pour l'analyse biomécanique de ces instrumentations puis pour l'exploration de nombreuses stratégies instrumentales. En parallèle, une collecte de données cliniques a été mise en place pour enrichir et compléter les résultats de simulation par l'analyse rétrospective et prospective des résultats de différentes stratégies, puis pour développer un processus de caractérisation géométrique et structurelle préopératoire.

L'objectif est ainsi d'obtenir un large spectre d'informations complémentaires pour l'évaluation des différentes stratégies chirurgicales. Ces informations permettraient de mieux comprendre l'impact de ces stratégies en fonction des caractéristiques et pourraient fournir aux chirurgiens des éléments de réflexions pour étayer leurs décisions cliniques.

BASES ANATOMIQUES ET CONTEXTE CLINIQUE

1 LA COLONNE VERTEBRALE

1.1 Généralités

La colonne vertébrale (ou rachis) est un élément structurel du squelette axial qui relie le crâne aux membres inferieurs via le bassin (figure 1). Elle est constituée d'un empilement de vertèbres associées entre elles par un système disco-ligamentaire. On distingue trois régions du rachis, la région cervicale, la région thoracique et la région lombaire. La forme des vertèbres évolue en lien avec leur localisation. Dans la région cervicale, les vertèbres sont de taille réduite et permettent une grande mobilité, dans la région thoracique, la partie postérieure des vertèbres est liée à la cage thoracique et dans la région lombaire, les vertèbres sont plus volumineuses et reprennent la majorité des efforts dus au poids. L'empilement des vertèbres forme une structure courbe, au travers de laquelle passe la moelle épinière, avec les régions cervicale et lombaire en lordose et la région thoracique en cyphose.

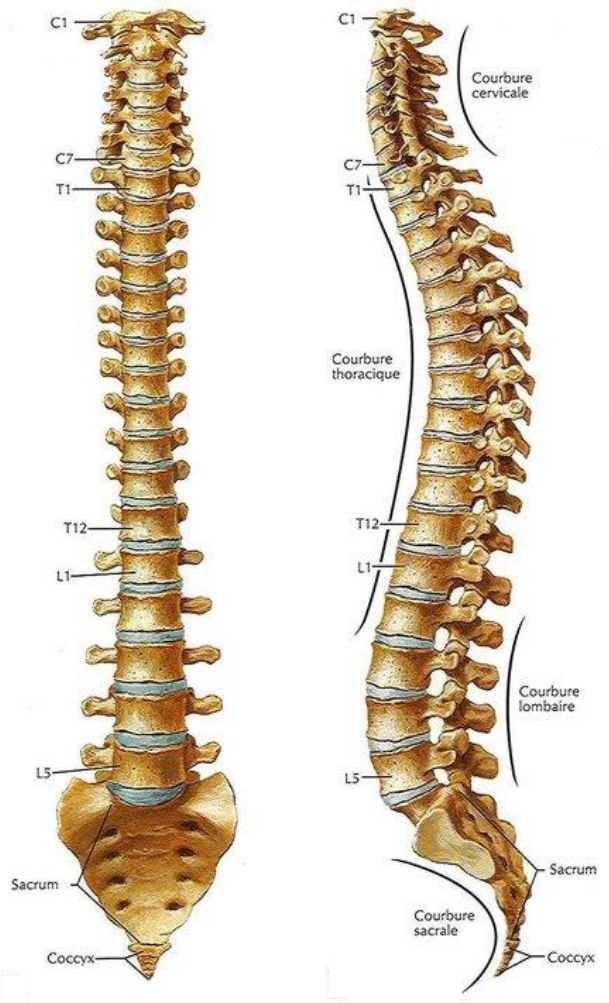


Figure 1 : Anatomie générale de la colonne vertébrale (Seoud 2012)

Même si il existe des exceptions, la région cervicale est classiquement constituée de 7 vertèbres (C1-C7), la région thoracique de 12 (T1-T12) et la région lombaire de 5 (L1-L5). On peut aussi compter les 4 ou 5 vertèbres coccygiennes qui, soudées, forment le sacrum.

Cette structure est capable de grandes rotations dans les différentes directions de l'espace, dans le plan sagittal par la flexion-extension, dans le plan frontal par l'inflexion latéral et dans le plan transversal par la rotation axiale (figure 2). Ces deux derniers mouvements sont fortement couplés.

La colonne vertébrale a ainsi trois fonctions biomécaniques fondamentales :

- Assurer le transfert des efforts et moments entre le haut du corps et le bassin.
- Assurer la mobilité de l'ensemble crâne-tronc par rapport au bassin.
- Protéger la moelle épinière.

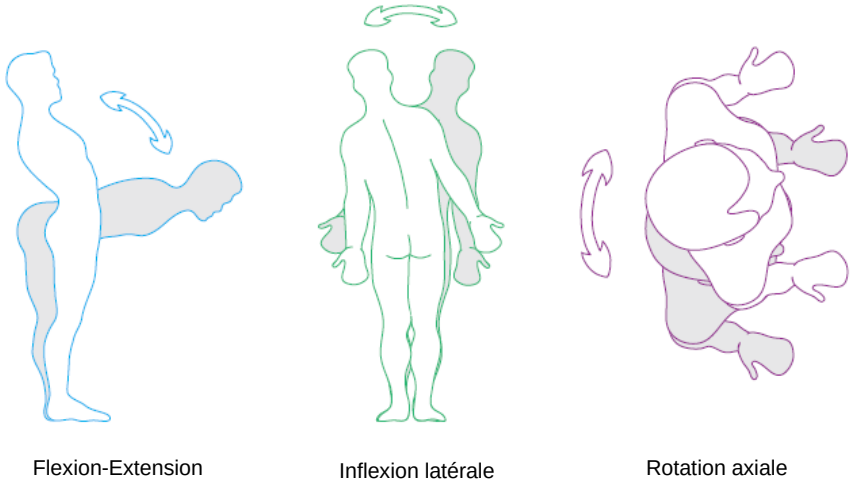


Figure 2 : Mouvements du rachis (adapté de Martino et al 2011)

1.2 Composants

1.2.1 Vertèbres

La structure osseuse de la vertèbre peut être décomposée en une structure antérieure (corps vertébral) et une structure postérieure (apophyses transverses, facettes articulaires, lames et apophyse épineuse) reliées entre elles par les pédicules (figure 3).

Le corps vertébral a une forme globalement cylindrique. C'est un volume d'os spongieux entouré par une couche d'os cortical. On observe des plateaux cartilagineux sur les faces

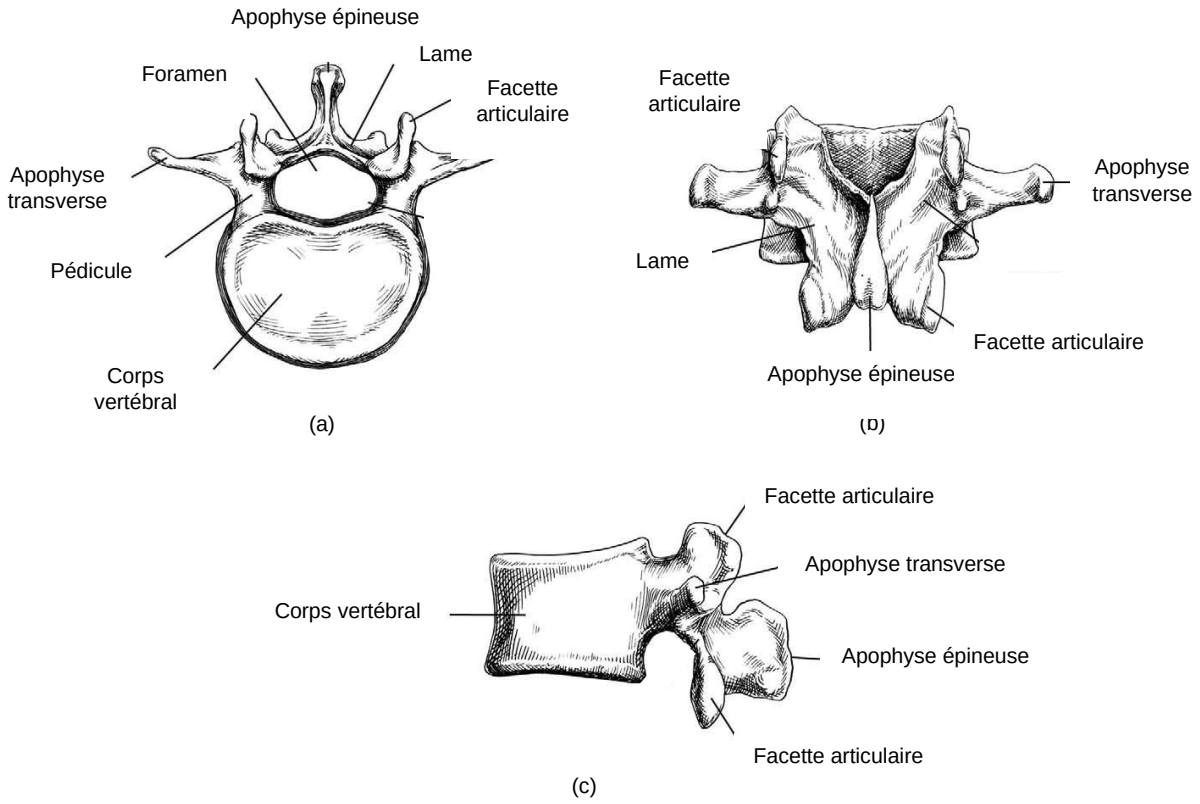


Figure 3 : Description d'une vertèbre (adapté de Ebrabeim et al 2004), (a): vue transverse, (b): vue postérieure, (c): vue sagittale

supérieure et inférieure qui jouent le rôle d'interfaces avec les disques adjacents. Sur la partie haute de la zone postéro-latérale du corps se trouvent les pédicules, d'une architecture osseuse similaire au corps, qui font la liaison avec la structure postérieure de la vertèbre.

La structure postérieure permet, d'une part, l'articulation entre les vertèbres par le biais des facettes articulaires et d'autre part l'attache des ligaments et des muscles via les apophyses transverses et épineuses.

Complété par les lames, l'espace formé entre les structures antérieure et postérieure est un canal (foramen) protecteur au travers duquel passe la moelle épinière depuis le crâne jusqu'à sa ramification dans la région lombaire.

1.2.2 Disques intervertébraux

Le disque intervertébral est composé d'un noyau (nucleus pulposus) entouré d'une structure composite (annulus fibrosus). Il est positionné entre deux corps vertébraux et permet leur mouvement relatif (figure 4).

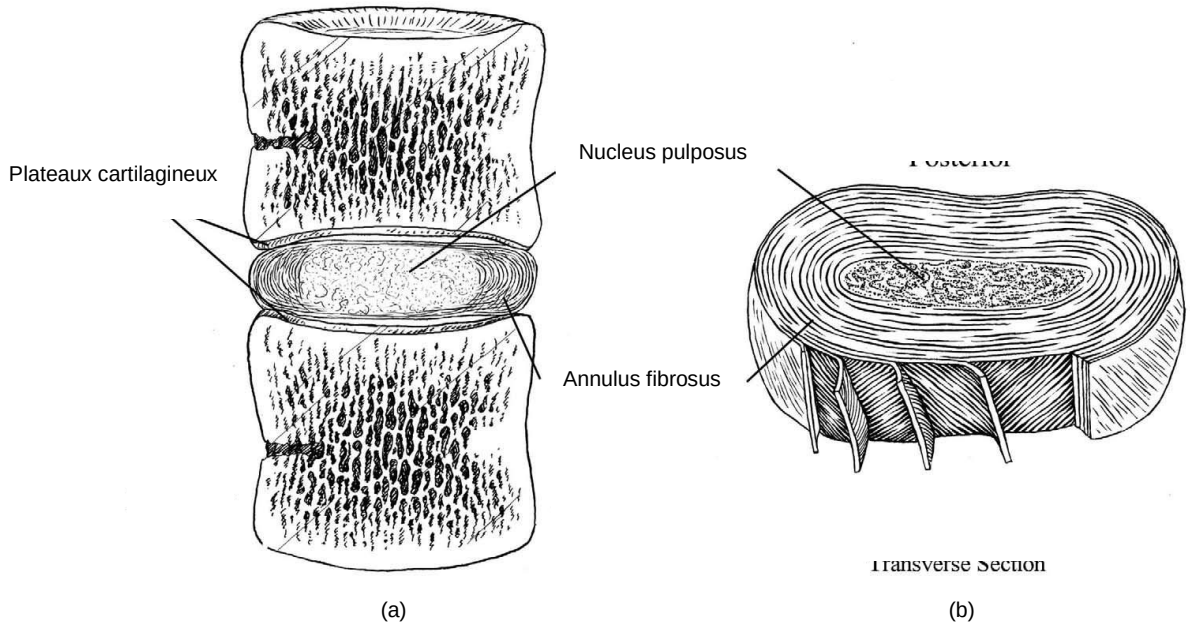


Figure 4 : Description d'un disque intervertébral (adapté de Ebrabeim et al 2004), (a): section sagittale, (b): section transverse

Le nucleus est un élément riche en eau ce qui lui donne un comportant quasi-incompressible. L'annulus est une structure composite de fibres englobée dans une matrice de collagène. Il entoure le nucleus en couches lamellaires concentriques successives. L'orientation des fibres évolue entre 20° et 50°. Le nucleus permet la répartition des charges en compression axiale et l'annulus joue un rôle de régulateur, complémentaire de la structure ligamentaire, lors des mouvements, notamment de rotation axiale.

1.2.3 Système ligamentaire

Les ligaments sont des tissus passifs régulateurs qui permettent de limiter les mouvements excessifs entre les vertèbres et déclenchent certains reflexes musculaires. Ils présentent un comportement fortement non linéaire. Ils ne sont pas capables de se contracter mais résistent à de grands efforts de traction.

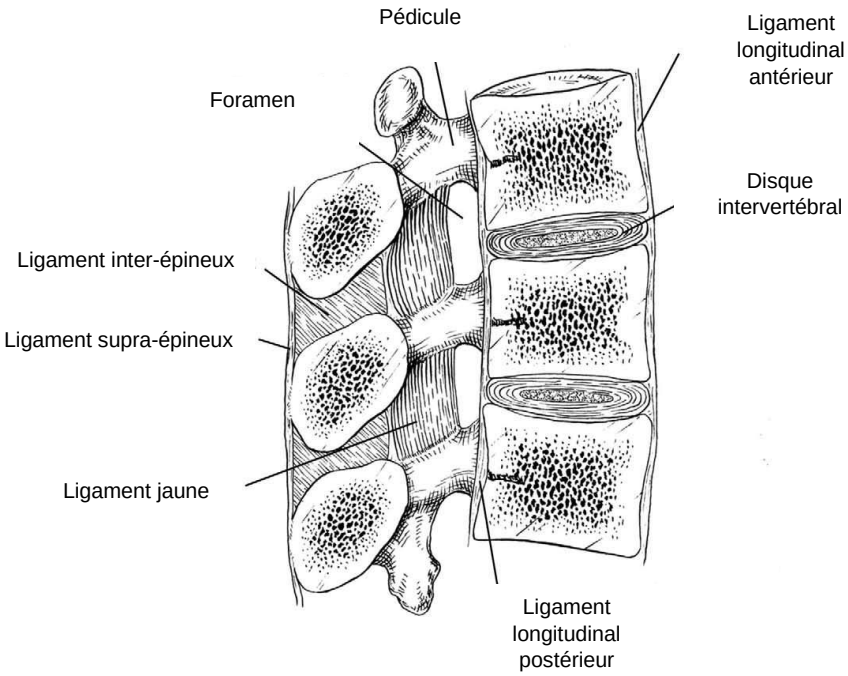


Figure 5 : Description du système ligamentaire, section sagittale (adapté de Ebrabeim et al 2004)

Le ligament jaune s'insère entre la partie inférieure de la lame sus-jacente et la crête de la lame sous-jacente et relie les arcs postérieurs des différentes vertèbres. Les ligaments inter- et supra-épineux relient les apophyses épineuses adjacentes avec des points d'attache respectivement entre leurs faces crâniales et caudales et entre leurs extrémités dorsales (figure 5). Ces ligaments limitent le risque d'hyperflexion (flexion au-delà du seuil physiologique).

Les ligaments longitudinaux antérieur et postérieur s'étendent le long des corps vertébraux sur toute la longueur du rachis et assurent une cohésion globale. Le ligament longitudinal postérieur s'insère le long du foramen et limite l'hyperflexion (figure 5). L'antérieur s'insère sur les faces ventrales des vertèbres et des disques et limite l'hyperextension.

2 LES FRACTURES VERTEBRALES

La jonction thoracolombaire (T11-L3) reprend, par sa rigidité, une grande partie des charges liées au poids et on observe généralement une apparition de pathologie, notamment traumatique, plus fréquente dans cette zone (Cahueque et al 2016). Dans le contexte de cette thèse, la suite de notre revue se concentrera sur cette zone et sur les fractures nécessitant un acte chirurgical.

2.1 Généralités

Les Fractures de Compressions Vertébrales (FCV) sont des lésions (figure 6) qui peuvent être causées par un événement traumatique (chute, coup, autres) ou par une fragilisation pathologique (ostéoporose, tumeurs, autres). Elles peuvent se traduire par une perte de hauteur, la déformation en cyphose de la partie antérieure du corps vertébral, la disruption de la partie postérieure avec rétropulsion des fragments dans le foramen et l'affaissement des plateaux cartilagineux. Les classifications cliniques (Magerl, AO) permettent d'organiser les types et sévérités des fractures en fonction de l'observation, ou non, de ces différents symptômes.

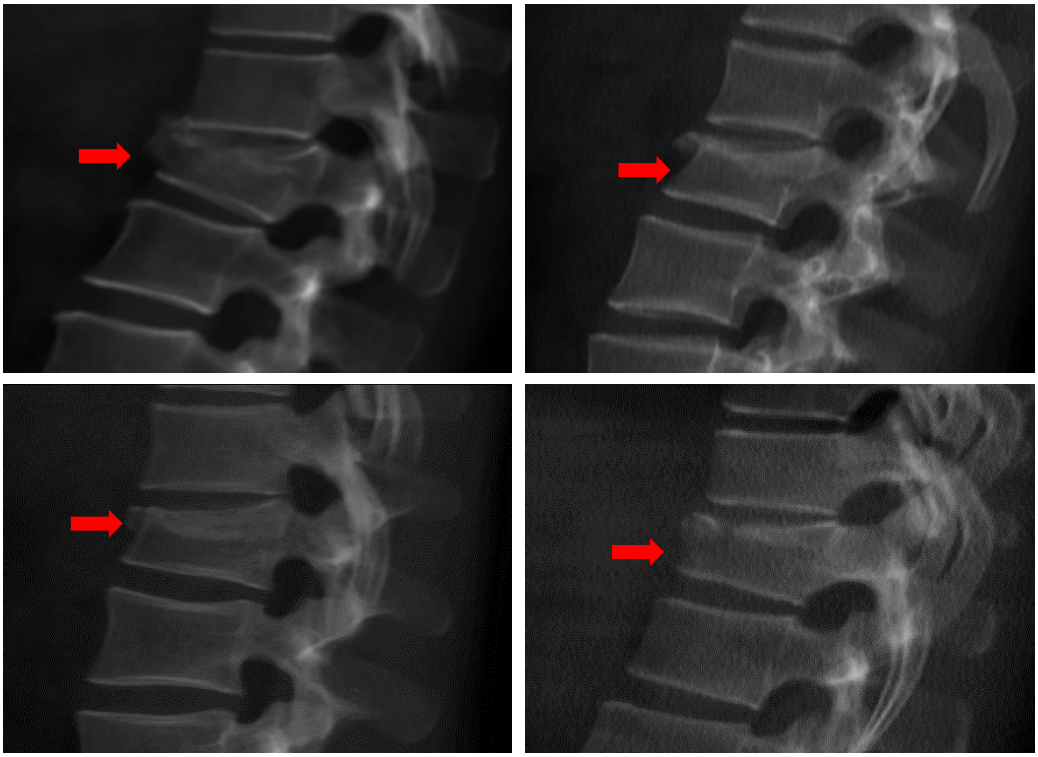


Figure 6 : Fractures vertébrales de rachis thoracolombaire

C'est une pathologie handicapante, de par sa proximité avec la moelle épinière, qui requiert un examen radiologique. Elle peut induire de sévères douleurs, localisées au niveau de la fracture, ou diffuses dans les membres inférieurs en cas d'atteinte neurologique. La mobilité des patients est réduite et peut être totalement bloquée, dans les cas sévères, jusqu'à prise en charge.

Le parcours clinique commence classiquement par un premier examen permettant de diagnostiquer et de localiser la fracture. Cet examen peut être radiologique ou scanner en fonction de la mobilité du patient. S'il n'a pas été réalisé directement, l'examen scanner permet de faciliter l'observation de la fracture, sa classification et oriente la planification chirurgicale.

Après l'acte chirurgical, des examens de suivi sont réalisés afin de s'assurer de l'absence de complications. Ces suivis se composent d'une prise de radiographie, du renseignement de questionnaires cliniques et parfois d'examens complémentaires (clichés dynamiques, analyse de la marche, autres).

2.2 Analyse de la fracture

La tomodensitométrie (TDM) est la méthode d'imagerie la mieux adaptée à l'observation morphométrique des structures osseuses et est donc utilisée en routine clinique pour le diagnostic des fractures vertébrales et la planification de la stratégie thérapeutique. L'examen scanner (ou CT-scan) est réalisé localement autour de la zone d'intérêt.

Cette méthode repose sur l'absorption des rayons X par le corps humain et fournit une série d'images en coupe, espacée d'environ 1 millimètre. Pour obtenir chaque coupe, les émetteurs et les récepteurs tournent autour du patient en position allongée et acquièrent une série d'images (figure 7). Ces images permettent la construction d'une cartographie 2D de la structure interne (coupe). Chacune de ces coupes représente ainsi la cartographie des coefficients d'absorption liés aux tissus sur cette coupe.

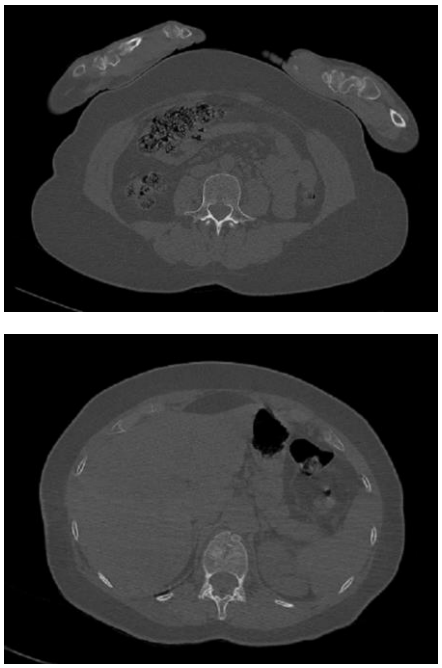


Figure 7 : Coupes transversales de vertèbres obtenues lors d'une tomodensitométrie du rachis lombaire

2.3 Classifications

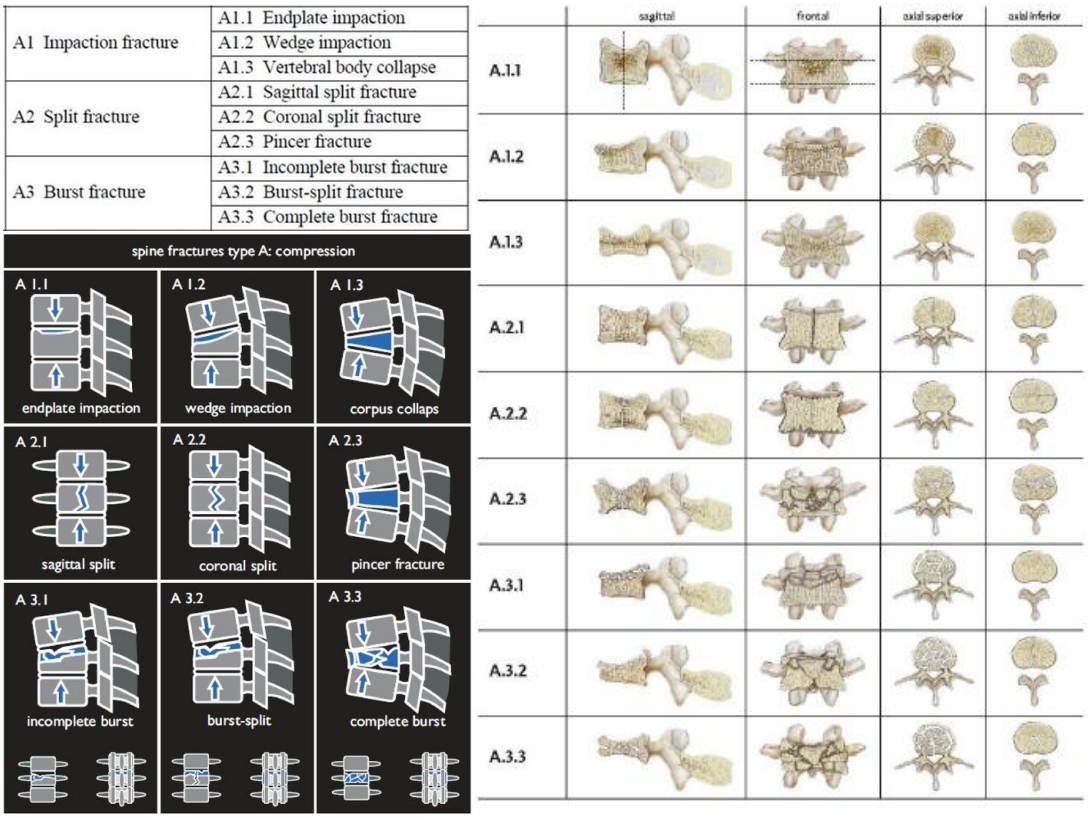
Les classifications cliniques sont des outils de hiérarchisation des fractures vertébrales. Ces classifications ont pour objectif de classer les différentes fractures en fonction du mécanisme lésionnel et la sévérité du traumatisme. Elles se basent sur un ensemble d'observations semi-qualitatives issues de l'interprétation des images cliniques par un médecin qualifié.

Parmi les classifications usuelles, on peut citer la classification de Magerl, la classification de AO Spine ou encore les classifications à score telles que la Load Sharing Classification (LSC) ou la Thoracolumbar Injury Severity Scale and Score (TLISS).

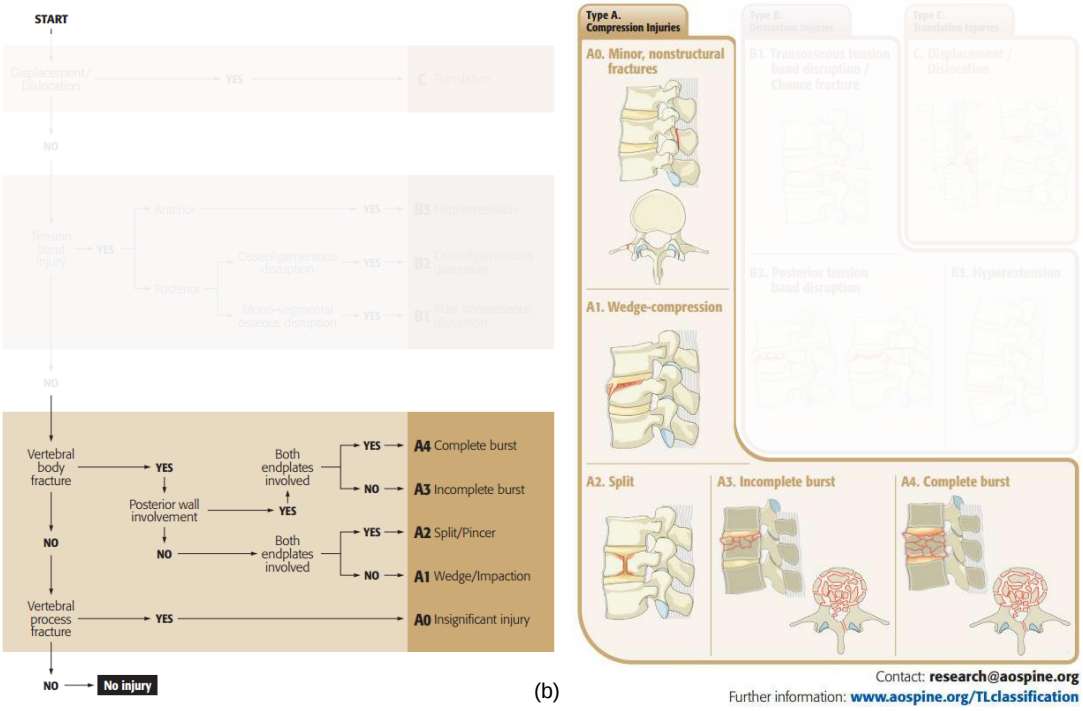
Les classifications de Magerl et de l'AO Spine permettent l'organisation des différents types de fracture en fonction du traumatisme (compression, distraction ou translation) et de l'observation des lignes de fracturation et de la sévérité de la fragmentation du corps vertébral. La classification de l'AO Spine se distingue par la proposition d'un arbre décisionnel permettant d'aboutir aux classifications. Ces dernières sont décrites par une lettre et un ou deux chiffres. Les critères pris en compte dans ces classifications sont illustrés dans la figure 8.

Les classifications comme la Load Sharing Classification (LSC) ou la Thoracolumbar Injury Severity Scale and Score (TLISS) permettent l'attribution d'une valeur numérique à la fracture observée en fonction de l'observation ou non des différents symptômes considérés. Ces symptômes s'intéressent à la déformation sagittale, à la répartition des fragments osseux, aux troubles neurologiques ou bien à l'atteinte ligamentaire. Le score obtenu permet une évaluation globale des différents aspects de la fracture. Les critères pris en compte dans ces classifications sont illustrés la figure 9.

