



HAL
open science

Conception et évaluation d'un modèle musculo-squelettique et éléments finis du rachis thoraco-lombaire humain : analyse des variations structuro-fonctionnelles, du sujet sain au pathologique ; applications cliniques

Marie-Line Pissonnier

► To cite this version:

Marie-Line Pissonnier. Conception et évaluation d'un modèle musculo-squelettique et éléments finis du rachis thoraco-lombaire humain : analyse des variations structuro-fonctionnelles, du sujet sain au pathologique ; applications cliniques. Médecine humaine et pathologie. Université Grenoble Alpes [2020-..], 2025. Français. <NNT : 2025GRALS015>. <tel-05576916>

HAL Id: tel-05576916

<https://theses.hal.science/tel-05576916v1>

Submitted on 2 Apr 2026

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire HAL, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



HAL Authorization

THÈSE

Pour obtenir le grade de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ GRENOBLE ALPES

École doctorale : ISCE - Ingénierie pour la Santé la Cognition et l'Environnement
Spécialité : MBS - Modèles, méthodes et algorithmes en biologie, santé et environnement
Unité de recherche : Translational Innovation in Medicine and Complexity

Conception et évaluation d'un modèle musculo-squelettique et éléments finis du rachis thoraco-lombaire humain. Analyse des variations structuro-fonctionnelles, du sujet sain au pathologique ; applications cliniques

Conception and evaluation of a musculoskeletal and finite element model of the thoraco lumbar human spine. Analysis of structural-functional variations, from healthy to pathological subjects; clinical applications.

Présentée par :

Marie-Line PISSONNIER

Direction de thèse :

Yohan PAYAN
DIRECTEUR DE RECHERCHE, CNRS DELEGATION ALPES
Robert CARLIER
Professeur des universités - Praticien hospitalier, UVSQ

Directeur de thèse

Co-directeur de thèse

Rapporteurs :

CHARLES COURT
PROFESSEUR DES UNIVERSITES - PRATICIEN HOSPITALIER, UNIVERSITE PARIS-SACLAY
YOANN LAFON
DIRECTEUR DE RECHERCHE, UNIVERSITE GUSTAVE EIFFEL

Thèse soutenue publiquement le **26 mai 2025**, devant le jury composé de :

ARNAUD GERMANEAU, PROFESSEUR DES UNIVERSITES, UNIVERSITE DE POITIERS	Président
YOHAN PAYAN, DIRECTEUR DE RECHERCHE, CNRS DELEGATION ALPES	Directeur de thèse
ROBERT CARLIER, PROFESSEUR DES UNIVERSITES - PRATICIEN HOSPITALIER, UNIVERSITE PARIS-SACLAY	Co-directeur de thèse
CHARLES COURT, PROFESSEUR DES UNIVERSITES - PRATICIEN HOSPITALIER, UNIVERSITE PARIS-SACLAY	Rapporteur
YOANN LAFON, DIRECTEUR DE RECHERCHE, UNIVERSITE GUSTAVE EIFFEL	Rapporteur
VERONIQUE FEIPEL, PROFESSEURE, UNIVERSITE LIBRE DE BRUXELLES	Examinatrice
CLEMENCE PALAZZO, DOCTEURE EN SCIENCES, HOPITAL PRIVE DE PROVENCE	Examinatrice

Invités :

JERÔME TONETTI
PROFESSEUR DES UNIVERSITES - PRATICIEN HOSPITALIER, UNIVERSITE GRENOBLE ALPES



Introduction générale

« Si seulement je pouvais comprendre le rachis comme il a compris le pied... »

Complexe.

Qu'il s'agisse :

- De la description des structures le composant,
- De son rôle et des stratégies lui permettant d'accomplir quotidiennement ses multiples fonctions,
- De la création de classifications pertinentes à son sujet,
- Des pathologies qui l'affectent ainsi que de la prise en charge des patients,

Le rachis est un système d'une très grande complexité.

La colonne vertébrale est la structure anatomique centrale du corps humain, assurant à la fois

- La transmission des charges et des informations entre la sphère céphalique et les membres inférieurs via le bassin,
- La mobilité du tronc,
- Et la protection du système nerveux central.

Sa complexité réside dans l'interaction dynamique entre des éléments osseux, des disques intervertébraux, un réseau ligamentaire et musculaire dense et ordonné. Cette architecture permet un équilibre subtil entre mobilité et stabilité, indispensable à la fonction posturale et locomotrice.

Les affections du rachis représentent un enjeu majeur de santé publique, tant en raison de leur fréquence que de leur retentissement fonctionnel et socio-économique. En chirurgie rachidienne, les indications opératoires — qu'elles concernent les pathologies traumatiques, déformantes, dégénératives ou les instabilités, — nécessitent une compréhension fine des contraintes mécaniques auxquelles la colonne est soumise. L'intervention chirurgicale modifie profondément les équilibres biomécaniques locaux et globaux du rachis, rendant parfois difficile la prédiction du comportement et des résultats post-opératoires.

Dans ce contexte, la modélisation biomécanique de la colonne vertébrale constitue un outil puissant pour analyser, simuler et anticiper les conséquences des gestes chirurgicaux. Les techniques d'imagerie tridimensionnelle, couplées aux méthodes numériques avancées (éléments finis, modèles multicorps rigides), permettent aujourd'hui de construire des représentations individualisées et réalistes du rachis humain, intégrant non seulement la géométrie, mais également les propriétés mécaniques des tissus et l'action des groupes musculaires.

Ce travail de thèse s'inscrit à la croisée de la chirurgie orthopédique, de l'imagerie médicale, de l'ingénierie biomédicale et de la modélisation numérique. Son objectif principal est de développer et d'évaluer des outils de modélisation personnalisés de la colonne vertébrale, en vue d'améliorer la compréhension des déséquilibres biomécaniques et d'objectiver les effets des traitements chirurgicaux. À terme, ce projet participe à la construction de jumeaux numériques rachidiens, ouvrant la voie à une chirurgie plus précise, prédictive et personnalisée.

Sommaire

Introduction générale	3
1. Spécificités de l'anatomie structurelle et fonctionnelle du rachis humain	9
1.1 Anatomie structurelle	9
1.1.1 Vertèbres	9
1.1.2 Disques intervertébraux	11
1.1.3 Structures ligamentaires et capsulaires	13
1.1.4 Principaux muscles et groupes musculaires	15
1.1.5 Appareil fibreux : le fascia thoraco lombaire	18
1.1.6 Autres structures à prendre en considération	19
1.2 Anatomie fonctionnelle	19
1.2.1 Les grandes fonctions du rachis	19
1.2.2 « Le système rachis »	20
1.2.3 Les amplitudes articulaires normales	20
1.2.4 Le but du système	22
1.2.5 La rigidité, la résistance à la compression	23
1.2.6 Les autres contraintes	30
1.3 Conclusion du chapitre	30
2. Variations anatomiques et pathologies rachidiennes	31
2.1 Frontières entre le normal et le pathologique	31
2.2 Variations inter individuelles : les différents types de dos	32
2.2.1 Le rachis en fin de croissance	33
2.2.2 Les paramètres d'intérêt	33
2.2.3 Les différentes classifications du plan sagittal	39
2.2.4 Les asymétries intra individuelles	42
2.2.5 Les postures	44
2.2.6 Le vieillissement et l'adaptation	47
2.3 Les pathologies rachidiennes	48
2.3.1 Les pathologies non « mécanisables »	49
2.3.2 Les pathologies « mécanisables »	49
2.4 Les thérapeutiques stabilisantes « mécanisables »	51
2.4.1 Les moyens non invasifs	51
2.4.2 Les moyens invasifs	51
2.5 Conclusion du chapitre	52
3. Biomécanique et simulation numérique appliquées au rachis	53
3.1 Biomécanique appliquée au rachis humain	53

3.1.1	Principaux objectifs	53
3.1.2	Les principales méthodes d'analyse	53
3.1.3	Approches mécaniques des structures rachidiennes	55
3.2	Notions générales de modélisation et simulation numérique	61
3.2.1	Modèle et modélisation	61
3.2.2	Modèle et simulation numériques	62
3.2.3	Patient virtuel standardisé (modèle numérique générique)	62
3.2.4	Jumeau numérique d'un patient (modèle numérique personnalisé)	62
3.3	Approches de modélisation biomécanique	62
3.3.1	L'approche musculosquelettique en analyse du mouvement	63
3.3.2	L'approche par modélisation multicorps rigides (Multibody Dynamics)	64
3.3.3	La méthode des éléments finis (MEF)	65
3.3.4	Les approches mixtes	65
3.3.5	Synthèse des approches et conditions aux limites	66
3.3.6	Exemples de modèles	68
3.4	Conclusion : cahier des charges de la modélisation rachidienne	69
4.	Conception du modèle thoraco-lombaire	70
4.1	Structures osseuses	70
4.1.1	Nettoyage des objets surfaciques	71
4.1.2	Optimisation des surfaces de contact	72
4.1.3	Présentation des structures osseuses dans le modèle	72
4.2	Disques intervertébraux	74
4.2.1	Préparation des éléments surfaciques et volumiques discaux	74
4.2.2	Présentation des disques dans le modèle	75
4.3	Ligaments	77
4.3.1	Conception des insertions et trajets	77
4.3.2	Présentation des ligaments dans le modèle	78
4.4	Muscles	80
4.4.1	Segmentation des groupes musculaires	80
4.4.2	Fibres représentatives des muscles	81
4.5	Fascia	84
4.5.1	Problématiques de la modélisation du fascia thoraco lombaire	84
4.5.2	Présentation du fascia dans le modèle	85
4.6	Conclusion du chapitre et perspectives	86
4.6.1	2 types de modélisation : simplifiée et/ou complexe	86
4.6.2	Limites et perspectives	87
5.	Évaluation du modèle	88
5.1	Processus de vérification et validation de modèles numériques	88
5.1.1	V&V40 et FDA	88

5.1.2	Définitions (ASME VV40 et FDA)	89
5.1.3	Preuves de crédibilité	90
5.1.4	Revue de la littérature sous le prisme du VVUQ (Verification, Validation and Uncertainty Quantification)	90
5.1.5	Relation monde réel / monde virtuel	92
5.2	Évaluation selon les données cliniques (in vivo)	93
5.2.1	Problématique clinique	93
5.2.2	IRM multi positionnelle	94
5.2.3	Protocole d'étude	96
5.2.4	Résultats	101
5.2.5	Limites et perspectives	103
5.3	Conclusion du chapitre	105
6.	Applications cliniques	106
6.1	Préalables à l'application patient spécifique	106
6.1.1	Exploitation des données brutes du patient	107
6.1.2	Création du jumeau numérique	113
6.1.3	Application de la procédure mécanique	117
6.2	Applications : variations interindividuelles	119
6.2.1	Anomalie transitionnelle	119
6.2.2	Études en cours autour de la variabilité inter-individuelle	121
6.3	Application en pathologie	121
6.3.1	Arthrodèse circonférentielle L2L3	121
6.3.2	PJK syndrome	122
6.4	Conclusion du chapitre, discussion et perspectives	123
	Conclusion générale	124
	Références bibliographiques	126
	Liste des figures	139
	Liste des tableaux	144
	Annexes	145
	Annexe 1 – Terminologia anatomica	145
	Annexe 2 – Exemple de l'angle lombo sacral issu de la revue de littérature en cours	148
	Annexe 3 – Cadre général d'évaluation de la crédibilité d'un modèle, schéma issu de la FDA	150
	Annexe 4 – Distribution normale des paramètres radiologiques du patient virtuel standardisé (clichés EOS)	151
	Annexe 5 – Tableau des landmark radiologiques rachidiens	152

1. Spécificités de l'anatomie structurelle et fonctionnelle du rachis humain

Le rachis humain est une structure complexe aux fonctions multiples qui requerrait bien plus qu'un chapitre pour pouvoir être exposée dans les détails. Cependant, certains aspects spécifiques méritent d'être soulignés dès lors que l'on s'intéresse à sa modélisation.

Ce chapitre a pour objectif de présenter certains éléments notables d'anatomie structurelle et fonctionnelle de la colonne vertébrale humaine.

1.1 Anatomie structurelle

Le rachis humain est l'empilement de 33 vertèbres, reliées par 72 articulations dont 23 disques intervertébraux, et comprenant une centaine de ligaments et plus de 300 faisceaux musculaires. Cependant, cette description est incomplète car le rachis est indissociable du segment céphalique ([Vital](#) utilise le terme de « vertèbre crânienne » pour en accentuer l'interrelation) mais également du bassin (complexe lombo-pelvien ou lombo-pelvi-fémoral), des membres inférieurs ainsi que des ceintures scapulaires. De plus, on peut évoquer une 4^{ème} dimension en prenant également en compte la cage thoracique et le caisson abdominal. Au total, d'un point de vue structurel, environ 58 os, 23 disques, 110 articulations, 220 ligaments et 540 faisceaux musculaires devraient être modélisés.

Quelques caractéristiques anatomiques utiles pour la modélisation méritent d'être soulignées.

1.1.1 Vertèbres

1.1.1.1 Généralités

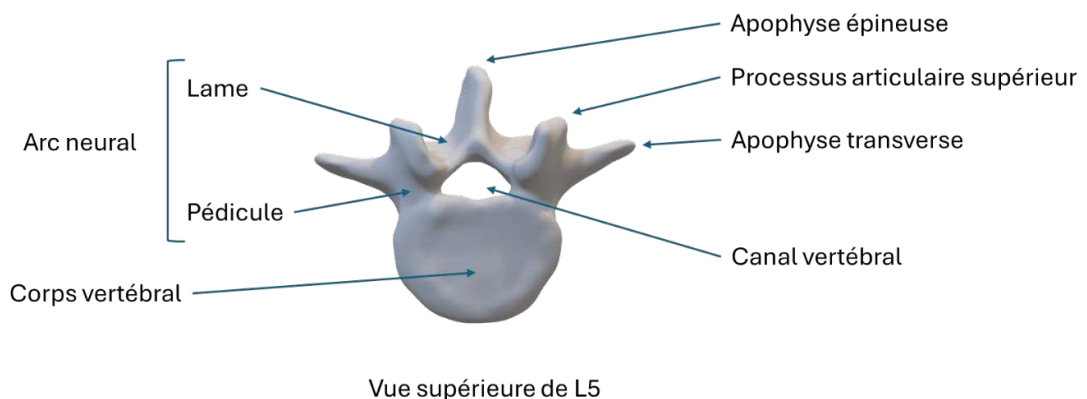


Figure 1 : Anatomie d'une vertèbre

Maillons osseux de la colonne vertébrale, elles sont articulées entre elles sauf au niveau sacré et coccygien où elles sont fusionnées. Leur morphologie, adaptée aux contraintes subies, est globalement similaire sauf au niveau de la charnière occipito-cervicale. Chaque vertèbre est un os court, impair, globalement symétrique, divisé en 2 parties anatomiques par la présence du foramen ou canal vertébral, siège du névraxe (Figure 1).

La partie antérieure, le corps vertébral est globalement en forme de cylindre, convexe vers l'intérieur permettant une résistance face aux compressions axiales. Plus on s'approche du sacrum, plus le corps vertébral est large et haut, permettant d'absorber les contraintes.

La partie postérieure, l'arc neural, comprend les pédicules, prolongés par les lames, associés à 2 paires d'articulations appelées zygapophysiales supérieures répondant aux zygapophysiales inférieures de la vertèbre sus-jacente, et 2 paires inférieures s'articulant avec les supérieures de la vertèbre sous-jacente. Les zygapophysiales aussi appelées articulaires postérieures sont disposées comme les tuiles d'un toit en cervical et thoracique. Elles ont une forme d'arc de cercle en lombaire. Les processus transversaires et épineux sont les bras de levier des muscles rachidiens.

La classification des vertèbres est basée sur les analogies osseuses permettant leur régionalisation. Le rachis cervical composé de 7 vertèbres (C1-C7) permet une grande mobilité et est le support du segment céphalique ; le rachis thoracique (11 à 13 vertèbres, T1-T13) présente une stabilité accrue par sa liaison à la cage thoracique ; le rachis lombaire (4 à 6 vertèbres, L1-L6) supporte la majeure partie du poids du tronc ; le sacrum (5 à 6 vertèbres fusionnées, S1-S6), assure par sa rigidité, la transmission des forces aux membres inférieurs (Figure 2).

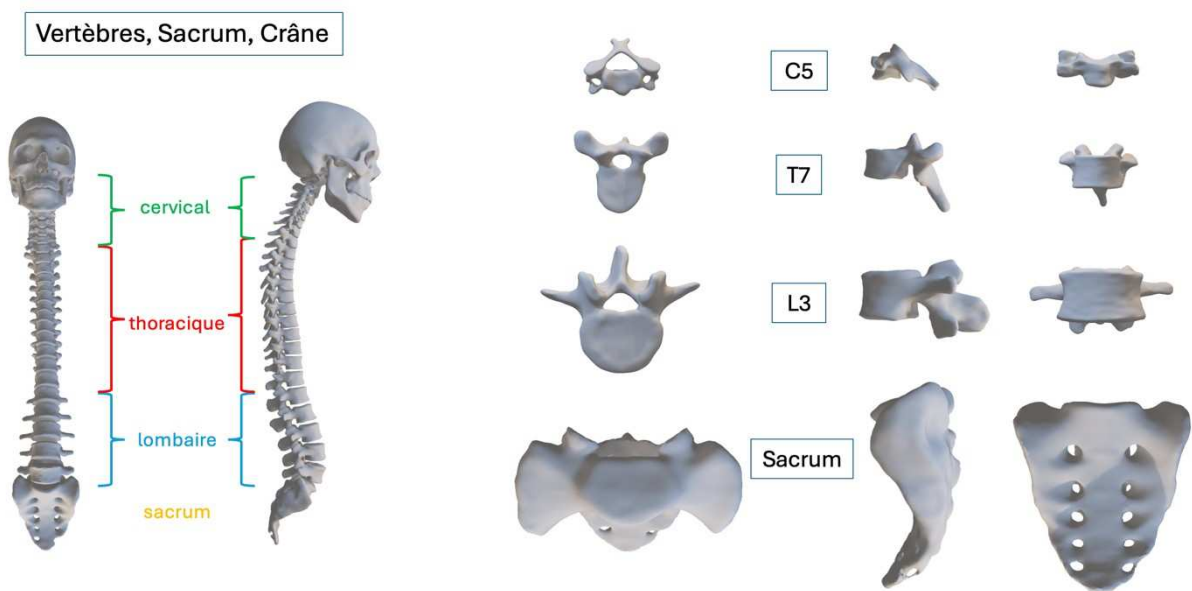


Figure 2 : Rachis entier osseux en vue frontale et sagittale (à gauche), vertèbres clé de voûte C5, T7, L3 et sacrum vue supérieure, sagittale et frontale (à droite)

1.1.1.2 Vertèbres particulières

Certaines vertèbres présentent des particularités anatomiques structurelles, notamment les vertèbres des zones charnières, assurant la transition entre les différentes courbures rachidiennes :

- Le rachis cervical haut : il s'agit d'une zone de rotation maximale. La première cervicale pourrait être considérée comme un ménisque osseux, et l'odontoïde de C2 ferait office de corps vertébral de C1, pivot de la rotation cervicale.
- La charnière cervico-thoracique : la 7^{ème} cervicale est proche des vertèbres thoraciques avec la présence possible de côtes cervicales.

- La charnière thoraco-lombaire : les deux dernières thoraciques possèdent des côtes non reliées à la cage thoracique. Il peut également être visualisé des apophyses costiformes en L1. Il s'agit également d'une zone de fort changement d'orientation des facettes articulaires (notamment en T12).
- La zone lombo-sacrée : le sacrum ou vertèbre pelvienne est la base de support de l'ensemble du rachis. Elle transmet les forces aux os iliaques et aux membres inférieurs. Il peut exister des anomalies transitionnelles avec des variations de mobilité (cf. chapitre 2). La dernière vertèbre lombaire peut être fusionnée au sacrum modifiant ainsi la dernière zone mobile lombo sacrée (on parlera en routine du dernier disque mobile).