Bien que ces classifications soient régulièrement utilisées en clinique, leur reproductibilité et leur utilité clinique dans le choix de traitement, en particulier pour les fractures de compression, restent controversées (Curfs et al. 2020).

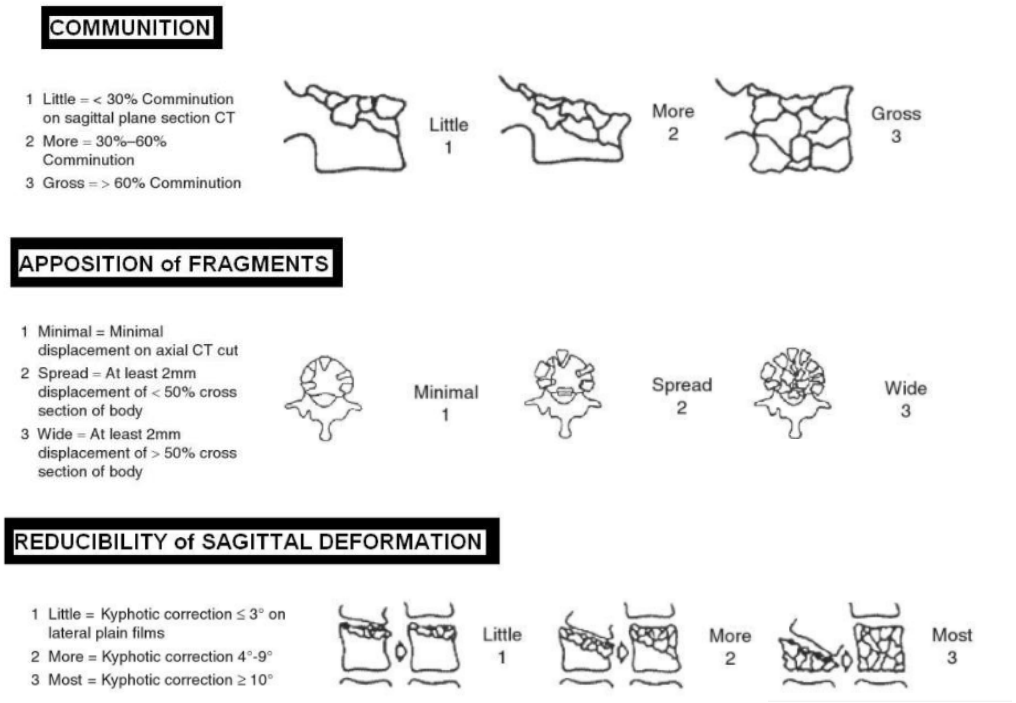


(a)



(b)

Figure 8 : Organigrammes de classifications clinique des fractures vertébrales (adapté de http://www.aospine.org/), (a): Magerl, (b): AOSpine



(a)

MECHANISM TYPE	QUALIFIER	POINTS
		1
Compression	Lateral angulation >15°	1
	Burst	1
Translational/rotational		3
Distraction		4
NEUROLOGIC INVOLVEMENT	QUALIFIER	POINTS
Intact		0
Nerve root		2
Cord, conus medullaris	Incomplete	3
	Complete	2
Cauda Equina		3
POSTERIOR LIGAMENTOUS COMPLEX		POINTS
Intact		0
Injury suspected/indeterminate		2
Injured		3

(b)

Figure 9 : Critères et scores associés pour les classification de (a): McCormak (LSC) et (b): TLISS (adaptée de Mc Cormak et al, 1994 et Lim et al, 2006)

2.4 Analyse de la posture

2.4.1 Radiographie standard

La radiographie standard est une méthode qui permet l'acquisition d'une image projetée et permet l'observation de la structure interne, en particulier osseuse, pour le diagnostic ou le suivi postopératoire. L'examen est réalisé de face ou de profil sur une zone variable qui permet de visualiser la zone d'intérêt et son environnement. Pour l'observation de l'alignement postural global, il est important d'étudier des clichés « grand axe » qui incluent l'ensemble de la colonne jusqu'au crâne ainsi que les têtes fémorales. Dans le cadre de nos travaux nous ne nous concentrerons par sur cet examen.

2.4.1 Stéréoradiographie avec le système EOS

Le système de stéréoradiographie à basse dose EOS est issu d'une collaboration entre la société EOS Imaging, l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, le Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie de Montreal et l'Hôpital Saint-Vincent de Paul. Ce système est composé de deux ensembles source/récepteur qui permettent la prise simultanée d'une paire de radiographies bi-planes (face et profil) du patient de la tête aux pieds.

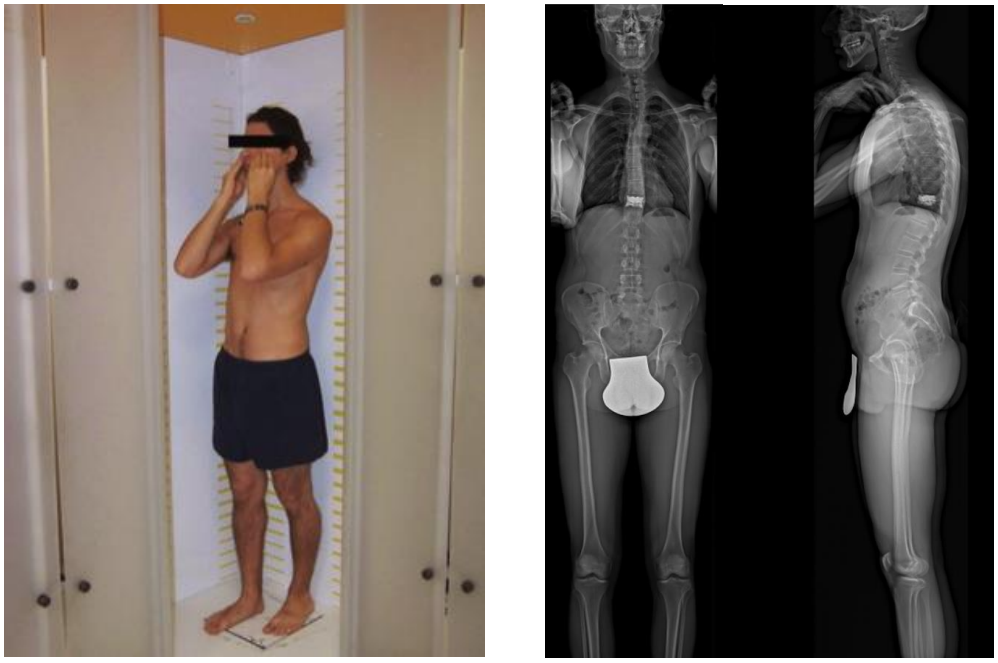


Figure 10 : Patients dans une cabine EOS (EOS Imaging) et radiographies bi planes

Cette paire de radiographie peut être utilisée dans des méthodes de reconstruction qui permettent l'obtention de la structure tridimensionnelle. Ces méthodes partent de modèles

génériques prépersonnalisés qui sont ensuite déformés pour obtenir la structure spécifique étudiée. L'utilisation de cette structure 3D pour la mesure des paramètres de l'alignement postural permet l'accès aux paramètres locaux et en particulier aux paramètres globaux.

3 LES TRAITEMENTS CHIRURGICAUX

3.1 La fusion par arthrodèse postérieure

La fusion lombaire consiste en l'immobilisation de plusieurs vertèbres adjacentes au niveau blessé afin de corriger une courbure anormale du rachis, décompresser le foramen et réduire les efforts passant par la zone blessée (figure 11). C'est le traitement de référence en termes de chirurgie du rachis et il est utilisé dans un large spectre de pathologies (fractures, déformations posturales, sténoses lombaires, dégénérescence discales ou lors de complications d'interventions précédentes).

La fusion est classiquement réalisée par un système vis-tiges. Les vis sont mises en place dans les pédicules puis liées longitudalement par une tige d'arthrodèse. L'opération s'effectue sous contrôle radiographique afin d'adapter les gestes aux spécificités du patient. Afin de limiter les risques de traumatismes musculaires, cette stratégie peut être réalisée avec des abords mini-invasifs.

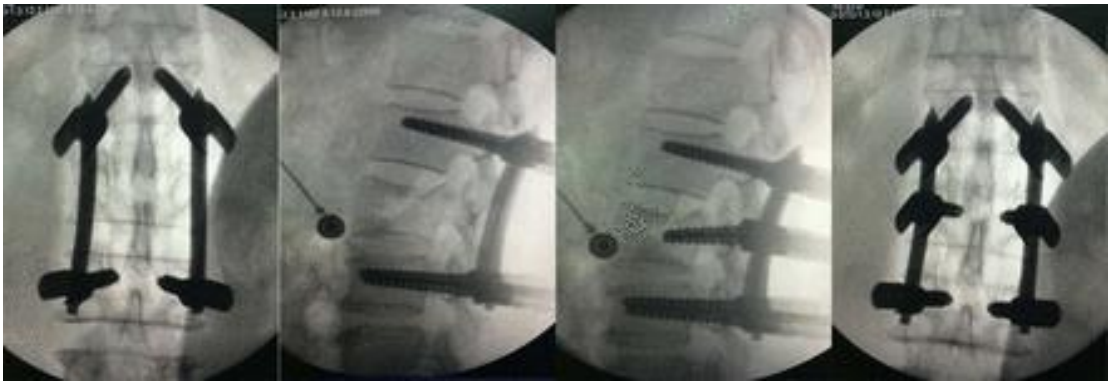


Figure 11 : Systèmes vis-tiges utilisés pour le traitement de fractures vertébrales (Hu et al 2019)

❖ *Les complications*

Les risques de complication mécaniques se situent autour des vis (rupture ou chambres de mobilité) et sur les disques adjacents à l'instrumentation (figure 12).

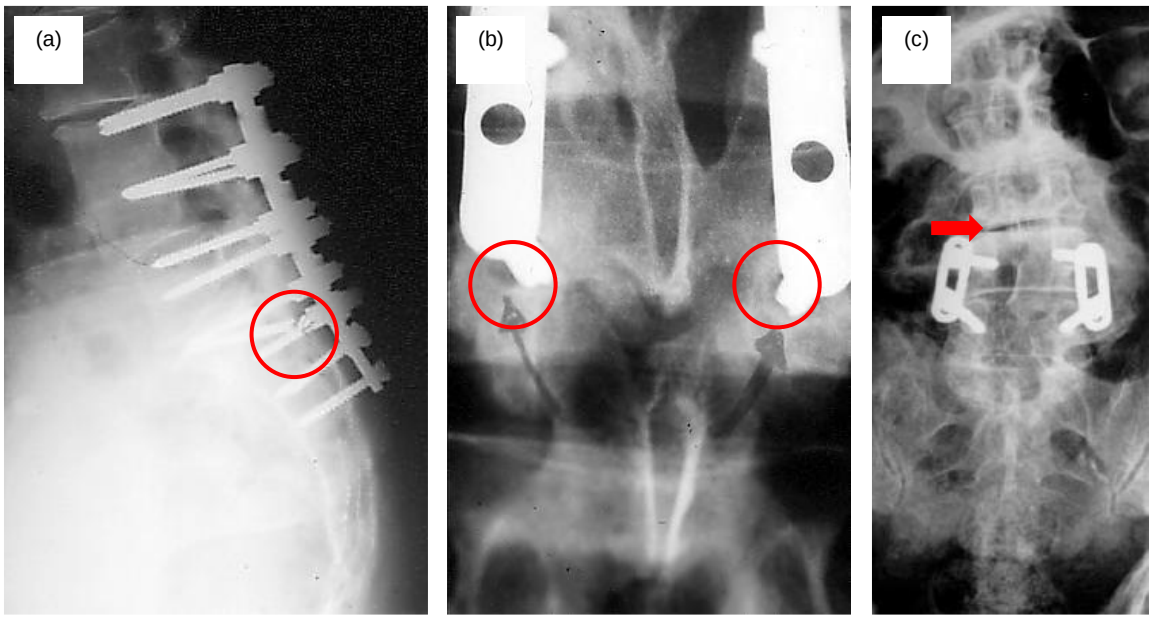


Figure 12 : Exemples de complications mécaniques (adaptée de Mosnier 2008), (a): rupture de vis, (b): chambres de mobilité, (c): dégénérescence du disque adjacent

3.2 La vertébroplastie et la kyphoplastie

La vertébroplastie est une intervention de stabilisation du corps vertébral par l'injection percutanée d'un ciment osseux, classiquement en polymethylmethacrylate, dans l'os spongieux (figure 13). Elle vise à renforcer la vertèbre et à prévenir la progression de la perte de hauteur du corps et de la déformation cyphotique. C'est un traitement largement utilisé en cas de perte d'intégrité osseuse.

La kyphoplastie est une stratégie similaire à la vertébroplastie qui est complétée par l'insertion, le gonflage puis le retrait d'un ballonnet à l'intérieur du corps vertébral antérieurement à l'injection de ciment osseux. Cette étape supplémentaire facilite l'injection et permet la correction de la perte de hauteur ainsi que de la déformation avant la stabilisation de la fracture. Cette correction morphologique peut être limitée par le retrait du ballon avant l'injection de ciment.

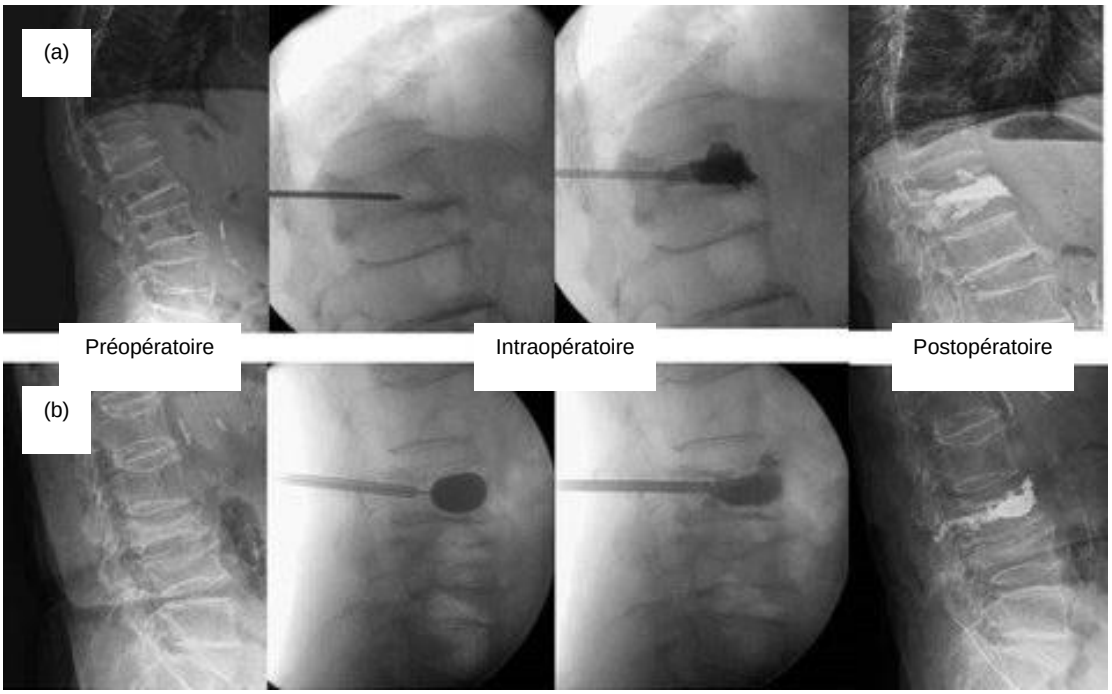


Figure 13 : Procédures de (a) vertébroplastie et de (b) kyphoplastie (adapté de Liao et al 2021)

❖ *Les complications*

Les complications reportées sont liées aux fuites du ciment osseux en lien avec la recompression du corps vertébral traité.

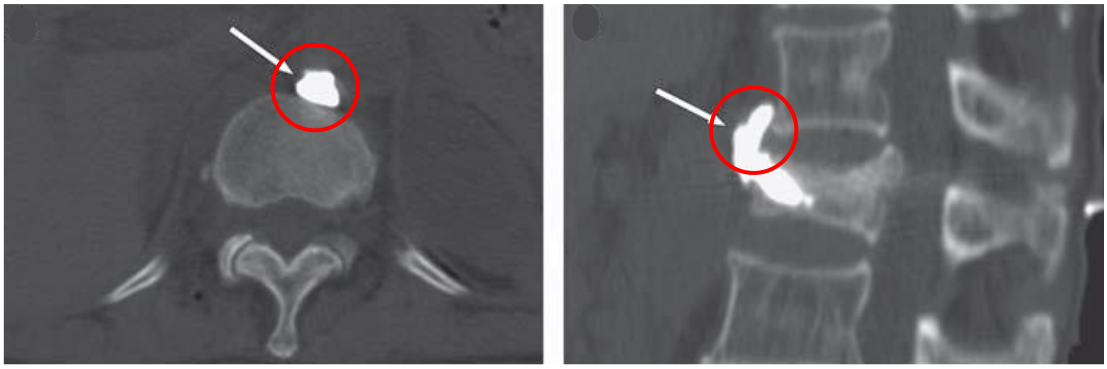


Figure 14 : Exemple de fuite de ciment (adaptée de Jae Lee et al 2010)

3.3 Le SpineJack

Le SpineJack est un implant expansible de reconstruction et de support du corps vertébral. Le principe est similaire à la kyphoplastie, avec une insertion au travers des pédicules, une expansion de l'implant puis une injection de ciment osseux (figure 15).

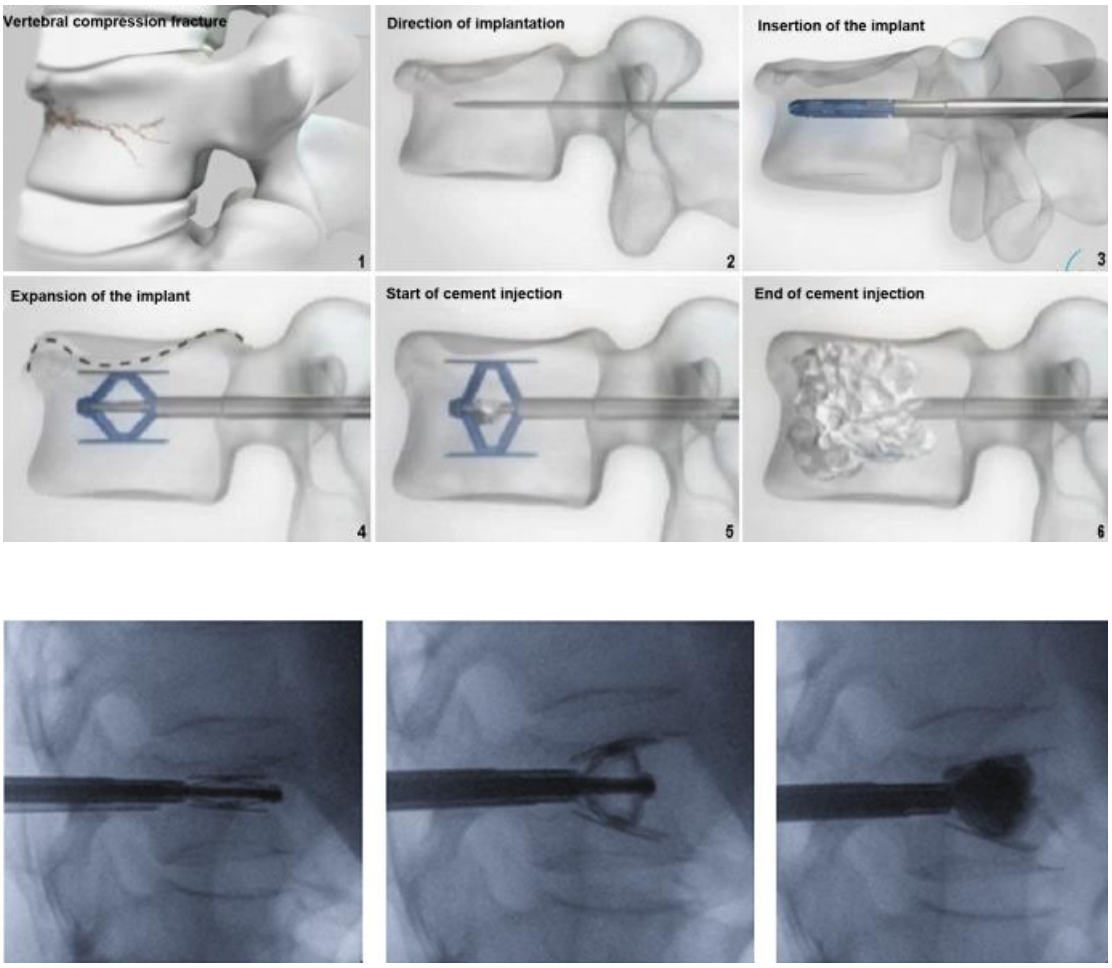


Figure 15 : Procédure de mise en place d'un SpineJack (adapté de Renaud 2015 et de Noriega et al 2015)

C'est un assemblage articulé en titane qui reste dans le corps vertébral après son placement. L'expansion du SpineJack crée une force de distraction cranio-caudale contrôlée par le chirurgien via des manettes de contrôle externes. Une fois l'ouverture souhaitée atteinte, l'articulation est bloquée et le ciment osseux est injecté au travers de l'implant afin de l'envelopper et de stabiliser la fracture. La présence post-opératoire de l'implant vise à éviter la recompression per-opératoire et limite les pertes de corrections post-opératoires.

❖ *Objectif de la thèse/SpineJack*

Le SpineJack est un implant assez récent dont l'objectif est de restaurer la morphologie de la vertèbre et d'assurer le maintien de la correction post-opératoire des hauteurs vertébrales. Le SpineJack est souvent utilisé en complémentarité d'autres gestes chirurgicaux tels que des fixations ou bien des injections de ciment.

Au travers de cette thèse, nous nous intéresserons aux questions suivantes :

- Quel est l'impact de l'utilisation du SpineJack (reconstruction de la colonne centrale/antérieure) sur la biomécanique du segment instrumenté ?
- Quel est l'impact des différentes stratégies sur les contraintes mécaniques dans les niveaux et disques adjacents ?
- Quel est le rôle du ciment et sa nécessité ?
- Comment influe le type de fracture et la stratégie chirurgicale sur les contraintes qui pourraient induire des complications mécaniques ?

Ces différentes interrogations peuvent se synthétiser sous la forme suivante : Quelles données pourraient être utilisées pour aider les chirurgiens dans le choix du traitement le plus adapté pour un scénario traumatique spécifique ?

4 SYNTHESE

La prise en main du contexte clinique a souligné deux points d'intérêt :

- La colonne vertébrale est une structure à la fois complexe et fondamentale. Il y a donc de nombreuses spécificités à prendre en compte lors de la prise en charge d'un patient pour le traitement d'une fracture vertébrale.
- Il existe de nombreuses stratégies instrumentales avec différents réglages et différents types d'implants. Cette variété permet aux chirurgiens d'adapter leurs choix thérapeutiques à chaque patient mais il existe toujours des interrogations quant à la solution la plus adaptée.

La revue bibliographique s'est donc intéressée aux paramètres influant le résultat clinique ainsi qu'aux méthodes d'évaluation de ce dernier.

REVUE BIBLIOGRAPHIQUE

L'objectif de cette thèse est de mieux comprendre le processus de choix et d'évaluation des stratégies chirurgicales pour le traitement des fractures vertébrales. Le traitement chirurgical a pour objectif de soulager les symptômes du patients (douleur, perte d'autonomie, trouble neurologique) en restaurant la vertèbre fracturée (géométrie ou qualité osseuse), en suppléant le rachis ou en en remplaçant une partie par un implant afin de supporter le rachis dans ses fonctions structurelles. Il existe différents moyens d'accéder à des informations permettant d'analyser ou de comparer l'impact de ces stratégies. La première partie de notre revue bibliographique nous a permis de mieux comprendre l'impact de certains paramètres, en particulier les paramètres posturaux, sur la nécessité d'adaptation du choix thérapeutique. Le suivi clinique est un élément fondamental de la compréhension du parcours chirurgical et a été largement utilisé afin d'étudier différents implants sur différentes populations d'études. C'est sur ces études que se focalisera la seconde partie de cette revue de littérature. Plus récemment, le développement des outils numériques a ouvert la voie à de nombreuses études de modélisation biomécanique du rachis instrumenté. Ces modélisations permettent l'accès à des informations évaluatrices complémentaires à l'analyse clinique et offrent de nombreuses possibilités de paramétrage. La troisième partie s'intéressera ainsi aux études de modélisation éléments finis du rachis instrumenté.

1 PARAMETRES DU SYSTEME THORACOLOMBAIRE

Le rachis est une structure complexe et variable et ces variabilités peuvent guider et influencer la stratégie chirurgicale à choisir. Le rachis peut être décrit par différents paramètres qui permettent d'apprécier les spécificités d'un patient. De par leurs influences sur le résultat clinique et l'apparition de complications, ces paramètres sont souvent pris en compte dans les analyses cliniques mais le sont rarement dans les simulations éléments finis.

En particulier, les courbures rachidiennes et les paramètres pelviens sont des descripteurs forts qui permettent de classifier et d'interpréter les différentes géométries du rachis. Cette partie va donc s'intéresser à la définition de paramètres posturaux pertinents lors de la prise en charge thérapeutique d'un patient pour le traitement d'une fracture vertébrale.

1.1 Paramètres pelviens

Le pelvis est le socle sur lequel repose le rachis et a, en conséquence, une forte interaction avec ce dernier en lien avec les éventuels phénomènes compensatoires qui peuvent apparaitre lors d'un traumatisme ou d'un traitement.

Le pelvis peut être décrit par l'intermédiaire des paramètres suivants :

- Version Pelvienne : Angle formé entre la verticale et la droite reliant le milieu du plateau sacré avec le milieu des têtes fémorales.
- Pente Sacrée : Angle formé entre l'horizontal et le plateau sacré.
- Incidence Pelvienne : Angle formé entre la perpendiculaire au plateau sacré et la droite reliant le milieu du plateau sacré avec le milieu des têtes fémorales.

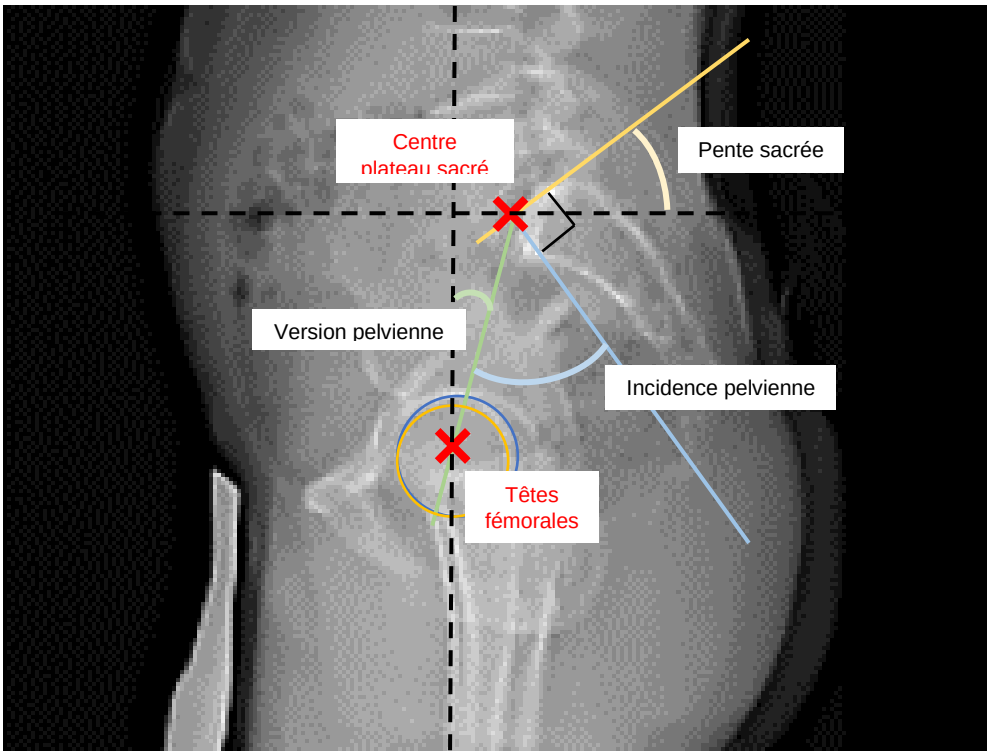


Figure 16 : Paramètres pelviens

L'influence des paramètres pelviens sur le résultat clinique a été décrit dans les travaux de Rothenfluh (Rothenfluh et al 2015).

1.2 Courbure du rachis

Le rachis est une structure courbe, reliant le pelvis et le crâne, avec les régions cervicale et lombaire en lordose et la région thoracique en cyphose. Les implants des stratégies d'instrumentation pour le traitement des fractures devront être positionnés sur ces courbures. Son alignement est donc souvent en lien avec les nécessités d'adaptation de la stratégie ou l'apparition de complications mécaniques.

Le rachis peut être décrit par l'intermédiaire des paramètres suivants, plusieurs choix de vertèbres limites existent :

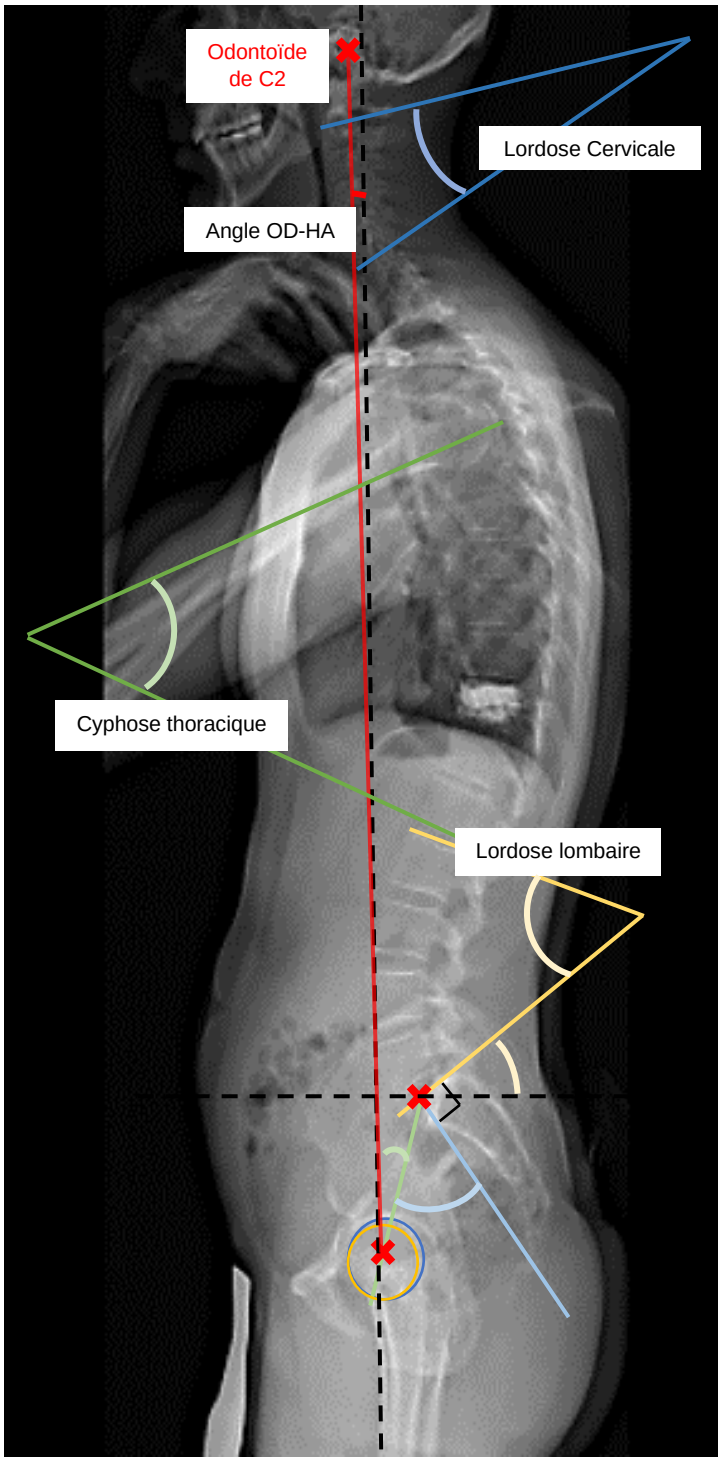


Figure 17 : Courbures du rachis

- Lordose Lombaire : Angle formé entre le plateau supérieur de S1 et le plateau supérieur de L1.
- Cyphose Thoracique : Angle formé entre le plateau inférieur de T4 et le plateau supérieur de T12.
- Lordose Cervicale : Angle formé entre le plateau inférieur de C3 et le plateau supérieur de C7.

- OD-HA : Angle formé entre la verticale et la droite reliant l'odontoïde de C2 avec le milieu des têtes fémorales.

L'influence des courbures rachidiennes sur le résultat clinique a été décrit dans la littérature (Rothenfluh et al 2015, Roussouly et al 2005).

2 ANALYSE DU RESULTAT CLINIQUE

De nombreux auteurs se sont intéressés au suivi de patient à la suite de leurs traitements pour une fracture vertébrale. Ces études ont pour objectif la collecte de caractéristiques épidémiologiques et spécifiques afin de quantifier le résultat clinique et de le mettre en lien avec les cas d'utilisation de différentes stratégies.

La richesse de ces analyses repose sur l'observation et le suivi d'indicateurs physiques et psychologiques qui permettent de juger rétrospectivement du bon choix de la stratégie initiale et par ailleurs, de détecter les cas de complications et d'orienter les stratégies d'adaptation ou de reprise.

Notamment, de nombreuses études soulignent l'importance de relever des scores cliniques. Ces scores permettent d'accéder au retour, bien évidemment subjectif, des patients sur leurs expériences vis-à-vis de l'impact du traitement. En particulier, on trouve des scores liés à la douleurs (EVA), aux capacités fonctionnelles (ODI) ou encore à la qualité de vie (SF-12(36), EQ-5D, RMDQ-24).

Par ailleurs, les paramètres posturaux, locaux ou globaux, et morphologiques ont souvent été indiqués comme un facteur à prendre en compte lors du choix d'une stratégie. On peut ainsi trouver des évaluations radiologiques qui permettent d'accéder à des paramètres locaux (écrasement de la vertèbre, cyphose locale du niveau fracturé, hauteurs du corps vertébral) ou plus rarement à des paramètres globaux (paramètres pelviens, courbure spinale grand axe, OD-HA).

Le tableau 1 présente des exemples d'études d'analyse du suivi clinique de patients traités pour des fractures vertébrales thoracolombaires avec différentes stratégies chirurgicales.

Auteurs (date)	Type d'étude	Nombre de patients	Type de fracture	Traitements	Recul clinique	Analyse EF	Observations rapportées					Taux de complication mécanique
							Score cliniques	Géométrie de la fracture	Paramètres posturaux		Complications	
									Locaux	Globaux		
Siebenga et al. (2006)	Prospective	32	Traumatique T10-L4	17 SSPF 15 NC	4,3 ans [2-6,6]	Non	EVA ; RMDQ-24	/	LSA ; RSA	/	Rupture vis	5,8%
Guven et al. (2009)	Prospective	72	Traumatique T10-L3	18 SSPF 18 SSPF + VF 18 MSPF 18 MSPF + VF	4,2 ans [2,2-6,8]	Non	/	ABH	LSA	/	NR	NR
Haiyun et al. (2010)	Prospective	37	Traumatique T10-L2	32 SSPF + Mesh cage 5 MSPF + Mesh cage	2 ans [2-2]	Non	EVA	BH	LSA	/	Subsidence cage	2,7%
Noriega et al. (2016)	Prospective	30	Ostéoporotique T7-L3	15 BKP 15 SJ	1 ans [0,1-1]	Non	EVA ; ODI ; EQ-5D	ABH ; MBH ; PBH	LSA	Cobb	NR	NR
Premal et al. (2018)	Prospective	19	Ostéoporotique T11-L2	8 SJ 11 SJ + adj VP	2 ans [2-2]	Non	EVA ; Beck Index	ABH ; MBH ; PBH	LSA	/	Fracture adjacente	21%
Noriega et al. (2018)	Prospective	30	Ostéoporotique T7-L3	15 BKP 15 SJ	3,1 ans [NR]	Non	EVA ; ODI ; EQ-5D	ABH ; MBH ; PBH	LSA	Cobb	Fuite ciment	3,3%
Piccone et al. (2019)	Rétrospective	10	Traumatique T6-L5	6 SSPF +/- CL 3 MSPF +/- CL 1 LSPF +/- CL	2 ans [2-2]	Non	EVA ; EQ-5D ; SF-12 ; ASIA	ABH ; PBH ; SCO	LSA	/	NR	NR
Kerschbaumer et al. (2019)	Prospective	74	NR T5-L5	60 SJ 14 SJ + SSPF	2,3 ans [1-4]	Non	EVA ; ODI	/	LSA ; RSA	/	Fuites de ciment Fuite duramen Reprise (+ SSPF)	47,2% 1,3% 1,3%
Diallo et al. (2020)	Prospective	37	Ostéoporotique T8-L5	25 mono SJ 9 double SJ 3 triple SJ	2,8 ans [NR]	Non	EVA ; ODI	/	LSA	/	Fuites de ciment	10,8%
Sangbong et al. (2020)	Prospective	19	Traumatique T11-L3	19 SSPF/retrait	12,6 ans [10-14]	Non	ODI ; RMDQ-24 ; SF-36	ABH	LSA	ROM	NR	NR

(Légende : NC : Non Chirurgical ; VF : Vis dans Fracture ; S/M/L-SPF : Short/Moyen/Long Segment Posterior Fixation ; BKP : Balloon Kyphoplasty ; SJ : SpineJack ; VP : Vertebroplasty ; CL : Cross Link ; A/M/P-BH : Anterior/Median/Posterior-Body Heights ; L/R-SA : Local/Regional Sagittal Angle ; RoM : Range Of Motion ; NR : Non Reporté)

On voit dans ce tableau que les analyses cliniques présentent des tailles de populations et des durées de suivi variables. On note aussi que toutes ces études analysent au minimum la jonction thoracolombaire soit les niveaux T11-L2. L'objectif de ces études est de comparer les résultats cliniques entre différentes stratégies. On note que la plupart des études s'intéressent à un scénario particulier et étudie donc des stratégies peu différentes les unes des autres. Au sein de chaque étude, les stratégies étudiées varient ainsi par l'ajout d'un composant ou par l'utilisation d'alternatives proches.

Nous avons noté par ailleurs que peu d'études suivent l'évolution des paramètres pelviens bien que ces derniers aient été mis en lien avec les complications par exemple dans les travaux de Rothenfluh et al.(2015) ou Le Huec et al.(2010).

Les résultats de ces études reposent sur la collecte des scores cliniques et sur l'observation de clichés radiologiques sagittaux (radiographie ou stéréoradiographie). On note que peu d'étude reportent les classifications cliniques associées. L'analyse des clichés radiologiques permet la mesure des paramètres posturaux et des caractéristiques de la fracture et nous n'avons pas trouvé d'étude proposant une analyse géométrique par la modélisation éléments finis personnalisée.

Les travaux de Le Pennec et al. ont montré que la modélisation semi-automatique personnalisée des vertèbres était possible et permet l'obtention de mesures morphologiques robustes en termes de hauteurs et de wedgings (LSA).

3 ANALYSE ELEMENTS FINIS DES STRATEGIES CHIRURGICALES

La modélisation élément finis est un outil numérique puissant qui permet la représentation et la simulation de structures et de situations complexes. Dans le cadre de l'analyse biomécanique du rachis, la modélisation éléments finis a pour objectif le calcul de grandeurs caractéristiques qui permettent une meilleure compréhension des scénarios simulés.

La puissance de cet outil repose sur la possibilité de calculer des grandeurs auxquelles il est complexe d'accéder par des essais in vitro ou par le suivi in vivo, comme les contraintes mécaniques en particulier. Ces grandeurs permettent de compléter les connaissances existantes sur les stratégies utilisées en clinique ou bien d'étudier des stratégies originales pour un faible coût économique.

Notamment, les grandeurs mécaniques comme les contraintes sont des indicateurs d'endommagement qui peuvent aider à mieux comprendre l'apparition de dégradations liées

à des surcontraintes mécaniques. En revanche, la modélisation éléments finis repose sur un certains nombres d'hypothèses simplificatrices inhérentes aux outils numériques et aux choix de représentations. Il est ainsi important de vérifier que cet outil soit évalué afin de connaitre la pertinence de la représentation utilisée vis-à-vis de la réalité. L'évaluation des modèles de rachis passe souvent par la comparaison des résultats de simulation avec les résultats de campagnes d'essais in vitro. En particulier, la simulation du mouvement par l'application d'un couple permet de reproduire les conditions des essais usuels et de comparer les résultats du modèle avec les résultats des essais afin de valider ou d'adapter les paramètres de la modélisation.

L'étape de validation expérimentale est un atout majeur pour l'interprétation des résultats des modèles. Dans le cadre de la modélisation du rachis instrumenté, il est classique d'évaluer le modèle dans sa configuration intacte et d'extrapoler l'évaluation aux configurations spécifiques (lésée, instrumentée). L'évaluation des configurations instrumentées est, en particulier, plus rarement réalisée.

Par ailleurs, dans le cas particulier de l'analyse de stratégies chirurgicales pour le traitement de fractures vertébrales (stratégies de fusion, de cimentoplastie, de restauration ou autres), la représentation de la fracture reste rare. En effet la géométrie d'une vertèbre fracturée est complexe et varie en fonction des scénarios traumatiques ce qui rend sa représentation difficile.

Le tableau 2 présente une synthèse des études publiées dans la littérature utilisant des modèles éléments finis pour l'analyse de différents types d'implants rachidiens

.

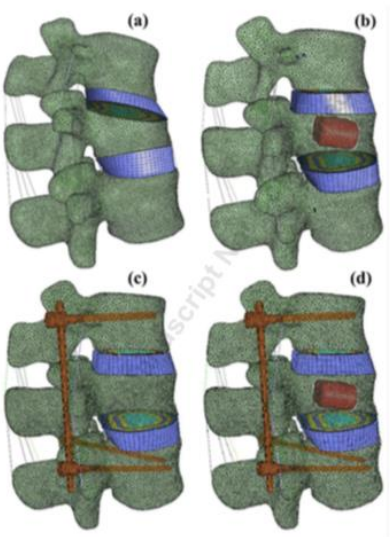
Auteurs (date)	Segment étudié	Types d'implants	Nombre de stratégie	Conditions limites	Etat du segment	Evaluation modèles intacts	Evaluation modèles instrumentés
Akamaru et al. (2005)	T10-L2	Fusion, remplacement	3	Couples	Corporectomie, spondylectomie	-	-
Rohlmann et al. (2005)	L1-L5	Cimentoplastie	2	Rotations	Fracturé (géométrie)	+	-
Lafage et al. (2007)	L3-L5	Spineux	1	Couples	Intact	+	+++
Chen et al. (2009)	L1-L5	Fusion, disque	2	Couples	Intact	+	-
Le Huec et al. (2010)	L1-S1	Disque	1	Couples	Intact	+++	+++
Dabirrahmani et al. (2012)	L2-L4	Cimentoplastie	1	Couples	Intact	+	-
Lima VPC et al. (2013)	L3-S1	Fusion	3	Couples	Intact	+++	+++
Xu et al. (2014)	T11-L1	Fusion, cimentoplastie	2	Couples	Fracturé (suppression d'éléments)	+	-
Li et al. (2015)	L3-S1	Fusion	5	Couples	Intact	+	-
Chen-Sheng et al. (2015)	L1-L5	Fusion	3	Rotations	Intact	+	-
Kang et al. (2015)	L2-L5	Fusion	4	Couples	Intact	+	-
Elmasry et al. (2016)	T12-L2	Fusion, remplacement	5	Couples, compression	Corporectomie	+++	++
Màs et al. (2017)	L1-L5	Fusion, spineux	2	Couples	Intact	+	-
Elmasry et al. (2018)	T12-L2	Fusion, cimentoplastie	3	Couples, compression	Fracturé (géométrie) et ostéoporotique	-	-
Zhao et al. (2018)	L1-S5	Fusion	1	Couples	Intact	+	-
Zhao et al. (2019)	T12-L2	Fusion	2	Couples, compression	Fracturé (suppression d'éléments)	+	-
Basaran et al. (2019)	T9-L3	Fusion	2	Couples, compression	Fracturé (suppression d'éléments)	+	-
Mesbah et al. (2020)	L3-S1	Fusion	4	Couples, compression	Intact	-	-
Tan et al. (2021)	T12-L5	Fusion, révision	4	Couples, compression	Intact	+	-
Shin et al. (2021)	L1-S1	Fusion	5	Couple (Flexion)	Intact	++	-
Duric et al. (2021)	T12-L1	Fusion, remplacement	3	Couples	Corporectomie, spondylectomie	+++	-

*(Légende : évaluation des modèles : **-** : pas d'évaluation présentée ; **+** : évaluation par comparaison avec d'autre modèles ; **++** : évaluation expérimentale partielle ; **+++** : évaluation expérimentale spécifique multidirectionnelle)*

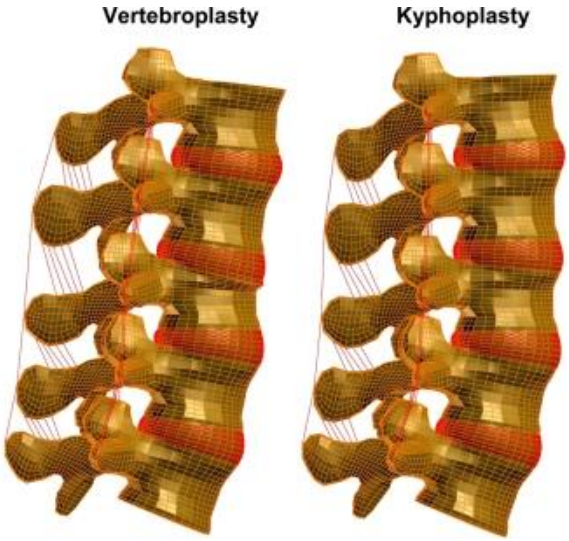
Nous voyons que la simulation éléments finis est un outil de plus en plus utilisé pour l'analyse biomécanique du rachis instrumenté et a pu être utilisé pour de nombreux types d'implants et de stratégies. Nous n'avons néanmoins pas trouvé d'étude modélisant le SpineJack.

La plupart de ces études représentent l'instrumentation d'un segment intact, certaines proposent des modèles altérés pour représenter une corporectomie ou une spondylectomie et un nombre limité proposent une représentation de la fracture. Lorsqu'elle est modélisée, la fracture est représentée par une suppression d'éléments (perte d'intégrité osseuse) ou par une modification de la géométrie (déformation sagittale). Seule l'étude de Elmasry et al., qui s'intéresse à un contexte ostéoporotique, propose une altération des propriétés mécaniques.

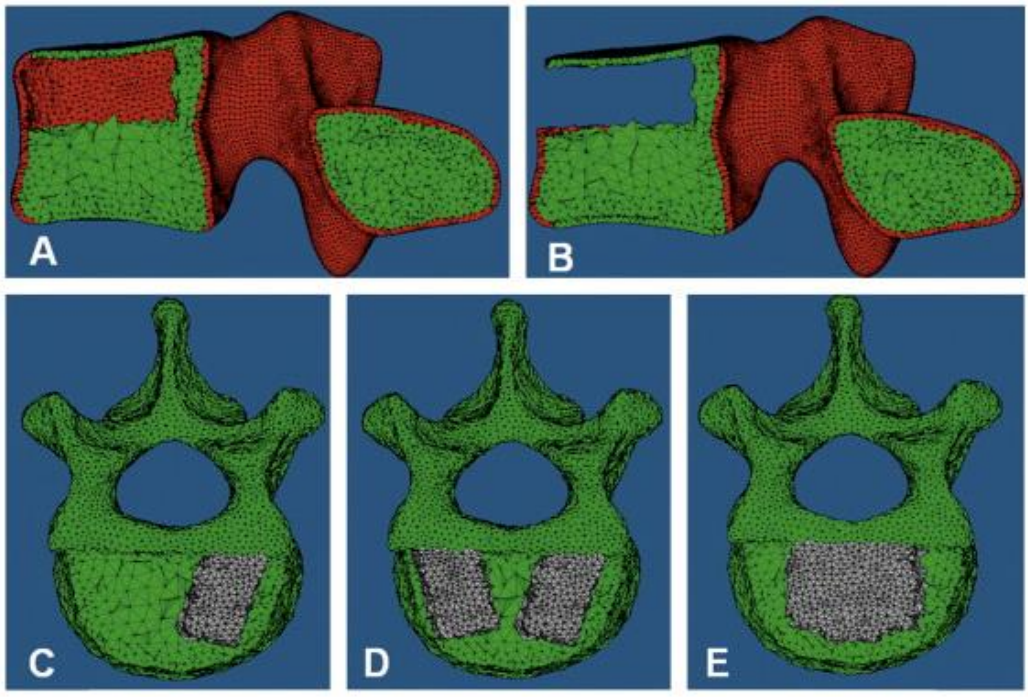
En termes d'évaluation des modèles, nous avons noté que la majorité des modèles sont évalués en configuration intacte. Cette étape est souvent réalisée par comparaison avec des données publiées. L'évaluation des modèles intacts est rare et seulement les études de Lafage et al., Le Huec et al. et Lima VPC et al. présentent des modèles évalués par comparaison complète (flexion, extension, inflexion latérale et rotation axiale) avec des essais in vitro propres de segments intacts puis instrumentés.



La fracture est représentée dans la configuration non instrumentée par un écrasement antérieur de la vertèbre. Les propriétés mécaniques de l'os sont réduites pour représenter un cas ostéoporotique (Elmasry S et al 2018).



La fracture est représentée par un écrasement antérieur de la vertèbre. Cet écrasement varie pour représenter deux solutions thérapeutiques (Rohlmann A et al 2006.



La fracture est représentée par une suppression de certains éléments antérieurs de la vertèbre. 2 scénarios de fracture sont considérés en fonction de la suppression ou non d'éléments corticaux (Xu G et al 2014).

Figure 18 : Exemples de représentations de fractures dans les modèles éléments finis du rachis instrumenté (adaptée de Elmasry et al, 2018, Rohlmann et al, 2006 et Xu et al, 2014)

4 SYNTHESE

Notre revue bibliographique a souligné les conclusions suivantes :

- De nombreux paramètres peuvent influencer le résultat clinique. En particulier, la qualité et l'intégrité osseuse nécessitent une adaptation de la stratégie thérapeutique et il n'existe pas de consensus entre les classifications préopératoires et la stratégie adaptée.
- Les analyses in vivo et in vitro apportent de nombreuses informations épidémiologiques et dynamiques mais ne peuvent classiquement pas caractériser les contraintes mécaniques au sein des différentes structures, notamment des implants dans lesquelles les contraintes sont liées aux mécanismes de rupture.
- Nous n'avons pas trouvé de modèle élément finis du rachis instrumenté par des implants expansibles types SpineJack. Cette stratégie se généralise pourtant lors de la prise en charge de fracture et une analyse biomécanique permettra de mieux comprendre ses cas d'utilisation.
- Les modèles éléments finis instrumentés sont des outils puissants qui enrichissent et complètent les évaluations d'implants. Dans ces études, trois limites sont classiquement soulevées :
    - Bien que les configurations intactes/non-instrumentées soient souvent confrontées à des valeurs de référence, il peut être difficile d'obtenir des données expérimentales pour l'évaluation des configurations instrumentées. Il s'agit néanmoins d'un point fondamental pour la cohérence des résultats numériques mais seulement certaines études proposent cette étape.
    - En conséquence de sa complexité clinique et de la difficulté de la caractériser de manière quantitative, la fracture est rarement représentée dans les modèles éléments finis de rachis instrumenté. Etant un point influant le résultat clinique, il s'agit d'un point d'intérêt lors de l'analyse d'une stratégie.
    - Comme la plupart des outils numériques utilisés sur des structures complexes, le cout numérique peut atteindre des valeurs élevées ce qui nécessitent la mise en place d'hypothèse de représentation.

Notre plan de travail s'est ainsi organisé autour des objectifs suivants :

- Mettre en place et évaluer un modèle éléments finis du rachis thoracolombaire fracturé et instrumenté pour l'analyse biomécanique de stratégies chirurgicales. Ce modèle a été réalisé pour l'étude spécifique de l'impact du scenario de fracture et l'intérêt du support de la colonne antérieure.
- Analyser un large spectre de différentes stratégies et réglages pour le traitement de fractures vertébrales par modélisation éléments finis.
- Collecter les données de routine clinique lors de la prise en charge d'un patient pour une fracture vertébrale.
- Proposer des outils de caractérisation géométrique et structurelle pour l'analyse quantitative des données cliniques.

Le premier chapitre présentera les travaux réalisés dans le cadre de la modélisation éléments finis du rachis fracturé et instrumenté et le second chapitre se concentrera sur l'analyse des données cliniques.

TRAVAUX PERSONNELS

CHAPITRE 1 : ANALYSE BIOMECANIQUE DES IMPLANTS

1 Mise en place et évaluation des modèles

L'objectif de cette partie est de construire et d'évaluer des modèles éléments finis afin d'étudier trois stratégies chirurgicales pour une fracture de L1 : une fixation postérieure par arthrodèse bilatérale avec des vis en T12 et L2 (stratégie 1), une fixation postérieure par arthrodèse bilatérale avec des vis en T12, L1 et L2 ainsi qu'un SpineJack en L1 (stratégie 2) puis une fixation postérieure par arthrodèse bilatérale avec des vis en T12, L1 et L2 ainsi qu'un SpineJack et du ciment osseux en L1 (stratégie 3).

1.1 Modélisation du rachis sain, fracturé et instrumenté

1.1.1 Modèle de l'IBHGC

L'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak a mené de nombreuses études de la modélisation élément finis du rachis et le modèle utilisé dans ces travaux est une évolution et une adaptation de ces travaux.

Le modèle sain utilisé représente la structure osseuse et la structure disco-ligamentaire du segment T11-L3. La géométrie utilisée a été personnalisée à partir du CT-scan d'une pièce anatomique.

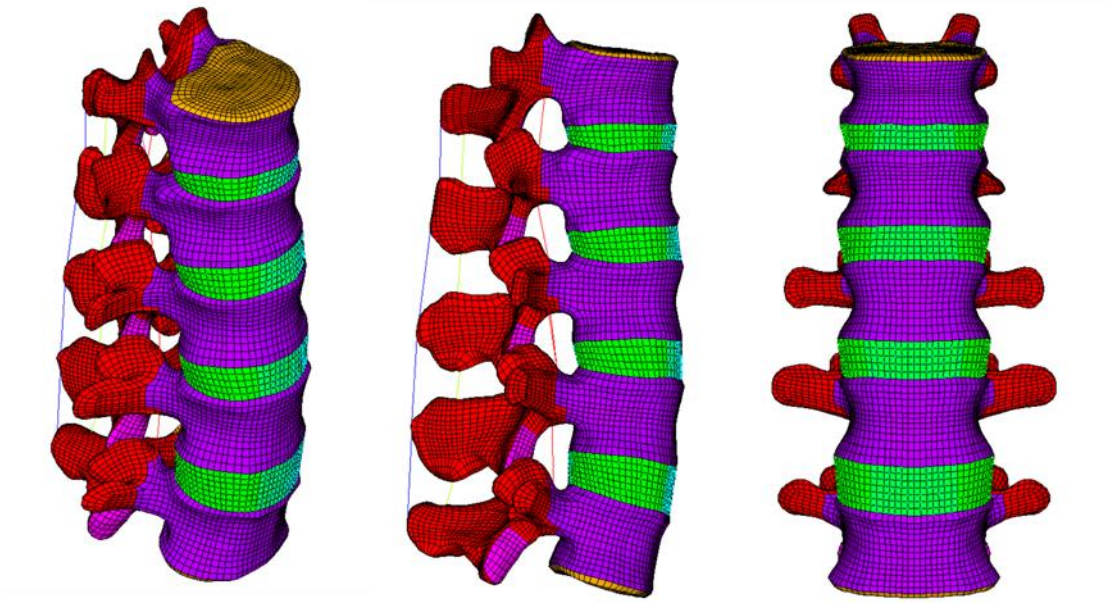


Figure 19 : Modèles éléments finis du segment thoracolombaire T11-L3

Les structures osseuses (corps vertébral, arc postérieur, pédicules) et les plateaux cartilagineux sont représentés par des éléments hexaédriques avec un comportement linéaire isotrope.

Le disque intervertébral est représenté par une zone centrale (nucleus pulposus) en éléments hexaédriques entourée d'une structure composite (annulus fibrosus) constituée d'éléments hexaédriques mêlés à des éléments câbles représentant les fibres de l'annulus. Le nucleus est modélisé par un comportement quasi-incompressible. La matrice de l'annulus a un comportement quadri-linéaire isotrope et ses fibres ont un comportement non linéaire, unilatéral en traction, de raideur variable en fonction de leurs positions.

La structure ligamentaire est représentée par des éléments câbles pour chacun des ligaments principaux (ligament jaune, supra/inter-épineux et longitudinaux antérieur et postérieur). Leurs comportements sont similaires à ceux des fibres de l'annulus.

Les capsules articulaires sont représentées par des éléments de contact surfacique et plusieurs éléments câbles.