1.1.1.3 Notions pertinentes pour la modélisation

Il faut prendre en compte les asymétries et les variations interindividuelles, en termes de nombre de vertèbres, de morphologie des apophyses osseuses (bras de levier ligamentaire et musculaire) et de géométrie des facettes articulaires. Il s'agit de conditions aux limites pour la mobilité rachidienne. Ces asymétries inter et intra individuelles seront exposées au chapitre 2.

1.1.2 Disques intervertébraux

Un niveau vertébral est un système à 3 articulations entre deux vertèbres. L'articulation disco-corporéale antérieure est une amphiarthrose, reliant les deux plateaux vertébraux adjacents recouverts de cartilage avec un élément fibro-gélatineux, le disque intervertébral, très solidement uni aux corps vertébraux. Il joue un rôle clé dans la stabilité, la flexibilité et l'absorption des charges au sein de la colonne vertébrale.

1.1.2.1 Généralités

Les disques intervertébraux (Figure 3) constituent environ 25 % de la hauteur totale du rachis. Le disque intervertébral est une structure hétérogène et composite composée de trois éléments principaux ([Bogduk](#))

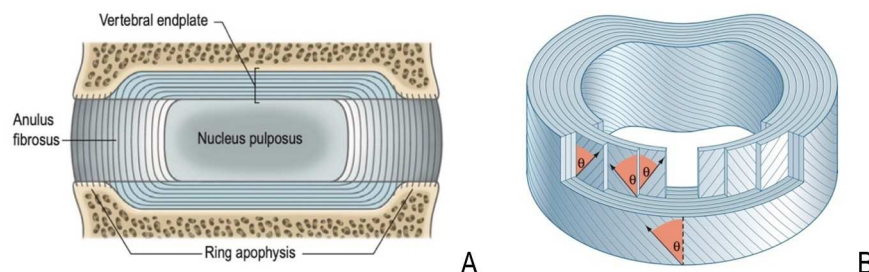


Figure 3 : Les éléments constitutifs du disque intervertébral (A) et orientation des fibres de l'annulus (B) selon [Bogduk](#)

- **Le Nucleus Pulposus**, situé à la partie centrale et postérieure du disque. Il est constitué d'une matrice hydrophile riche en protéoglycanes et en collagène de type II. Il contient 70 à 90 % d'eau,

ce qui permet une capacité d'absorption des charges par pressurisation hydraulique. Sa viscoélasticité lui permet de répartir les contraintes de manière homogène sur l'anneau fibreux.

- **L'Annulus Fibrosus**, entoure le nucleus pulposus et est structurellement et fonctionnellement le principal ligament reliant 2 corps vertébraux adjacents. Il est composé de 10 à 20 lamelles concentriques de fibres de collagène de type I, toutes orientées selon un angle de 40 à 65° par rapport à l'horizontale d'alternance successive entre 2 lamelles. Il résiste aux forces de traction et de cisaillement, et à l'expansion du nucleus durant un effort de compression ([Cailliet](#)). Il est plus épais sur la partie antérieure du disque, et plus fin en arrière, siège des contraintes maximales en lombaire. C'est pourquoi les plateaux vertébraux et les disques lombaires sont concaves en arrière (augmentant la proportion de l'annulus, Figure 4)
- **Les plateaux cartilagineux** sont des couches de cartilage hyalin séparant le disque des corps vertébraux adjacents. Cette zone de transition, pénétrée par les fibres de l'annulus ([Roberts](#)), assure les échanges métaboliques entre le disque et les corps vertébraux, étant donné l'absence de vascularisation directe du disque intervertébral.

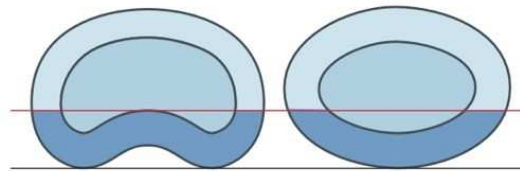


Figure 4 : Intérêt de la structure réniforme des disques selon [Bogduk](#)

1.1.2.2 Notions pertinentes pour la modélisation

5 zones anatomiques sont à considérer si l'exhaustivité est recherchée (Figure 5) : les 2 parties habituellement modélisées (annulus fibrosus et nucleus pulposus en respectant leur proportion et la forme des disques), mais aussi le plateau cartilagineux supérieur et inférieur. La partie la plus externe de l'annulus est décrite comme un ligament circulaire interosseux ([Hanson](#)).

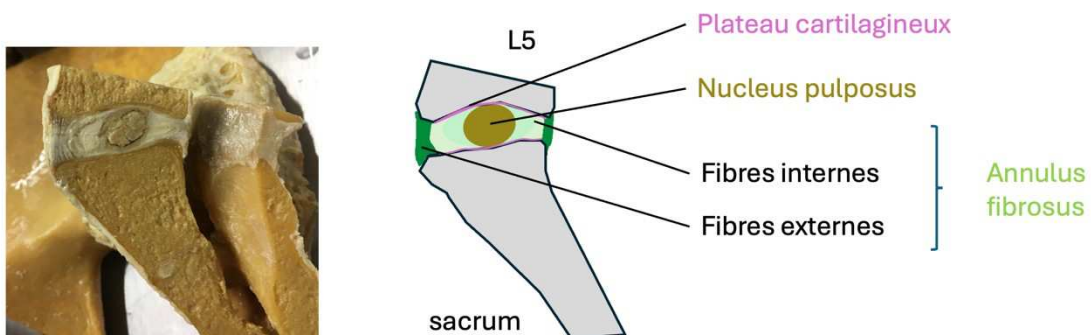


Figure 5 : Dissection d'un disque sain L5S1, coupe sagittale
(Crédit Pr Paratte B., laboratoire d'anatomie, UFR Santé-Besançon)

1.1.3 Structures ligamentaires et capsulaires

L'annulus fibrosus est donc fonctionnellement un ligament reliant 2 corps vertébraux. Par ailleurs, il existe un important complexe ligamentaire monoarticulaire et polyarticulaire assurant la stabilité passive de la colonne tout en permettant la mobilité.

Les ligaments spécifiques de la jonction occipito-cervicale et les ligaments cervicaux n'ont pas encore été intégrés dans le modèle et ne seront pas détaillés.

Les ligaments peuvent être classés selon leur disposition mono ou polysegmentaire, les premiers assurant une stabilisation entre 2 vertèbres consécutives, les seconds une stabilisation globale de la colonne. Il existe également des variabilités interindividuelles.

1.1.3.1 Généralités

Les tableaux 1 et 2 décrivent l'ensemble des ligaments longitudinaux et intervertébraux.

A. Ligaments longitudinaux

NOM	DISPOSITION SEGMENTAIRE	INSERTIONS	CARACTÉRISTIQUES	ARTICLES / LIVRES PERTINENTS
Ligament Longitudinal Antérieur (LLA ou ALL)	Poly segmentaire Impair Occiput au sacrum	Face antérieure Corps vertébraux et disques	2 faisceaux Le superficiel est polysegmentaire Limite l'hyperextension	Behrsin (1988) Bogduk (2012)
Ligament Longitudinal Postérieur (LLP ou PLL)	Poly segmentaire Impair Occiput au sacrum	Face postérieure Corps vertébraux et disques Plus étroit à partir de L2	2 faisceaux Le superficiel est polysegmentaire. Pénètre l'annulus. Limite la flexion excessive	
Ligament supraépineux (LSE ou SSL)	Poly segmentaire Impair C1 à L5	Toutes les épineuses En cervical = ligament nuchal	Parfois arrêt en L3 ou L4, 3 couches en continuité avec multifides et longissimus Limite la flexion excessive	Bogduk (2012) Robertson (2013)

Tableau 1 : Description des ligaments longitudinaux

B. Ligaments et capsules intervertébraux

Il n'est habituellement pas décrit de ligament supra épineux en L5S1 ni d'intertransversaire. Ainsi, c'est le ligament ilio lombaire qui permet un ancrage solide de la charnière lombo pelvienne.

NOM	DISPOSITION SEGMENTAIRE	INSERTIONS	CARACTÉRISTIQUES	ARTICLES / LIVRES PERTINENTS
Ligament jaune ou flavum (LJ ou LF)	Mono segmentaire Pair C1 au sacrum	Entre 2 lames consécutives	Rôle de précontrainte du disque Rôle proprioceptif Renfort capsulaire antérieur Protection du névraxe (élastine l'empêchant de bomber dans le canal)	Viejo-Fuertes (1998) Bogduk (2012)
Ligament interépineux (LIE ou ISL)	Mono segmentaire Impair C1 au sacrum	Entre 2 épineuses consécutives	3 faisceaux dédoublés dont le plus postérieur est en rapport avec le LSE Faisceau moyen : réserve de longueur Limite la flexion excessive	Scapinelli (2006) Bogduk (2012)
Ligament intertransversaire (LIT ou ITL)	Mono segmentaire Pair T2 à T10 et L1 à L5	Entre 2 processus transverses consécutifs	2 couches, la postérieure forme la couche moyenne du fascia thoraco-lombaire Limite l'inclinaison latérale	Jiang (1994) Bogduk (2012)
Ligaments ilio-lombaires (LIL ou ILL)	Poly segmentaire Pair L5 à l'ilion +/- L4	Pointe de la transverse L5 A l'ilion	5 faisceaux, description controversée (aponévrose quadratum lumborum ?) Faisceau antérieur (large éventail) ++ et postérieur + Faisceaux vertical, inférieur, supérieur (L4 à l'ilion)	Shellshear (1949) Basadonna (1996) Bogduk (2012)
Ligament lombo-costal	Poly segmentaire Pair	Transverses de L1 et L2 au bord inférieur de 12 ^{ème} côte	Non décrit	Testut (1921)
Ligaments foraminaux	Même os Pair	Fermeture du foramen, maintien des racines Pas vrais ligaments	Pas d'incidence biomécanique	Bogduk (2012) Zhong (2017)

Tableau 2 : Description des ligaments et capsules intervertébraux

Le ligament jaune (ou flavum) (Figure 6) est un renfort antérieur de la capsule des articulations zygapophysaires (diarthrose reliant les facettes articulaires). Il peut exister des ménisques en lombaire.

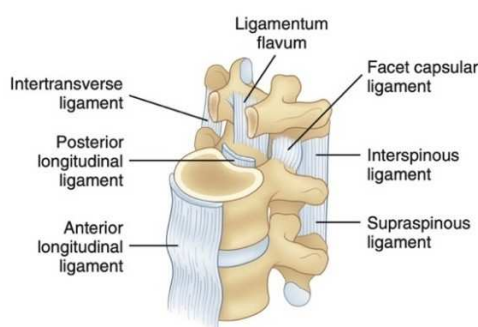


Figure 6 : Ligaments rachidiens (d'après [White et Panjabi](#))

Parmi les autres structures ligamentaires à considérer, les ligaments des articulations sacro iliaques doivent être cités (Figure 7). Cette articulation plane nécessite un maintien solide (ligament interosseux, ligaments sacro-iliaques, mais aussi sacro-sciatiques), le sacrum transmettant le poids du tronc aux membres inférieurs.

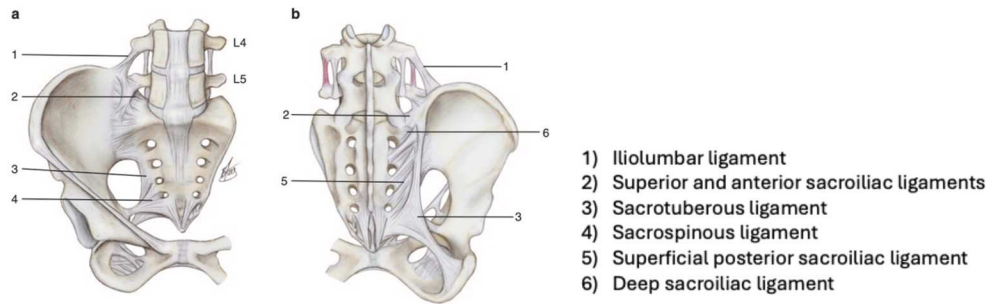


Figure 7 : Ligaments sacro iliaques vue antérieure (a) et vue postérieure (b) (d'après [Lavignolle](#))

1.1.3.2 Notions pertinentes pour la modélisation

Le ligament jaune réalise une pré-contrainte sur le disque intervertébral. Beaucoup de modèles simplifient les ligaments en ne prenant pas en compte leurs différents faisceaux, que ce soit au niveau rachidien ou sacro iliaque.

1.1.4 Principaux muscles et groupes musculaires

La classification habituelle des muscles du tronc comprend 3 groupes : un groupe postérieur, divisé en 3 plans (profond, moyen, superficiel), un groupe antérieur et un latéral. Les muscles de la région cervicale ne seront pas traités.

1.1.4.1 Généralités

La terminologie adoptée pour cette étude est la Terminologia Anatomica selon le [FIPAT](#). Il s'agit d'un regroupement international d'anatomistes ayant pour mission d'établir un consensus sur les dénominations des structures anatomiques. Les structures musculaires d'intérêt (tableau 3 et Figure 8) sont regroupées en Annexe 1.

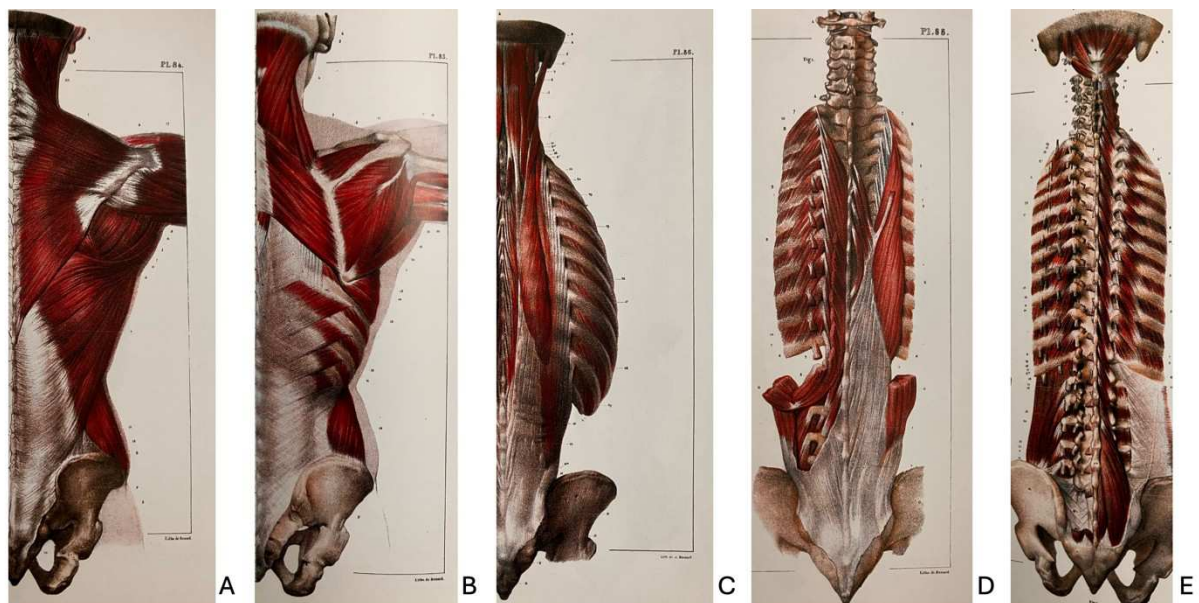


Figure 8 : Muscles du rachis dorso-lombaire selon [Bourgerly & Jacob](#) (A : Latissimus dorsi, Trapezius, B : Serratus, Rhomboideus, C : Iliocostalis, Spinalis, D : Longissimus, E : Transversospinales, Quadratum lumborum)

GROUPE		MUSCLES	INSERTION - TERMINAISON		FONCTION		
POSTERIEUR	Profond Fonction de stabilisation	Intertransversarii		Monosegmentaire (pas en thoracique) Cervical : 2 faisceaux sur chaque transverse Lombaire : 4 faisceaux sur chaque transverse		Inclinaison	
		Interspinales		Monosegmentaire (pas en thoracique) 2 faisceaux		Extenseur	
		Transversospinales	Rotatores	Épineuse de V, transverse V+1 et V+2 Pas de court rotateur en cervical et lombaire		Stabilisation Rotation Extension	
			Multifidus	Épineuse de V, transverse V+1 et V+2			
	Semispinalis		De C4-T6 vers os occipital		Extension et inclinaison		
	Moyen	Erector spinae	Iliocostalis 3 pars	Cervicis	De K4-K7, à C4-C7		Extenseur
				Lumborum pars thoracica	De K7-K12, à K1-K6		
				Lumborum pars lumbalis	De la crête iliaque et sacrum à K4-K12		
			Longissimus 3 pars	Capitis	De C3-T3, à os temporal		
				Cervicis	De T1-T6, à C2-C7		
				Thoracis	De la crête iliaque, sacrum, L1-L5, vers T1-T12 et K5- K12		
	Spinalis	De L3-T11 à T3-T9 (pas en T10)					
	Serratus posterior (superior- inferior)		De C7-T3 à K2-K5 De T11-L3 à K9-K12		Respiration		
	Superficiel	Latissimus dorsi		De T6-S5 + crête iliaque + K9-K12 Vers humérus		Mobilisateur rachis et ceinture scapulaire Plaquage des érecteurs	
		Trapezius 3 pars	Descendens	Occiput-C5 vers clavicule			
			Transversa	C6-T3 vers épine scapula			
Ascendens			T4-T11 vers tubercule scapula				
Rhomboides (major-minor)		C7-T4 vers bord médial scapula					
LATERAL	Quadratus lumborum 3 faisceaux (classé dans les muscles abdominaux dans Terminologia)		Costo-transversaire	K12 vers L1-L5		Haubanage rachis lombal et inclinaison homolatérale	
			Ilio-costal	Crête iliaque vers K12			
			Ilio-transversaire	Crête iliaque vers L1-L5			
	Iliopsoas 2 / 3 muscles		Iliacus	Fosse iliaque vers petit trochanter		Fléchisseur de hanche	
Psoas major			Corps de T12 à L4 + transverses de L1-L5 vers petit trochanter		Fléchisseur hanche, hauban lombaire, équilibre rotatoire		
ANTERIEUR	Rectus abdominis		K5-K7 et xiphoïde vers pubis		Contention du caisson abdominal et stabilisation du rachis lombal Évite antéversion du bassin		
	Obliquus externus abdominis		K6-K12 vers crête iliaque, ligne blanche, ligament inguinal				
	Obliquus internus abdominis		Crête iliaque + ligament inguinal Vers K10-K12+ ligne blanche + tendon conjoint				
	Transversus abdominis		K7-K12 + L1-L5 + crête iliaque et ligament inguinal vers ligne blanche				

Tableau 3 : Listes des muscles thoraco-lombaires, classification structurelle / Abréviations du tableau : V : vertèbre considérée, V+1 : vertèbre caudale à V, V+2 : 2ème vertèbre la plus caudale par rapport à V, K : côte

1.1.4.2 Notions pertinentes pour la modélisation

La description des muscles est variable selon les auteurs. Les insertions et terminaisons ne sont pas exactement identiques. Certains confirment l'existence de muscles rotateurs au niveau lombaire. Il est également décrit des variabilités interindividuelles sur le nombre de faisceaux des muscles profonds. Certains auteurs relèvent aussi des asymétries gauches, droites. Il est possible qu'il s'agisse entre autres de conséquences liées à la présence d'anomalie transitionnelle.

Les muscles intersegmentaires sont considérés comme des capteurs et régulateurs de tension, responsable du tonus de posture. Cependant, certains modèles ne les prennent pas en considération. On peut ici souligner l'importance des muscles transversaires épineux. Au niveau thoracique, le rotateur (court et long) est composé de 23 faisceaux courts disposés en série simulant muscle long bi penné ([Bonnel](#)). Il joue un rôle de frein rotatoire et permet la coaptation articulaire. De plus, le multifidus est le muscle stabilisateur de la jonction lombo sacrée, étant le plus large sur sa portion caudale et le seul muscle à la fois sur L5 et S1.