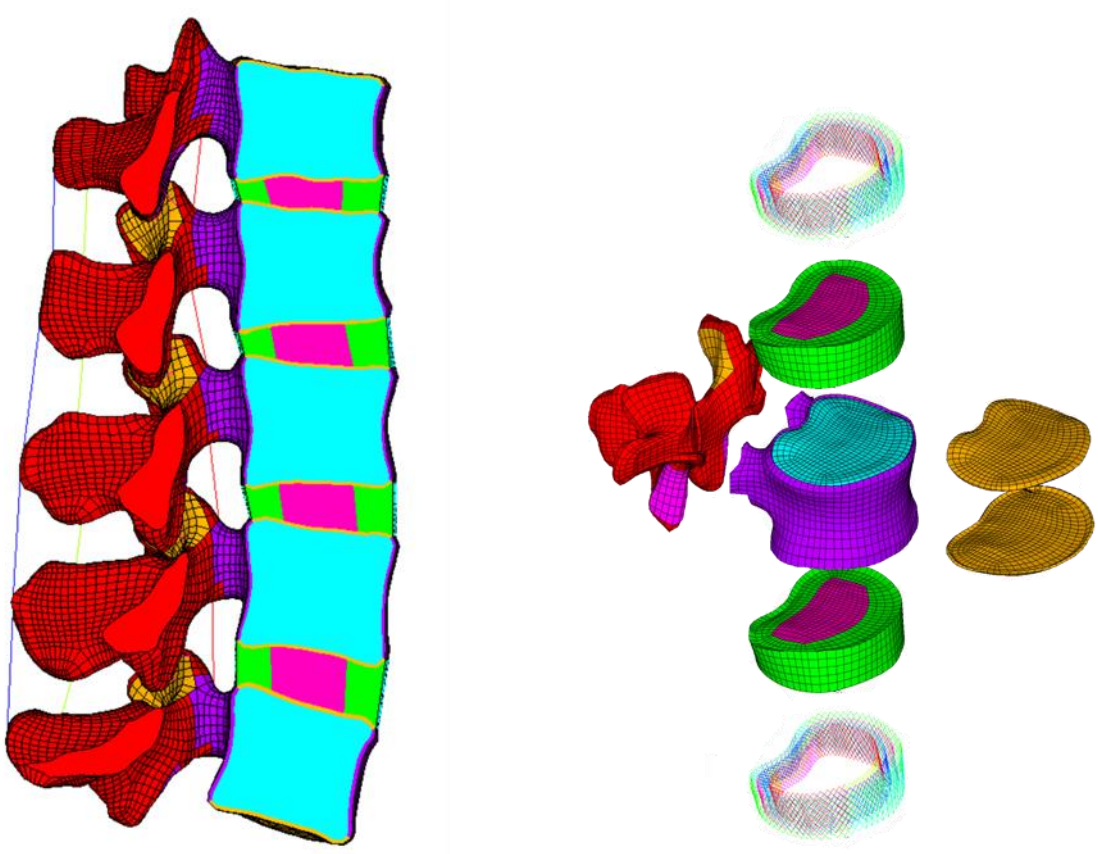


Figure 20 : Détails des composants du modèle thoracolombaire

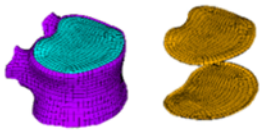
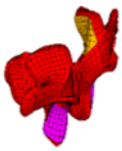
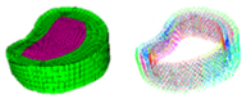
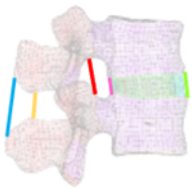
Structure	Modèle	Sous-Structure	Caractéristiques
Corps vertébral et plateaux cartilagineux		Os spongieux (●)	Hexaédrique linéaire isotrope (E = 100 MPa, v = 0.3)
		Os cortical (●)	Hexaédrique linéaire isotrope (E = 12000 MPa, v = 0.3)
		Plateaux cartilagineux (●)	Hexaédrique linéaire isotrope (E = 24 MPa, v = 0.4)
Arc postérieur et facettes articulaires		Arc postérieur (●)	Hexaédrique linéaire isotrope (E = 3500 MPa, v = 0.3)
		Facettes articulaires (● et ●)	Contact surfacique
Disque intervertébral et fibres de l'annulus		Nucléus (●)	Hexaédrique linéaire isotrope (E = 1 MPa, v = 0.499)
		Matrice de l'annulus (●)	Hexaédrique multilinéaire isotrope
		Fibres de l'annulus (●)	Câble de traction multilinéaire
Ligaments		Supra-épineux (●)	Câble de traction multilinéaire
		Inter-épineux (●)	Câble de traction multilinéaire
		Ligament jaune (●)	Câble de traction multilinéaire
		Longitudinal postérieur (●)	Câble de traction multilinéaire
		Longitudinal antérieur (●)	Câble de traction multilinéaire

Figure 21 : Détails des composants du modèle thoracolombaire

Les propriétés mécaniques des différentes structures sont issues des travaux précédents et sont résumées ci-dessus.

Les travaux qui suivent se sont intéressés à la représentation de la fracture et à la modélisation de différentes configurations d'implants afin d'analyser les performances biomécaniques des différentes stratégies en fonction du scénario traumatique. Afin de s'assurer de la cohérence de ces étapes, il a été nécessaire de confronter le modèle avec des données in vitro.

1.1.2 Données de validation

Des essais d'évaluation du comportement cinématique ont été réalisés à l'IBHGC afin d'étudier trois stratégies instrumentales pour le traitement de fractures vertébrales. Les résultats de ces essais seront ensuite utilisés comme références lors de l'évaluation des modèles. Le protocole expérimental est décrit ci-dessous.

Les segments thoracolombaires T11-L3 provenant de sept donneurs ont été testés. Pour chaque spécimen, un CT-scan, avec fantôme de calibration (QRM-BDC-Phantom), a été

effectué pour mesurer la densité minérale osseuse. Cinq billes radio-opaques ont été implantées dans chaque vertèbre pour leur suivi cinématique.

Suite à leur décongélation, les muscles péri-rachidiens de chaque spécimen ont été excisés en laissant intacte la structure disco-ligamentaire. Une vaporisation régulière de sérum physiologique a assuré l'humidification des spécimens tout au long des essais.

Une fracture de la vertèbre L1 a ensuite été réalisée en suivant un protocole validé par Oberkircher (Oberkircher et al 2016). Ce protocole permet la création d'une fracture sur une vertèbre préalablement fragilisée par une impaction à haute énergie. Six entailles ont ainsi été réalisées sur le corps vertébral des vertèbres L1 de chaque spécimen. Les segments fragilisés ont ensuite été placés dans un puits de chute permettant de lâcher une masse de 7Kg depuis une hauteur de 1,7m. Une cellule de force sous le spécimen a permis la mesure des efforts pendant l'impact.

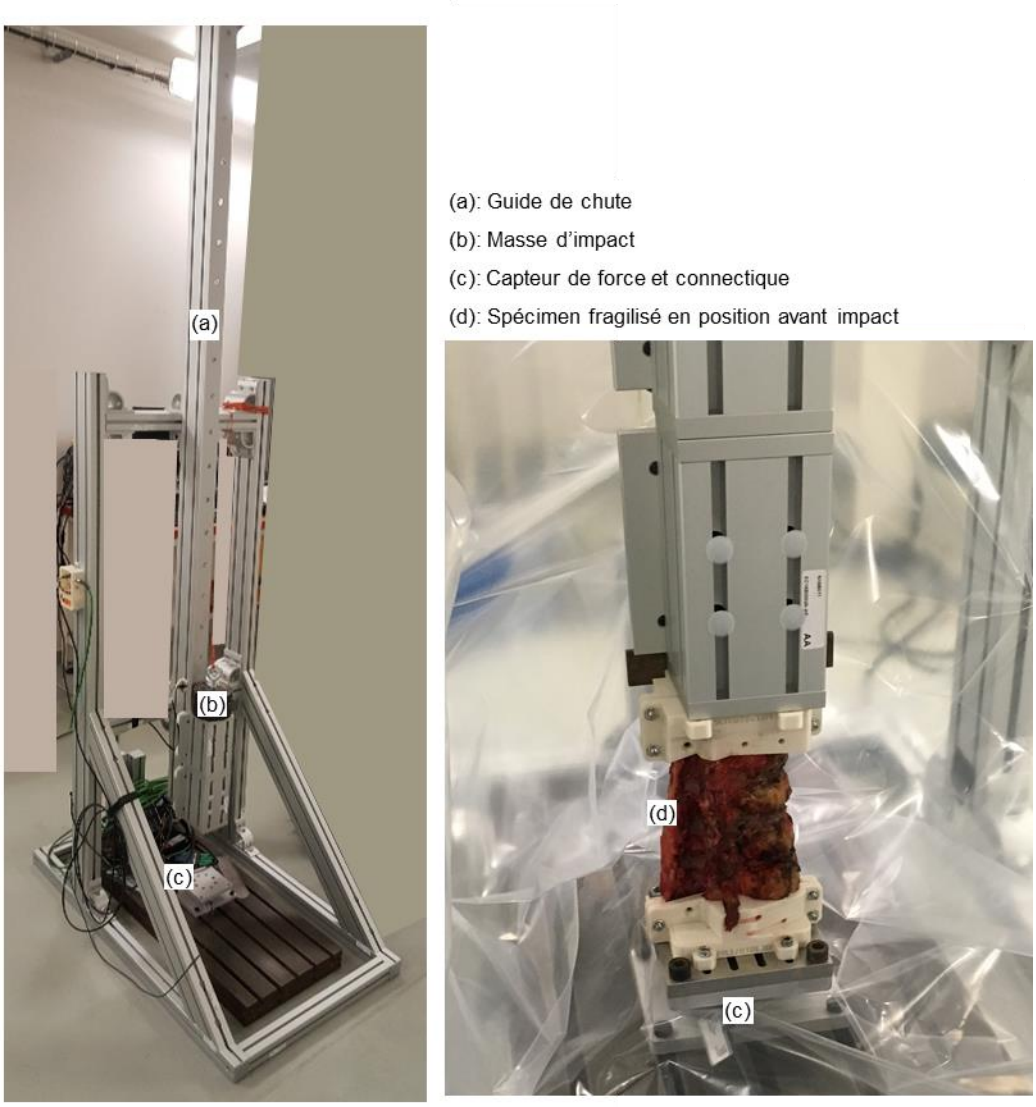


Figure 22 : Puit de chute pour la fracturation des pièces anatomiques

A la suite de chaque impact, la prise de radiographies bi-planaire a permis de s'assurer de la localisation correcte de la fracture.

Des essais de mobilité ont ensuite été menés pour différentes stratégies chirurgicales. Ainsi, après la création de la fracture, chaque spécimen a été successivement instrumenté puis testé pour trois configurations d'implants. Une fixation postérieure par arthrodèse bilatérale avec des vis en T12 et L2 (stratégie 1), une fixation postérieure par arthrodèse bilatérale avec des vis en T12, L1 et L2 ainsi qu'un SpineJack en L1 (stratégie 2) puis une fixation postérieure par arthrodèse bilatérale avec des vis en T12, L1 et L2 ainsi qu'un SpineJack et du ciment osseux en L1 (stratégie 3) ont étés étudiés.

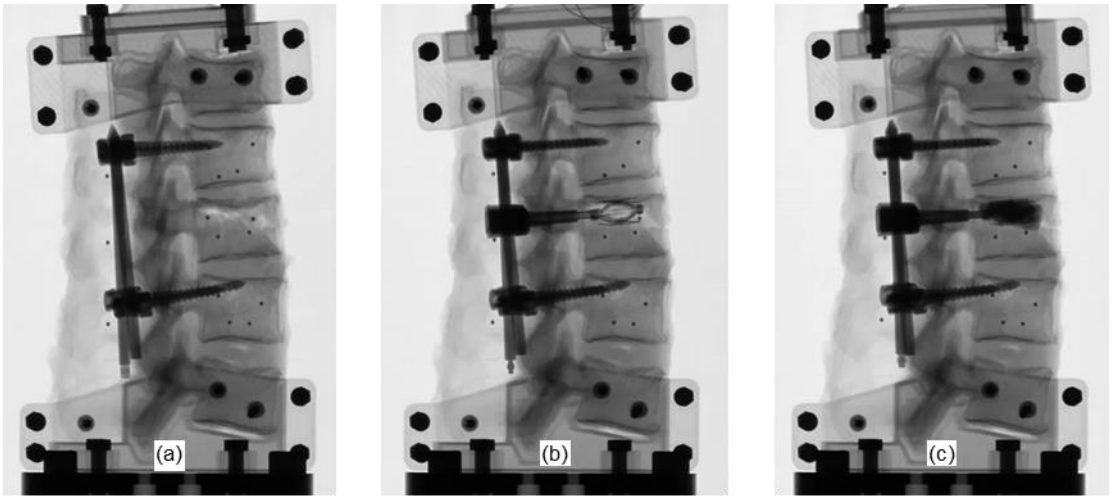


Figure 23 : Segment thoracolombaire fracturé, instrumenté avec (a) : stratégie 1, (b) : stratégie 2 et (c) : stratégie 3

Les essais de mobilité ont été réalisés sur un banc d'essai spécifique placé dans le système EOS. Ce dispositif permet de transmettre des couples purs à un spécimen et d'effectuer le suivi cinématique. La vertèbre L3 est immobilisée dans un mors sur mesure, lui-même lié à la partie fixe du banc. Les charges sont transmises à la vertèbre T11 via un moteur électrique monté dans un joint de Cardan et un système de glissières afin de s'approcher au maximum d'un moment pur. Une cellule d'effort sous le spécimen permet le contrôle en boucle fermée des couples appliqués. Trois positions du moteur permettent d'appliquer des moments de flexion-extension, d'inflexion latérale ou de torsion axiale. Les charges sont appliquées par incrémentation quasi-statique avec des pas de 1,5 Nm jusqu'à 7,5 Nm et des radiographies bi-planaires sont prises à chaque pas. Le spécimen testé et la position 3D des billes radio-opaques sont reconstruites (IdefX) afin d'associer un repère à chaque vertèbre pour chaque pas de chargement et de permettre le suivi des déplacements angulaires et linéaires.

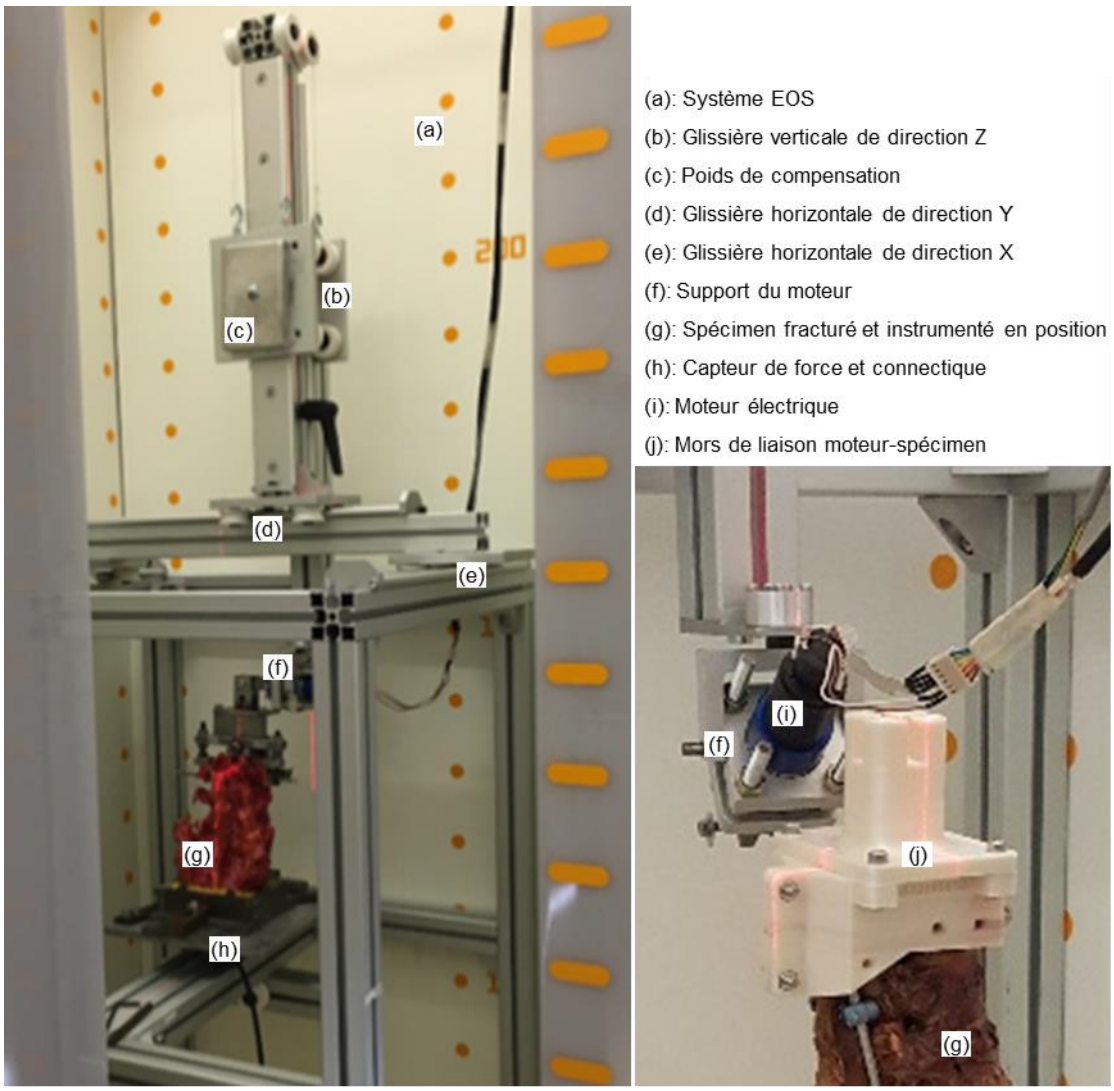


Figure 24 : Banc d'essai pour la mesure des mobilités (flexion-extension, inflexion latérale et torsion axiale) d'un segment vertébral instrumenté

Trois cycles de charge-décharge sont réalisés puis les courbes de mobilités de chaque spécimen pour chaque instrumentation sont mesurées. Ces courbes représentent l'évolution des déplacements de T12 par rapport à L2 en fonction de la charge appliquée.

Ces courbes de comportement seront utilisées, par confrontation avec les résultats numériques, pour l'évaluation du modèle éléments finis fracturé et instrumenté.

1.1.3 Représentation de la fracture

Afin d'adapter le modèle pour représenter la fracture, nous nous sommes basés sur l'observation des données d'imagerie associées aux spécimens fracturés des essais in vitro. Les données expérimentales ont ainsi permis de définir les zones osseuses altérées lors de la fracture.

Les radiologies bi-planaires ont souligné la présence d'une fragmentation de l'os cortical sur les zones antérieure et latérale-supérieure du corps vertébral. Des pertes de densité et d'intégrité osseuse ont été observées sous le centre du plateau cartilagineux supérieur.

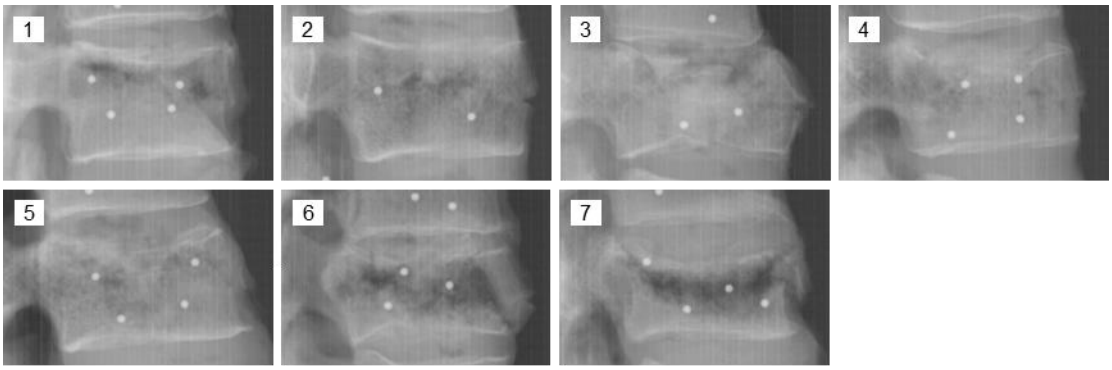


Figure 25 : Résultats radiographiques des fractures obtenus lors de la fracturation de nos sept spécimens

Dans le modèle éléments finis, nous avons représenté ces altérations par la suppression de la couche d'éléments corticaux sur le mur antérieur et autour du plateau supérieur de L1. De plus, un volume d'éléments spongieux a été supprimé sur la zone haute du centre du corps vertébral.

Afin de représenter les variations de sévérité, deux variantes de cette représentation de la fracture ont été proposées. Un scénario plus favorable a été représenté en considérant que la cavité conservait une certaine intégrité. Dans ce scénario, la cavité spongieuse est représentée par un volume d'éléments aux propriétés mécaniques réduites. De plus, un scénario moins favorable a été considéré par la suppression des éléments corticaux et spongieux dans un plan transversal à L1, créant ainsi une perte de continuité de la structure osseuse.

Trois scénarios de fracture peuvent ainsi être étudiés dans le modèle éléments finis : un scénario modéré (cavité pleine), un scenario intermédiaire (cavité vide) et un scénario pessimiste (perte de continuité).

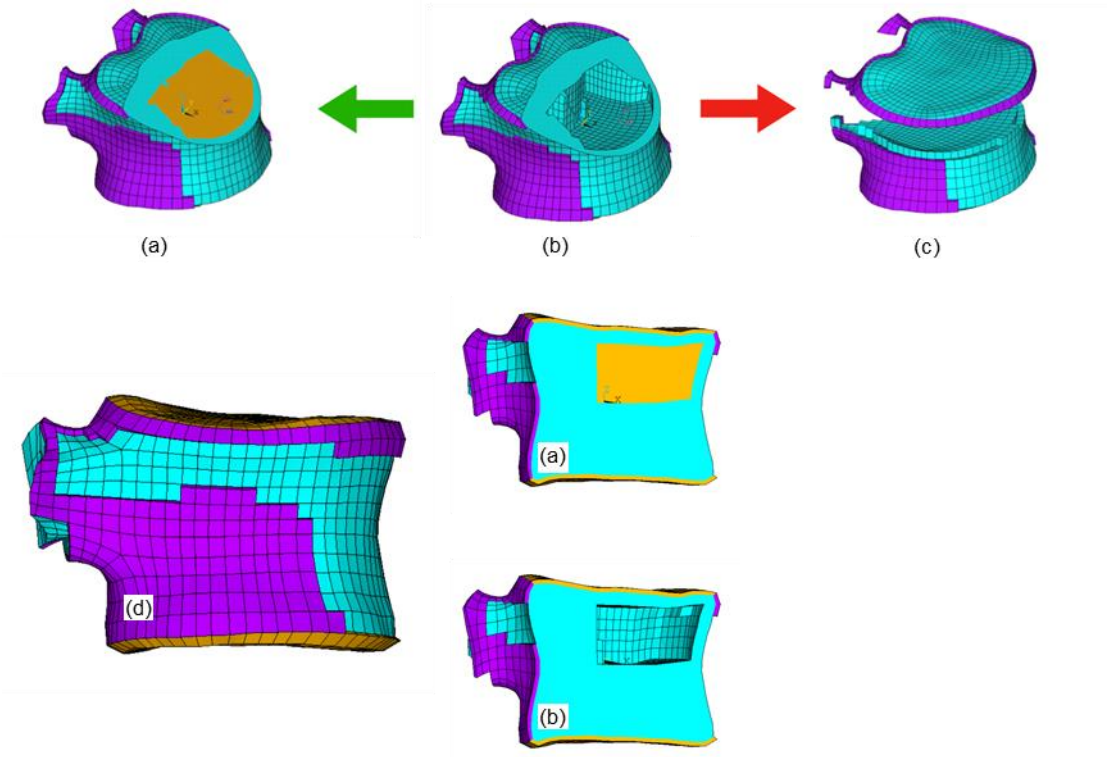


Figure 26 : Modèles éléments finis des scénarios de fracture, (a) : modéré, (b) : intermédiaire, (c) : pessimiste et (d) : vue extérieure pour les scénarios modéré ou intermédiaire

1.1.4 Modélisation de l'instrumentation

❖ *Système vis-tiges*

Les vis pédiculaires et les tiges d'arthrodèse ont été modélisées par des éléments poutres avec des propriétés mécaniques de Ti6Al4V. La liaison entre ces deux composants a été représentée par un modèle spécifique paramétrable. Ce modèle impose un couplage direct des translations et une matrice de rigidité 3D pour les rotations. Les paramètres de cette liaison ont été recalés lors de l'évaluation. Par ailleurs, la connexion entre les vis pédiculaires et l'os environnant a été représentée par une structure d'éléments poutres. Cette structure permet le maintien en place des vis dans l'os tout en conservant la possibilité de représenter les mouvements d'interface os-vis.

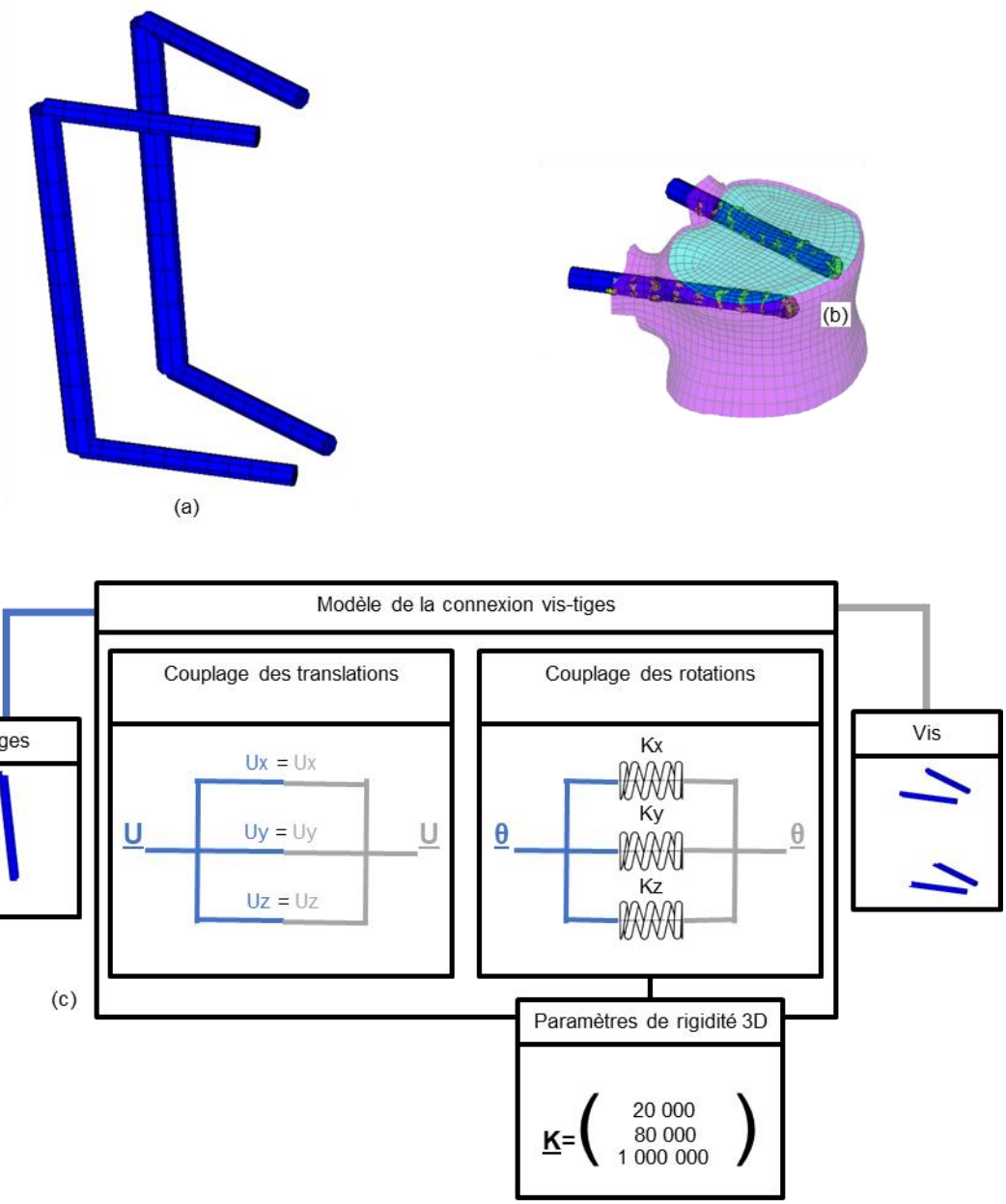


Figure 27 : Modélisation du système vis-tige, (a) : modèle des composants, (b) : liaison avec l'os environnant et (c) : principe de la connexion entre les vis et les tiges

❖ *SpineJack*

Le SpineJack a été modélisé par un assemblage d'éléments poutres et coques avec des propriétés mécaniques de Ti6Al4V. Les éléments poutres ont été utilisés pour représenter les structures longitudinales de l'implant et les coques pour les parties surfaciques. La hauteur d'ouverture de l'implant a été extraite de l'observation des essais et sa liaison avec la vis a été supposée rigide. La même connexion que pour les vis a été utilisée pour représenter l'interface entre les plateaux du SpineJack et l'os environnant.

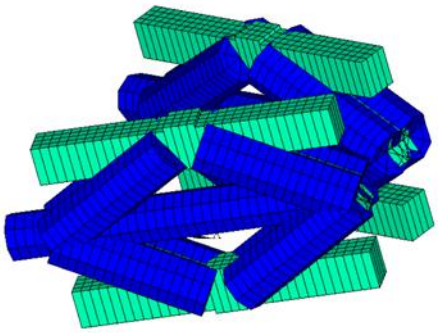


Figure 28 : Modélisation éléments finis simplifiée du SpineJack ouvert

❖ *Ciment osseux*

L'injection de ciment osseux a été représentée par la modification locale des propriétés mécaniques des éléments dans la zone autour du SpineJack et dans la cavité du modèle de fracture. Cette modification se traduit par le changement du module de Young des éléments considérés vers le module de Young défini pour le ciment osseux.

1.1.5 Synthèse

Les différents composants de l'instrumentation ont été placés aussi proche que possible de la position observée lors des essais in vitro. Les trois stratégies et les trois fractures ont ainsi abouti aux neuf configurations illustrées ci-dessous.

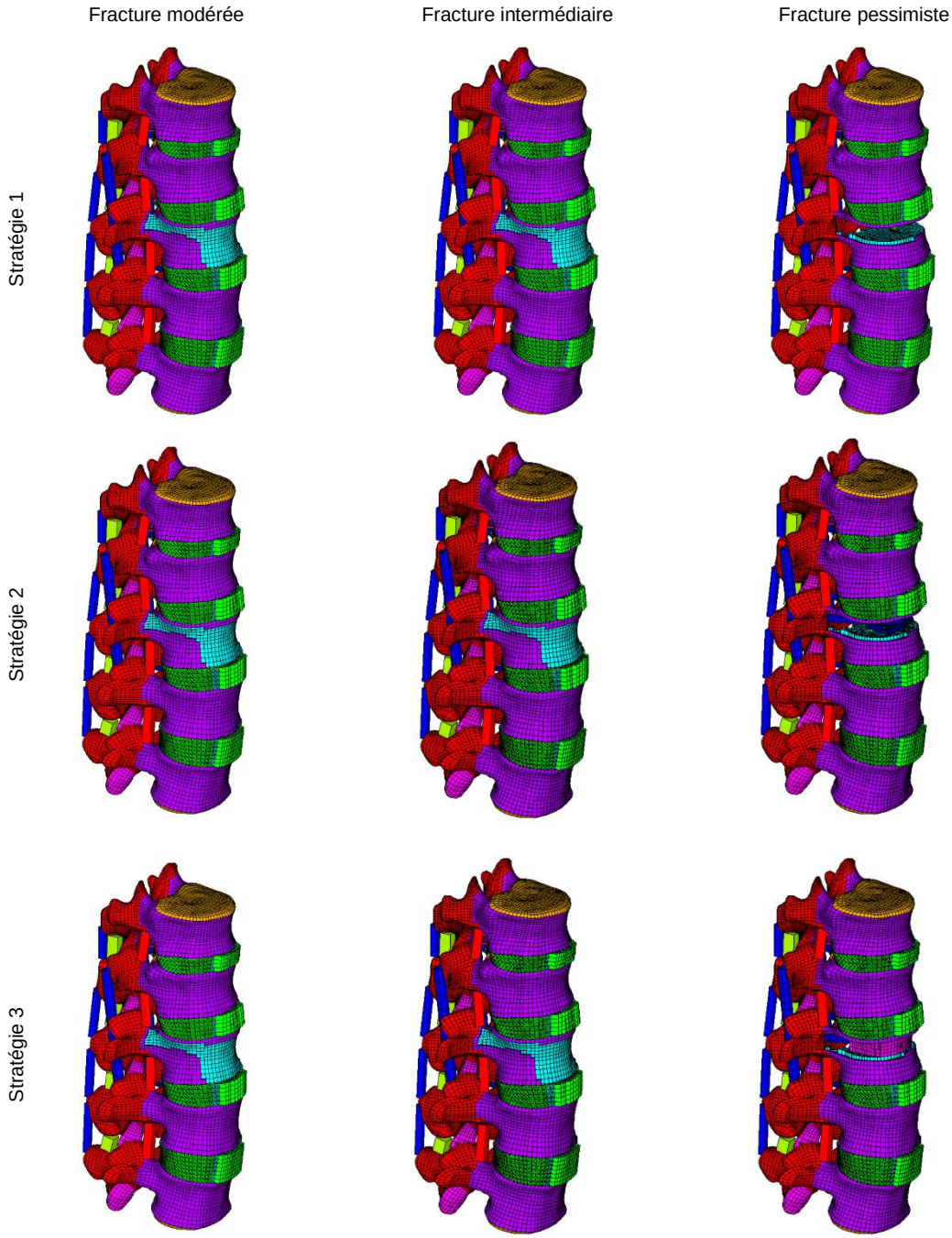


Figure 29 : Modèles résultants

Les conditions de chargement des essais in vitro ont été transposées sur ces modèles. La vertèbre L3 est immobilisée en imposant des déplacements nuls aux nœuds de la zone basse

du corps de L3. La zone haute de la vertèbre T11 est associée à une structure d'éléments indéformables qui permettent la transmission de couple purs de flexion-extension, d'inflexion latérale et de torsion axiale. La simulation de ces chargements permet d'obtenir, pour nos modèles, les courbes de comportement cinématique ainsi que les répartitions des contraintes mécaniques.

1.2 Evaluation des modèles

1.2.1 Synthèse des résultats des essais

Les résultats expérimentaux ont souligné la présence de deux spécimens marginaux (densité osseuse plus faible, énergie d'impact plus faible et mobilité plus forte) qui seront retirés de notre étude pour les étapes suivantes. Les courbes de comportement cinématique des autres spécimens ont permis d'établir un corridor de référence pour l'évaluation de nos modèles.

On notera que les résultats in vitro soulignent une modification de la cinématique lors de l'ajout de l'ensemble vis-SpineJack dans la vertèbre fracturée mais que l'injection de ciment n'a eu que peu d'impact sur les mobilités. L'analyse des contraintes permettra de mieux comprendre l'impact du ciment osseux.

1.2.2 Comparaison des mobilités

Nous avons comparé les courbes de comportement cinématique, et les amplitudes de mouvement associées, issues de la simulation avec le corridor de référence établi par les essais in vitro pour le rachis intact et pour le rachis fracturé et instrumenté. Un scénario de fracture intermédiaire a été utilisé pour cette étape. Par ailleurs, pour la configuration intacte, nous avons récupéré des données de mobilité existantes d'essais in vitro sur le segment L2-L3.

Les résultats de la comparaison sont présentés ci-dessous (figure 30). On observe une non-linéarité similaire des comportements cinématiques pour les résultats numériques et les résultats expérimentaux. Les amplitudes de mouvement (Range of Motion, RoM) des modèles sont dans le corridor de référence à l'exception de la flexion-extension de la stratégie 1 (3,7° vs 4,1°) et de la torsion axiale de la stratégie 2 (6,1° vs 6°).

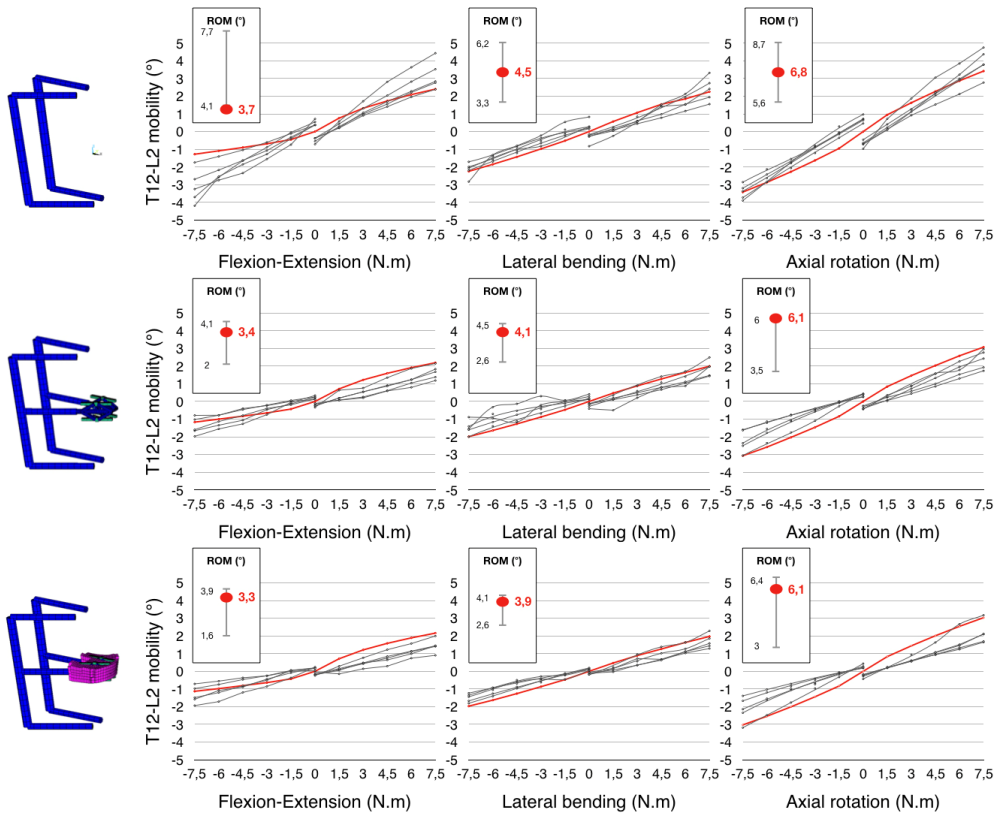


Figure 30 : Courbes de mobilité pour les spécimens in vitro (gris) et les modèles éléments finis pour un scénario de fracture intermédiaire (rouge)

1.3 Analyse des mobilités et des contraintes

Les résultats sont illustrés dans les figures 31 à 33.

1.3.1 Scenario de fracture modéré

Par rapport à la stratégie 1, l'ajout du SpineJack (avec ou sans ciment) aboutit à des réductions de contraintes dans la structure vis-tiges inférieures à 6%. Dans le cas des contraintes dans le SpineJack, l'addition du ciment osseux permet une réduction 41% en extension, de 22% en flexion ainsi qu'une augmentation de 37% en inflexion latérale.

Dans la vertèbre fracturée, l'ajout d'un SpineJack permet une réduction des contraintes jusqu'à 67% par rapport à la stratégie 1 et l'ajout d'un SpineJack et de ciment aboutit à une réduction de 73% (22% comparé à la stratégie 2).

1.3.2 Scenario de fracture intermédiaire

Dans la structure vis-tiges et dans le SpineJack, les résultats obtenus sont similaires à ceux obtenus pour un scénario modéré (variations respectives inferieures à 6% dans la structure vis-tiges et de 41%/22%/37% respectivement en extension/flexion/inflexion latérale dans le SpineJack).

Dans le cas de la vertèbres fracturée, l'ajout d'un SpineJack permet une réduction des contraintes jusqu'à 76% par rapport à la stratégie 1 et l'ajout d'un SpineJack et de ciment aboutit à une réduction de 83% (27% comparé à la stratégie 2).

1.3.3 Scenario de fracture pessimiste

Dans ce scénario, on observe un impact plus important des ajouts de SpineJack ou de ciment.

Par rapport à la stratégie 1, l'ajout du SpineJack aboutit à des réductions de contraintes dans la structure vis-tiges de 67% en flexion et de 73% en extension. L'ajout du SpineJack et de ciment aboutit quant à lui à des réductions de 68% en flexion et de 79% en extension.

Dans le SpineJack, l'addition du ciment osseux permet une réduction des contraintes de 84% en extension, de 62% en flexion ainsi qu'une augmentation de 65% en inflexion latérale. Dans le cas de la vertèbres fracturée, l'ajout d'un SpineJack permet une réduction des contraintes de 12% par rapport à la stratégie 1 et l'ajout d'un SpineJack et de ciment aboutit à une réduction de 74% (70% comparé à la stratégie 2).

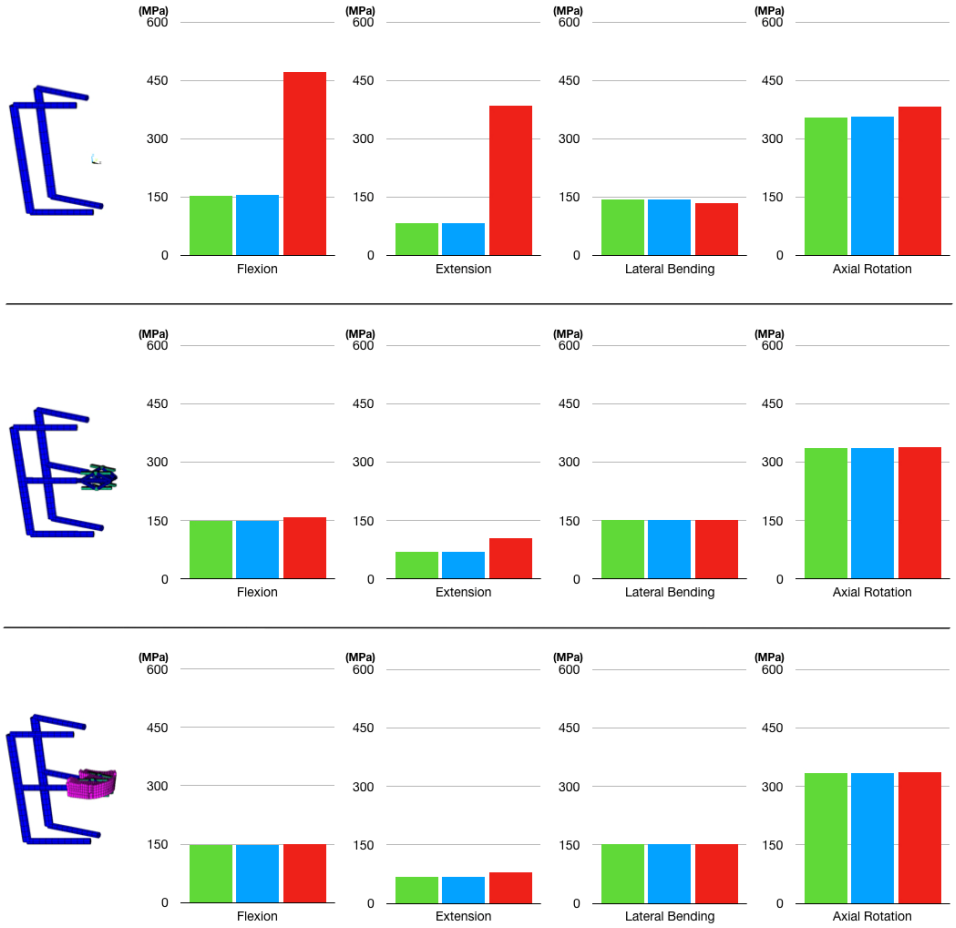


Figure 31 : Histogrammes des contraintes maximales dans le système vis-tiges pour les trois stratégies et les trois scénarios de fracture (modéré, intermédiaire et pessimiste)

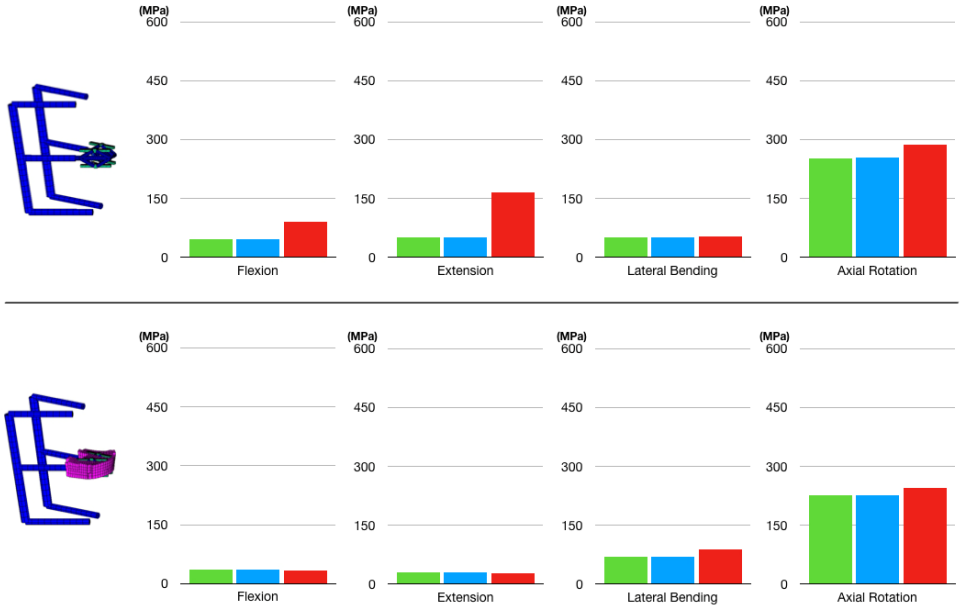


Figure 32 : Histogrammes des contraintes maximales dans le SpineJack pour les deux stratégies et les trois scénarios de fracture (modéré, intermédiaire et pessimiste)

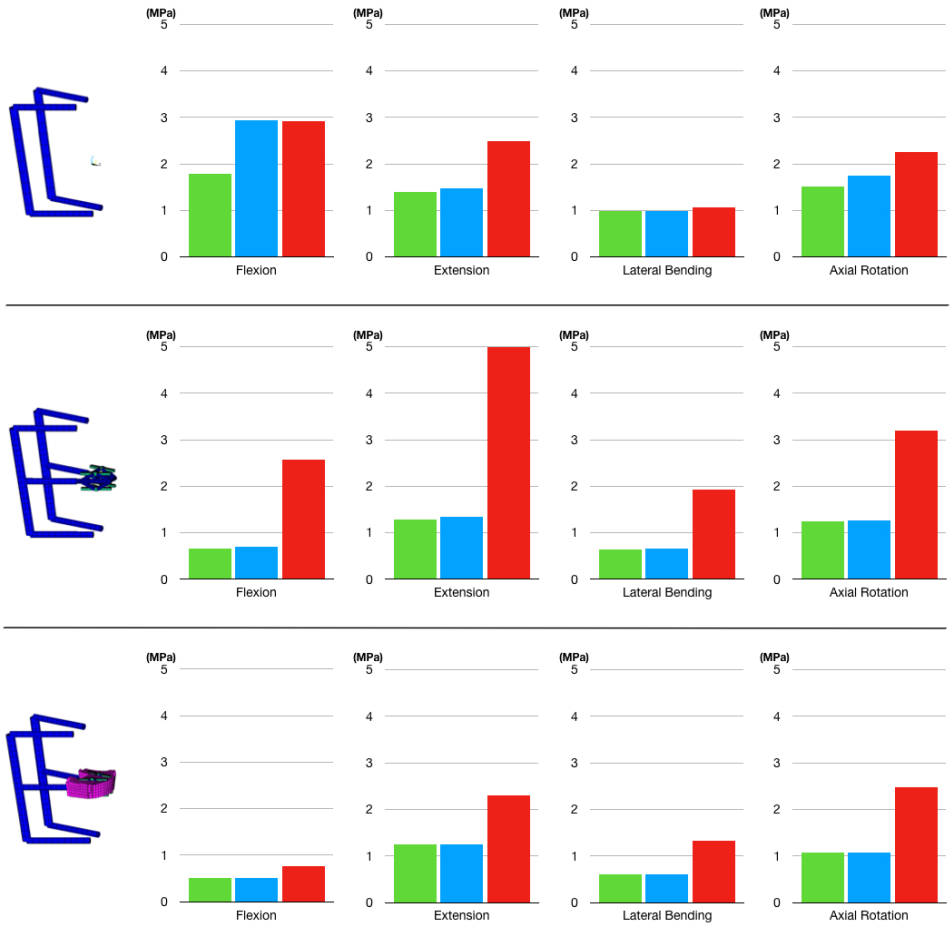


Figure 33 : Histogrammes des contraintes maximales dans la vertèbre fracturée (L1) pour les trois stratégies et les trois scénarios de fracture (modéré, intermédiaire et pessimiste)

1.4 Discussion

La fixation postérieure par un système vis-tiges est un traitement usuel pour le traitement des fractures de compressions vertébrales. Une telle stratégie peut soulever des complications telles que la perte de corrections ou des ruptures d'implants en possible lien avec un manque de support de la colonne centrale et antérieure. L'utilisation d'un implant de reconstruction de la colonne antérieure pourrait prévenir ces complications. Néanmoins, la pertinence mécanique du support antérieur peut dépendre de nombreux facteurs et en particulier de la sévérité de la fracture.

L'objectif des travaux présentés ci-dessus était d'étudier et de comparer les performances biomécaniques de trois stratégies instrumentales en termes de mobilité et de contraintes (fixation postérieures seule vs fixation postérieure et SpineJack vs fixation postérieure,

SpineJack et ciment) en combinant des résultats d'essais in vitro et d'analyses éléments finis. Nous avons évalué expérimentalement nos modèles de rachis instrumentés puis les avons exploités afin de comparer les répartitions de contraintes pour trois scénarios de fracture (modérée, intermédiaire, pessimiste) et ainsi de mieux comprendre les phénomènes de complications mécaniques.

Les limites de la modélisation doivent êtres gardées à l'esprit. Comme dans la plupart des modélisations du rachis, l'hypothèse de comportement linéaire isotrope a été utilisée pour les structures osseuses et l'environnement musculaire n'est pas représenté. De plus, notre modèle ne permet pas de représenter l'effet d'un trouble postural ce qui pourtant permettrait aussi d'expliquer certaines complications. Par ailleurs, la représentation macroscopique ne s'est pas intéressée à l'évolution du remodelage osseux et s'est focalisée sur une configuration post-opératoire immédiate.

Néanmoins, malgré ces limitations, ces travaux présentent l'originalité d'avoir évalué les modèles éléments finis avec une campagne d'essais in vitro en correspondance. De plus, chacune des stratégies a été testée sous les mêmes conditions ce qui permet une analyse comparative. Par ailleurs, le protocole de fracturation proposé par Oberkircher permet l'obtention de fractures reproductibles qui ont permis la construction des modèles éléments finis associés. Enfin, les courbes in vitro de couple-rotation ont montré un faible écart-type ce qui souligne la prédominance de l'effet des stratégies par rapport à l'effet de variations inter-spécimens.

En revanche, dans les MEF, par rapport aux données RoM in vitro, l'impact de l'instrumentation dans le cas d'un scénario intermédiaire était légèrement sous-estimé en raison de la continuité osseuse qui ne permettait pas l'ouverture de la vertèbre en pleine extension. D'autre part, en considérant le cas pessimiste, avec une discontinuité totale et un rendu d'ouverture, les RoM sont surestimés pour la fixation postérieure seule. Ceci montre que la réalité clinique reste entre nos scénarios et illustre la pertinence de considérer différents scénarios de fracture.

Les courbes de charge-déplacement numériques des MEF instrumentés étaient en accord avec les essais in vitro, ce qui indique une représentation cohérente, et permet d'effectuer une analyse de la distribution des contraintes dans la colonne vertébrale instrumentée sous les charges considérées. Les valeurs de contraintes nominales étant difficiles à valider, l'analyse des contraintes a été principalement réalisée à titre de comparaison entre les différentes configurations d'implants.

Ainsi, cette analyse a pu mettre en évidence que, si l'impact de la stratégie sur l'amplitude de mouvement reste limité, l'impact sur les contraintes mécaniques est beaucoup plus élevé. Ceci

permet de mieux comprendre qu'en effet, la sévérité des fractures doit être prise en compte lors de l'examen de la stratégie d'instrumentation pour un individu donné.

L'utilisation complémentaire de l'instrumentation antérieure par rapport à la fixation autonome postérieure a conduit à une réduction des contraintes dans les implants et dans la vertèbre fracturée (L1), mais diverses amplitudes en fonction de la sévérité de la fracture ont été observées.

Premièrement, pour les scénarios modérés et intermédiaires, une réduction significative des contraintes a été observée dans la vertèbre fracturée lors de l'implantation de l'Implant Expansible (IE) alors que l'ajout de PMMA a entraîné une diminution du stress plus réduite. Cette observation suggère que fixation et IE peuvent être suffisants pour des fractures avec une continuité osseuse restante.

D'un autre côté, pour le cas pessimiste, même si l'IE a conduit à une réduction importante des contraintes dans la fixation postérieure, la contrainte dans la vertèbre fracturée n'a pas diminué de manière significative. Ensuite, l'ajout de PMMA a entraîné une réduction importante des contraintes dans la vertèbre fracturée et dans l'IE. Ces observations suggèrent que fixation et IE avec PMMA peuvent être nécessaires pour les fractures avec perte de continuité osseuse afin de réduire le risque de complications mécaniques.

Nous avons noté que, dans les constructions vis-tiges, les contraintes maximales étaient localisées dans les vis, dans la zone pédiculaire, à proximité de la jonction avec le composant longitudinal. Ces observations sont cohérentes avec les rapports de défaillances matérielles existantes (Knop et al 2002 ; Jutte et al 2002).

Ce modèle éléments finis préliminaire a mis en évidence que pour une même stratégie instrumentale, des performances biomécaniques différentes pouvaient être observées en fonction de la sévérité de la fracture. Cette étude constitue une base solide pour la simulation numérique de la colonne vertébrale instrumentée, et ouvre la voie à une modélisation spécifique au sujet qui pourrait permettre d'analyser les variables clés pour un patient donné, en tenant compte de la complexité des implants/fractures et des caractéristiques spécifiques des patients.

2 Exploration et analyse des stratégies d'instrumentation

Les travaux de cette partie sont une extension de la partie précédente suite aux échanges avec nos partenaires cliniques et industriels et aux questions soulevées par ces échanges.

L'intérêt d'obtenir, sans passer par des essais in vitro, une évaluation biomécanique des stratégies par un modèle validé nous a poussé à modéliser plusieurs combinaisons des composants d'instrumentation existants (vis, tiges, SpineJack et ciment osseux) afin d'étudier de nouvelles stratégies dans un spectre plus large de conditions de chargement.

2.1 Présentation des stratégies d'instrumentation

Nous avons classé l'ensemble des stratégies étudiées en cinq groupes :

❖ *Groupe A : Instrumentations de L1 seule*

Ce premier groupe est constitué de stratégies de non fusion avec une instrumentation uniquement placé au niveau fracturé. Nous avons ainsi modélisé le SpineJack seul ou avec ciment et un assemblage vis-SpineJack avec ou sans ciment (figure 34a).



*Figure 34a : Liste des modèles des stratégies du groupe A (instrumentation de L1 seule : **A1** : SpineJacks, **A2** : SpineJacks et vis pédiculaires, **A3** : SpineJacks et ciment PMMA, **A4** : SpineJacks, vis pédiculaires et ciment PMMA)*

❖ *Groupe B : Instrumentations de L1 et d'une vertèbre adjacente*

Ce second groupe est constitué de stratégies de fusion sur segment court avec une instrumentation de la vertèbres fracturée et d'un niveau sus-jacent ou sous-jacent. Nous avons ainsi modélisé des configurations vis-tiges L1-L2 ou T12-L1 associés au SpineJack avec ou sans ciment (figure 34b).

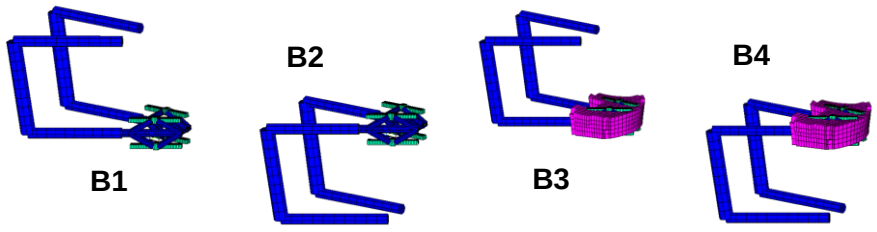


*Figure 34b : Liste des modèles des stratégies du groupe B (instrumentation de L1-L2 ou T12-L1: **B1** : Système vis-tiges T12-L1 et SpineJacks en L1, **B2** : Système vis-tiges L1-L2 et SpineJacks en L1, **B3** : B1 et ciment PMMA, **B4** : B2 et ciment PMMA)*

❖ *Groupe C : Instrumentations des deux vertèbres adjacentes*

Ce troisième groupe est constitué de stratégies de fusion des deux niveaux adjacents à la fracture sans utilisation du SpineJack. Nous avons ainsi modélisé une configuration vis tiges T12-L2 avec ou sans utilisation de vis dans le niveau fracturé (figure 34c).

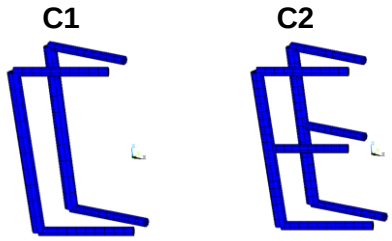


*Figure 34c : Liste des modèles des stratégies du groupe C (instrumentation de T12-L2 sans support antérieur: **C1** : Système vis-tiges T12-L2, **C2** : Système vis-tiges T12-L1-L2)*

❖ *Groupe D : Instrumentations des deux vertèbres adjacentes et supports antérieurs*

Ce quatrième groupe est constitué de stratégies de fusion associées à une instrumentation du niveau fracturé. Nous avons ainsi modélisé des configurations vis-tiges T12-L2 avec différentes combinaisons du support antérieur (SpineJack, vis-SpineJack et ciment osseux) (figure 34d).

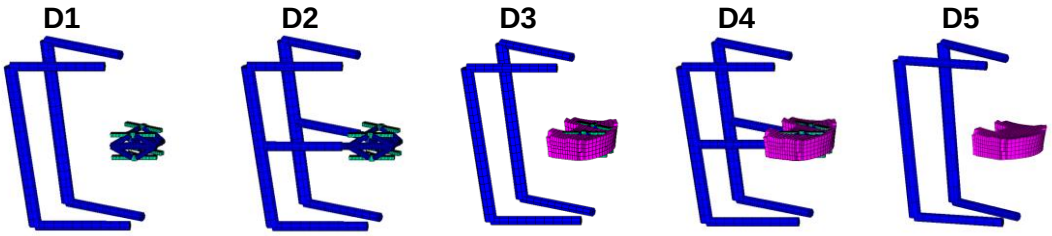


*Figure 34d : Liste des modèles des stratégies du groupe D (instrumentation de T12-L2 avec support antérieur: **D1** : Système vis-tiges T12-L2 et SpineJacks en L1, **D2** : Système vis-tiges T12-L1-L2 et SpineJacks en L1, **D3** : D1 et ciment PMMA, **D4** : D2 et ciment PMMA, **D5** : Système vis-tiges T12-L2 et ciment PMMA)*

❖ *Groupe E : Instrumentation longue*

Ce dernier groupe a été inclus dans un second temps et s'est concentré sur une fusion sur segment long sans instrumentation du niveau fracturé. Nous avons ainsi modélisé une configuration vis-tiges T11-T12-L2-L3 (figure 34e).

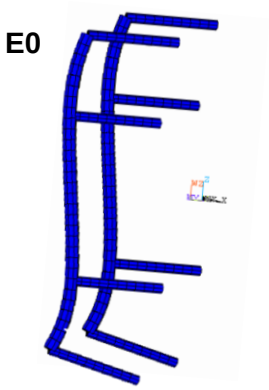


*Figure 34e : Modèle de la stratégie du groupe E (instrumentation longue : **E0** : Système vis-tiges T11-T12-L2-L3)*

2.2 Plans des simulations

Nous avons choisi d'étudier différentes conditions de chargement afin d'analyser plusieurs aspects biomécaniques des rachis instrumentés. En effet, si le chargement en couples purs a permis la comparaison avec les résultats in vitro et l'analyse du segment instrumenté, il ne représente pas le chargement in vivo et ne permet pas d'analyser les niveaux adjacents à l'instrumentation. Ainsi, les modèles ont été sollicités avec des couples purs, des rotations pures et des compressions axiales.

Les valeurs de couples sont similaires à celles utilisées pendant la partie 1 de ce chapitre. Les valeurs de rotations ont été calculées à partir des mobilités observées lors des sollicitations en couple comme décrit par Panjabi. Pour la compression nous avons choisi une valeur de 400N pour représenter le poids de la partie supérieure du corps.

Nous avons simulé chacune des stratégies chirurgicales pour les trois différents scénarios de fracture soit 48 configurations différentes. Ces configurations ont été testées via l'application d'un couple (flexion ou torsion), d'une rotation (sagittale ou axiale) ou d'une compression (centrée ou décalée). L'application des couples permet le calcul des mobilités et des contraintes mécaniques dans l'instrumentation (vis-tiges, SpineJack et ciment en fonction de la stratégie) et dans la vertèbre fracturée. L'application des rotations permet le calcul des contraintes dans les disques adjacents à l'instrumentation. Par ailleurs, nous avons complété notre étude par des simulations en compression pour mieux comprendre le rôle des différents supports antérieurs.