Les activations musculaires en groupe ou en chaîne devraient pouvoir être intégrées au modèle. En effet, le tableau ci-dessus établit une classification selon l'anatomie structurelle. Il existe d'autres classifications dont celle de [Samuel](#) (1988) basée sur l'analyse électromyographique (EMG) des groupes musculaires. Cette étude évaluait la cocontraction des muscles lors de mouvements (standardisés et libres) et lors de réactions posturales. Ce modèle établit 2 ensembles musculaires (Figure 9) : **un groupe central** qualifié de protecteur du rachis (Multifidus, Obliquus internus, Transversus, Psoas et Rectus abdominis), **un groupe périphérique** (Erector spinae, Quadratum lumborum, Obliquus externus, Gluteus maximus et Rectus femoris) ayant plus un rôle mobilisateur.

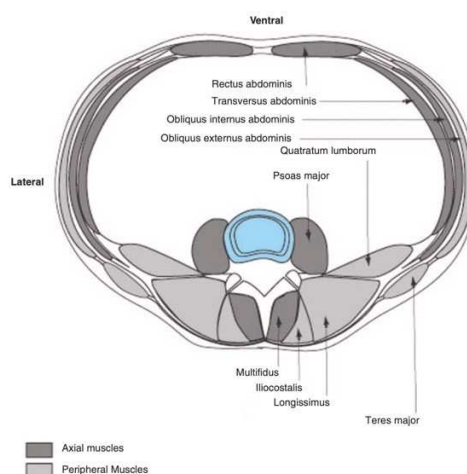


Figure 9 : Groupes musculaires selon leur coactivation, d'après [De Seze](#), selon Samuel

Remarque : le Gluteus maximus est pour les paléanthropologistes un muscle érecteur (station debout) en raison de la bipédie, alors que le Gluteus medius assure l'horizontalisation du bassin.

1.1.5 Appareil fibreux : le fascia thoraco lombaire

La description anatomique habituelle du fascia thoraco-lombaire comprend 3 couches, bien que la **couche antérieure** recouvrant le Quadratus lumborum et le psoas, fine, semble peu importante physiologiquement en comparaison aux 2 autres (ce qui avait fait proposer un modèle à 2 couches).

Dans les travaux de [Willard](#) (Figure 10), la **couche postérieure** PLF est divisée en 2 parties :

- lame superficielle, issue des aponévroses du Latissimus dorsi et du Serratus posterior inferior
- lame profonde, gaine rétinaculaire entourant les muscles Iliocostalis, Longissimus et Multifidus et fusionnant avec l'aponévrose des érecteurs. Cette lame s'étend de la base du crâne aux tubérosités ischiatiques.

La **couche moyenne** MLF est composée de l'aponévrose postérieure du Quadratus Lumborum et de l'antérieure de l'Iliocostalis.

Il participe à la loge ostéo-fibreuse des muscles postérieurs ([Testut](#)) et sert aussi d'insertion à leur aponévrose en distalité. Il est également en continuité avec les muscles abdominaux, notamment le muscle Transversus abdominis par l'intermédiaire du raphé latéral.

Il joue un rôle de contention des muscles postérieurs et assure la continuité entre le tronc et les membres inférieurs par l'intermédiaire du sacrum et du muscle Gluteus maximus. Il n'est pas modélisé dans la littérature.

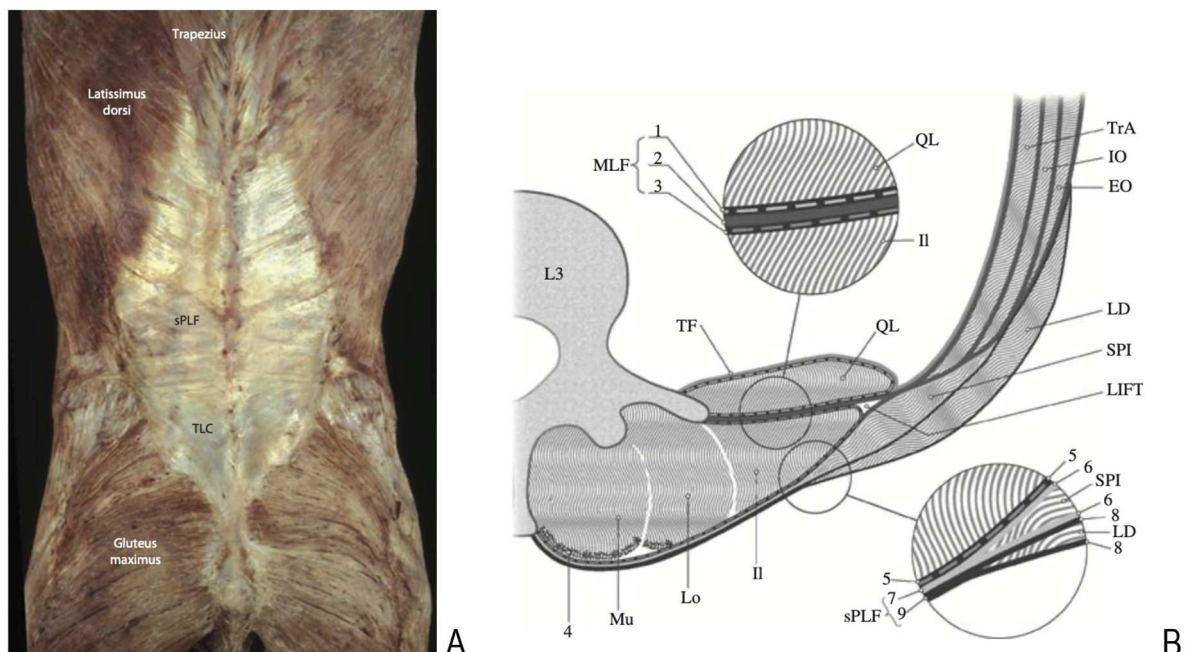


Figure 10 : Dissection de la couche superficielle du fascia thoraco-lombaire (A), et schéma d'une coupe axiale des 3 couches du fascia et de sa continuité avec le fascia abdominal (B), d'après [Willard](#)

Mu : Multifidus, Lo : Longissimus, II : Iliocostalis, QL : Quadratus lumborum, LD : Latissimus dorsi, SPI : Serratus posterior inferior, TrA : Transversus abdominis, PLF : posterior layer of thoracolumbar fascia, MLF : middle layer of thoracolumbar fascia

1.1.6 Autres structures à prendre en considération

Les muscles de la paroi thoracique, les côtes et le sternum seraient à intégrer. La rigidité de la cage thoracique est à prendre en compte comme limitateur de mobilité au niveau thoracique.

Le caisson abdominal, cloisonné par le diaphragme et le diaphragme pelvien, serait également à prendre en considération.

Les ceintures scapulaires et pelviennes, avec lesquelles le rachis est connecté, devraient être modélisées, notamment en raison des muscles polyarticulaires les pontant tels que le Trapezius, Latissimus dorsi, Gluteus maximus, Psoas.

1.2 Anatomie fonctionnelle

L'exposition des spécificités de l'anatomie rachidienne et des structures en relation, a permis d'amorcer la discussion sur l'anatomie fonctionnelle du rachis. Cette partie développera la finalité du système rachis, ses grandes fonctions, ainsi que les différents éléments de stabilité et d'équilibre à envisager pour l'élaboration d'un modèle numérique de la colonne vertébrale.

1.2.1 Les grandes fonctions du rachis

7 principales fonctions peuvent être décrites :

- La **protection** du névraxe (moelle épinière jusqu'en L1L2 et queue de cheval),
- Le rôle de **support structurel** : le rachis a servi de base à la classification du règne animal permettant de le diviser en 2 groupes en fonction de la présence ou non d'une colonne vertébrale (groupe des vertébrés). Fait remarquable, la lordose lombaire uniquement présente chez l'Homme est considérée comme une des caractéristiques de la bipédie,
- La **stabilité**, fonction majeure, notamment pour la préservation de l'intégrité neurologique,
- L'**absorption des chocs** avec transmission des contraintes, corollaire de la stabilité,
- La **flexibilité** permettant les mouvements dans les 3 plans de l'espace,
- La prise en charge de la **dissociation des ceintures** : libération des membres antérieurs pour amplifier les mouvements, la préhension, conséquence de la bipédie,
- Le rôle de **soutien des organes internes** avec l'insertion de la cage thoracique sur le rachis dorsal et les muscles pariétaux abdominaux pelviens sur le rachis lombaire et le sacrum.

Afin d'assumer ces différentes fonctions, la colonne vertébrale doit être souple, adaptable et résistante.

1.2.2 « Le système rachis »

Le rachis, structure impaire et médiane du corps humain, est le centre du référentiel des axes : antéro-postérieur ou sagittal, gauche-droite ou frontal, cranio-caudal ou axial ou transversal (Figure 11).

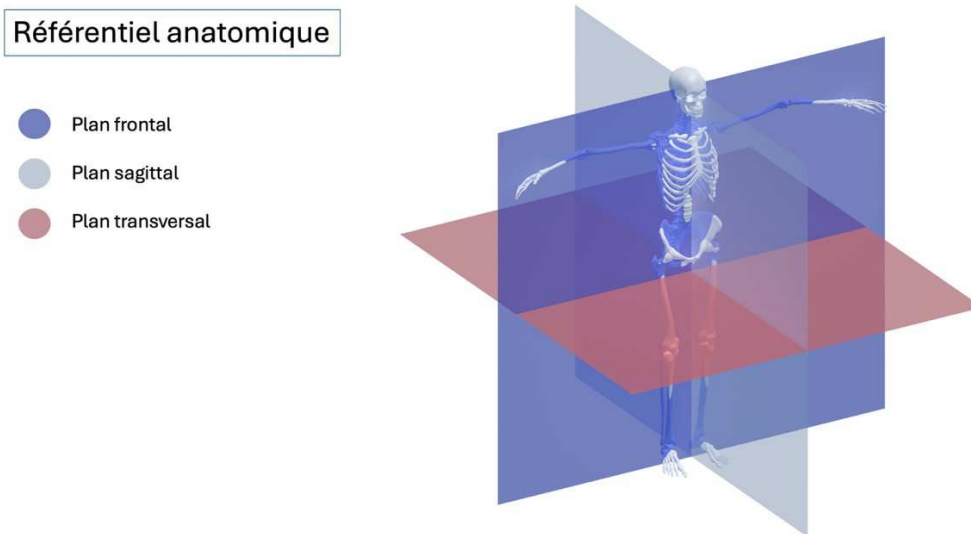


Figure 11 : Les plans 3D de description anatomique

Les impératifs de stabilité et de mobilité nécessitent que la colonne vertébrale puisse être rigide et souple à la fois. Ainsi, le rachis est divisé en plusieurs unités fonctionnelles ou arthron. Chaque unité, appelée également segment mobile rachidien, est composée de la moitié inférieure de la vertèbre sus-jacente, de la moitié supérieure de la vertèbre sous-jacente et des structures disco ligamentaires leur étant associées (ce qui correspond embryologiquement à la « resegmentation » : un sclérotome se divisant en une moitié caudale et une crâniale, le précurseur du corps vertébral étant la fusion de 2 héli sclérotomes, [Dalglish](#)).

Le rachis peut être par conséquent décrit comme une chaîne articulée en série, divisée en région ou segment. Chaque maillon de cette chaîne (unité fonctionnelle rachidienne) autorise des mouvements à 6 degrés de liberté, d'amplitude très variable selon sa localisation. Chaque maillon est également fortement dépendant des autres maillons. Cette interrelation conduirait à l'utilisation plus appropriée du terme de « **système rachis ou rachidien** » d'un point de vue fonctionnel, un système étant par définition, un ensemble d'éléments considérés dans leurs relations à l'intérieur d'un tout fonctionnant de manière unitaire (dictionnaire Larousse).

1.2.3 Les amplitudes articulaires normales

1.2.3.1 Les mouvements fondamentaux

La colonne vertébrale autorise des mouvements à 6 degrés de liberté : les 3 translations bien que très faibles, couplées à 3 rotations : flexion-extension dans le plan sagittal, inclinaison droite-gauche dans le plan frontal (ou coronal) et rotation droite-gauche dans le plan axial. Les amplitudes sont dépendantes de la région rachidienne, de l'orientation des facettes articulaires (Figure 12) et de l'intégrité du système ligamentaire et discal.

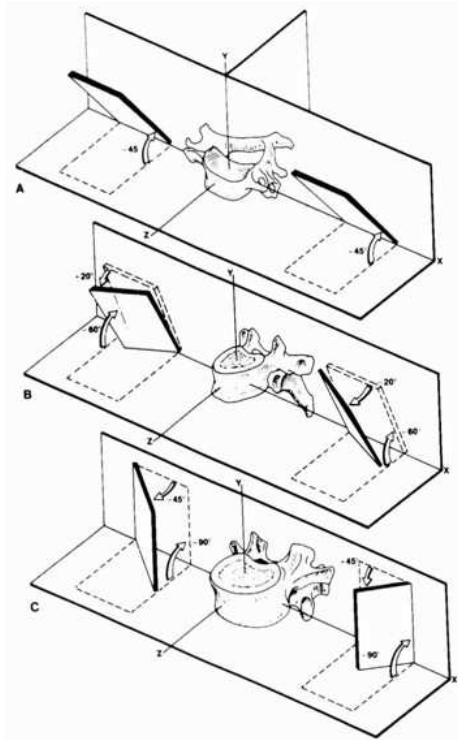


Figure 12 : Orientation des facettes articulaires au niveau cervical, thoracique et lombaire ([White & Panjabi](#))

Ainsi, au niveau cervical, l'orientation facettaire est supéro inférieure, autorisant les mouvements de flexion, extension, inclinaison latérale, et rotation. C'est la région la plus mobile.

Au niveau thoracique, la cage thoracique limite les mouvements. Les facettes sont planes, frontalisées permettant principalement les mouvements de rotation (et inclinaison latérale). Il est à noter que le rachis thoracique inférieur (à partir de T9) est plus mobile.

Au niveau lombaire, les facettes sont sagittales et courbes, n'autorisant que peu de rotation, mais surtout des mouvements de flexion-extension. On notera que les articulaires sont frontalisées en L4 et L5.

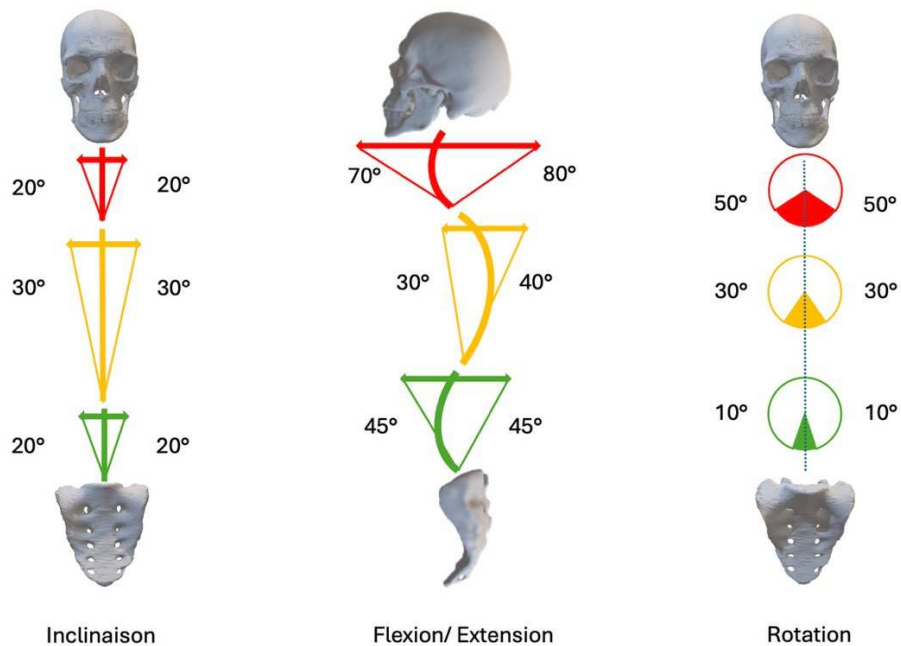


Figure 13 : Mouvements fondamentaux du rachis (d'après [Vital](#), selon Castaing)

1.2.3.2 Les mouvements combinés

Les mouvements d'inclinaison et de rotation sont associés ([White & Panjabi](#)). Une inclinaison gauche entraîne une rotation gauche en cervical bas et thoracique haut, mais une rotation droite en cervical haut ([Ishii](#)) et en lombaire. La translation selon l'axe antéropostérieur couplé à la flexion extension est appelée la protraction/ rétraction et est plus importante pour le rachis cervical.

1.2.4 Le but du système

Le but du système rachidien est le maintien de l'horizontalisation (Figure 14) du regard quelle que soit l'activité humaine.



Figure 14 : Illustration de l'horizontalité du regard (A) Giacometti, l'homme qui marche (collection Fondation Giacometti, Paris), (B) skieur de bosses (mementoski.com)

1.2.4.1 Le rachis connecté, interdépendant

Le rachis est dépendant du segment céphalique dont il reçoit les informations issues des organes des sens (la vision, le vestibule et la proprioception). Les accélérations angulaires de la tête lors des différents mouvements seront compensées par l'intermédiaire des noyaux vestibulo-oculaires pour la vision par la musculature oculomotrice et pour le maintien sur le rachis cervical par un réflexe associé aux muscles nucaux. Ainsi, le rachis cervical, région rachidienne la plus mobile, doit s'adapter. On peut d'ailleurs noter que le maximum de rotation se situe directement sous la jonction crânio-cervicale, en C1C2.

D'autre part, il doit s'ajuster aux mouvements et aux informations issues des membres inférieurs, transmises via le bassin. C'est alors le sacrum et le rachis lombaire qui s'adaptent à ces contraintes notamment grâce à la lordose lombaire. La locomotion est une alternance de mouvements de bascule et de rotation du bassin pour pouvoir avancer successivement les membres inférieurs (Figure 15A).

Le rachis doit pouvoir s'adapter à cette succession de rotations axiales droites et gauches, d'où l'étymologie du mot vertèbre, du latin *vertere* qui signifie tourner. La marche nécessite l'opposition des ceintures : avancée du membre inférieur gauche et du membre supérieur droit. La vertèbre T7 est la zone de transition pour la rotation des 2 ceintures (pelvienne et scapulaire) (Figure 15B).

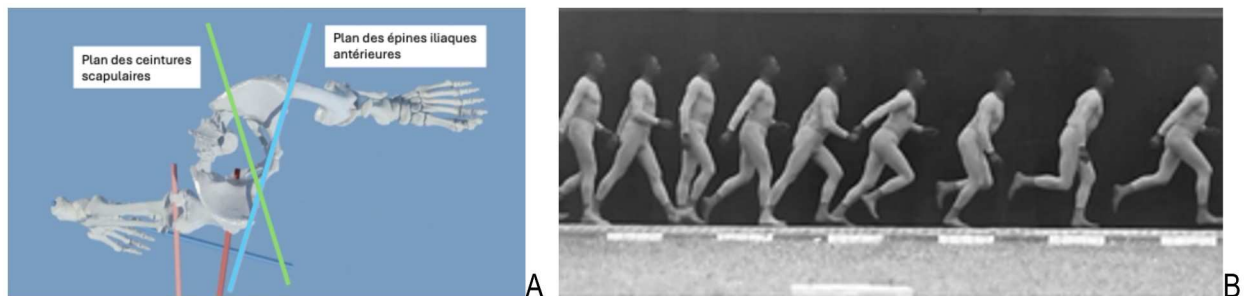


Figure 15 : Dissociation des ceintures en marche rapide, crédit Perrier (A). Marche et course, chronophotographie par [Marrey](#) (B)

1.2.4.2 Le pendule inversé

On peut introduire ici la notion de **pendule inversé** (Figure 16) : le rachis doit transmettre les informations en provenance des membres inférieurs tout en s'adaptant à celles-ci afin de positionner correctement le centre de gravité du corps (en avant de S2) et d'ajuster la position de la tête dans un but d'économie énergétique. (Stabilisation ascendante avec oscillations et ajustement de la base de support)

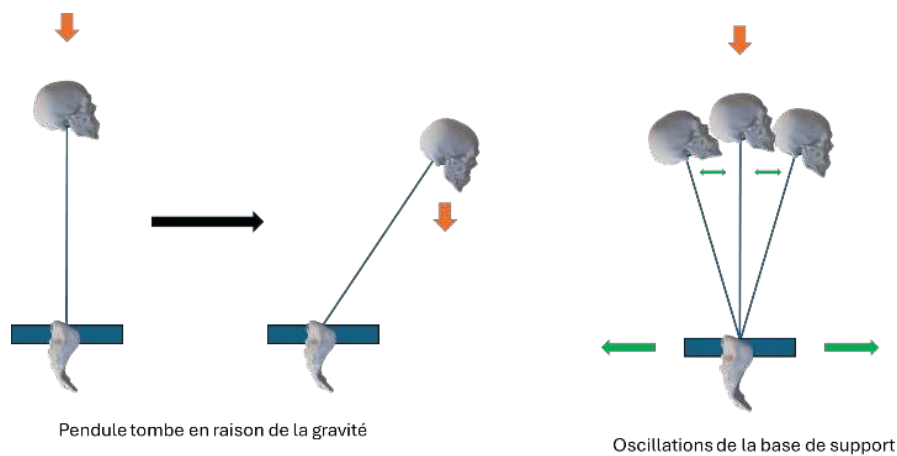


Figure 16: Le pendule inversé

1.2.5 La rigidité, la résistance à la compression

Le terme de « colonne » induit d'emblée la notion de stabilité en statique, notant l'importance de son rapport avec le socle pelvien. Elle peut être comparée au mât d'un bateau.