L'ensemble des cas simulés a généré un volume important de données ce qui souligne les possibilités de la modélisation éléments finis en tant qu'outil d'exploration. Dans un souci de concision, les résultats présentés ci-dessous s'organiseront autour de trois études.

La première étude s'est concentrée sur les résultats en termes de mobilité. Nous y avons analysé les courbes charge-déplacement de chaque stratégie et l'effet du scénario de fracture sur ce comportement.

La seconde étude a comparé les stratégies avec ou sans supports antérieurs afin de mieux comprendre le rôle de ce dernier. Nous y avons analysé les contraintes mécaniques, en particulier dans l'instrumentation.

La troisième étude s'est intéressée à la compression et en particulier l'effet du décalage du point d'application sur les contraintes mécaniques pour trois stratégies avec support antérieur.

2.3 Résultats

2.3.1 Mobilités et effet du scénario de fracture

Les courbes ci-dessous représentent l'évolution de la rotation de la vertèbre T12 par rapport à la vertèbre L1 en fonction du couple appliqué. Les stratégies des groupes A-D sont présentées en flexion pour le scénario modéré et pour le scénario pessimiste dans les figures 35 et 36.

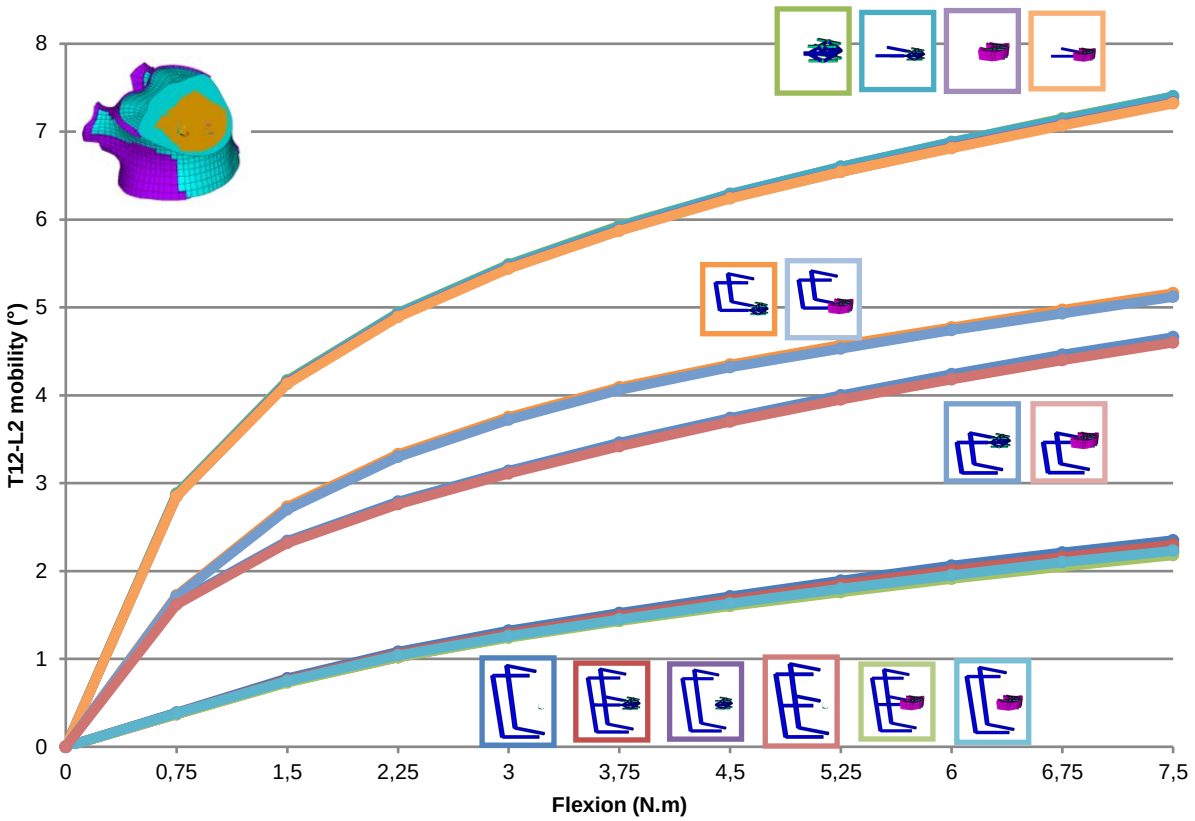


Figure 35 : Courbes de mobilité en flexion pour les différentes stratégies pour un scénario de fracture modéré

Pour le scénario modéré, on observe une distinction en trois groupes : Un groupe de mobilité faible (environ 2°) dans lequel on retrouve les stratégies de fusion des groupes C et D avec instrumentation des deux vertèbres adjacentes. Un groupe de mobilité moyenne (environ 5°) dans lequel on retrouve les stratégies de fusion du groupe B avec des instrumentations de la vertèbre fracturée et d'une des vertèbres adjacentes. Un groupe de mobilité élevée (environ 7°) dans lequel on retrouve les stratégies du groupe A avec instrumentation uniquement du niveau fracturé.

Pour le scénario pessimiste, les mêmes observations que pour le scénario modéré peuvent être faite sur les groupes A, B et D. En revanche, les résultats du groupe C (sans supports antérieurs) se distinguent du groupe D par des mobilités plus élevées (4,3° et 11,5° respectivement C2 et C1).

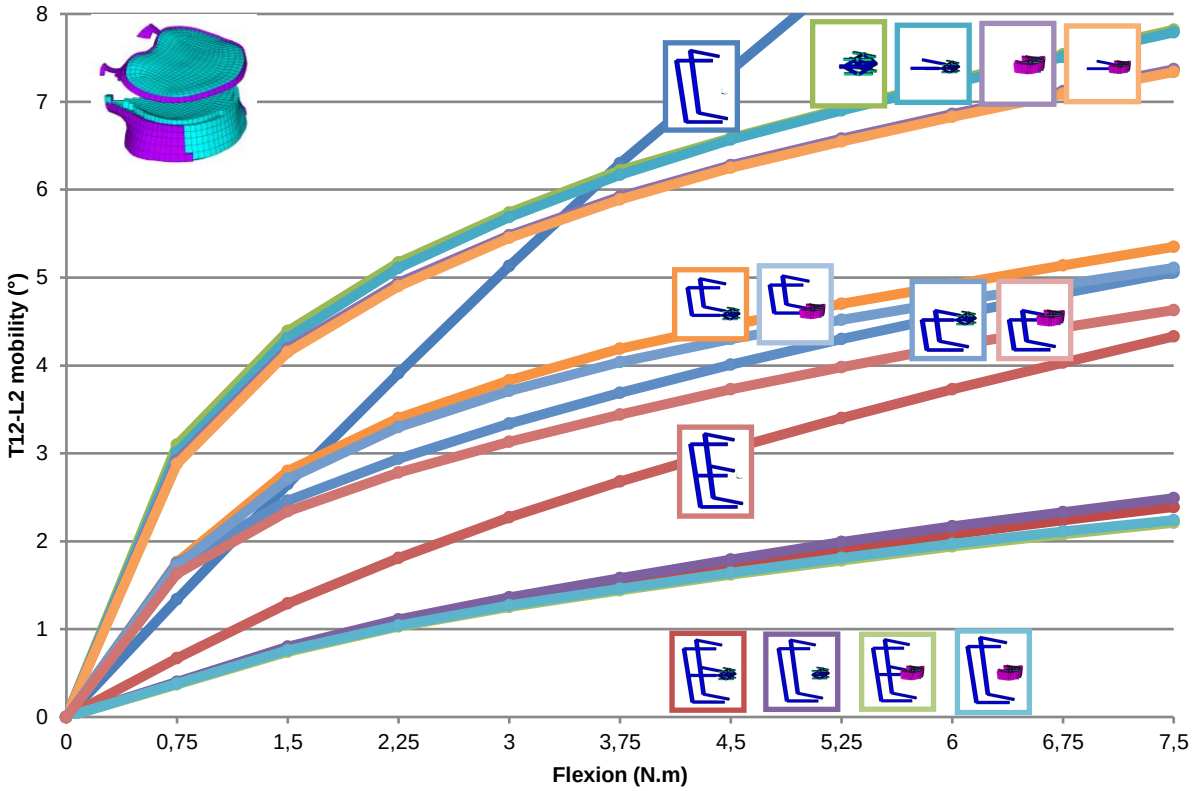


Figure 36: Courbes de mobilité en flexion pour les différentes stratégies pour un scénario de fracture pessimiste

Les observations sont similaires pour les résultats en torsion. Des groupes de mobilité sont observés avec une distinction des groupes C et D en scénario pessimiste.

2.3.2 Contraintes mécaniques avec ou sans support antérieur

Les histogrammes ci-dessous représentent les contraintes maximales dans le système vis-tige lors de l'application d'un couple de flexion (figure 37) ou de torsion (figure 38). Les stratégies des groupes C, D et E ont été analysées pour les trois scénarios de fractures (modéré, intermédiaire et pessimiste).

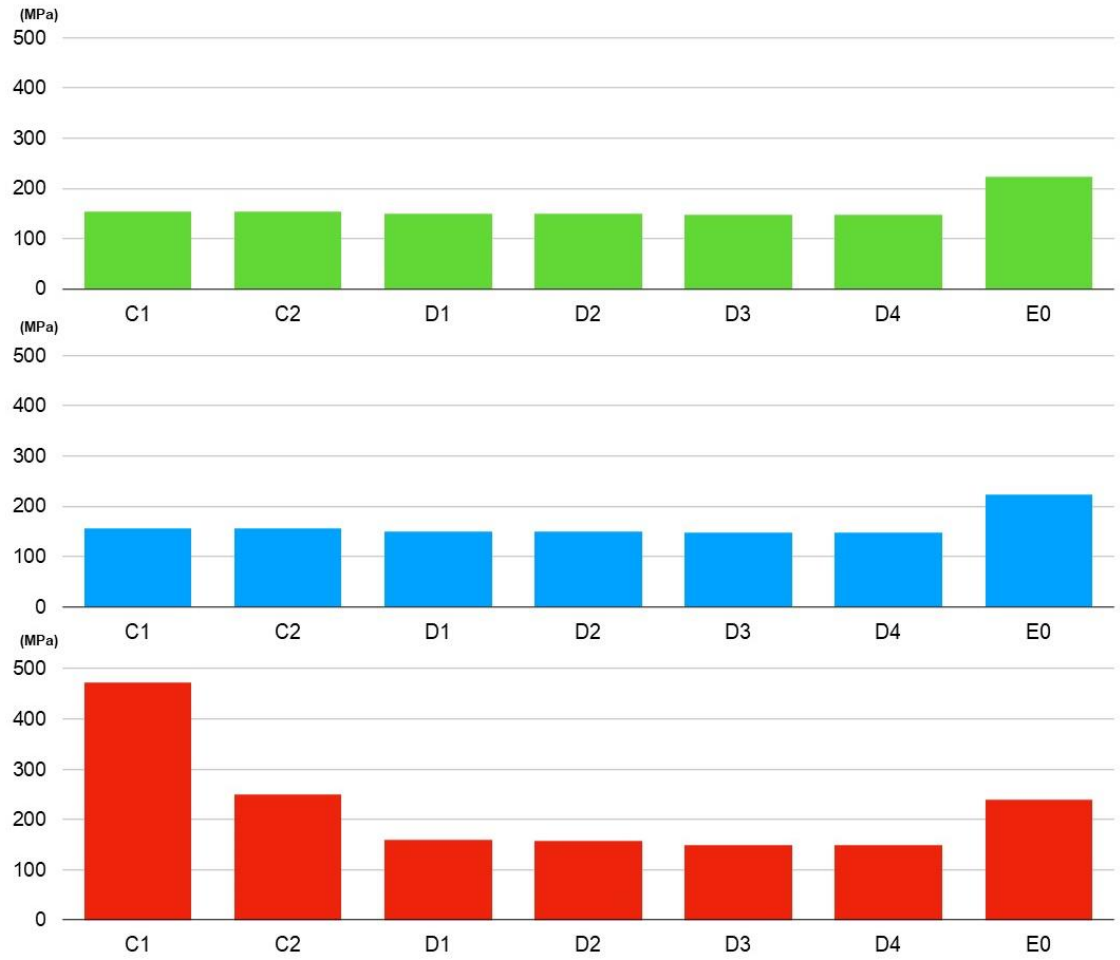


*Figure 37 : Histogrammes des contraintes maximales dans le Système vis-tiges en **flexion** pour les trois scénarios de fracture (modéré, intermédiaire et pessimiste) pour les stratégies C1-C2, D1-D4 et E0*

Pour les scénarios modéré et intermédiaire, on observe des contraintes plus élevées avec une instrumentation longue qu'avec les instrumentations courtes dans le cas de la flexion. A l'inverse en torsion c'est avec l'instrumentation longue qu'on observe des contraintes plus faibles.

Pour le scénario pessimiste, on voit que les stratégies sans support antérieur, fusion longue ou courte, induisent une élévation des contraintes par rapports aux scénarios plus modérés. Cette élévation est plus faible pour la stratégie du groupe E que pour celles du groupe C.

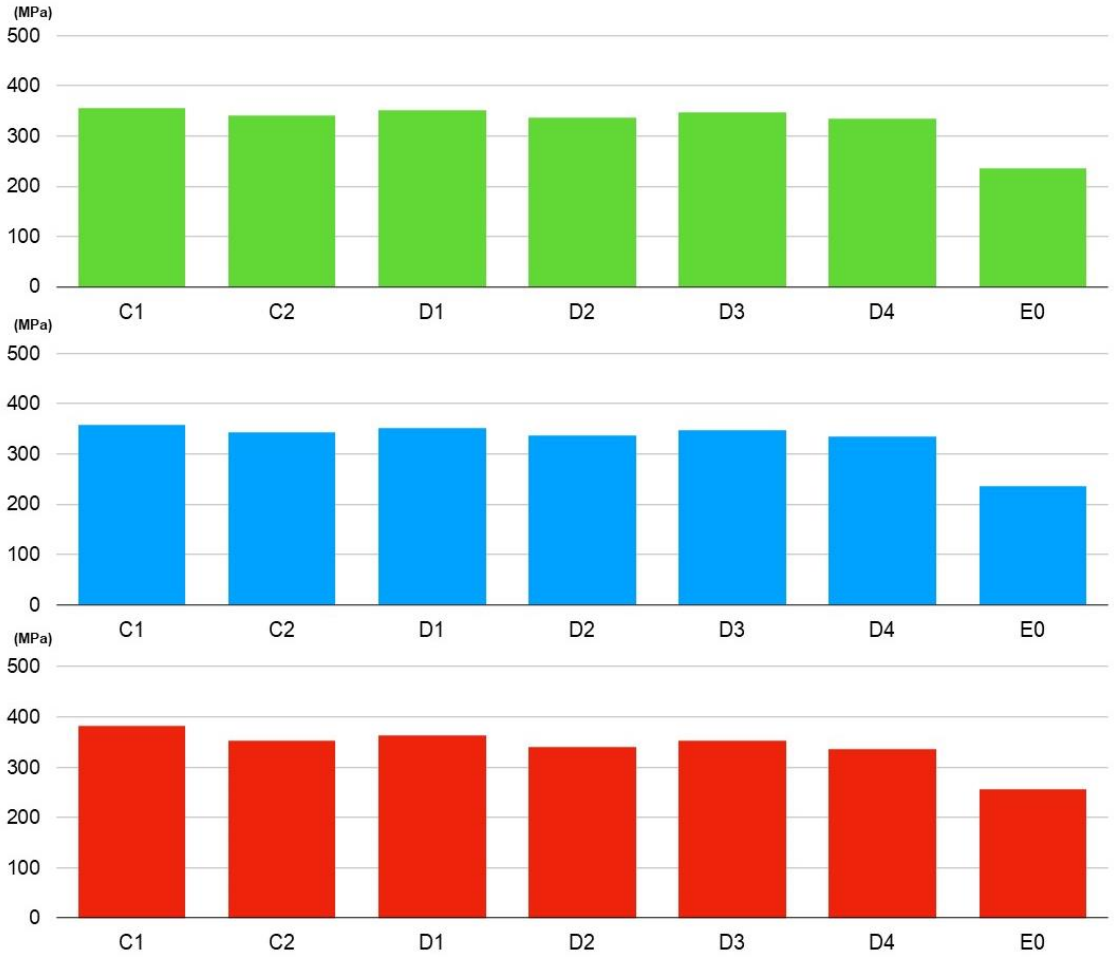


*Figure 38 : Histogrammes des contraintes maximales dans le Système vis-tiges en **torsion axiale** pour les trois scénarios de fracture (modéré, intermédiaire et pessimiste) pour les stratégies C1-C2, D1-D4 et E0*

2.3.3 Compression et effet d'un chargement décalé

Les histogrammes ci-dessous (figures 39 et 40) représentent les contraintes maximales dans le système vis-tige, dans la vertèbre fracturée et dans le ciment osseux lors de l'application d'une compression ou d'une compression décalée. Les stratégies des groupes C avec ciment osseux ont été analysées pour le scénario de fractures pessimiste.

Les trois stratégies présentent des résultats similaires en termes de contraintes dans le système vis-tiges. L'utilisation de l'ensemble vis-SpineJack aboutit à des contraintes plus faibles dans la vertèbres fracturée et dans le ciment osseux.

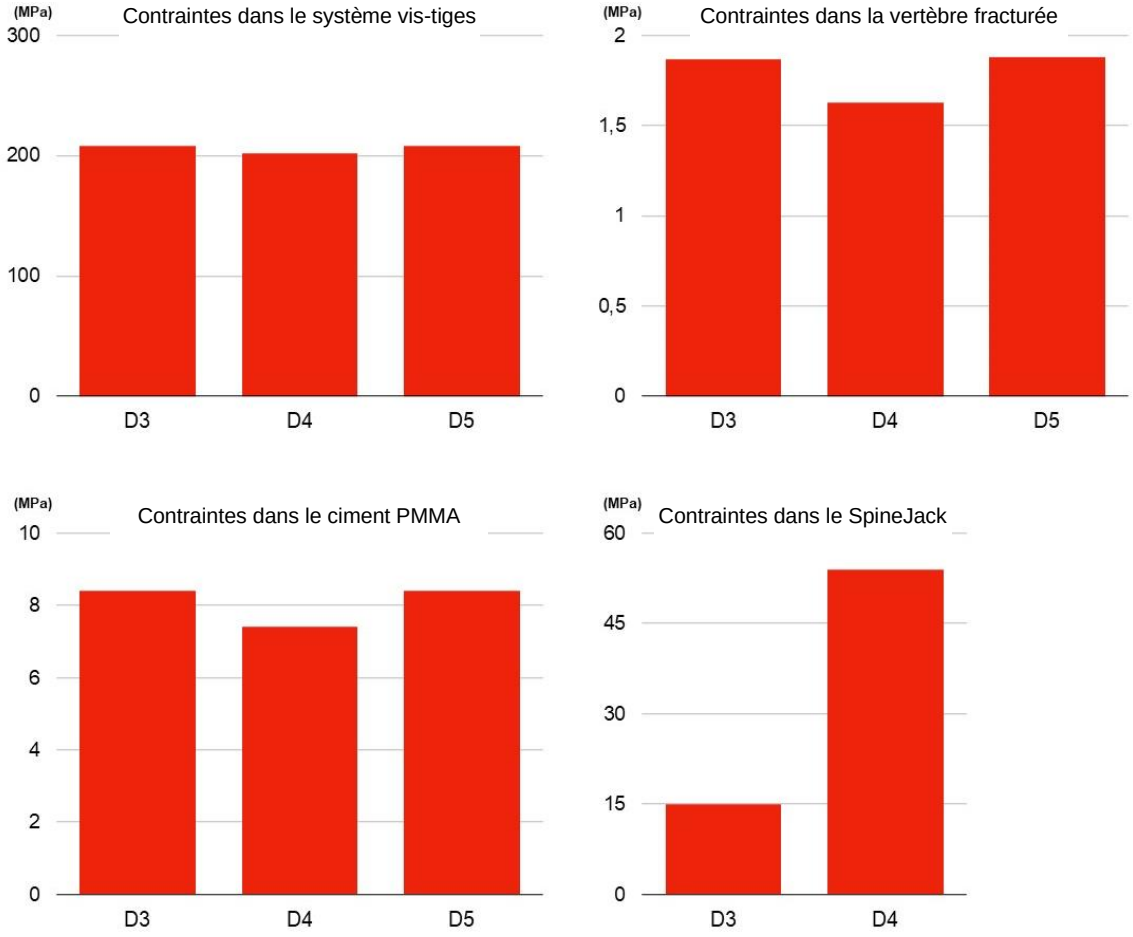


Figure 39 : Histogrammes des contraintes maximales en compression centrée dans le système vis-tiges, la vertèbre fracturée (L1), le ciment PMMA et le SpineJack pour le scénario de fracture pessimiste pour les stratégies D3-D5

Les mêmes observations sont faites avec un chargement de compression avec un décalage antérieur. Si les comportements et observations sont similaires, on observe une augmentation des contraintes avec le décalage du point d'application de la charge.

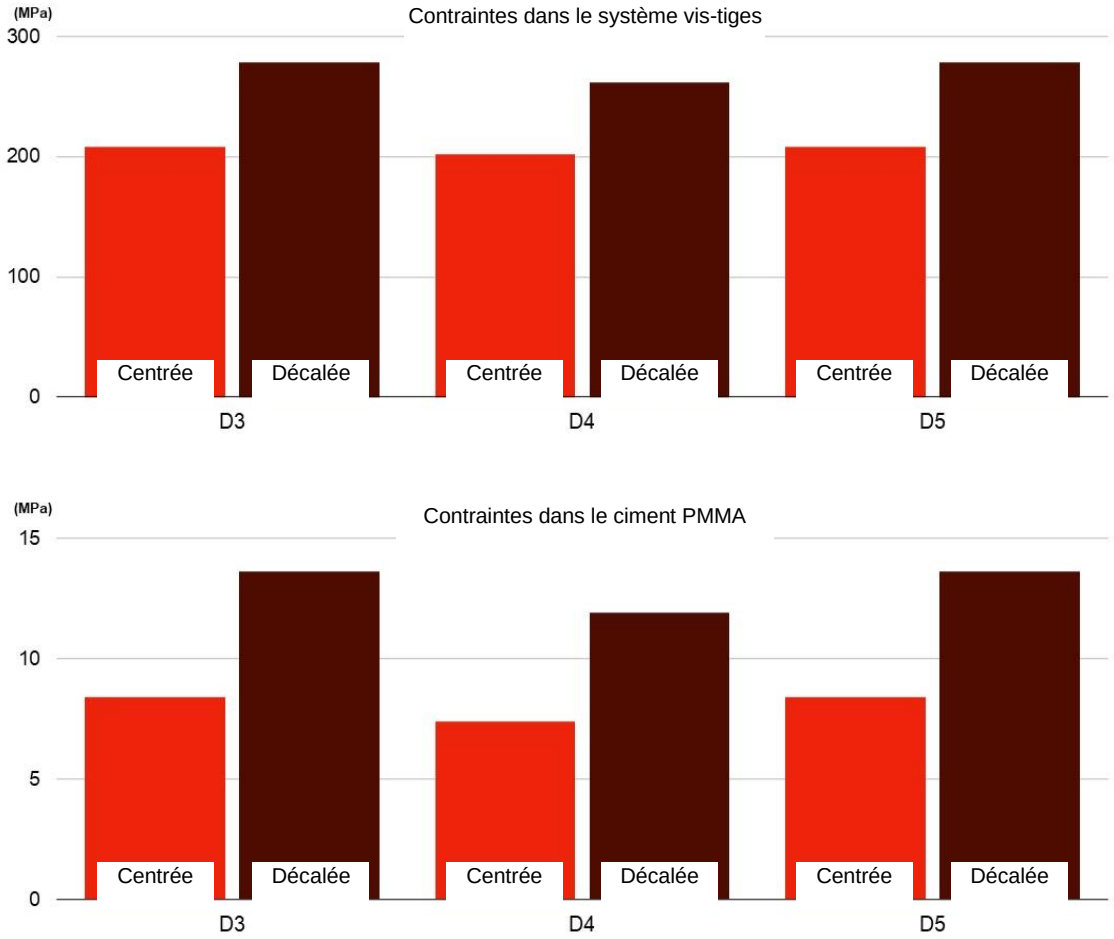


*Figure 40 : Histogrammes des contraintes maximales en compression **centrée** ou **décalée** dans le système vis-tiges et le ciment PMMA pour le scénario de fracture pessimiste pour les stratégies D3-D5*

2.4 Discussion préliminaire

Les travaux présentés dans cette partie ont permis de poursuivre et de compléter les travaux de la première partie de ce chapitre. En effet, comme souligné dans notre contexte clinique, la variabilité des fractures et les multiples choix de stratégies chirurgicales entrainent un grand nombre de situations envisageables.

Nous avons pu ainsi exploiter le modèle évalué de la première partie pour analyser et mieux comprendre certaines situations soulevées grâce à nos échanges avec nos partenaires cliniques et industriels.

L’ensemble des situations simulées a produit un large volume de données ce qui souligne les possibilités de la modélisation éléments finis en tant qu’outil d’exploration. Dans le cadre de cette thèse nous avons concentré nos analyses sur les différences de mobilité, l’étude du montage long et l’impact du ciment. L’analyse exhaustive de l’ensemble des résultats obtenus pourrait apporter des éclaircissements complémentaires.

L’analyse des mobilités des différentes stratégies a souligné l’influence direct du nombre de niveaux instrumentés sur la mobilité du segment thoracolombaire. La comparaison entre les scénarios de fracture modéré et pessimiste a pu montrer que l’absence de support antérieur entrainent une perturbation du comportement biomécanique du segment instrumenté lors des scénarios de fractures sévères.

L’analyse des contraintes dans le montage long a souligné certaines différences avec les montages courts avec ou sans support antérieur. Pour les scénarios de fractures modéré et intermédiaire, on observe avec le montage long des contraintes plus importantes qu’avec les montages courts en flexion et plus faible en torsion. Ceci pourrait indiquer un intérêt à l’utilisation complémentaires d’un composant transversal lors de l’utilisation des montages courts. Par ailleurs, on observe encore une fois que le support antérieur permet un maintien des contraintes au même niveau quel que soit le scénario de fracture. Sans support antérieur, on observe un meilleur maintien avec le montage long qu’avec un montage court.

La représentation préliminaire d’un trouble postural par l’application d’une charge décalée a souligné les surcontraintes induites par ce phénomène. Cela montre l’intérêt de prendre en compte l’alignement postural lors du choix d’une stratégie. Par ailleurs, peu de différences ont été observées entre les différentes stratégies de support antérieur. Cela nous indique l’intérêt que pourrait avoir l’utilisation de chargement cyclique pour considérer la comparaison temporelle des stratégies.

Ces travaux ainsi que ceux de la première partie, ont souligné des variations de contraintes importantes en fonction du scénario de fracture étudié. Ces différences sont cohérentes avec la littérature qui indiquent un lien entre sévérité de la fracture et le risque de complications mécaniques. De même, l’alignement postural est souligné comme influant le choix d’une stratégie et les résultats cliniques. Sa représentation préliminaire dans nos modèles a aussi montré le risque de surcontraintes associées. Ces observations nous ont poussé à mettre en œuvre des travaux afin de mieux comprendre les caractéristiques des fractures et le rôle de l’alignement postural. Dans ce but, nous avons mis en place un partenariat de collecte de données cliniques afin de mener une analyse quantitative des cas cliniques.

CHAPITRE 2 : ANALYSE DE DONNEES CLINIQUES

1 Projet SPIMECA : Collecte de données

Afin de mieux comprendre la planification de la stratégie chirurgicale pour la prise en charge d'un patient en routine clinique, nous avons souhaité collecter des données cliniques afin d'effectuer une analyse in vivo des cas d'applications des différentes stratégies. En effet, si le premier chapitre a permis de souligner l'intérêt du support de la colonne antérieure et l'impact du scénario de fracture, notre modélisation ne représentait ni l'activité musculaire ni les troubles posturaux et proposait une représentation simplifiée de la fracture.

1.1 Partenariat de collecte et protocole

Des données ont été collectées et anonymisées auprès de trois sites hospitaliers habitués à utiliser le SpineJack lors de chirurgies du rachis (Bichat-Beaujon, Paris en relation avec le Professeur Marc-Antoine Rousseau et le Docteur Cédric Maillot, Charles Nicolle, Rouen en relation avec le Docteur Mourad Ould-Slimane et Pellegrin-Tripode, Bordeaux en relation avec le Docteur Camille Damade).

La collecte s'est uniquement intéressée aux données générées lors de la routine clinique et a regroupé les archives rétrospectives existantes et l'inclusion prospective des patients pris en charge pendant ce projet de thèse. L'objectif était de mieux comprendre le choix de stratégies lors du traitement de fractures vertébrales par des fixations postérieures, des SpineJack et de leurs combinaisons. Les données des patients pour lesquels le choix d'un traitement conservateur a été fait ont aussi été collectées afin d'avoir un registre le plus complet possible.

Après concertation avec nos partenaires, nous avons mis en place un protocole qui définit les données générées lors de la routine et donc les données collectées que nous analyserons et exploiterons dans la suite de ce chapitre. Ce protocole est le suivant :

1.1.1 Population concernée

Les critères d'inclusion des patients était le diagnostic d'une fracture vertébrale isolé situé entre les niveaux T11 et L5. Afin d'exclure les fractures pathologiques, cette fracture devait être associée à un évènement traumatique récent (<10 jours). Par ailleurs, nous avons concentré notre étude sur une population majeure.

Nous avons exclu de notre étude les femmes enceintes ou allaitantes et les patients dont le diagnostic indiquait une source pathologique (ostéoporose ou tumeurs). Par ailleurs nous avons concentré notre étude sur des patients ne présentant pas de multi-trausmatismes vertébraux jointifs.