Elle doit permettre la résistance à la compression et ainsi éviter le flambage (déformation en flexion d'une structure soumise à une contrainte de compression, Figure 17). Plusieurs stratégies sont utilisées.

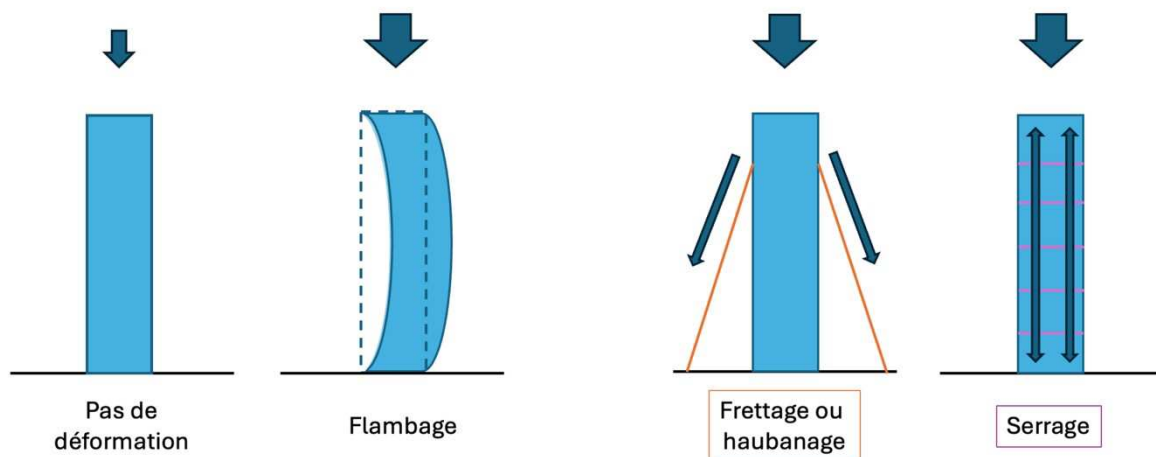


Figure 17 : flambage et méthodes de résistance

Différents moyens de résistance au flambage sont exposés dans les paragraphes suivants, tel que le frettage, le serrage et l'application de précontraintes (rôle des courbures au niveau structurel et importance des pré-tensions ligamentaires au niveau de chaque unité fonctionnelle).

1.2.5.1 Les courbures physiologiques

Les courbures sont essentielles à la verticalisation, permettant de lutter contre le flambage avec une consommation minimale énergétique.

Il existe 4 courbures correspondant aux 4 régions rachidiennes : lordose cervicale, cyphose thoracique, lordose lombaire, cyphose sacrée. Elles assurent selon [Bonnel](#) un état de pré contrainte de forme définie, organisée pour s'opposer à des forces précises prévisionnelles de façon à éviter la rupture. La colonne avec courbures alternantes serait 10 fois plus résistante à la compression que si elle avait été rectiligne selon [Kapandji](#).

Le point d'inflexion entre les courbures thoraciques et lombaires ne se situe pas nécessairement en T12-L1. Le nombre d'arthrons dans chaque courbure est important mécaniquement (vraie lordose, courte ou longue).

Les courbures rachidiennes physiologiques sont situées uniquement dans le plan sagittal (Figure 18A). Elles luttent contre l'inertie antéro postérieure de la marche, du déplacement (pendule inversé avec sa base de support mobile en antéro-postérieur).

Pour que les courbures puissent lutter contre le flambage, elles doivent rester stables. C'est à ce niveau qu'interviennent les muscles remparts convexitaires, décrits par [Samuel](#). Il s'agit des longs du cou en cervical, des transversaires épineux en thoracique et des psoas en lombaire (Figure 18B).

En définissant les courbures rachidiennes, peuvent être également décrites les vertèbres « clés de voute » ou sommet : C5 en cervical, T7 en thoracique et L3 en lombaire. Le sacrum ou vertèbre pelvienne est quant à elle la clé de voute du bassin. Il s'agit de vertèbres neutres et passives lors des mouvements.

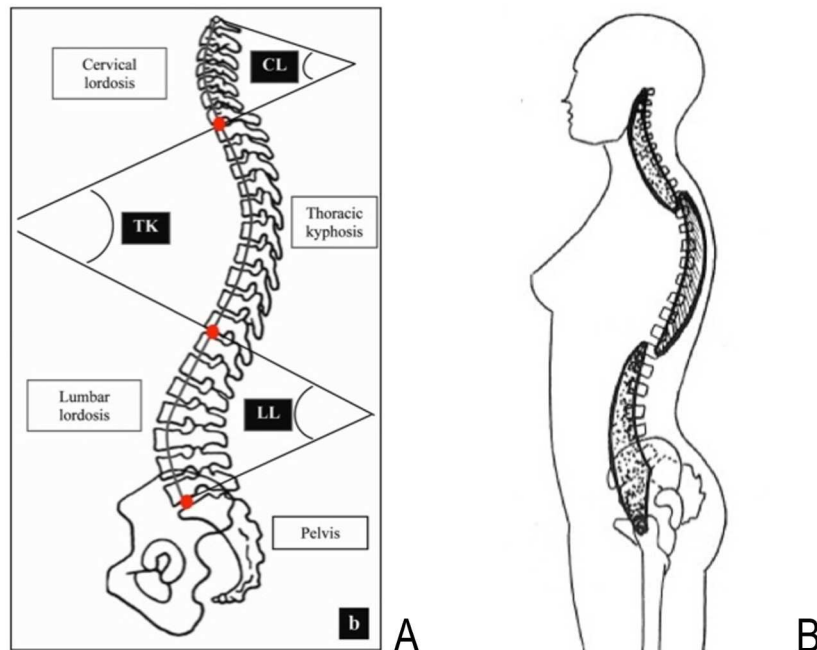


Figure 18: (A) Courbures rachidiennes définies selon leur point d'inflexion (7 vertèbres dans la lordose pour ce cas), selon [Berthonnaud](#). (B) Muscles reparts convexitaires selon [Samuel](#) et [Dolto](#)

Le rachis thoraco lombaire peut être divisé en 5 régions selon les aspects anatomiques et fonctionnels. Les zones jonctionnelles, de transition entre 2 courbures (cervico-thoracique, thoraco-lombaire et lombo sacrée) sont des zones remarquables en pathologie et en chirurgie. La charnière thoraco lombaire est le plus fréquent siège de fracture, la charnière lombo-sacrée le siège de discopathie et d'instabilité.

1.2.5.2 La vertèbre

Plusieurs caractéristiques vertébrales entrent dans le cadre de la prévention du flambage :

- L'intégrité et la qualité du tissu osseux, les travées osseuses organisées selon les lignes de résistance,
- L'optimisation de la section osseuse : le volume du corps vertébral augmente progressivement dans le sens cranio-caudal,
- La structure : convexité des plateaux, corps vertébral plus large en arrière (zone maximale des contraintes). Il en est de même pour la forme concave du disque, augmentant la proportion d'annulus ([Bogduk](#))
- Le nombre de pièces osseuses rachidiennes disposées en série, permet en conservant la longueur de portée de la structure, de la subdiviser par le nombre d'éléments la constituant.

1.2.5.3 La poutre composite

Une poutre composite est l'association de 2 matériaux différents, unis solidairement et qui partagent les contraintes auxquelles ils sont soumis en fonction de leur module d'élasticité et de leur moment d'inertie.

Les avantages mécaniques de la poutre composite sont d'augmenter la résistance de la poutre en augmentant sa section globale, de diminuer la valeur totale des contraintes, mais aussi de diminuer les effets dangereux de certaines contraintes en dehors de la compression.

Le rachis peut s'identifier à une poutre composite à plusieurs niveaux (Figure 19) :

- Théorie des 3 colonnes de René Louis (1977) : empilement de structures rigides osseuses (vertèbres) et de structures viscoélastiques (disques) réalisant la colonne antérieure, associé à l'empilement des processus articulaires réalisant les colonnes postérieures droites et gauches (trépied ostéo articulaire de Louis), le tout stabilisé par un puissant complexe ligamentaire.
- Théorie des 4 colonnes (Dolto) : association aux colonnes osseuses des renforts musculaires (psoas et transversaires épineux en lombaire, longs du cou et transversaires épineux en cervical), permettant le mécanisme de serrage, doublant le système ligamentaire.

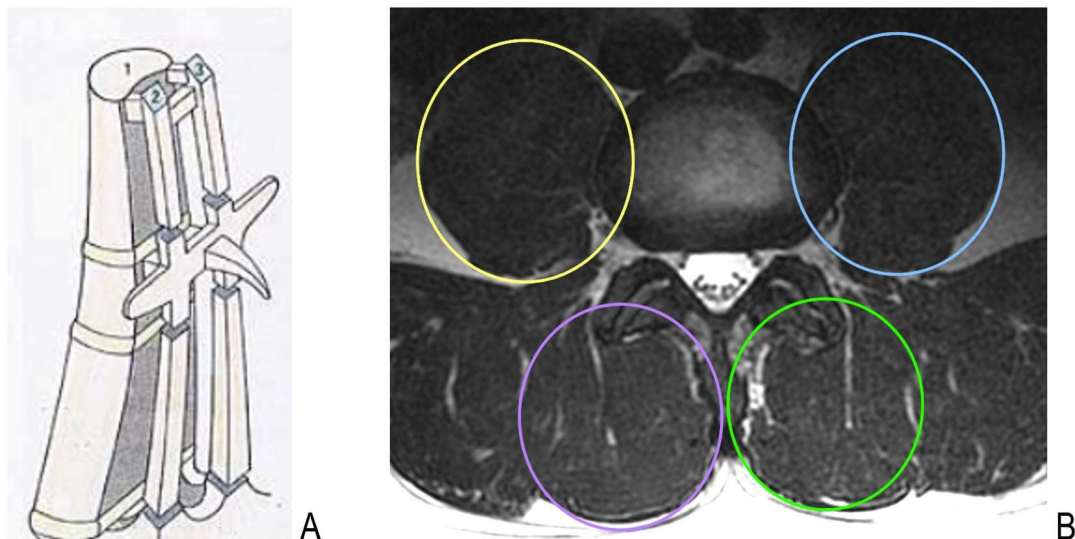


Figure 19 : (A) les 3 colonnes de [Louis](#), (B) les 4 colonnes musculaires lombaire de Dolto

1.2.5.4 Le rôle de contention, de serrage

Le rôle de serrage est ainsi assuré par la présence d'une **poutre composite** entourée de 4 colonnes musculaires.

La **disposition des chaînes musculaires postérieures en parallèle et par couche** (Figure 20) réalise également une contention. Le système ligamentaire est renforcé par les muscles profonds courts eux-mêmes plaqués les muscles érecteurs puis par les muscles superficiels (Latissimus et Trapezius).

On peut noter de plus l'importance du **fascia thoraco-lombaire** avec son rôle de contention des muscles profonds et érecteurs dans une loge ostéo-fibreuse inextensible. Il réalise par ailleurs un véritable effet ceinture du fait de sa connexion avec le Transversus abdominis (« tenseur actif »). Des études biomécaniques ont confirmé l'hypothèse selon laquelle la tension exercée par ce muscle peut être transmise par le fascia pour rigidifier la colonne lombaire ([Barker](#)). On peut également exposer son rôle

de « tenseur passif ». La flexion de la colonne étire le fascia, diminuant ses dimensions latérales. La résistance à la rétraction latérale par les muscles abdominaux, le rigidifiera et augmentera la résistance à la flexion tout en améliorant le moment extenseur de la région lombaire ([Adams](#)).

Enfin, le système rachis est un système quadrimensionnel dépendant des caissons et de la respiration. Au niveau thoracique, la stabilisation rachidienne est assurée par la cage thoracique. La contre-pression intra-abdominale participe au maintien du rachis lombaire et diminue la tension des muscles érecteurs de la colonne vertébrale.

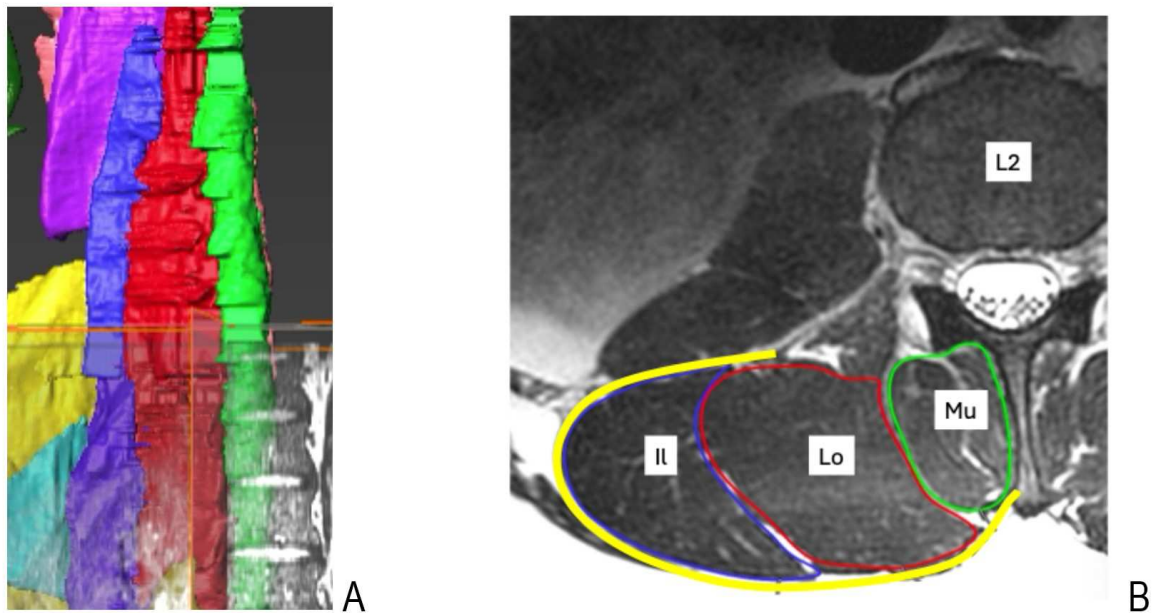


Figure 20: (A) Disposition en couche parallèle des muscles postérieurs (Multifidus vert, Longissimus en rouge, Iliocostalis en bleu) coupe frontale, (B) Loge ostéo-fibreuse en coupe axiale au niveau de L2 (Fascia en jaune)

1.2.5.5 Le mécanisme d'haubanage (frettage) musculaire

Il s'agit d'un mécanisme réalisé à distance de la poutre composite, par les muscles longs polysegmentaires (Trapezius, Latissimus dorsi, Erector spinae) avec également les Rhomboides et le Quadratum Lumborum. Ils peuvent être comparés au gréement d'un bateau, dont la coque serait le bassin (Figure 21).

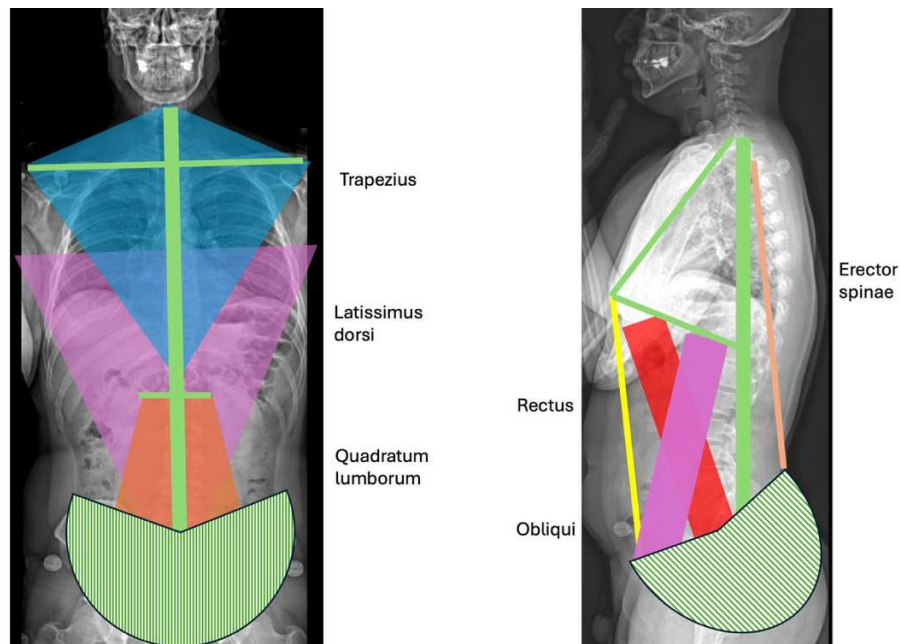


Figure 21 : Haubanage musculaire de la colonne vertébrale

Il faut de plus souligner l'importance de la continuité fonctionnelle entre les membres inférieurs et le rachis par l'intermédiaire du fascia thoraco-lombaire et de ses attaches avec le Gluteus, (Figure 22) permettant la transmission des efforts descendants et ascendants selon le mouvement.

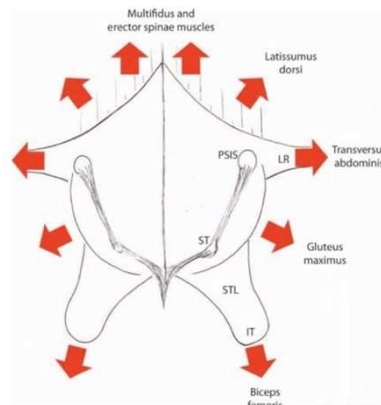


Figure 22: Schéma des muscles attachés au fascia thoraco-lombaire, d'après [Willard](#) (PSIS : épine iliaque postéro supérieure, IT : tubérosité ischiatique, STL : ligament sacro tubéreux)

1.2.5.6 La tenségrité

Si l'on utilisait la mécanique newtonienne, le calcul des contraintes sur une unité vertébrale lombaire serait bien au-delà des limites physiologiques. [Sauvannet](#) reprenant les travaux de Herbert, explique qu'un sujet, dont le tronc et les membres supérieurs pèsent 50 kilogrammes, arrachant du sol un poids de dix kilogrammes, transmettrait à l'ensemble disco-vertébral L4-L5 une charge voisine d'une tonne et demie.

On peut souligner l'importance des mécanismes exposés dans les paragraphes précédents, mais on peut également introduire la notion de tenségrité. Ce concept (contraction de Tensile et Integrity) a été défini par l'architecte américain Buckminster Fuller en 1955.

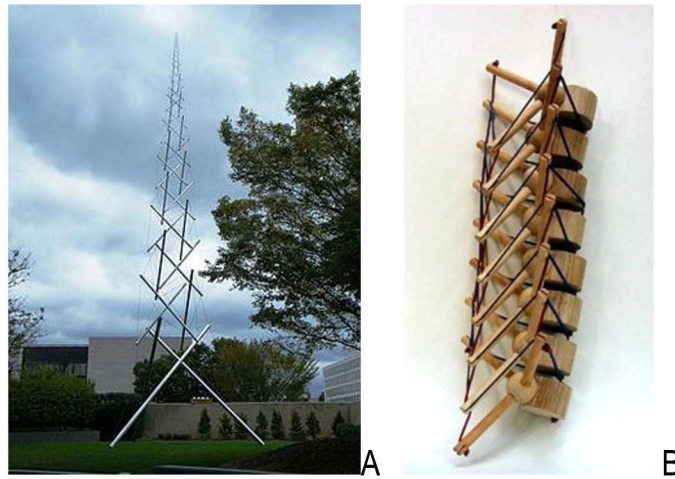


Figure 23: Needle Tower (Snelson, source Wikipedia), B : exemple de modèle de tenségrité rachidienne (Demauroy, sirer.org)

[Salmochi](#) définit la tenségrité par la faculté d'un système à se stabiliser mécaniquement par le jeu de forces de tension (continues) des structures flexibles et de compression (discontinues) des structures rigides (Figure 23). Les forces s'appliquent sur l'ensemble du système et s'équilibrent. Ainsi, la résistance de l'ensemble dépasse la somme de celle de ses composants. On peut donc obtenir un maximum de stabilité en utilisant un minimum de structures et donc une faible consommation énergétique.

On peut également citer comme caractéristiques du système, son omnidirectionnalité, son organisation en polyèdres à base triangulaire avec une précontrainte de la structure. Il ne présente pas de variation d'échelle (ce qui peut expliquer la longueur de cou de certains dinosaures tels que les sauropodes).

Concernant le système rachidien, la tenségrité se retrouve dans la structure des disques intervertébraux (alternance des fibres obliques de l'annulus) et de pièces osseuses (sacrum) (Figure 24). On retrouve ce phénomène au niveau du disque pré contraint par le ligament jaune et au niveau musculaire avec la forme de base triangulaire des transversaires épineux, du Trapezius et du Latissimus.

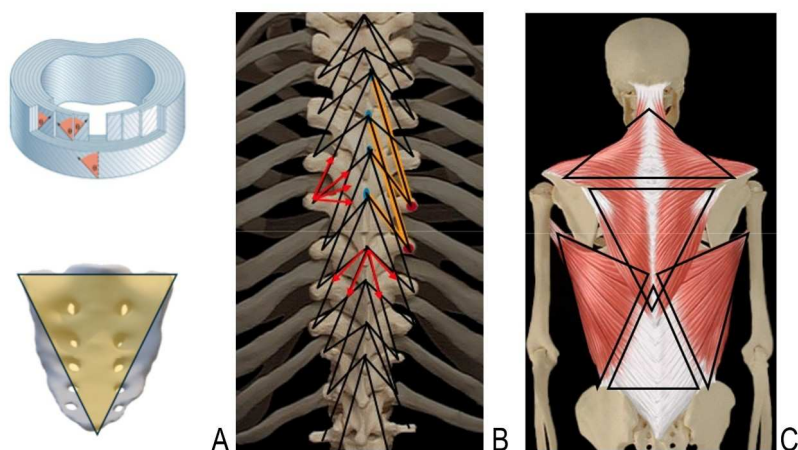


Figure 24 : éléments de tenségrité : (A) disque ([Bogduk](#)), du sacrum, (B) transversaires épineux (C) Trapezius et Latissimus (source JF [Salmochi](#))

1.2.6 Les autres contraintes

La littérature concernant les autres contraintes (traction, torsion et cisaillement) est beaucoup moins prolifique. Mais c'est dans le plan transversal que les contraintes sont les plus dangereuses. Plusieurs systèmes limitent les rotations : les **uncus** en cervical, les **côtes** en thoracique, l'**obliquité des articulaires** postérieures en lombaire ([Adams](#)) et à tous les niveaux les couches obliques de l'**annulus**.

1.3 Conclusion du chapitre

Le rachis humain constitue une structure complexe, à la fois stable et mobile, impliquée dans des fonctions mécaniques, protectrices et adaptatives. Il comprend 33 vertèbres, 72 articulations, 23 disques intervertébraux, environ 220 ligaments et plus de 500 faisceaux musculaires, mais sa modélisation ne saurait faire abstraction de son intégration fonctionnelle avec le bassin, les ceintures et les caissons thoraco-abdominaux.

Chaque vertèbre est morphologiquement adaptée à sa région, participant à un empilement segmenté d'unités fonctionnelles articulaires, dont la configuration conditionne les degrés de liberté locaux et globaux. Les disques intervertébraux, structures viscoélastiques hétérogènes, jouent un rôle central dans l'absorption des contraintes via la pressurisation du nucleus pulposus, encadré par l'annulus fibrosus à structure lamellaire orientée, et ancré aux plateaux cartilagineux.

Le complexe ligamentaire rachidien, segmentaire et polysegmentaire, stabilise passivement la colonne vertébrale, en synergie avec un système musculaire organisé en chaînes fonctionnelles profondes et superficielles. Les particularités anatomiques des charnières (T12-L1, L5-S1) présentent une importance biomécanique majeure.

La notion de « système rachis » traduit l'interdépendance fonctionnelle de ses segments, sa capacité d'adaptation posturale, et son rôle dans le maintien de l'horizontalisation du regard. Les mouvements rachidiens s'inscrivent dans une logique de chaînes cinétiques croisées, impliquant une dissociation des ceintures scapulaire et pelvienne, compensée par des mécanismes de haubanage musculaire et de freinage passif (fascia thoraco-lombaire, tensions ligamentaires).

Les courbures physiologiques (lordoses et cyphoses) confèrent au rachis une résistance accrue au flambage en compression, doublée par une organisation en poutre composite intégrant disques, os, ligaments et muscles. Enfin, le concept de tenségrité éclaire l'efficacité biomécanique du rachis, où des forces de tension et de compression s'équilibrent pour maximiser la stabilité avec un minimum de structures.

Ce chapitre pose ainsi les fondements nécessaires à la modélisation biomécanique du rachis humain, en insistant sur la complexité architecturale et fonctionnelle de l'ensemble vertébral et des structures lui étant associées.

2. Variations anatomiques et pathologies rachidiennes

Il existe une grande hétérogénéité de l'anatomie et de la statique rachidienne dans la population humaine. Ces aspects peuvent être considérés comme normaux, voire des variations à la normale mais peuvent être aussi le témoin de pathologie rachidienne. La limite entre le « normal » et le « pathologique » est donc à prendre en considération dès que l'on étudie la colonne vertébrale.

2.1 Frontières entre le normal et le pathologique

Pour identifier le pathologique, il faut tout d'abord pouvoir définir le « normal ». L'Académie de médecine propose dans son dictionnaire les définitions suivantes :

- **Normal** (*physiologique*) : ce qui correspond à un état de bonne santé. Une valeur normale se détermine à partir de la moyenne (+/- 2 écarts types) de mesures relevées sur un ensemble homogène de sujets en bonne santé.
- **Normalité** : Sur le plan statistique, se dit d'une personne dont les caractéristiques se situent à l'intérieur des marges de variations de la population à laquelle elle appartient. La "normalité" est un état physiologique ou fonctionnel qui est considéré comme sain ou typique pour un individu donné à un moment donné de son développement.
- **Pathologie** : études des maladies, par extension, la maladie.

Le pathologique est par définition considéré comme non normal. A l'inverse, l'anormal n'est pas nécessairement pathologique. Ainsi, comment qualifier les sujets en bonne santé au-delà de ces 2 écarts types (Figure 25) ?

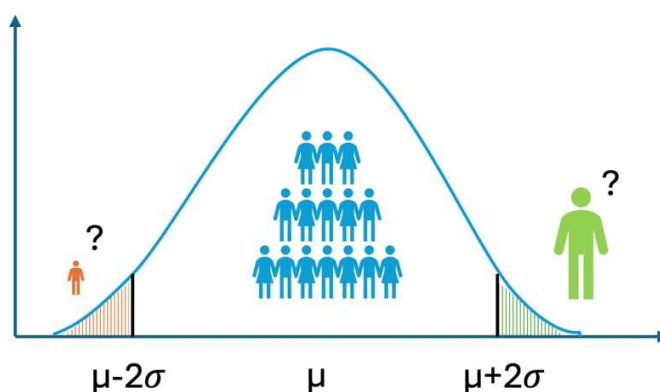


Figure 25: Courbe de Gauss et normalité

De plus, chacun présente à un moment donné sa normalité. Notre potentiel fonctionnel en fin de croissance n'est pas le même qu'à 70 ans. Il correspond aux capacités intrinsèques de l'individu (capacités physiques, sensorielles, cognitives) et est affecté par des éléments environnementaux

(personnes sédentaires, activité professionnelle, tabagisme...) ([Michel](#)). Il peut être également altéré par la survenue d'une maladie ou d'un accident.

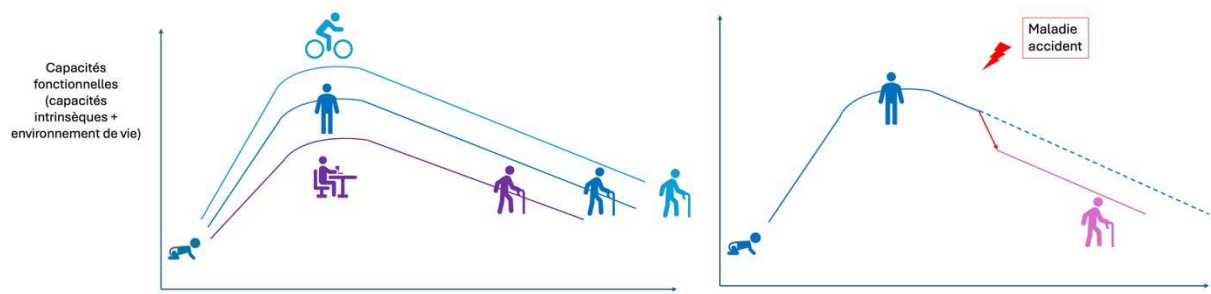


Figure 26: Représentation schématique des capacités fonctionnelles d'un individu en fonction de l'âge du mode de vie (vieillesse normale à gauche, et survenue d'une maladie ou accident à droite)

On peut également introduire la notion de « **normativité** » proposée par Canguilhem ([Le Blanc](#)), concept selon lequel un individu sain est celui qui peut tomber malade et se rétablir (Figure 26) ; c'est un individu capable d'instaurer de nouvelles normes de fonctionnement dans des contextes différents.

Ce chapitre permettra d'exposer les variations interindividuelles de la colonne vertébrale, établies généralement dans le plan sagittal, puis les variations intra individuelles (variations anatomiques, variabilité des postures, vieillissement des structures) et enfin présentera quelques pathologies rachidiennes d'intérêt mécanique.

2.2 Variations inter individuelles : les différents types de dos

« IL N'EXISTE PAS UN RACHIS HUMAIN PHYSIOLOGIQUE MAIS DES RACHIS HUMAINS »

Il n'est pas possible d'établir la définition d'un rachis humain physiologique, bien qu'il soit admis que le rachis est normalement rectiligne dans le plan frontal et qu'il n'existe pas de rotation intervertébrale dans le plan axial en position neutre. Il existe cependant plusieurs types de rachis humain considérés comme normaux et de ce fait, on a cherché à les regrouper. On peut introduire le terme de **morphotype** correspondant à l'ensemble des caractères morphologiques permettant de classer des êtres ou des choses par catégories (Encyclopaedia universalis).

Afin de pouvoir établir ces classifications, il a fallu définir et quantifier **des paramètres d'intérêt**, tout en prenant en considération leur caractère structurel ou positionnel et leur évolutivité (croissance, vieillissement).

2.2.1 Le rachis en fin de croissance

A partir de l'embryogénèse jusqu'à la fin de la croissance, de nombreux facteurs peuvent influencer la forme définitive de la colonne vertébrale. En dehors des caractères héréditaires (liés à la génétique), les défauts de segmentation peuvent conduire à des vertèbres surnuméraires ou à des fusions vertébrales (variabilité du nombre de vertèbres dorsales, lombaires et sacrées). Les courbures s'organisent progressivement, le bassin se fixe (voir la notion d'incidence pelvienne, paragraphe suivant). Selon les contraintes environnementales, il est possible de mettre en évidence des cunéiformisations vertébrales sans dystrophie rachidienne de croissance, il peut exister des attitudes scoliotiques sans rotation vertébrale (par exemple sur inégalité de longueur des membres inférieurs), une asymétrie thoracique en raison de la crosse aortique. Le rachis en croissance en raison de ses spécificités ne sera pas l'objet de ce travail.

2.2.2 Les paramètres d'intérêt

Il a été nécessaire de définir des paramètres permettant de classer les individus, de préciser leur norme, et ainsi de poser des diagnostics et d'établir des pronostics.

En dehors des scores fonctionnels et des caractéristiques de l'examen clinique, des paramètres radiologiques d'intérêt ont été définis. Il s'agit de valeurs angulaires et de distance mesurées sur les imageries des patients, permettant d'analyser :

- Au niveau vertébral : les déformations corporeales, les orientations facettaires, les dimensions canalaies
- Au niveau d'un segment intervertébral ou d'une courbure : les rotations dans les 3 plans de l'espace, une courbure normale, insuffisante ou trop prononcée, une courbure flexible ou non, voire des instabilités lors de la réalisation d'examen multi positionnel,
- Au niveau rachidien global : la position des vertèbres, des courbures dans le repère rachidien, les rapports du tronc avec le socle pelvien (sacrum),
- Au niveau du corps entier : l'équilibre global sagittal et frontal et les mécanismes de compensation avec les membres inférieurs.

Pour être reproductible, les paramètres d'intérêt ont été établis à partir de clichés radiographiques standardisés. Les paramètres détaillés ci-dessous sont issus de l'article sur l'équilibre sagittal lombo-pelvien, paru dans la monographie [Résonance](#) 5.

2.2.2.1 Les paramètres pelviens radiologiques

L'acquisition de la bipédie a entraîné des adaptations musculo-squelettiques majeures, notamment la verticalisation du bassin et le développement des courbures rachidiennes sagittales. L'homme est le seul vertébré à posséder une lordose lombaire, ce qui a conduit à l'analyse des courbures en rapport avec le socle pelvien.

Trois paramètres pelviens interdépendants ont été identifiés (Figure 27) : l'incidence pelvienne, la version pelvienne et la pente sacrée. L'incidence pelvienne (issue des travaux de [Duval-Beaupère](#)) est un paramètre morphologique spécifique d'un individu donné, fixé à la fin de la croissance et restant globalement stable au cours de la vie (Tableau 4). Les deux autres paramètres sont positionnels. L'incidence pelvienne est la somme algébrique de la version pelvienne et de la pente sacrée. Les normes présentées dans le tableau ci-dessous sont issues des travaux de [Guigui](#).

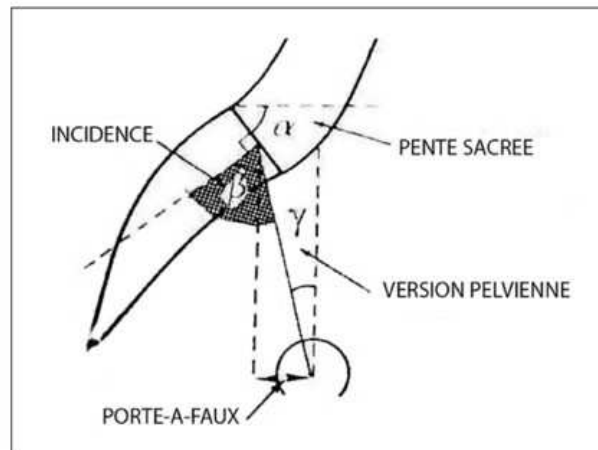


Figure 27: Paramètres pelviens (selon [Duval-Beaupère](#))

Paramètres	Calcul ou obtention	Normales	Commentaire
Incidence pelvienne, IP (Pelvic Incidence, PI)	Angle entre la perpendiculaire passant par le milieu du plateau sacré et le milieu du segment joignant le centre des têtes fémorales	55° +/- 22°	Anatomique, acquis et fixé à la fin de la croissance. Indépendant de la posture. Plus l'incidence est élevée, plus les courbures sont importantes.
Pente sacrée, PS (Sacral Slope, SS)	Angle entre la droite tangente au plateau sacré et l'horizontale	42° +/- 16°	Positionnel (dépend de la posture). La lordose lombaire est proportionnelle à la SS.
Version pelvienne, VP (Pelvic Tilt, PT)	Angle entre la verticale abaissée au milieu du segment joignant le centre des têtes fémorales et la droite passant par ce milieu et le milieu du plateau sacré	13° +/- 12°	Il indique la position du bassin. Rétroversion : PT augmente Antéversion : PT diminue
Porte à faux de S1	Distance entre la verticale abaissée du milieu du plateau de S1 et le centre des têtes fémorales	25 mm	Jamais utilisé en pratique
PI = SS + PT			

Tableau 4: Les paramètres pelviens, leur obtention et leurs normes

2.2.2.2 Les principaux paramètres rachidiens

D'autres paramètres dits rachidiens ont été décrits pour identifier **les courbures** et établir **l'alignement sagittal du tronc par rapport au socle pelvien (Figure 28)**. Il a été retrouvé des corrélations entre les paramètres pelviens (PI et SS) et les angles de lordose et de cyphose. Des formules ont pu être établies entre ces paramètres par différentes équipes. Le Error: Reference source not found

ci-après présentent les principaux paramètres, leur obtention et leur relation.

Paramètres	Calcul ou obtention	Normales	Commentaire
Cyphose Thoracique (Thoracic Kyphosis, TK)	Angle entre la tangente au plateau supérieur de T1 ou T4 et le plateau inférieur de T12	10 à 55° (Winter)	La limite inférieure est en général en T12, mais cette limite peut varier.
Lordose lombaire (Lumbar Lordosis, LL)	Angle entre le plateau supérieur de L1 et le plateau sacré. La vraie lordose est mesurée entre la jonction cyphose/lordose et S1	-33° (± 12°) (Lin)	Le nombre de vertèbres dans la lordose peut varier et n'est pas toujours 5 vertèbres.
Gite en T9 (T9 Spinopelvic inclination, T9SPi)	Angle entre la verticale passant par le milieu du segment joignant le centre des têtes fémorales et la droite joignant le centre du corps vertébral de T9 et ce milieu	11° (± 3°) (Legave)	Correspond au centre de gravité du tronc par rapport aux têtes fémorales Gite élevée : renversement postérieur Gite diminuée : renversement antérieur Très utile chez l'enfant
Gite en T1 (T1 Spinopelvic inclination, T1SPi)	Angle entre la verticale passant par le milieu du segment joignant le centre des têtes fémorales et la droite joignant le centre du corps vertébral de T1 et ce milieu	-6.3° à 0.5°	Renversement antérieur si >0.5° Renversement postérieur si <-6.3°
Angle Spino-Sacré (Spino sacral angle, SSA)	Angle entre la tangente au plateau sacré et la droite reliant le centre du corps vertébral de C7 au milieu du plateau sacré	135° ±8 (Mac-Thiong)	Paramètre lié à la pente sacrée SSA= 0,9x SS+99°
T1 Pelvic Angle (TPA)	Angle entre la droite reliant le centre du plateau sacré au milieu du segment joignant le centre des têtes fémorales et la droite joignant le centre du corps vertébral de T1 et ce milieu	14 à 22° (Protopsaltis)	Paramètre lié à la version pelvienne TPA= T1SPi + PT
C7 Plumb Line (C7PL)	Distance entre la verticale abaissée du centre du corps vertébral de C7 et le bord antérieur du plateau sacré	-10mm à +10mm	Reflète l'équilibre du tronc et non l'équilibre global (pas ligne de gravité) <-10 déséquilibre postérieur
Sagittal Vertical Axis (SVA)	Distance entre la verticale abaissée du centre du corps vertébral de C7 et le coin postérosupérieur de S1	-32mm (-40 à +40mm) (Jackson)	Autre façon de mesurer la C7PL. Reflète l'équilibre du tronc et non l'équilibre global
CAE-TF (center of auditory meatus to hip axis plumbline, CAM-HA)	Distance entre la verticale abaissée des conduits auditifs externes et le milieu du segment joignant le centre des têtes fémorales (TF)	0 à 7 mm en arrière des têtes (±30mm)	Correspond à la partie proximale du centre de gravité et renseigne sur l'alignement tête-bassin
Sacrofemoral Distance (SFD)	Distance entre la verticale abaissée du coin postérosupérieur du sacrum et le milieu du segment joignant le centre des têtes fémorales	-42mm (Jackson)	Équivalent du HAS1 de Jackson, Translation sacrée (balance pelvienne) Plus d'intérêt pour ratio C7/SFD (SVA/SFD)

Tableau 5: Les paramètres sagittaux de l'alignement spino-pelvien

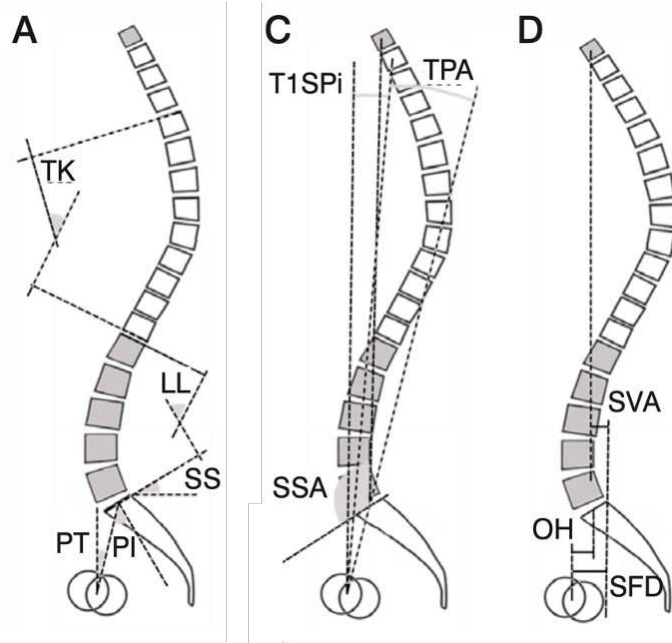


Figure 28: Schéma des paramètres selon [Paiva](#)

Ces paramètres étant définis, des corrélations ont pu être établies (pente sacrée avec lordose lombaire par exemple) ainsi que différentes formules pour établir la lordose recommandée pour chaque individu (tableau 6).