1.1.2 Examen préopératoire

Lorsqu'ils étaient réalisés, nous avons collecté les CT-scan. La zone scannée s'étend à minima sur le niveau fracturé et sur les vertèbres adjacentes immédiates. Le patient est immobile en position allongée. Les examens ont été réalisés avec des coupes d'épaisseur maximales de 1mm avec deux filtres os et tissus mous. Ces images nous permettent d'observer la fracture avant son traitement et seront utilisées pour caractériser la géométrie et la structure des fractures.

1.1.2 Examens postopératoires

Lorsqu'il étaient réalisés, nous avons collecté les patients inclus lors d'un examen de suivi court-terme (0-6 mois), un examen de suivi moyen-terme (6-12 mois) et un examen long terme (12-24 mois).

Lors de ces examens nous avons collecté, s'ils ont été réalisés, les clichés bi-plans EOS. Ces clichés ont été réalisés avec le patient en Free Standing Position (FSP) afin d'assurer une visibilité de la colonne sous des conditions de charges normales. Cette position est définie ci suit : debout, mains posées sur les joues, pied droit légèrement décalé en avant des phalanges du 1er métatarse gauche.

La zone radiographiée s'étend à minima entre les têtes fémorales et le bas du crâne afin de pouvoir calculer les paramètres pelviens (incidence pelvienne, version pelvienne et pente sacré) ainsi que les courbures du rachis (lordoses, cyphose et OD-HA).

1.1.3 Analyses prévues

L'objectif de la collecte clinique est d'analyser les spécificités des patients et de mieux comprendre l'impact sur les résultats cliniques pour trois traitements de fractures de compression vertébrales.

L'ensemble des données collectées seront analysées dans le but d'étudier l'interaction, pour les différents parcours, entre spécificités des patients, analyses biomécaniques et la réussite clinique.

En particulier, l'enjeu sera de mieux comprendre l'influence de l'alignement postural et de la qualité osseuse dans l'interaction entre choix de stratégie chirurgicale et réussite clinique. En

effet, de nombreux articles de la littérature soulignent l'influence des paramètres posturaux en termes d'apparition de complications mécaniques. D'autre part, l'étude éléments finis pour différents scénarios de fractures a mis en avant l'impact de la qualité et de la structure osseuse sur les contraintes mécaniques.

Pour chacun des traitements, l'analyse de l'alignement postural, de la qualité et de la structure osseuse et des évolutions de ces grandeurs au cours du suivi postopératoire permettra une meilleure compréhension des complications mécaniques qui peuvent apparaitre et des paramètres qui pourraient expliquer ces complications. La figure 41 résume ces différents éléments.

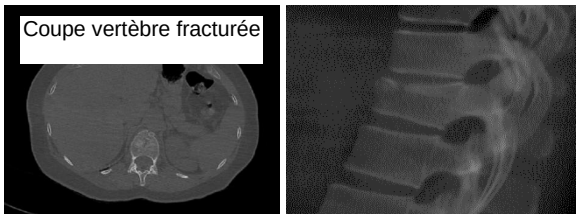
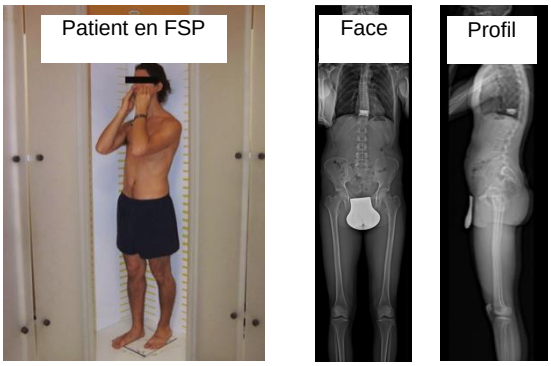
Examens collectés	Preop	Postop (0-6 mois)	Postop (6-12 mois)	Postop (12+ mois)
CT-Scan/Tomodensitométrie Analyse de la fracture 	✓			
	- Zone d'acquisition minimale: niveau fracturé et niveaux adjacents - Coupes d'épaisseur maximales 1mm - Si possible: acquisition des vertèbres non adjacentes			
Stéréoradiographie EOS Analyse de la posture 		✓	✓	✓
	- Zone d'acquisition minimale: têtes fémorales jusqu'à odontoïde de C2 inclus - Clichés biplans face et profil - Patient en Free Standing Position (FSP): mains sur les joues, pied droit décalé de 4-5 cm vers l'avant			

Figure 41 : Plaquette résumant les examens de routine clinique ciblés par la collecte (FSP : Free Standing Position)

2 Caractérisation géométrique et structurelle des vertèbres fracturées

Lors de la prise en charge d'un patient souffrant d'une fracture vertébrale, l'examen préopératoire de référence est la tomodensitométrie (CT-Scan). Cet examen permet l'obtention par coupe de la visualisation d'une cartographie 2D de la structure interne du patient. La précision de cet outil permet une observation fine de la géométrie de la vertèbre fracturée et est utilisé pour la classification et la planification chirurgicale.

Cette partie s'est intéressée aux possibilités d'obtenir une caractérisation quantitative des vertèbres fracturées. En effet, les limites des classifications cliniques reposent sur la subjectivité des observations qualitatives et la faible reproductibilité de ces méthodes de hiérarchisation. Nous avons ainsi cherché à mettre en place un processus semi-automatique de traitement des images CT-Scan pour la représentation tri-dimensionnelle ainsi que pour le calcul des caractéristiques géométriques et structurelles de la fracture. Nous espérons que cet outil permettra de compléter les classifications usuelles.

Des outils de représentations ont déjà été développés à l'IBHGC dans les travaux de thèse de Christophe Travert sur la prédiction de risques de fractures ostéoporotiques et ceux de Gilles Le Pennec sur la caractérisation quantitative des vertèbres. Nos travaux se sont intéressés à l'évolution de cet outil en l'adaptant pour fonctionner de façon robuste et rapide sur des vertèbres fracturées (géométrie irrégulière) et en y ajoutant des modules de calcul de paramètres liés à la morphologie et à la qualité osseuse de la vertèbre.

2.1 Modélisation semi-automatique

Le processus mis en place permet de traiter des données CT-Scan afin d'obtenir une représentation volumique facilitant l'observation de la fracture. Cet objet pourra ensuite être utilisé pour le calcul des caractéristiques souhaitées.

Ce traitement s'effectue en 5 étapes (figure 42):

- 1 : Traitement des CT-Scan, construction des DRR
- 2 : Traitement des DRR, reconstruction Surface 3D
- 3 : Traitement des Surfaces 3D, ajustement géométrique de précision
- 4 : Exploitation de la surface précise, construction d'un maillage
- 5 : Association maillage + CT-Scan, répartition des densités osseuses par élément

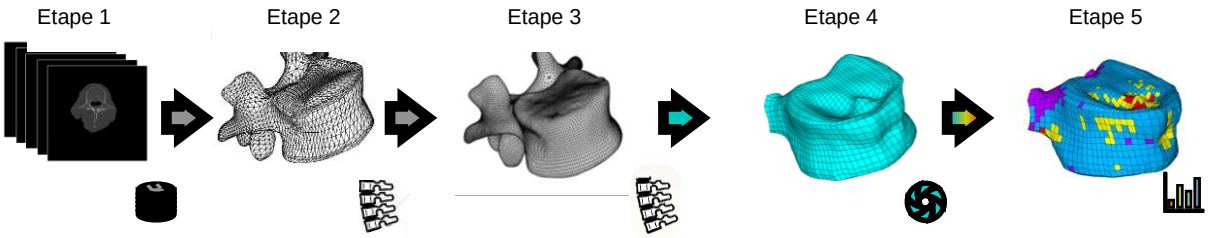


Figure 42 : Processus de traitement des CT-scan, passage de l'imagerie clinique à un maillage éléments finis personnalisé

Etape 1 : L'imagerie issue d'un examen par CT-Scan se compose d'une suite organisée de coupes 2D. Sur chacune de ces coupes se trouve une cartographie de pixels dont l'intensité est corrélée à l'absorption des tissus présents. Par la modélisation de l'empilement organisé de ces coupes, un pseudo volume est reconstruit. Ensuite, les sections médianes des plans frontal et sagittal, sont extraites de ce volume ce qui permet l'obtention de pseudo-radios, une de face et une de profil.

Etape 2 : Un logiciel interne à l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak a été utilisé par un opérateur qualifié afin d'obtenir des reconstructions 3D à partir de clichés bi-plans. Des points caractéristiques des éléments anatomiques sont repérés sur les clichés de face et de profil ce qui permet la génération de surfaces 3D à partir de modèles statistiques. Ces surfaces 3D sont retro-projetées sur les images face et profil afin d'ajuster manuellement les surfaces jusqu'à correspondance avec les contours des images 2D.

Etape 3 : Afin d'ajuster précisément les surfaces grâce aux coupes CT-Scan, un algorithme automatique de recherche des contours est appliqué à la surface 3D en fonction de la coupe correspondante (Le Pennec et al 2012). La surface initiale est progressivement déformée dans la direction des intensités les plus élevées. On obtient ainsi finement une surface 3D régionalisée par zones anatomiques et dont les contours sont ajustés à la précision du CT-Scan.

Etape 4 : La surface 3D ainsi résultante représente finement la géométrie spécifique visualisée sur les données d'imagerie clinique. Cette géométrie est utilisée dans un processus automatique de maillage élément finis. Un processus spécifique a été adapté à partir des travaux de Travert et al 2012 afin de fonctionner de manière robuste et rapide dans le cas de vertèbres fracturées. Ces dernières étant caractérisées par des géométries très variables et des surfaces irrégulières, le processus s'est composé d'étapes itératives de déformation vers la géométrie souhaitée et d'optimisation de qualité du maillage.

Etape 5 : En sortie de ce processus, le maillage ainsi obtenu est constitué de 10003 nœuds et 8976 éléments cubiques. A chaque élément est associé une valeur numérique liée à la densité osseuse correspondante. Ce processus a été validé par son utilisation pour la prédiction du risque de fracture vertébrale ostéoporotique.

Cet objet personnalisé, précis et régulier, est utilisé pour la calcul de paramètres quantitatifs robustes descripteurs de la fracture.

2.2 Caractérisation des modèles

L'analyse des objets résultants se compose de deux étapes. Le placement de points de référence permet le calcul des paramètres géométriques (hauteurs, écrasement) et l'analyse de la répartition de densité osseuse permet la caractérisation structurelle.

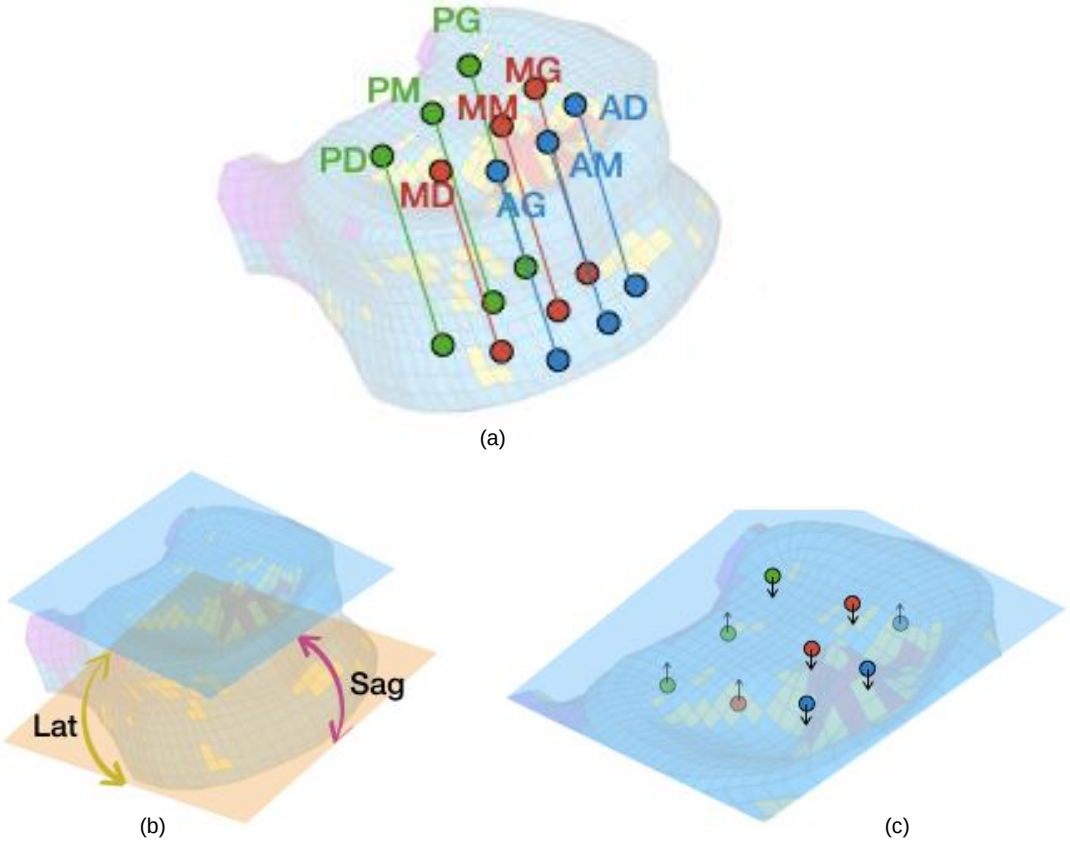


Figure 43 : Plans et points de mesures pour le calcul des paramètres descripteurs de la géométrie de la vertèbre, (a): points de mesure des hauteurs, (b): plans de mesure des wedgings, (c): distances plan-surface des irrégularités

❖ *Hauteurs vertébrales*

Les hauteurs du corps vertébral sont calculées à neuf localisations comme décrit par Gilles Le Pennec. Trois points sont placés dans la zone postérieure du plateau supérieur, trois dans la zone centrale et trois dans la zone antérieure (figure 43a). Ces points sont placés à l'intersection de différents plans. Ces plans sont définis par la détection des contours du corps vertébral puis un décalage vers l'intérieur. Par ailleurs, on définit un plan aux moindres carrés sur les points du plateau. Les points précédemment placés sont projetés sur ces plans moyens. Cette méthode permet une définition robuste des points de mesure. La même opération est réalisée sur le plateau inferieur et la distance euclidienne entre les points correspondants des plateaux supérieur et inférieur est calculée.

❖ *Wedgings*

L'orientation relative entre les plans aux moindres carrés des plateaux supérieur et inférieur permet le calcul des différents wedgings (figure 43b).

❖ *Irrégularités des plateaux*

La régularité de la surface est définie par la distance de projection entre les points de mesure des hauteurs et la surface du plateau vertébral (figure 43c).

❖ *Qualité osseuse*

Afin d'analyser les caractéristiques structurelles des vertèbres, différentes métriques peuvent être associées. L'utilisation de scan non-calibré a nécessité une adaptation par rapport à certains outils usuels comme le calcul de densité minérale osseuse. Ainsi dans notre cas, et afin de pouvoir comparer les résultats de nos différentes données, une étape d'identification des seuils d'interprétation pour les valeurs observées dans chaque élément des maillages a été proposé et mise en place.

Ce processus repose sur l'association de chaque élément à une classe de qualité osseuse en fonction de sa valeur de densité osseuse. La définition des classes nécessite la mise en place de seuils. Afin d'identifier ces seuils, nous nous reposons sur la présence de vertèbres non fracturées sur la zone scannée. Ainsi pour chaque patient, des seuils sont calculés à partir de l'analyse d'une vertèbre de référence (non fracturée) et permettent la classification sur les vertèbres fracturées.

La méthode de calcul de ces seuils a été identifié au sein des différents choix possibles par l'application du processus ci-dessus sur des données issues d'une base existante de CT-Scan calibrés in vitro de spécimens à bonne qualité osseuse. L'hypothèse faite de la non présence

de volume important de classes osseuses de faible qualité nous a permis de définir la méthode de calcul des seuils. La proposition retenue est la suivante :

Quatre classes osseuses ont été définies : Une classe associée aux densités les plus hautes (classe corticale), une classe aux densités moyenne (classe spongieuse), une classe aux densités basses (classe endommagée) et une classe aux densités les plus faibles (classe cavité). Le seuil cortical-spongieux a été défini par la valeur moyenne des valeurs de qualité osseuse de la couche externe d'éléments. Le seuil spongieux-endommagé a été défini par la valeur moyenne de qualité osseuse de la première couche interne d'éléments. Le seuil endommagé-cavité a été défini comme 10% du seuil cortical-spongieux.

Pour chaque patient ces seuils sont calculés sur une vertèbre de référence (vertèbre non fracturée sus-jacente ou sous-jacente en fonction des accessibilités) puis appliqué pour la classification des éléments de la vertèbre fracturée. Ce processus peut s'apparenter à une version préliminaire d'auto calibration des CT-Sscan sans fantôme et permet l'observation locale quantitative des pertes de qualité osseuses existantes. Cette observation est complétée par un processus de clusterisation qui permet d'identifier les éléments de classe cavité juxtaposés et ainsi de calculer les paramètres volumétriques associés (nombre de cavités, volume et localisation).

Par ailleurs, afin de quantifier l'altération osseuse globale des vertèbres fracturées, nous avons quantifié la répartition de la qualité osseuse entre la couche externe (cortical) et la couche interne (spongieuse).

2.3 Analyse géométrique

Les données de 54 patients ont été collectées. Après analyse, un patient a été exclu pour cause de fichier images corrompu.

Dans un premier temps, afin de pouvoir interpréter nos résultats en termes de caractéristiques géométriques, nous avons calculé les wedgings sagittaux et latéraux sur une base de données existantes de vertèbres non fracturées (N=116, stat âges). Ces données proviennent de reconstructions EOS, à partir de la reconstruction des maillages sont obtenus par le même processus que présentée précédemment.

En complément des wedgings nous nous sommes intéressés aux hauteurs vertébrales. Le tableau figure 44 donne les différentes hauteurs. En conséquence de la grande variabilité des morphologies, des analyses sont en cours pour estimer des critères d'écrasement. L'hypothèse est faite que la hauteur pré traumatique de la vertèbre fracturée pouvait être approximée à partir des hauteurs des vertèbres adjacentes. Cette hypothèse a été validée par

son application sur des reconstructions de segments L1-L3 de patients sains et par la comparaison de la hauteur prédite avec la hauteur vraie. Cette méthode aboutit à une erreur d'environ 1% (Moyenne des erreurs 1%, écart type des erreurs : ±3%.

Les valeurs de références des wedgings pour les différents niveaux vertébraux sont présentées dans le tableau ci-dessous (figure 44) et seront utilisées par la suite pour définir

		Wedging sagittal (°)				Wedging latéral (°)			
	N	Moyenne	Ecart type	Min	Max	Moyenne	Ecart type	Min	Max
T11	116	3,9	2,5	0,1	10,4	0,0	2,0	-5,8	5,9
T12	116	4,0	2,5	0,1	14,3	-0,1	1,9	-4,6	5,7
L1	116	4,7	2,8	0,3	11,7	0,3	1,9	-5,3	5,6
L2	116	2,7	1,9	0,0	8,3	0,3	2,0	-4,8	5,9
L3	116	2,4	2,1	0,1	9,7	0,5	2,0	-5,7	7,7
L4	116	3,5	2,8	0,2	18,3	0,5	1,7	-5,1	4,4

Figure 44 : Valeurs de référence pour les wedgings sagittaux et latéraux pour les niveaux de T11 à L4

les valeurs normales, subnormales et anormales parmi les vertèbres fracturées. Par la suite, on considèrera les valeurs obtenues pour les vertèbres fracturées comme normales si elles appartiennent à la plage Moyenne + 1*Ecart type, subnormale entre +1 et +2 écart type et anormale au-delà.

La figure 45 présente la répartition des résultats pour les vertèbres fracturées collectées par rapports aux valeurs de référence définies précédemment.

		Wedging sagittal (°) et répartition (%)				Wedging latéral (°) et répartition (%)			
	N	Moyenne	Normal	Subnormal	Anormal	Moyenne	Normal	Subnormal	Anormal
T11	3	35,7°	0%	0%	100%	1,7°	67%	33%	0%
T12	11	22,2°	0%	11%	89%	2°	55%	36%	9%
L1	27	22,2°	7%	4%	89%	2,5°	59%	19%	22%
L2-L4	11	12°	18%	9%	73%	4°	55%	9%	36%

Figure 45 : Moyenne des wedgings par niveau pour les vertèbres fracturées et répartition de la normalité

Le détail des résultats pour les vertèbres T12 et L1 est présenté dans les graphiques ci-dessous (figure 46) avec les corridors de référence associés.

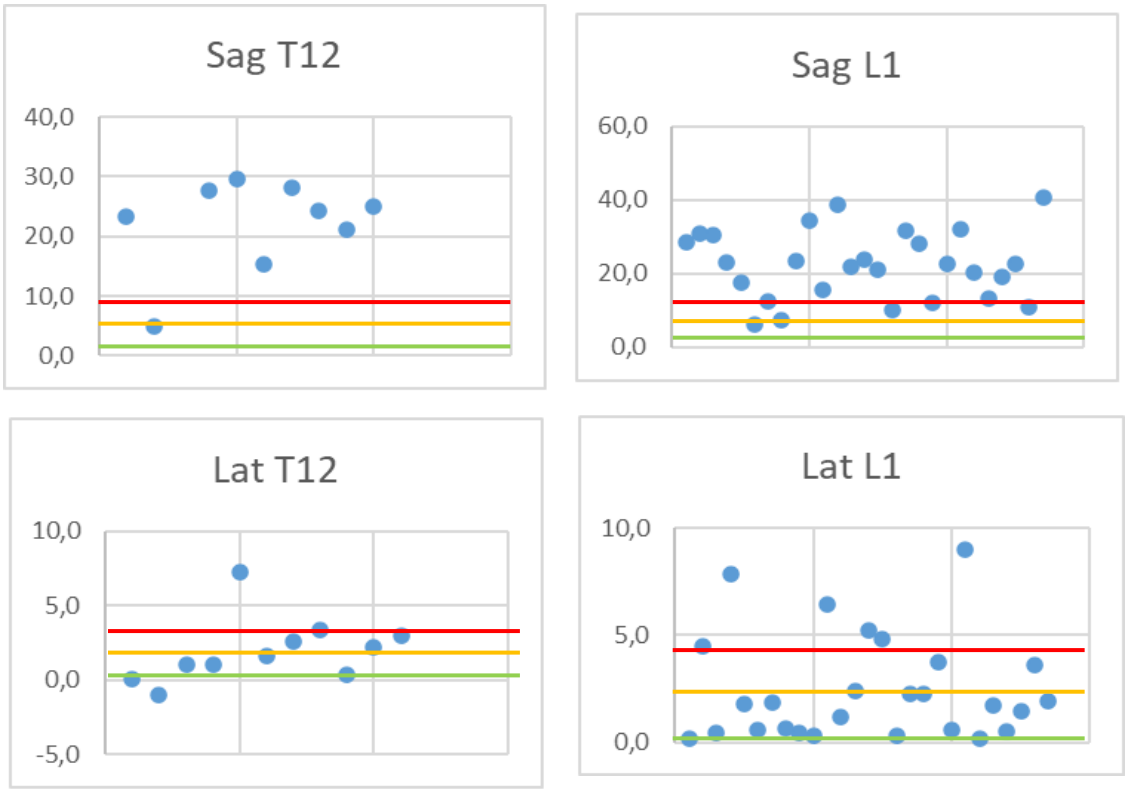


Figure 46 : Wedgings sagittaux et latéraux pour les vertèbres fracturées (T12 et L1) et corridors de normalité (normal, subnormal, anormal)

Nous pouvons observer sur les vertèbres T12 et L1 un wedging sagittal très variable (respectivement 5,1°-29,5° et 6,2°-40,5°) avec une forte proportion de valeurs anormales (respectivement 89% et 89%).

Pour les wedgings latéraux, tous niveaux confondus, 67% des vertèbres présentent une valeur inférieure à 3° et seulement 10% présentent une valeur supérieure à 7° avec une valeur extrême de 12,2° observée sur une vertèbre L2.

Pour les 53 vertèbres fracturées, nous disposons de 46 sus-jacentes associée et 47 sous-jacentes associées.

La figure 47 présente la moyenne, pour l'ensemble des vertèbres fracturées compatibles avec la méthode d'approximation de l'écrasement, de l'écrasement postérieur, centrale et antérieur.

	Moyennes des écrasements des vertèbres fracturées		
	Postérieur	Central	Antérieur
T12	7%	7%	15%
L1	8%	9%	18%
L2-L3	4%	7%	7%

Figure 47 : Ecrasements (%) des vertèbres fracturées

On s'intéresse plus spécifiquement à l'écrasement central dans la suite. On notera néanmoins que l'écrasement est plus important sur la zone antérieure de la vertèbre fracturé ce qui cohérent avec l'observation de fracture de compression.

Les tableaux suivants (figure 48) représentent les pourcentages de vertèbres fracturées présentant des écrasement anormaux (>10%) et extrêmement anormaux (>20%).

(a)	Pourcentage des fractures avec écrasement > 10%		
	Postérieur	Central	Antérieur
T12	25%	25%	88%
L1	46%	46%	83%
L2-L3	14%	43%	57%

(b)	Pourcentage des fractures avec écrasement > 20%		
	Postérieur	Central	Antérieur
T12	25%	25%	38%
L1	4%	17%	50%
L2-L3	0%	0%	0%

Figure 48 : Répartition des écrasements supérieurs à (a): 10% et (b): 20%

Pour l'écrasement central, entre 25% et 46% des fractures présentent un écrasement anormal et entre 0 et 25% un écrasement extrême. On note que les niveaux les plus impactés sont T12 et L1 ce qui est cohérent avec les concentrations d'efforts à la jonction thoracolombaire.

2.4 Analyse structurelle

Nous n'avons pas observé de spécificité sur les vertèbres fracturées en termes de paramètres volumétriques des cavités. En revanche, en cohérence avec l'écrasement et la fragmentation des vertèbres fracturés, nous avons pu souligner les différences de répartitions de la densité osseuse au sein d'une vertèbre entre les vertèbres fracturées et les vertèbres de référence (vertèbre adjacente non fracturée associée).

Les tableaux ci-dessous (figure 49) présentent les moyenne et écarts type pour l'ensemble des vertèbres de référence et pour l'ensemble des vertèbres fracturées.

(a) Vertèbres de référence

	Moyenne	Ecart-type
Couche corticale (aC)	399	60
Couche Spongieuse (aS)	193	60
Rapport Corticale/Spongieuse (aC/aS)	2,2	0,6
Différence Cortical-Spongieuse (aC-aS)	206	44

(b) Vertèbres fracturées

	Moyenne	Ecart-type
Couche corticale (aC)	371	63
Couche Spongieuse (aS)	231	52
Rapport Corticale/Spongieuse (aC/aS)	1,7	0,3
Différence Cortical-Spongieuse (aC-aS)	140	56

Figure 49 : Unités Hounsfield (moyenne et écarts-type) et ratios pour (a) les vertèbres considérées comme références et (b) les fractures

On retrouve ainsi une couche corticale avec moins d'intégrité et une couche spongieuse plus compacte. Plus précisément le tableau ci-dessous (figure 50) présente la répartition de la comparaison entre la vertèbre fracturée et sa référence pour l'ensemble de notre population.

Répartition (%) des comparaison entre fracture et référence		
Couche corticale (aC)	Réf > Fra	28%
	Réf ≈ Fra	68%
	Réf < Fra	4%
Couche Spongieuse (aS)	Réf > Fra	4%
	Réf ≈ Fra	26%
	Réf < Fra	70%
Rapport Corticale/Spongieuse (aC/aS)	Réf > Fra	85%
	Réf ≈ Fra	13%
	Réf < Fra	2%
Différence Cortical-Spongieuse (aC-aS)	Réf > Fra	83%
	Réf ≈ Fra	15%
	Réf < Fra	2%

Figure 50 : Comparaisons entre les paramètres de densité osseuse entre les références (Réf) et les fractures (Fra). Répartition (%) entre les cas ou la référence est plus dense/ratios plus élevés. Une variation entre la référence et la fracture supérieure à 10% est considérée significative

On observe ainsi que dans 28% des cas la fracture se traduit par une couche corticale moins dense, dans 70% des cas par une couche spongieuse plus compacte soit un ratio de ces deux couches diminué dans 85% des cas.

2.5 Discussion

L'objectif de ces travaux était de définir une méthode de caractérisation quantitative de la géométrie et de l'intégrité des vertèbres fracturées. Cette méthode pourrait permettre de compléter et d'enrichir les outils usuels de classifications cliniques qui restent essentiellement qualitatives et peu reproductibles ou bien limitées par l'utilisation de mesure 2D (Cufs et al 2019).

Nous avons ainsi pu mettre en place un processus original qui permet l'analyse quantitative des vertèbres fracturées. Cette méthode permet de caractériser de manière plus complète les différentes caractéristiques de la fracture (wedgings, perte de hauteurs et intégrité osseuse) afin d'évaluer pour chaque patient les spécificités de la vertèbre fracturée. Ces spécificités ont

été mises en relief par l'exploitation des données de références disponibles ce qui a permis d'identifier et de définir un certain nombre de critères quantitatifs représentatifs des altérations géométriques et structurelles des fractures.

L'outil mis en place est rapide avec un temps de processus d'environ 20 minutes par rachis et essentiellement automatique avec un temps opérateur d'environ 7 minutes (performances compatibles avec des travaux de recherches qui pourront être améliorés et mieux automatisés lors de la poursuite de ces travaux à l'IBHGC). Cet outil a permis le traitement de l'ensemble des données collectées (295 vertèbres dont 53 fracture) sans complications numériques.