Schwab	$PI = LL \pm 10^\circ$
Legaye	$LL = 0,3172 TK - 0,05543 PI + 0,3247 \text{ porte à faux S1} + 1,118 SS - 0,791 PT + 5,511$
Guigui	$LL_{max} = -16,7 - 1,04 SS$ $LL_{max} = -0,9 - 1,1 IP + 1,1 PT - 0,37 TK_{max}$
Vialle	$LL_{max} = -16 - 1,06 SS$ $LL_{max} = -2,72 - 1,1 PI + 1,1 PT - 0,31 TK_{max}$
Boulay	$LL = -9,13847 + 0,19225 TK + 1,54225 SS - 0,26799 PI + 1,39705 \text{ Tilt}_{T9}$

Tableau 6 : Les différentes formules de la lordose idéale

Un récent paramètre angulaire pour évaluer l'alignement du tronc, appelé ODHA (Odontoïde - hip axis angle) présente un intérêt croissant en clinique en prenant en considération le rachis cervical et notamment lorsque les conduits auditifs externes ne sont pas visibles ([Amabile](#)). Il s'agit de l'angle mesuré entre la verticale et la droite reliant le point le plus proximal du processus odontoïde et le centre des têtes fémorales (valeurs moyennes -2 à +5°).

D'autres paramètres ont été établis pour définir l'**équilibre global sagittal**, prenant en compte les membres inférieurs, soit en considérant les genoux directement dans le calcul du paramètre (Global Sagittal Axis, GSA défini par [Diebo](#)), soit en considérant des paramètres uniquement définis aux membres inférieurs (sacro femoral angle SFA, knee angle KA, ankle angle AA) afin d'éliminer une compensation par les membres inférieurs. La Figure 29 issue des travaux de [Passias](#) reprend ces paramètres.

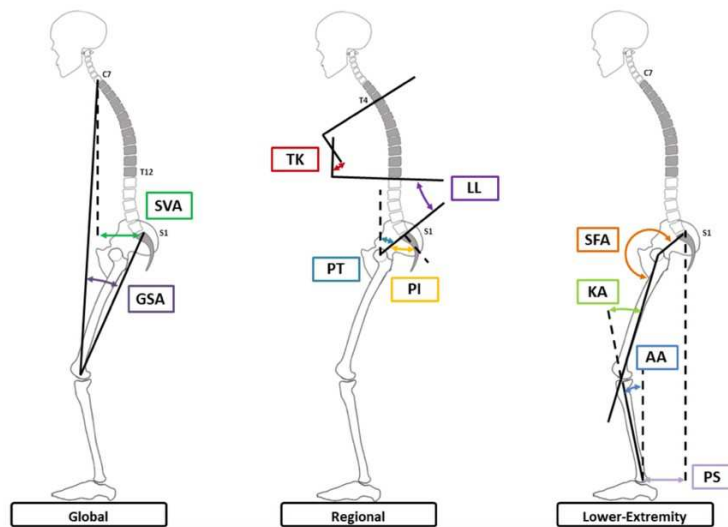


Figure 29 : Autres paramètres de l'alignement sagittal et des compensations par les membres inférieurs :

- GSA : angle formé par la ligne reliant C7 au condyle fémoral, et celle reliant le condyle au coin postérosupérieur du sacrum
- SFA : angle entre l'axe fémoral et la ligne reliant le centre des têtes fémorales et le coin postérosupérieur du sacrum
- KA : angle aigu entre l'axe fémoral (ligne joignant le centre de la tête et le condyle) et l'axe anatomique du tibia
- AA : angle entre l'axe tibial et la ligne joignant le centre de la tête et la ligne verticale allant du centre de la cheville
- PS : Pelvic Shift distance entre la verticale abaissée du coin postérosupérieur du sacrum au cortex tibial distal

2.2.2.3 Revue de la littérature en cours

Il a été publié de nombreux autres paramètres radiologiques dans la littérature scientifique, peu étant décrits dans le plan frontal et axial. Le seul paramètre morphologique est **l'incidence pelvienne**. Il n'est pas retrouvé de mesure prenant en compte l'ensemble du tronc (rachis cervical inclus) avec les membres inférieurs et dans les 3 dimensions.

On peut noter ainsi que ces paramètres sont mesurés lors d'imageries statiques, sur des projections 2D, qu'ils sont donc presque tous dépendants de la position avec des variations de mesure selon les opérateurs, les images étant obtenues à un instant t de la vie du patient, dans une condition psychique et physique donnée.

Nous avons réalisé une revue de la littérature afin de décrire de manière la plus exhaustive possible les angles et mesures décrits jusqu'en 2025. Cette revue étant en cours de rédaction, elle ne sera pas présentée dans ce manuscrit. Cependant, en voici les principales conclusions avec quelques exemples.

A. Un grand nombre d'angles et de mesures

Nous avons recensé près de 80 angles et 50 distances différents. Il faut noter que dans certains cas, pour une distance ou un angle donné, ce calcul doit être fait sur tous les niveaux concernés. Ce qui amène à calculer parfois jusqu'à 17 instances de ce paramètre pour le décrire en région thoraco-lombaire.

Prenons l'exemple de « l'angle de cunéiformisation discale », décrit en sagittal et en frontal. Il permet de mesurer la cunéiformisation de l'espace intervertébral. Cet angle (Figure 30) existe sur 17 niveaux et 2 plans. Ainsi, pour les 15 angles et 15 mesures de ce type, 1020 instances seraient à mesurer. Au total, ces 80 angles et 50 distances représenteraient plus de 2000 mesures en comptant les 3 plans et les 17 niveaux.

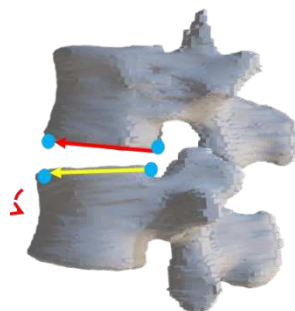


Figure 30 : Angle sagittal de cunéiformisation discale

B. Plusieurs descriptions pour un même angle

Les analyses préliminaires permettent de soulever d'autres questions, en plus des remarques énumérées ci-dessus. En effet, il a été mis en évidence que la description de certains paramètres n'est pas identique selon les équipes (exemple de l'angle lombo-sacré en Annexe 2) ou qu'un même paramètre est parfois utilisé sous plusieurs appellations.

Prenons l'exemple de la **lordose lombaire**, étant donné qu'il s'agit d'un paramètre fondamental en clinique et qu'il sera utilisé dans l'étude d'évaluation du modèle (chapitre 4). On peut noter que la Scoliosis Research Society (SRS) définit la lordose lombaire comme la valeur angulaire mesurée selon la technique de Cobb entre la tangentielle au plateau supérieur de L1 et celle du plateau sacré. Certaines équipes utilisent la lordose lombaire réelle, mesurant, selon la technique de Cobb, l'angle entre le plateau sacré et le point d'inflexion entre les courbures de cyphose et de lordose, quelle que soit la localisation de ce point ([Sebaaly](#)). Par ailleurs, le système EOS Imaging fournit une mesure de lordose entre L1 et L5 ou L1 et S1. On retrouve également des articles utilisant la mesure entre T12 et S1 ([Harrison](#) et [Smith](#) avec le plateau supérieur de T12, [Hey](#) avec le plateau inférieur). Il est à noter que dans la plupart des cas, le disque T12L1 n'est ni inclus dans la cyphose ni dans la lordose.

On peut également noter la définition de 3 autres méthodes de mesure de la lordose : le TRALL (développée par [Chernukha](#) L1S2, modifiée par [Harrison](#) L1S1), les centroïdes (développée par [Chen](#), testée par [Harrison](#)), et selon [Harrison](#) utilisant les tangentes au mur postérieur de L1 et S1 (Figure 31). Récemment, une revue de la littérature confirme cette grande diversité d'obtention de mesure de la lordose lombaire ([Betz](#)).

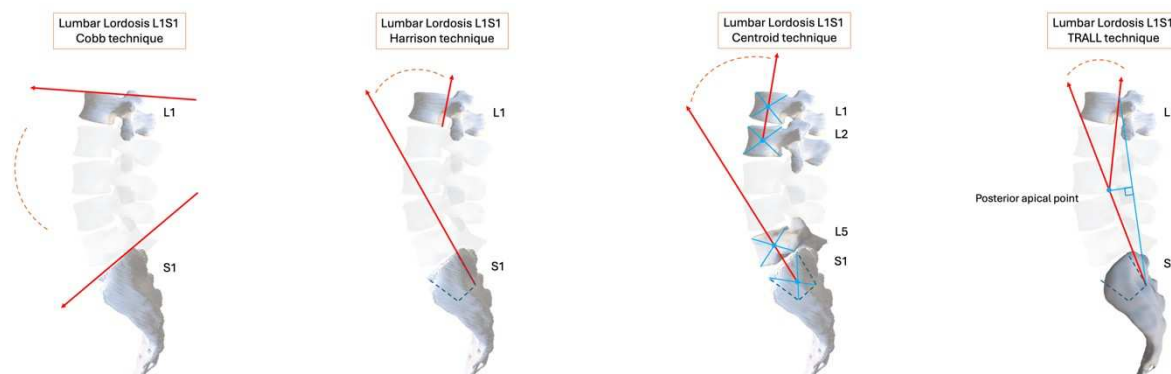


Figure 31: Méthodes de mesure de la lordose lombaire

De plus, dans la formule décrite par [Schwab](#) « PI-LL » (valeur de l'incidence pelvienne - celle de la lordose lombaire), utilisée pour établir si l'alignement lombo-pelvien est correct, la lordose n'est pas définie dans l'abstract de 2011 (lordose maximale ou L1S1 ? utilisant la technique de Cobb ?). Il est admis l'utilisation de l'angle de Cobb en L1S1 (recommandé par la SRS et utilisé par ce même [auteur](#) en 2009). Il est juste à noter qu'un manuel réalisé en 2008 par le Spinal Deformity Study Group, intitulé « Radiographic Measurement Manual », consultable sur le site de la SRS, (<https://www.srs.org/Files/Research/Manuals-and-Publications/sdsg-radiographic-measurement-manual.pdf>), décrivait la lordose comme l'angle de Cobb entre le plateau supérieur de T12 et S1. Cependant, c'est la lordose T12S1 qui a été reprise par l'équipe de Schwab dans un article en 2012 ([Smith](#)). D'autre part, les cut off utilisés pour qualifier l'alignement (0, 10° et 20°) proviennent d'une étude non publiée à notre connaissance dont la puissance semble discutable ($PI=LL+9^\circ+/-9^\circ$) car réalisée sur 75 sujets dont l'âge médian était de 48 ans.

On peut enfin s'interroger sur la définition de la lordose en cas d'anomalie transitionnelle, mais aussi sur celle de l'ensemble des paramètres pelviens. Par exemple, une sacralisation de L5 (la dernière vertèbre lombaire se fusionnerait au sacrum, voir paragraphe suivant) ferait que le disque L4L5 deviendrait le dernier disque mobile. La version pelvienne tout comme la pente sacrée seraient à mesurer à partir du plateau supérieur de L5 et non S1. Il a été confirmé par [Zhou](#) en 2018 que les anomalies transitionnelles impactaient la mesure des paramètres habituels spinopelviens dont la lordose lombaire.

C. Une uniformisation nécessaire

Il ressort de ce travail qu'à l'instar du projet d'uniformisation du langage anatomique (Terminologia Anatomica, [Annexe 1](#)), un consensus international pourrait permettre d'établir un glossaire exhaustif des paramètres radiologiques et des scores utilisés en clinique.

Le manuel publié par le Spinal Deformity Study Group il y a 17 ans, est pertinent car définissait les principaux paramètres rachidiens ainsi que l'orientation des mesures angulaires et de distances (par exemple, une angulation en lordose est négative, une cyphose est positive). Cet ouvrage, édité par la société Medtronic (medtronic.com), pourrait être remis à jour avec l'incorporation des paramètres plus récents, et ceux issus des imageries en coupe ou multi positionnelles. Ainsi, les méta analyses, les études cliniques, les développeurs de plateforme de données patients s'établiraient à partir d'une nomenclature universelle et reproductible des données radiologiques, tout comme les modèles numériques.

2.2.3 Les différentes classifications du plan sagittal

Les morphotypes rachidiens vont ainsi être définis à partir des variations de courbures du plan sagittal.

2.2.3.1 Stagnara (1974)

Parmi les premières observations et classifications des colonnes vertébrales, les travaux de [Stagnara](#) font référence (Figure 32 et Figure 33). Il établit des valeurs moyennes de cyphose thoracique de lordose lombaire et de pente sacrée. On peut noter l'absence de prise en compte du rachis cervical qui s'adapte pour permettre l'horizontalisation du regard dans tous les cas.

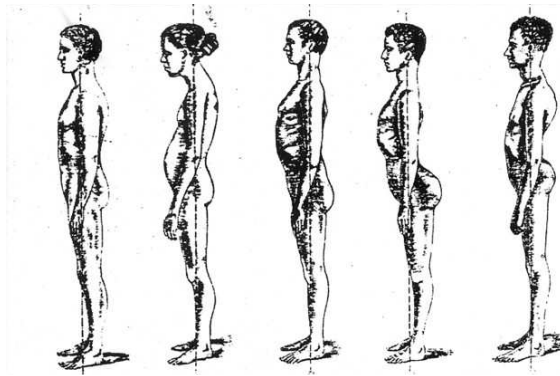


Figure 32: les différents morphotypes sagittaux en rapport avec l'axe de gravité (A), de gauche à droite : courbures normales, cyphose dorso-lombaire, insuffisance de courbure, hyperlordose lombaire avec dos creux, augmentation des courbures.

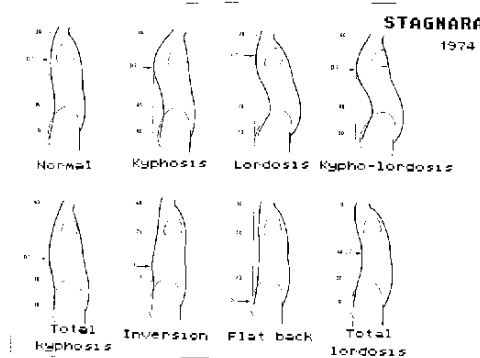


Figure 33: morphotypes décrits selon les flèches sagittales par Stagnara

2.2.3.2 [Duval-Beaupère](#) et la barycentremétrie (1992)

Par la suite, on peut citer les travaux de Duval-Beaupère établissant le paramètre d'incidence pelvienne (« personnification des courbures rachidiennes »). Les valeurs extrêmes d'incidence prédisposent à certaines pathologies. A faible incidence est associé le risque d'instabilité lombaire alors que le risque de glissement (listhésis) est lié à une forte incidence. Mais ce paramètre seul ne permet pas de classer l'ensemble des rachis. En utilisant le principe de la barycentremétrie (Figure 34), elle a pu déterminer que les courbures vertébrales ne sont pas arbitraires, mais conditionnées par la recherche d'un équilibre stable et économe, basé sur la géométrie pelvienne.

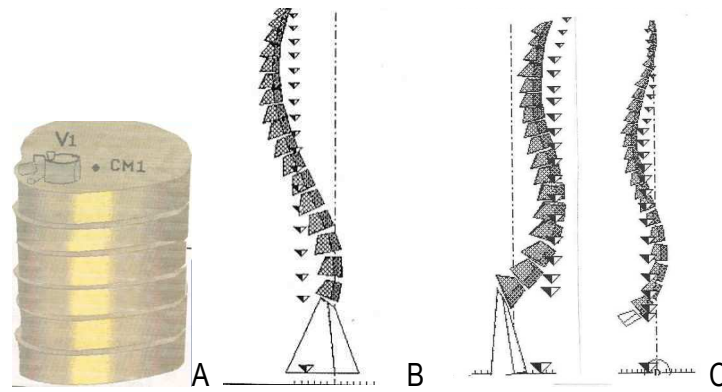


Figure 34 : Le principe de la barycentremétrie est l'alignement des centres de gravité segmentaires du tronc pour assurer une posture économe

Ces centres de gravité ont été obtenus par l'utilisation d'un scanner à rayon gamma fournissant la masse de ce segment ainsi que son centre de masse (A). La posture était économe si l'axe de gravité (pointillé) passait par les centres de masses représentés par les triangles (B). Exemple d'une posture non économe sur pente sacrée excessive (C) améliorée par ténotomie des fléchisseurs.

2.2.3.3 Roussouly (2003)

[Roussouly](#) publie en 2003 une première classification (Figure 35) se basant sur les valeurs de pente sacrée, paramètre positionnel pelvien corrélé à l'incidence pelvienne et à la lordose. Elle permet d'établir la prédisposition des différents types à certaines pathologies (tableau 7) en fonction des zones de contrainte, tout comme peut l'être un genu varum pour une gonarthrose interne.

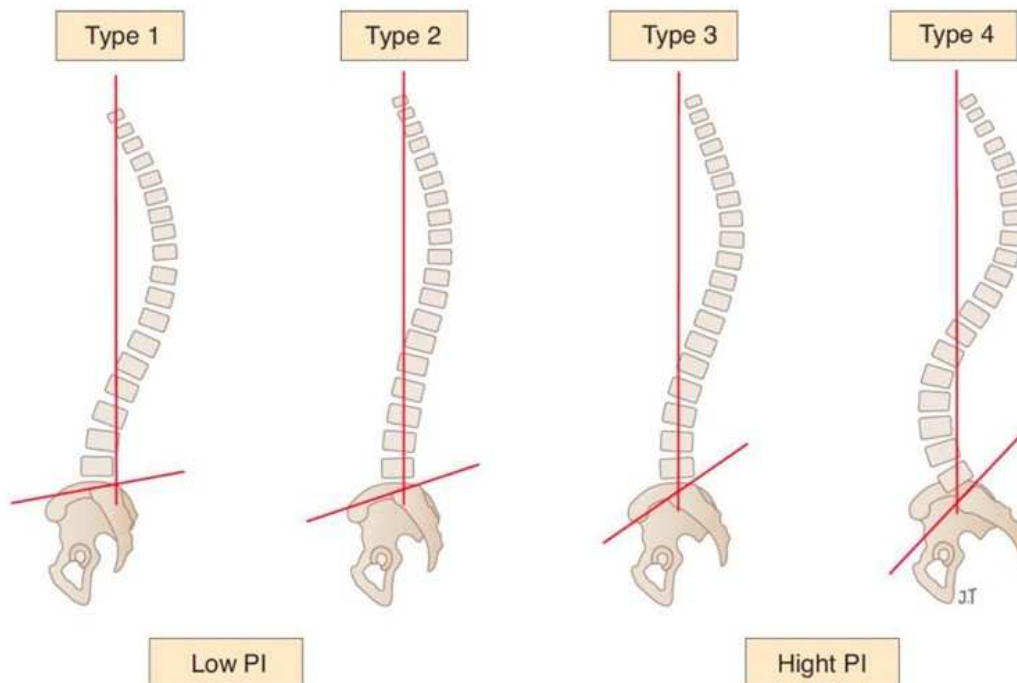


Figure 35: Classification de Roussouly (selon [Le Huec](#))

	TYPE 1	TYPE 2 Dos plat constitutionnel	TYPE 3 Dos équilibré	TYPE 4
TK	Thoraco lombaire longue	Plus harmonieuse que type 1 mais dos plat	Harmonieuse	Prononcée
LL	Distale, courte Apex en L5	Plus harmonieuse Apex L4L5	Harmonieuse Apex en L4	Longue et prononcée Apex en L3
SS	SS faible <35°	<35°	35-45°	>45°
PI	Faible (41°)	Faible (44°)	Normale (51°)	Forte (>55°, moyenne 63°)
Stress	Jonction thoraco-lombaire et hyperextension lombaire basse non compensable par la rétroversion pelvienne.	Contraintes accrues sur les disques lombaires bas.		Contraintes essentiellement sur les éléments postérieurs.
Lésions possibles	- Arthrose postérieure - Discopathie thoraco-lombaire - Spondylolyse de L5 par effet casse-noisette - Listhésis dégénératif (hyperextension)	Dégénérescence discale lombaire basse (discopathie, hernies)		- Antélisthésis dégénératif - Spondylolyse de L5 par glissement - Sténose lombaire par arthrose facettaire

Tableau 7: Caractéristiques des 4 grands types de rachis selon la classification de Roussouly

En dehors de la diversité des rachis à l'échelle d'une population saine, il est important également de considérer les variations possibles à l'échelle d'un individu.

2.2.4 Les asymétries intra individuelles

La latéralité induit des asymétries dans les positions. Nous avons un pied d'attaque, une position de repos rarement symétrique que nous soyons debout ou assis. Il est très fréquent de présenter une inégalité de longueur des membres peu marquée la plupart du temps, une asymétrie du bassin, des rotations de hanche non parfaitement identiques. Il en est de même pour la colonne vertébrale.

2.2.4.1 Les anomalies transitionnelles

On parle en français d'anomalies mais elles sont considérées comme des variantes de la normale. Le terme utilisé en anglais est « normal variant » ou « normal anatomical variation ».

L'Académie de médecine définit une anomalie comme la variation d'un corps dans son apparence, dans sa structure anatomique ou tissulaire, dans son fonctionnement, par rapport à la normalité de son ethnie ou de sa société, n'entraînant pas de conséquence pathologique pour lui-même ou son entourage.

Mais tout comme les différents morphotypes, ces variants pourraient possiblement prédisposer à la survenue de pathologie (moins de vertèbres dans la lordose en cas de sacralisation, asymétrie de fonctionnement des ligaments et muscles entre la droite et la gauche ?).

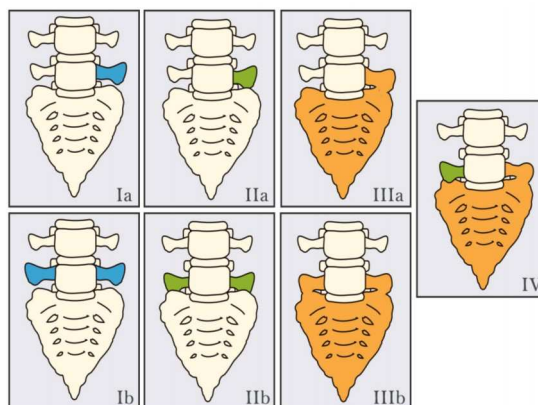


Figure 36 : Classification des anomalies transitionnelles selon [Castellvi](#) (I : méga apophyses transverses, II : néo articulations possibles, III : synostose ou fusion osseuse)

[Castellvi](#) en 1984 a décrit 7 stades d'anomalies transitionnelles lombo sacrées (Figure 36). Les stades Ia, IIa, IIIa et IV présentent des asymétries gauche/droite. Les autres stades ainsi que la lombalisation de S1, ou la présence d'une 6^{ème} vertèbre lombaire ne sont pas des asymétries pures mais des variations du nombre de vertèbres par courbure.

Les anomalies transitionnelles concernent une part non négligeable de la population et touchent surtout la charnière lombo-sacrée. Selon [Paik](#), en 2013, 17% des 8280 patients étudiés présentait des anomalies de nombre de vertèbres et/ou de morphologie. 10,6% présentait des anomalies transitionnelles de II, III ou IV. Selon [Josiah](#) (2017), elles peuvent être associées à des variations anatomiques vasculaires et musculaires, mais aussi probablement ligamentaires et discales.

2.2.4.2 Autres types d'asymétries

Au niveau des facettes articulaires, les angulations dans le plan axial peuvent être différentes sur un même niveau (Figure 37). On sait qu'il existe peu de rotation axiale lombaire mais les informations proprioceptives localement émises peuvent être différentes entre la droite et la gauche de ce patient par exemple.

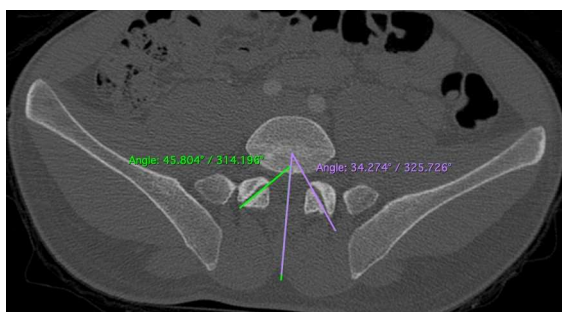


Figure 37 : Exemple d'asymétrie d'orientation des facettes articulaires en L5S1 mesurée dans le plan axial (45° à droite contre 34° à gauche)

Enfin, en dehors de toute notion de pathologie, il a été montré par des anatomistes des asymétries dans le nombre de faisceaux des muscles les plus profonds, les transversaires épineux. Ces muscles jouent un rôle important dans le tonus de base et la proprioception.

2.2.5 Les postures

« UN RACHIS POUR UN SUJET MAIS DIFFÉRENTES POSTURES »

Elles seront économiques ou non en termes d'énergie dépensée. Pour l'académie de médecine, la **posture** est l'attitude définie en fonction de la disposition des différents segments corporels les uns par rapport aux autres à un moment donné, en corrélation avec la morphologie générale de l'individu et la nécessité de la résistance antigravitaire.

2.2.5.1 Les différentes postures

La posture habituelle, dite fondamentale, de l'Homme, est la station debout ou érigée. Pour que la posture soit équilibrée et économe en énergie, la projection du centre de gravité du corps doit se situer à l'intérieur du polygone de sustentation. Mais, au repos, la position debout est rarement symétrique, avec les 2 pieds ancrés au sol comme demandée lors des clichés radiographiques (Hercule Figure 40). De plus, la station debout statique ne représente qu'une faible proportion des postures quotidiennes. Les postures sont de 2 types : statique (debout, assis, decubitus) ou dynamique (marche, mouvements).

Comme autre position statique, très fréquente, la position assise entraîne une rétroversion du bassin (Figure 38) et une diminution de la lordose lombaire. La position assise peut être tonique ou relâchée. Les contraintes plus ou moins fortes en fonction du relâchement sont alors situées sur la partie antérieure des disques lombaires.



Figure 38 : Radiographies du rachis entier. La courbure lombaire L1S1 passe de 51° de lordose debout contre 3° de cyphose en position assise. La version pelvienne est de 16° debout contre 55° assis.



Figure 39: Différentes positions assises Buddha à gauche (tonique), le penseur (A. Rodin, 1880) à droite, source Wikipedia

En dehors du morphotype du sujet, plusieurs éléments influencent la posture : l'activité physique, la personnalité, l'humeur, le contrôle neuro musculaire, voire les douleurs. Des lombalgies asymétriques entraînent une inflexion latérale antalgique réflexe. Le port de talons hauts augmente la lordose pour lutter contre le déplacement antérieur du centre de gravité. La dépression entraîne souvent un trouble postural à type de cyphose globale, les épaules rentrant et le regard fuyant au sol (Figure 40).



Figure 40 : Hercule (J. Richier, 1609, musée de Grenoble), Marilyn Monroe avec talons hauts (Melanie Woods) et Cain après avoir tué son frère (H. Vidal, 1896, jardin des Tuileries), sources musée de Grenoble et Wikipedia

2.2.5.2 L'économie d'énergie

L'endurance à la marche comme la répétition des postures nécessite la recherche d'économie énergétique afin d'éviter l'épuisement du système. La principale force extérieure agissant sur le système est la gravité qui s'applique sur chacun de ses composants. Le point à partir duquel agit toute la force de gravité d'un objet se nomme centre de gravité. Le centre de gravité du corps est habituellement situé 3 cm en avant de S2¹. On peut ainsi définir l'axe de gravité, verticale passant par ce centre. C'est cette verticale qui est utilisée dans la barycentremétrie (ligne en pointillée) pour évaluer l'équilibre du tronc en position statique érigée², désormais étudié en associant des radiographies corps entier avec des

¹ Il ne faut pas confondre centre de gravité du tronc (quelques cm en avant de T9) et centre de gravité du corps (en avant de S2).

² Elle peut également être étudiée en position statique assise.

plateformes de force (Figure 41). Le système EOS développe également un système de barycentrométrie en utilisant l'enveloppe externe du patient obtenue par les radiographies de face et profil.

Il a été ainsi possible d'établir des positions vertébrales moyennes en fonction de cette ligne ([Schwab](#)). Elle passe à environ 3cm en avant de T4, T9 et T12 ; 2cm devant L3 ; 2,6cm devant S1 ; 2,7cm devant le centre des hanches et 1cm devant les talons. La position de cette ligne est corrélée à la version pelvienne ([Roussouly](#)).

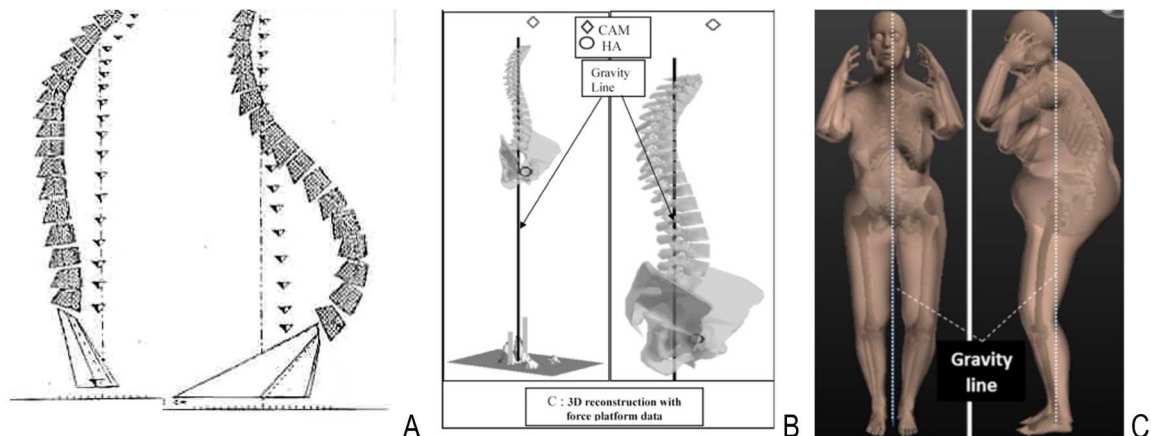


Figure 41: A : 2 situations d'équilibre rachidien (non économes) par la barycentrométrie (d'après [Duval-Beaupère](#)), B : radiographies couplées aux plateformes de force (d'après [Gangnet](#)), C : barycentrométrie couplée au système EOS (d'après [Hasegawa](#))

Le but de ces différentes études est d'établir si l'alignement du rachis est équilibré ou non (suivant l'axe de gravité). Il faut donc différencier les notions **d'alignement, d'équilibre et de stabilité** rachidienne.

L'alignement peut être défini par le positionnement de plusieurs objets selon une ligne droite. Il n'intervient aucune notion de physique (alignement clinique avec un fil à plomb, alignement des vertèbres sur une radiographie avec la description de plumb line). Il peut être statique ou dynamique.

Une structure est en situation d'équilibre (terme de balance également utilisé) lorsque les différentes forces agissant sur cette structure se compensent, lui conférant un état de repos pouvant être précaire (instable) ou non (stable). Il peut être statique (position debout) ou dynamique (marche). La projection du centre de gravité de la structure reste à l'intérieur du polygone de sustentation, sinon on parle de déséquilibre. [Dubousset](#) (Figure 42) a décrit le concept de cône d'économie dont la base est le segment céphalique. Plus le cône est grand, plus le sujet doit activer des muscles pour rester en équilibre, et donc moins la position est économe en énergie.

La stabilité induit une autre notion. Une structure stable reprend son état d'équilibre même après avoir subi un changement de force³. Les pieds ancrés au sol, le sujet de gauche (Figure 42) résistera plus facilement à un effort de poussée latérale que s'il est penché en arrière (sujet de droite).

³ Exemple du Gömböc, objet homogène et convexe mono-monostatique, revenant toujours à la même position

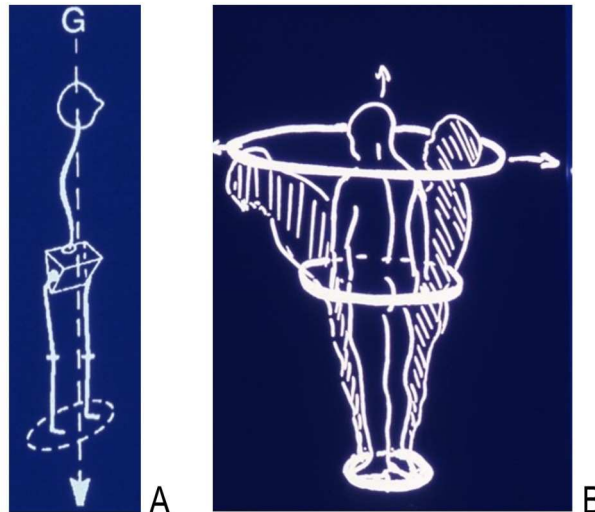


Figure 42: A : axe de gravité du corps et polygone de sustentation, B : cône d'économie selon [Dubousset](#)

2.2.6 Le vieillissement et l'adaptation

« UN RACHIS POUR UN SUJET AVEC DIFFERENTES POSTURES MAIS QUI VIEILLIT »

Le vieillissement n'est pas un phénomène pathologique. Selon le dictionnaire de l'Académie de médecine, il s'agit d'un processus naturel, universel, irréversible et complexe, correspondant à l'action du temps qui modifie la structure et les fonctions biologiques, physiologiques et psychologiques de tout organisme vivant.

Parmi les modifications liées au vieillissement, on peut citer :

- La déshydratation discale avec transformation fibreuse du nucleus, les déchirures de l'annulus, la perte d'élasticité et de hauteur : phénomène considéré comme le pivot du vieillissement rachidien,
- L'arthrose zygapophysaire, l'hypertrophie des épineuses,
- La perte d'élasticité ligamentaire, la survenue de dépôts calciques,
- La sarcopénie (dès la troisième décennie) avec perte de force. L'involution graisseuse s'étend de la profondeur vers la superficie, dans un sens caudo-crânial. Des études histologiques montrent des éléments de similitude avec les myopathies ([Vital](#)).
- L'ostéoporose primitive sénile (perte de densité osseuse),
- La rigidification du tissu conjonctif (fascia),
- Les altérations du contrôle postural.

On remarque donc que la lordose lombaire diminue (perte de hauteur discale), alors que la cyphose thoracique augmente avec l'âge ([Zappala](#)), souvent de plus de 40° (sans relation avec le genre mais selon l'ethnicité et l'âge).

La station debout équilibrée (selon la gravité) est donc plus coûteuse en énergie. Elle passe par le développement de mécanismes de compensation (hyperlordose cervicale, lutte contre l'hypercyphose thoracique, rétrolisthésis et hyperextension lombaire, rétroversion pelvienne, flexion des genoux et

dorsiflexion de cheville, Figure 43 A) permettant de rester dans une situation d'équilibre dite compensée.

Mais elle peut évoluer vers une situation de déséquilibre antérieur (Figure 43B). Si ce déséquilibre est réductible, on parle de camptocormie.

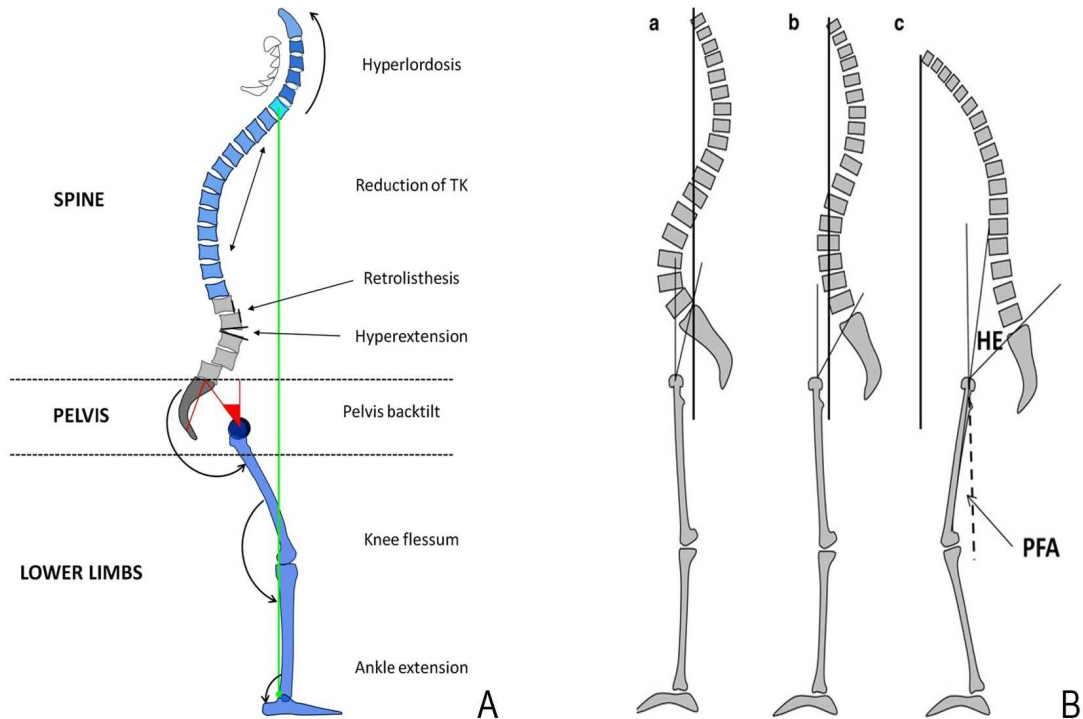


Figure 43: A : Les mécanismes de compensation selon [Barrey](#), B : équilibre debout et vieillissement selon [Le Huec](#), (a) équilibre idéal, (b) équilibre compensé, (c) équilibre décompensé

2.3 Les pathologies rachidiennes

Les pathologies rachidiennes regroupent un ensemble hétérogène d'affections, dont les symptômes et le retentissement fonctionnel peuvent être très variables et évolutifs. Elles constituent un enjeu majeur de santé publique. Les arrêts de travail pour lombalgie représentent près de 1 milliard d'euros par an en France. Le coût pour la société équivaut dans certains pays, à 1% du produit intérieur brut. Les lombalgies représentent 20% des accidents du travail et 7% des maladies professionnelles.