Il est important de noter les limites existantes de cet outil. Le manque de temps et d'accès aux données de classification clinique ne m'a pas permis d'analyser la corrélation entre caractéristiques quantitatives et classification qualitative. Par ailleurs, la forte variabilité des fractures observée n'est pas forcément représentée par la taille de notre échantillon. La collecte de données se poursuit néanmoins pour pallier ces points. De plus, l'analyse volumétrique des cavités n'a pas permis de mettre en évidence de manière claire les altérations localisées (fissures, cavités, autres) et un travail plus approfondie sur un plus grand nombre de données pourrait permettre d'améliorer ce point. Enfin, dans notre contexte d'exploitation de données cliniques de routine, ce processus a été appliqué sur des images scanner non calibrées. Ceci nous a poussé à mettre en place pour chaque patient une auto-référence. Ainsi, la caractérisation des vertèbres de références nous a permis de prendre en compte les variabilités machines entre les différentes données d'imagerie. Ces références ont été choisies après un contrôle visuel des imageries CT par un opérateur qualifié afin de choisir une référence non ou peu altérée. Cette étape pourrait être améliorée mais permet de souligner les différences relatives pour chaque patient.

Néanmoins, malgré ces limites, ces travaux ont permis d'identifier et d'analyser de nombreuses informations quantitatives en lien avec les sévérités et les spécificités des fractures collectées. Ainsi, nous avons pu souligner la grande diversité des profils de fracture. Nous avons pu observer une forte proportion de wedgings sagittaux anormalement élevés ce qui est cohérent avec des fractures de compression. Nous avons aussi pu souligner que les fractures se traduisent souvent par une perte de hauteurs vertébrales et par une modification de la répartition d'intégrité osseuse entre le cortical (perte d'intégrité, cohérent avec une fragmentation de la coque corticale) et le spongieux (augmentation de la densité, cohérent avec un écrasement et donc une compaction du corps vertébral).

L'ensemble de ces caractéristiques quantitatives pourrait permettre un système de classification cliniques quantitatives.

3 Analyse stéréoradiographique de l'alignement postural

3.1 Reconstruction semi-automatique

Les données récoltées ont été traitées grâce à un logiciel de reconstruction tridimensionnelle développé à l'institut afin de construire les modèle 3D du rachis et du pelvis et ainsi de mesurer les paramètres pelviens (incidence pelvienne, version pelvienne et pente sacrée) ainsi que les paramètres rachidiens (lordoses, cyphose et OD-HA).

3.2 Analyse de l'alignement postural

Les données de 55 patients ont été récoltées. Après analyse, des patients ont été exclus pour les raisons suivantes :

- 26 patients avec données manquantes ou non exploitables (images non calibrées, images redimensionnées, captures d'écran).
- 16 patients avec recul < 5 mois
- 2 patients avec seulement recul > 10 mois

Au bilan, 11 patients (4 femmes et 7 hommes, moyenne d'âge 49 ans [40-62]) avaient des données postopératoires exploitables à court terme (3-6 mois) et moyen terme (10-15 mois). Sept patients de cette cohorte avaient aussi des données postopératoires à long terme (20-24 mois). Les 11 patients ont été traités par l'implantation d'un SpineJack dans la vertèbre fracturée. Un patient a présenté une complication mécanique qui a nécessité l'implantation d'une fixation postérieure complémentaire.

Les reconstructions 3D du rachis et bassin de ces patients ont été effectuées à tous les stades disponibles. Les paramétrés spino-pelviens suivants ont été calculés : l'incidence et la version (figure 51) pelvienne, la lordose L1-L5, la cyphose T4-T12, la lordose locale entre les vertèbres adjacentes à l'implant et l'angle OD-HA, c'est à dire l'angle entre la verticale et la ligne entre le processus odontoïdes de la vertèbre C2 et le centre des cotyles pelviens.

Les résultats préliminaires sont présentés (figure 52) en montrant le caractère longitudinal du recueil de données ; dans les graphes suivants chaque ligne représente l'évolution d'un patient. Le patient avec des complications mécaniques est représenté par des croix, tous les autres par des cercles. Le bandeau horizontal vert représente le corridor de normalité qu'on peut trouver dans la littérature : 68% de la population asymptomatique sera à l'intérieur du

corridor vert foncé (moyenne ± écart type), et 95% de la population asymptomatique à l'intérieur du corridor vert clair (moyenne ± 2*écart type).

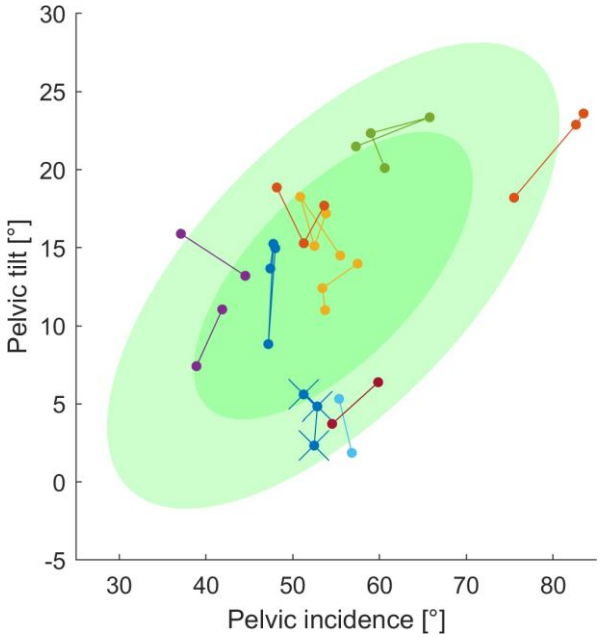


Figure 51 : Rapport entre incidence et version pelvienne et évolution au cours du suivi

Les résultats montrent que la plupart des patients avaient un rapport entre incidence et version pelvienne équilibré.

La lordose et la cyphose sont montrées en Figure 52. Les patients rentraient tous sauf un dans le corridor de normalité ; un patient avait une lordose très élevée, mais un alignement global normal. On peut aussi remarquer que tous les patients changeaient relativement peu leur profil sagittal après dix mois. Cette stabilité du profil sagittal est encore plus flagrante lorsqu'on observe la lordose au niveau des vertèbres adjacentes à l'implant.

Deux patients avaient un angle OD-HA anormal en postopératoire précoce. Un de ces deux patients avait normalisé son OD-HA à 12 mois, alors que le deuxième patient présentait encore un déséquilibre de la tête vers l'avant à 25 mois. Il est intéressant de remarquer que ce sujet est le seul à avoir eu une complication mécanique. Cependant, le petit nombre de patients inclus, et le fait qu'il y avait une seule complication dans la cohorte, ne permet pas de conclure.

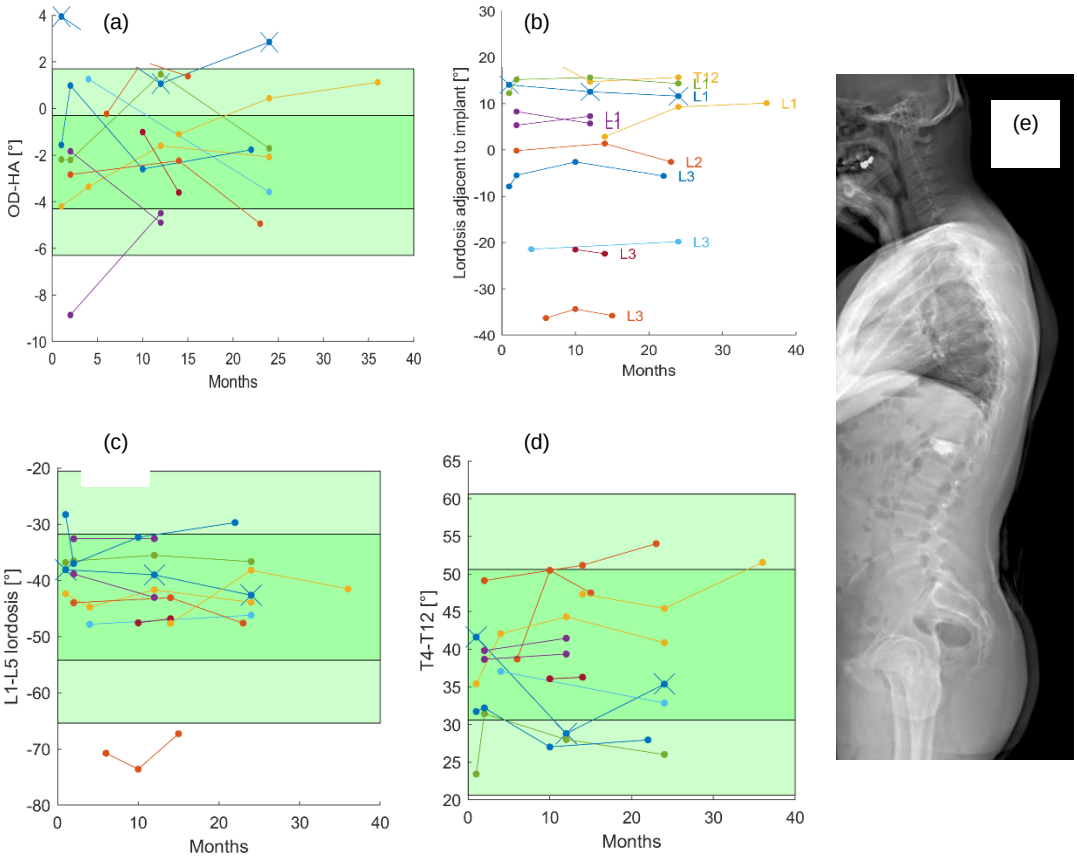


Figure 52 : Evolution des paramètres posturaux au cours du suivi, (a): angle OD-HA, (b) : lordose du segment instrumenté, (c) : lordose lombaire, (d) : cyphose thoracique. Le patient ayant eu des complications est illustré (e) avec une hyperlordose marquée

CONCLUSION GENERALE

Les fractures vertébrales traumatiques sont des pathologies sévères qui nécessitent souvent une prise en charge chirurgicale. Ces dernières doivent être adaptées afin de prendre en compte de nombreuses spécificités liées à la morphologie du patient et aux caractéristiques de la fracture. Les choix d'adaptation mènent à un grand nombre de configurations chirurgicales et l'utilisation de nouveaux implants expansibles comme le SpineJack offrent encore de nouvelles possibilités.

L'objectif de cette thèse était, d'une part, d'adapter et d'exploiter des modélisations éléments finis de segments thoracolombaires instrumentés dans différentes configurations utilisant le SpineJack, et d'autre part de mettre en place des outils de caractérisations quantitatives des rachis instrumenté et tout particulièrement des vertèbres fracturées. Par ailleurs les données issues d'un partenariat cliniques ont été analysées grâce à la mise en place d'un processus semi-automatique de caractérisation quantitative.

Le premier chapitre de cette thèse était consacré à l'analyse des mobilités et des contraintes mécaniques dans le rachis et dans l'implant pour différentes stratégies. Des modèles éléments finis du rachis fracturé instrumenté ont été mis en place, évalués et analysés pour 16 stratégies et 3 différents scénarios de fracture. Cette analyse a souligné l'importance de prendre en compte le scénario de fracture lors de l'étude de différentes instrumentations. De plus les résultats ont montré que pour les scénarios de fractures les moins sévères, la plupart des stratégies aboutissent à des performances biomécaniques similaires. En revanche, dans les scénarios de fractures les plus sévères l'utilisation d'un support antérieur permet de réduire significativement les contraintes dans l'instrumentation postérieure. Par rapport aux études similaires de la littérature, ces travaux présentent l'intérêt de se reposer sur une confrontation des résultats numériques à des résultats expérimentaux ce qui permet de s'assurer de la cohérence des modèles utilisés. De plus, nous avons pu représenter et simuler un grand nombre de stratégies dont certaines n'étaient pas présentes dans notre revue de littérature, en particulier en lien avec la représentation d'implants expansibles. L'ensemble de ces résultats permet d'apporter une base de réflexion aux chirurgiens lors du choix d'une stratégie d'instrumentation.

Le second chapitre de cette thèse a porté sur l'analyse de données cliniques pour la caractérisation quantitative des patients, d'une part globalement en terme d'alignement postural, et d'autre part plus localement par l'analyse géométrique et structurelle des vertèbres fracturées. Les données CT-scan ont été traitées afin d'obtenir les paramètres morphologiques et structuraux pour des vertèbres fracturées. L'analyse de ces paramètres a permis de faire ressortir la variabilité des fractures et montre la possibilité de quantifier les différents scénarios cliniques. Par rapport aux classifications existantes des fractures, l'utilisation de

caractéristiques quantitatives permet une meilleure reproductibilité et offre de prometteuses possibilités vers plus de personnalisation dans des modèles comme ceux du premier chapitre de cette thèse. Par ailleurs, le processus de caractérisation mis en place présente l'intérêt d'être rapide, simple d'utilisation, car semi-automatique, et d'avoir fonctionné de façon robuste sur l'ensemble des données à disposition. Par ailleurs l'analyse préliminaire de l'alignement postural issue de la reconstruction 3D à partir de radiographies bi-planes permet de compléter la caractérisation des patients. La poursuite de cette analyse et l'inclusion de plus de patients avec des complications permettront de compléter le processus de caractérisation quantitative et d'aller vers une prise en compte globale des paramètres patients lors de la prise de décisions de la stratégie thérapeutique.

En conclusion, cette thèse a permis, pour la première fois, d'étudier par la modélisation éléments finis les contraintes mécaniques dans le rachis lors de l'utilisation d'implants expansibles comme le SpineJack dans différents scénarios de fracture. Ces travaux ont aussi mis en avant l'influence de la sévérité de la fracture sur les contraintes mécaniques dans le rachis instrumenté. De plus, le processus d'analyse a aussi montré la possibilité d'obtenir une caractérisation quantitative de la sévérité d'une fracture à partir des données issues de la routine clinique. Nous avons ainsi pu obtenir un large spectre de données relatives aux contraintes mécaniques pour les différentes stratégies chirurgicales ainsi qu'aux paramètres représentatifs des patients en termes de fracture et d'alignement postural. Ces informations pourraient permettre d'apporter des éléments de réflexion innovants pour les chirurgiens et les biomécaniciens ce qui ouvre une voie pour l'amélioration de la prise en charge des patients et la prévention des complications mécaniques.

Références bibliographiques

Akamaru T., Kawahara N., Sakamoto J., Yoshida A., Murakami H., Hato T., Awamori S., Oda J., Tomita K. 2005: The Transmission of Stress to Grafted Bone Inside a Titanium Mesh Cage Used in Anterior Column Reconstruction After Total Spondylectomy: A Finite-Element Analysis. Spine Volume 30, Number 24, pp 2783–2787

Alanay A, Acaroglu E, Yazici M, Oznur A, Surat A. 2001. Short-Segment Pedicle Instrumentation of Thoracolumbar Burst Fractures: Does Transpedicular Intracorporeal Grafting Prevent Early Failure? Spine. 26(2):213–217.

Basaran R., Efendioglu M., Kaksi M., Celik T., Mutlu I., Ucar M. 2019: Finite Element Analysis of Short- Versus Long-Segment Posterior Fixation for Thoracolumbar Burst Fracture. World Neurosurg. https://doi.org/10.1016/j.wneu.2019.05.077

Cahueque M, Cobar A, Zuñiga C, Caldera G. 2016. Management of burst fractures in the thoracolumbar spine. J Orthop. 13(4):278–281.

Caprara S., Fasser M-R, Spirig J-M, Widmer J, Snedeker J., Farshad M & Senteler M. 2021: Bone density optimized pedicle screw instrumentation improves screw pull-out force in lumbar vertebrae, Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, doi : 10.1080/10255842.2021.1959558

Chen S.,Zhong Z., Chen C., Chen W., and Hung C. 2009: Biomechanical comparison between lumbar disc arthroplasty and fusion. Med Eng Phys, 31(2):244_253, Mar 2009.

Chen C., Chen W., Cheng C., Jao S. E., Chueh S., and Wang C. 2005: Failure analysis of broken pedicle screws on spinal instrumentation. Med Eng Phys, 27(6):487_496, Jul 2005.

Chen SH, Lin SC, Tsai WC, Wang CW, Chao SH. 2012: Biomechanical comparison of unilateral and bilateral pedicle screws fixation for transforaminal lumbar interbody fusion after decompressive surgery–a finite element analysis. BMC Musculoskelet Disord. 2012 May 16; 13:72. doi: 10.1186/1471-2474-13-72 PMID: 22591664

Chen-Sheng C., Chang-Hung H. and Shih-Liang S. 2015: Biomechanical evaluation of a new pedicle screw-based posterior dynamic stabilization device (Awesome Rod System) - a finite element analysis BMC Musculoskeletal Disorders (2015) 16:81DOI 10.1186/s12891-015-0538-x

Curfs I., Schotanus M., Van Hemert WLW., Heijmans M., De Bie RA., Van Rhijn LW., Willems PCPH. 2010 : Reliability and Clinical Usefullness of current Classiffications in Traumatic Thoracolumbar Fractures: A systematic review of the literature. Int J Spine Surg. 14(6): 956-969. doi: 10.14444/7145

Dabirrahmani D., Becker S., Hogg M., Appleyard R., Baroud G., Gillies M. 2012: Mechanical variables affecting balloon kyphoplasty outcome – a finite element study. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering Vol. 15, No. 3, March 2012, 211–220

Dai L-Y, Jiang S-D, Wang X-Y, Jiang L-S. 2007. A review of the management of thoracolumbar burst fractures. Surgical Neurology. 67(3):221–231.

Duchemin L, Mitton D, Jolivet E, Bousson V, Laredo JD, Skalli W. 2008. An anatomical subject-specific FE-model for hip fracture load prediction. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 11(2):105–111.

Duric K-S., Rauker J., Baric H, Pasalic I., Domazet I., Barl P., Soric J., Stancic. 2021: Biomechanical stability analysis of transpedicular screws combined with sublaminar hook-rod system using the finite element method. Croat Med J. 2021;62:328-37 https://doi.org/10.3325/cmj.2021.62.328

Ebraheim N. A., Hassan A., Lee M., and Xu R. 2004:. Functional anatomy of the lumbar spine. In Seminars in pain medicine, volume 2, pages 131_137. Elsevier, 2004.

Elmasry S, Asfour S, Travascio F. 2016. Implications of spine fixation on the adjacent lumbar levels for surgical treatment of thoracolumbar burst fractures: a finite element analysis. J Spine Care [Internet]. [accessed 2021 Jan 29] 1(1). https://oatext.com/Implications-of-spine-fixation-on-the-adjacent-lumbar-levels-for-surgical-treatment-of-thoracolumbar-burst-fractures-a-finite-element-analysis.php

Elmasry SS, Asfour SS, Travascio F. 2018. Finite Element Study to Evaluate the Biomechanical Performance of the Spine After Augmenting Percutaneous Pedicle Screw Fixation With Kyphoplasty in the Treatment of Burst Fractures. J Biomech Eng. 140(6).

Guven O., Kocaoglu B., Bezer M., Aydin N., Nalbantoglu U. 2009: The Use of Screw at the Fracture Level in the Treatment of Thoracolumbar Burst Fractures. Spinal Disord Tech _ Volume 22, Number 6, August 2009

Haiyun Y., Rui G., Shucai D., Zhanhua J., Xiaolin Z., Xin L., Xue W., Gongyi L., Jiankin L. 2010: Three-Column Reconstruction Through Single Posterior Approach for the Treatment of Unstable Thoracolumbar Fracture. Spine Volume 35, Number 8, pp E295–E302

Jutte PC, Castelein RM. 2002. Complications of pedicle screws in lumbar and lumbosacral fusions in 105 consecutive primary operations. Eur Spine J. 11(6):594–598.

Kang K-T., Kim H-J., Son J., Yeom J-S., Chun H. 2015: Comparing an Instrumented Posterior Fixation System with Rigid and Semi-Flexible Rods using Finite Element Analysis. Int Journal of precision engineering and manufacturing. Vol. 16, No. 1, pp. 163-170 DOI: 10.1007/s12541-015-0021-5

Katsuura Y, Osborn JM, Cason GW. 2016. The epidemiology of thoracolumbar trauma: A meta-analysis. J Orthop. 13(4):383–388.

Kerschbaumer G., Gaulin B., Ruatti S., Tonetti J., Boudissa M. 2019: Clinical and radiological outcomes in thoracolumbar fractures using the SpineJack device. A prospective study of seventy-four patients with a two point three year mean of follow-up. International Orthopaedics https://doi.org/10.1007/s00264-019-04391-1

Ko S, Jung S, Song S, Kim JY, Kwon J. et al 2020: Long-term follow-up results in patients with thoracolumbar unstable burst fracture treated with temporary posterior instrumentation without fusion and implant removal surgery: follow-up results for at least 10 years. Medicine 2020;99:16(e19780).

Knop C, Blauth M, Bühren V, Arand M, Egbers HJ, Hax PM, Nothwang J, Oestern HJ, Pizanis A, Roth R, et al. 2001. [Surgical treatment of injuries of the thoracolumbar transition--3: Follow-up examination. Results of a prospective multi-center study by the “Spinal” Study Group of the German Society of Trauma Surgery]. Unfallchirurg. 104(7):583–600.

Lafage V., Gangnet N., Sénégas J., Lavaste F., and Skalli W. 2007: New interspinous implant evaluation using an in vitro biomechanical study combined with a finite-element analysis. Spine (Phila Pa 1976), 32(16):1706_1713, Jul 2007.

Le Huec JC, Lafage V, Bonnet X. 2010. Validated finite element analysis of the maverick total disc prosthesis, J Spinal Disord Tech.;23(4):249-57.

Le Huec JC., Thompson W., Mohsinaly Y., Barrey C., Faundez A. 2019 : Sagittal balance of the spine. European Spine Journal 28:1889-1905. https://doi.org/s00586-019-06083-1

Lee CS, Lee CK, Kim YT, Hong YM, Yoo JH. 2001. Dynamic sagittal imbalance of the spine in degenerative flat back: significance of pelvic tilt in surgical treatment. Spine (Phila Pa 1976). 26(18):2029–2035.

Lee MJ, Dumonski M, Cahill P, Stanley T, Park D, Singh K. 2009. Percutaneous treatment of vertebral compression fractures: a meta-analysis of complications. Spine (Phila Pa 1976). 34(11):1228–1232.

Li J, Shang J, Zhou Y, Li C, Liu H 2015: Finite Element Analysis of a New Pedicle Screw- Plate System for Minimally Invasive Transforaminal Lumbar Interbody Fusion. PLoS ONE 10(12): e0144637. doi:10.1371/journal.pone.0144637

Lima LVPC, Charles YP, Rouch P, Skalli W. 2017. Limiting interpedicular screw displacement increases shear forces in screws: A finite element study. Orthop Traumatol Surg Res. 103(5):721–726.

Magerl F, Aebi M, Gertzbein SD, Harms J, Nazarian S. 1994. A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries. Eur Spine J. 3(4):184–201.

Màs Y, Gracia L, Ibarz E, Gabarre S, Peña D, Herrera A 2017: Finite element simulation and clinical follow-up of lumbar spine biomechanics with dynamic fixations. PLoS ONE 12(11): e0188328. https://doi.org/10.1371/journal. pone.0188328

Mesbah M., Barkaoui A. 2020: Biomechanical investigation of the effect of pedicle-based hybrid stabilization constructs: A finite element study Proc IMechE Part H:J Engineering in Medicine1–11_ IMechE 2020 DOI: 10.1177/0954411920934956

Noriega D, Maestretti G, Renaud C, Francaviglia N, Ould-Slimane M, Queinnec S, Ekkerlein H, Hassel F, Gumpert R, Sabatier P 2015. Clinical Performance and Safety of 108 SpineJack Implantations: 1-Year Results of a Prospective Multicentre Single-Arm Registry Study. Biomed Res Int. 2015:173872.

Oberkircher L, Schmuck M, Bergmann M, Lechler P, Ruchholtz S, Krüger A. 2016. Creating reproducible thoracolumbar burst fractures in human specimens: an in vitro experiment. J Neurosurg Spine. 24(4):580–585.

Luca Piccone, Cipolloni V, Nasto LA, Pripp C, Tamburrelli FC, G Maccauro MD, Enrico Pola 2019: Thoracolumbar burst fractures associated with incomplete neurological deficit in patients under the age of 40: is the posterior approach enough? Surgical treatment and results in a case series of 10 patients with a minimum follow-up of 2 years, Injury (2019), doi: https://doi.org/10.1016/j.injury.2019.12.031

Pottecher P, Engelke K, Duchemin L, Museyko O, Moser T, et al.. Prediction of Hip Failure Load: In Vitro Study of 80 Femurs Using Three Imaging Methods and Finite Element Models-The European Fracture Study. Radiology, Radiological Society of North America,2016, 280 (3), pp.837- 848. 10.1148/radiol.2016142796. hal-01366158

Renaud C. 2015. Treatment of vertebral compression fractures with the cranio-caudal expandable implant SpineJack®: Technical note and outcomes in 77 consecutive patients. Orthop Traumatol Surg Res. 101(7):857–859.

Rohlmann A., Zander T., and Bergmann G. 2005: Comparison of the biomechanical effects of posterior and anterior spine-stabilizing implants. European Spine Journal, 14(5):445_453, 2005.

Rothenfluh D-A., Mueller D-A., Rothenfluh E., Min K., 2015: Pelvic incidence – Lumbar lordosis mismatch predisposes to adjacent segment disease after lumbar spinal fusion. Eur Spine J (2015) 24:1251-1258 SOI 10.1007//s00586-014-3454-0

Roussouly P., Gollogly S., Berthonnaud E., Dimnet J. 2005: Classification of the normal variation in the sagittal alignment of the human lumbar spine and pelvis in the standing position Spine (Phila Pa 1976) 2005 Feb 1;30(3):346-53.n doi: 10.1097/01.brs.0000152379.54463.65.

Shin O., Narita K., Matsuyama Y. 2021: Longer Screws Can Reduce the Stress on the Upper Instrumented Vertebra With Long Spinal Fusion Surgery: A Finite Element Analysis Study Global Spine Journal DOI: 10.1177/21925682211018467

Siebenga J., Vincent J-M., Patka P. et al 2006 : Treatment of Traumatic Thoracolumbar Spine Fractures: A Multicenter Prospective Randomized Study of Operative Versus Nonsurgical Treatment SPINE Volume 31, Number 25, pp 2881–2890

Tan Q-C., Liu Z-X., Zhao Y., Huang X-Y., Bai H., Yang Z., Zhao X., Du C-F., Lei W., Wu Z-X 2021: Biomechanical comparison of four types of instrumentation constructs for revision surgery in lumbar adjacent segment disease: A finite element study. Computers in Biology and Medicine 134 (2021) 104477

Wood KB, Li W, Lebl DR, Lebl DS, Ploumis A. 2014. Management of thoracolumbar spine fractures. Spine J. 14(1):145–164.

Xiao L, Zhao Q, Sun X, Liu C, Zhang Y, Xu H, Relationship between
alterations of spinal/pelvic sagittal parameters and clinical outcomes after oblique lumbar interbody fusion, World Neurosurgery (2019), doi: https://doi.org/10.1016/j.wneu.2019.08.158.

Xu G, Fu X, Du C, Ma J, Li Z, Ma X. 2014. Biomechanical effects of vertebroplasty on thoracolumbar burst fracture with transpedicular fixation: A finite element model analysis. Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research. 100(4):379–383.

Lucas LE GALLO

Analyse biomécanique de différentes stratégies d'instrumentation pour le traitement des fractures vertébrales de compression

Résumé

Mots clés : Modélisation EF, rachis thoracolombaire, implants rachidiens, SpineJack, caractérisation de fracture vertébrale

Le traitement chirurgical d'une vertèbre fracturée a pour objectif de soulager les symptômes du patient en restaurant la vertèbre, en suppléant le rachis ou en remplaçant une partie par un implant afin de supporter le rachis dans ses fonctions biomécaniques. De multiples situations existent en lien avec les différents choix d'implants (fixations postérieures, ciment osseux, SpineJack) et les spécificités du traumatisme.

Dans ce cadre, des modélisations éléments finis de segments thoracolombaires instrumentés dans différentes configurations utilisant le SpineJack ont été adaptées, évaluées et analysées. D'autre part des outils de caractérisations quantitatives des rachis instrumentés et tout particulièrement des vertèbres fracturées ont été mis en place. Ainsi, les données issues d'un partenariat cliniques ont été analysées grâce à ce processus semi-automatique de caractérisation quantitative.

Les modélisations éléments finis ont mis en avant l'influence de la sévérité de la fracture sur les contraintes mécaniques dans le rachis instrumenté. De nombreuses configurations d'implants ont pu être analysées. Par ailleurs, le processus d'analyse de données d'imagerie a montré la possibilité d'obtenir une caractérisation quantitative de la sévérité d'une fracture.

Ces informations pourraient permettre d'apporter des éléments de réflexion novateurs pour les chirurgiens et les biomécaniciens ce qui ouvre une voie pour l'amélioration de la prise en charge des patients et la prévention des complications mécaniques.

Résumé en anglais

Keywords : Finite Element Modelling, thoracolumbar spine, spinal implant, SpineJack, vertebral fracture characterization

Surgical treatment of a fractured vertebra aims to relieve the patient's symptoms by restoring the vertebra, supplementing the spine or by replacing a part with an implant in order to support the spine in its biomechanical functions. Multiple situations exist due to the various choices of implants (posterior fixations, bone cement, SpineJack) and the specificities of the trauma.

In this context, finite element models of instrumented thoracolumbar segments in different configurations using the SpineJack have been adapted, evaluated and analyzed. On the other hand, tools for the quantitative characterization of instrumented spines and especially of fractured vertebrae have been set up. Thus, data from a clinical partnership were analyzed using this semi-automatic process of quantitative characterization.

Finite element modeling has highlighted the influence of fracture severity on mechanical stresses in the instrumented spine. Many implant configurations have been analyzed. Furthermore, the image data analysis process demonstrated its ability to provide a quantitative characterization of the severity of the fracture.

Theses results should provide novel elements for surgeons and biomechanical engineers, which could yield improvement of patient care and better prevention of mechanical complications.