Par ailleurs, certaines pathologies rachidiennes sont considérées comme affection de longue durée avec une prise en charge complète par l'assurance maladie, dans les cas de scoliose évolutive, de pathologie tumorale, ou encore de déficit neurologique tel que tétra ou paraplégie.

Il n'est pas envisagé d'en dresser un catalogue mais d'établir une réflexion autour de la possibilité de leur modélisation.

2.3.1 Les pathologies non « mécanisables »

Beaucoup de pathologies rachidiennes n'entraînent pas de modification des propriétés mécaniques du système musculo-squelettique. Certaines maladies neurologiques (tumeur intra canalaire, canal cervical étroit, sciatique...), le syndrome de Maigne (irritation de la branche postérieure du nerf rachidien), les troubles musculo-squelettiques ne sont pas aisément analysés par la modélisation numérique.

Une arthrose débutante, une déshydratation discale sont parfois découvertes fortuitement au cours d'examens réalisés pour une autre raison. Elles peuvent, lorsqu'elles ne sont pas symptomatiques, n'entraîner aucune dysfonction mécanique si l'intégrité des structures est préservée. Ainsi, une discopathie sans perte de hauteur, une arthrose sans ostéophytose n'aura pas nécessairement de retentissement mécanique. Cependant, elles peuvent induire du fait des douleurs possibles une diminution des amplitudes fonctionnelles. Si les symptômes douloureux et la limitation des amplitudes sont prolongés, ils peuvent entraîner une perte de fonction à long terme en raison de l'installation de rétractions et d'enraidissement des structures.

2.3.2 Les pathologies « mécanisables »

Il s'agit des pathologies touchant le complexe musculo squelettique de la colonne vertébrale et pouvant occasionner une altération de sa fonction statique et / ou dynamique. La plupart de ces maladies tout comme la chirurgie rachidienne peuvent être responsables d'une altération des tissus mous et/ou osseux, et ainsi engendrer une perte de mobilité ou a contrario une instabilité mono ou polysegmentaire.

2.3.2.1 Les pathologies « enraidissantes »

Certaines maladies peuvent générer de véritables ponts osseux entre les vertèbres occasionnant des fusions et une perte de mobilité des segments fusionnés (Figure 44). On peut citer par exemple la spondylarthrite ankylosante ou l'hyperostose squelettique idiopathique diffuse (DISH). Une arthrose postérieure avec ostéophytose marquée, ainsi qu'une discopathie sévère peuvent évoluer vers un enraidissement de l'étage concerné. On peut également citer la maladie de Bastrup qui provoque une hypertrophie des épineuses limitant la flexion et l'extension.



Figure 44: A : spondylarthrite ankylosante, B : DISH (fusion ligament supra épineux et longitudinal antérieur), C : discopathie lombaire étagée évoluée, D : syndrome de Bastrup L3L4 sur myélofibrose (flèche)

2.3.2.2 Les pathologies « déstabilisantes »

D'autres pathologies peuvent au contraire engendrer des mobilités exagérées, cette hypermobilité pouvant être temporaire (le temps de la consolidation d'une fracture traumatique, porotique par exemple) ou définitive (par rupture ligamentaire de type entorse grave, par fracture sur os pathologique dans le cadre d'une tumeur primitive ou métastatique, ou d'une infection) (Figure 45). La perte de tensesgrité (perte de hauteur discale dans le cadre d'une discopathie, par exemple) peut occasionner une mobilité excessive de cet étage (listhésis). On peut ainsi concevoir la répartition anormale des contraintes sur les structures disco vertébrales.

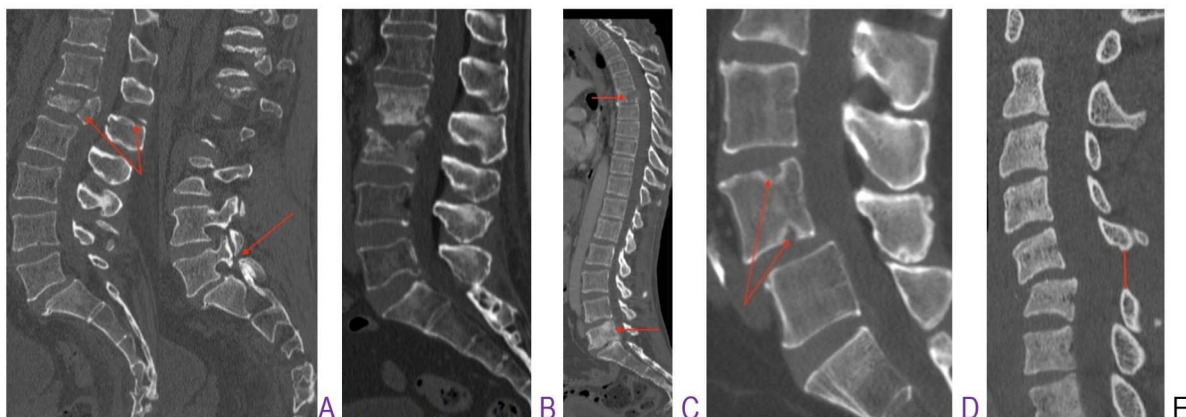


Figure 45: A : fracture traumatique de L1 (noter l'atteinte de l'épineuse et le spondylolisthésis L5S1 par lyse isthmique asymptomatique, flèches), B : spondylodiscite bactérienne en L2L3, C : métastases d'un cancer de prostate (condensante en L5, lytique en T6), D : listhésis L4L5 avec séquelles de dystrophie rachidienne (hernie intraspongieuse en L4, flèche), E : entorse grave cervicale C5C6 (augmentation de la distance interépineuse témoin d'une rupture ligamentaire)

2.3.2.3 Les pathologies déformantes

D'autres pathologies peuvent entraîner des déformations dans le plan sagittal uniquement (maladie de Scheuerman occasionnant une hypercyphose thoracique) ou dans les 3 plans de l'espace (scoliose idiopathique ou dégénérative) (Figure 46). Ces déformations peuvent être réductibles (camptocormie) ou fixées.

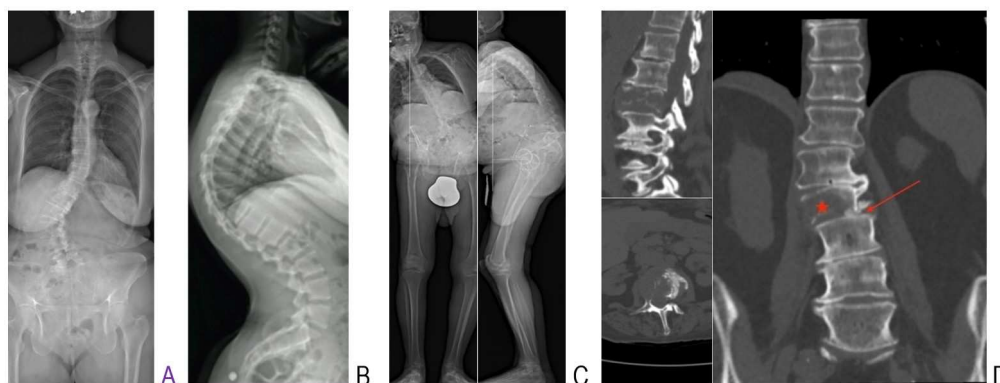


Figure 46 : A : Scoliose dégénérative, B : Scheuerman (crédit Sardar), C : camptocormie sur maladie de Parkinson (noter la compensation en flexion des genoux), D : métastase en L2 (astérisque) sur scoliose lombaire avec dislocation rotatoire (flèche)

2.4 Les thérapeutiques stabilisantes « mécanisables »

2.4.1 Les moyens non invasifs

Des moyens de contention du rachis thoraco-lombaire peuvent être utilisés en fonction de l'intensité du maintien désiré et de leur caractère générique ou personnalisé. La Figure 47 reprend différents types d'immobilisation possible.



Figure 47: Stabilisation thoraco-lombaire et lombaire d'intensité croissante. La plupart des immobilisations sont génériques mais les coutils et corsets sont réalisés sur mesure.

2.4.2 Les moyens invasifs

Différentes stratégies de stabilisation chirurgicale sont disponibles en fonction de la nécessité de fusionner (arthrodèse, stabilisation définitive) ou non (ostéosynthèse, stabilisation temporaire) les vertèbres entre elles (Figure 48).

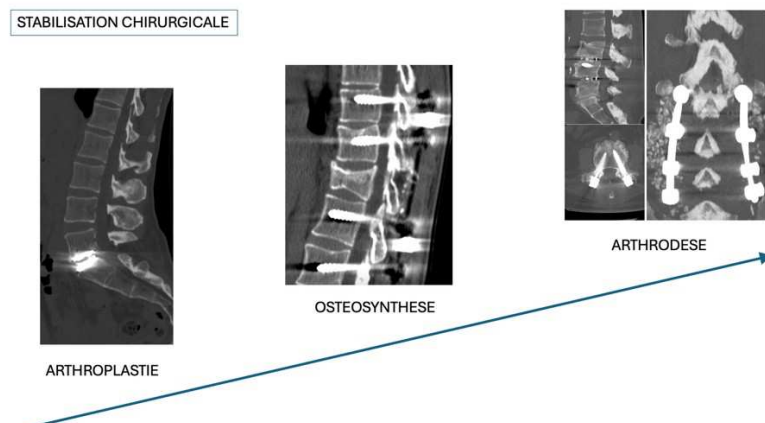


Figure 48: Différentes techniques de stabilisation chirurgicale

A la différence de la plupart des articulations (en dehors de l'arrière et du médio-pied), lorsqu'il existe une arthrose évoluée symptomatique, la technique recommandée est la fusion du niveau arthrosique douloureux. L'arthroplastie ou prothèse discale est contre indiquée en cas d'instabilité et s'il existe une arthrose postérieure évoluée.

Autre remarque : au contraire de certaines articulations (genou, hanche), on ne réalise pas de désarthrodèse du rachis. Une fois que 2 structures ou plus sont fusionnées, on ne peut les rendre de nouveau mobiles.

2.5 Conclusion du chapitre

La prise en charge de la pathologie rachidienne, tout comme sa modélisation, nécessite d'établir une limite entre le normal et le pathologique. Il existe une grande diversité de dos non pathologiques que la médecine a essayé de définir à l'aide de divers paramètres. Avec plus de 3000 mesures possibles sur un rachis et des descriptions parfois variables, il est nécessaire, en face d'une mesure, d'en décrire sa méthode de calcul. Nous pouvons nous interroger également sur les normes actuelles permettant de définir le normal qui reposent peut-être sur des descriptions erronées de la mesure.

Obtenir ces mesures donne cependant accès à une meilleure description et compréhension des pathologies. L'exhaustivité des mesures n'est pas réalisable en routine clinique pour chaque patient. Il est ainsi indispensable d'automatiser ces mesures et nous aborderons les méthodes dans le chapitre 6.

Il faut également considérer le patient dans sa normalité, en prenant en compte son mode vie, ses attentes et ses capacités fonctionnelles qui sont à mettre en relation avec son morphotype et le vieillissement normal des structures.

3. Biomécanique et simulation numérique appliquées au rachis

Tout comme l'anatomie structurelle et fonctionnelle, seuls les principaux concepts de la biomécanique et simulation numérique appliquées au rachis seront abordés dans ce chapitre, des ouvrages entiers leur étant consacrés. Quelques concepts fondamentaux nécessitent d'être exposés.

3.1 Biomécanique appliquée au rachis humain

La biomécanique est la discipline qui applique les principes de la mécanique aux systèmes biologiques et notamment au corps humain. La biomécanique appliquée au rachis humain (biomécanique rachidienne) vise à comprendre le comportement des structures biologiques de la colonne vertébrale (os, disques, muscles, articulations facettaires, tendons, etc.) sous l'effet de forces internes et externes.

On ne peut donc qu'imaginer les enjeux de la biomécanique rachidienne, le système rachidien étant un système complexe, polyarticulaire et connecté (bassin, crâne et membres).

Les principaux objectifs et domaines d'application clinique de la biomécanique rachidienne seront exposés, suivis des différentes méthodes d'analyse possibles. Les principales caractéristiques biomécaniques des éléments constitutifs de la colonne seront détaillées.

3.1.1 Principaux objectifs

Les principaux objectifs de la biomécanique rachidienne sont :

- Analyser les contraintes et déformations subies par les différents éléments de la colonne vertébrale en réponse aux forces externes (poids du corps, mouvements, impact).
- Étudier la stabilité et la mobilité du rachis dans différentes conditions (flexion, extension, rotation, compression).
- Appréhender les mécanismes des pathologies (scoliose, instabilité vertébrale, dégénérescence discale).
- Évaluer l'effet des traitements et dispositifs médicaux (implants rachidiens : prothèses discales, ostéosynthèses et arthrodèses vertébrales).
- Optimiser la prévention des blessures et la rééducation en ergonomie et en médecine du sport.

3.1.2 Les principales méthodes d'analyse.

Pour poursuivre ces objectifs, diverses méthodes d'analyses biomécaniques existent. Elles peuvent être classées en 3 catégories principales : in vivo, in vitro, in silico. Leurs modalités, avantages et inconvénients sont exposés dans le tableau ci-après.

	IN VIVO		IN VITRO	IN SILICO
	IMAGERIE	ANALYSE DU MOUVEMENT		
Technique	Imagerie non invasive (radiographie, IRM, CT scan) Imagerie invasive (discographie)	1) Systèmes opto électroniques 3D 2) Centrales inertielles	Cadavre frais ou fraîchement décongelé Chargement : compression, bending (flexion /extension, rotations, inclinaison latérale)	Modèle et simulation numérique
Modalités	Multi positionnel (flexion, extension, bending), décubitus, assis, debout	1) Marche à différentes vitesses, différentes tâches, statique, plateforme de force 2) Conditions écologiques	Chargement par moment pur (7,5Nm lombaire, 5Nm thoracique, 2,5Nm cervical bas) Robot ou non	- Méthodes des éléments finis - Multicorps rigides - Mixte
Paramètres mesurés	- Angle, longueur (Range of motion ROM, translation) - Dégénérescence discale, morphologie discale (IRM spécifique)	- Cinématique : mesure de déplacements, de vitesse et d'accélération - Possible couplage électromyographique pour le système 3D (activation musculaire) - Cinétique : forces et effort (membres inférieurs)	- ROM (système optoélectronique) - Pression intra discale (capteur de pression) globale ou par domaine (profilométrie de stress, pour nucleus et annulus) - Fatigue : chargement cyclique (répétitif)	- ROM - Tension et allongement ligamentaire - Pression intra discale
Zone étudiée	Mono segmentaire, courbure, global	Global le plus souvent, possible régional (cervical, lombaire)	Mono ou multi segmentaire	Mono segmentaire, courbure, global
Limites	Radiographie : agrandissement et distorsion Imprecision des mesures angulaires opérateur dépendant (3-5° sur valeur angulaire, Ricart, 2011) Statique (1/2 positions) Image(s) à un instant t dans une position donnée à un moment précis de la timeline du patient	1) Plusieurs limites : Erreurs : instrumentales, erreurs de placement des marqueurs, artefacts liés aux tissus mous (10mm au niveau rachidien, Zemp, 2014, 14 à 24mm au niveau du pelvis Della Croce, 1999) Hétérogénéité des résultats selon les protocoles utilisés (Leardini, 2009) Examen en laboratoire 2) Plusieurs limites : 3° erreurs (Goodvin, 2006) Artefacts des tissus mous et fixation du capteur Vidéo assistance (espace fermé)	Caractéristiques du donneur (âge, pathologie), imagerie pré test recommandée Caractéristique du spécimen (arc postérieur, nombre de vertèbres...) Reproduction des conditions in vivo complexes (gravité, charges externes, activation musculaire) Moment pur nécessite une pré charge axiale : concept de charge suivieuse (400-1200N) (Patwardhan, 1999) Modèle hybride pour test d'implants (Panjabi, 2007) : présuppose l'absence de modification du ROM par l'implant Test de fatigue : 20000 cycles maximum (in vivo 1 million en 4 mois, Ashman, 1988)	Puissance des ordinateurs Reproduction des conditions in vivo complexes (gravité, charges externes, activation musculaire) Méthodes de vérification et validation
Contraintes	Éthiques Financières	Éthiques 1) Financières 1) et 2) temps d'analyse	Éthiques Financières et temps d'analyse, tissu cadavérique	Temps de création et analyse, logiciels dédiés
Avantages	Disponibilité , sujet ou patient	Mouvement , sujet ou patient	Mesure directe	Coût, multiples tests, pas de comité éthique

Tableau 8 : [Méthodes d'analyse en biomécanique rachidienne](#)

Les tests in vivo sur modèle animal ne seront pas décrits car peu utilisés en raison des contraintes éthiques et de la non transposabilité des résultats à l'homme (quadrupède versus bipède).

La prise en compte des limites de chacune des méthodes d'étude est essentielle. Chaque utilisateur doit être conscient des biais possibles et des simplifications de la réalité imposées par la méthode (projection 2D versus 3D, statique versus dynamique, conditions de laboratoire ou écologique, vivant versus cadavre, numérique versus réel).

On peut citer la conclusion du chapitre 13 du livre *Biomechanics of the spine* de Galbusera : « Bien que les simplifications des conditions réelles in vivo soient nécessaires pour améliorer la comparabilité et la répétabilité de chaque méthode, certains aspects spécifiques méritent une analyse beaucoup plus approfondie. Les normes doivent être continuellement remises en question et une prise de conscience croissante doit être développée afin de disposer de procédures de test cliniquement pertinentes qui soient réellement prédictives des performances in vivo. » ([A. Kienle](#))

3.1.3 Approches mécaniques des structures rachidiennes

Les éléments constitutifs de la colonne vertébrale peuvent être étudiés, d'un point de vue mécanique, individuellement (vertèbre) ou en groupe (arthron), par région (lombaire/ cervicale) ou globalement (ensemble du rachis), de l'échelle macroscopique à l'échelle nanométrique. Il ne sera abordé que les principales caractéristiques macroscopiques, voire mésoscopiques (échelle intermédiaire) sans exposer les spécificités des autres échelles.

3.1.3.1 Vertèbres

A l'échelle macroscopique, la vertèbre peut être divisée en 3 zones mécaniquement remarquables.

- Le corps vertébral présente une morphologie adaptée à supporter les charges en compression.
- Les pédicules ont un rôle de transmission des contraintes dans le plan transversal.
- Les lames et apophyses assurent la stabilité dans le plan horizontal.

La structure interne à l'échelle mésoscopique associe un os trabéculaire dirigé selon des lignes de forces et entouré d'une coque dense d'os cortical. La zone en périphérie du canal vertébral offre le plus de résistance avec une densité plus importante de travées et d'os cortical dans un rôle de protection neurologique (Figure 49).

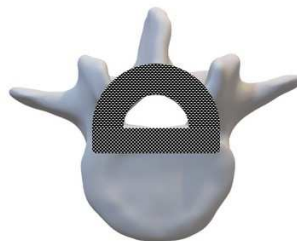


Figure 49 : Zone de densification osseuse (vertèbre L5)

Cette disposition avec composition majoritaire d'os spongieux au niveau corporel a pour avantage d'alléger l'ensemble de la structure et d'augmenter la résistance à la compression en absorbant et en

transmettant les contraintes. En effet, les travées verticales transmettent la charge, les travées horizontales les soutiennent en transférant les forces jusqu'à l'arc postérieur (Figure 50).

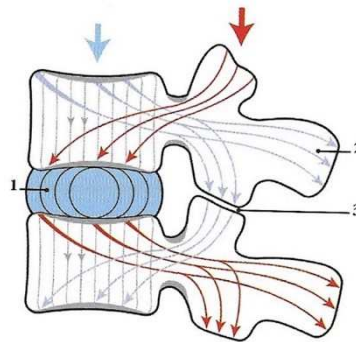


Figure 50 : Transmission et dispersion des contraintes de compression, selon [Kapandji](#) (1 : annulus du disque, 2 : processus épineux, 3 : articulation zygapophysaire)

Les contraintes en compression sont estimées à 80% sur le corps vertébral et les disques et 20% sur les articulaires postérieures ([Nachemson](#)). Elles varient en fonction des mouvements rachidiens (augmentation des contraintes en antérieur lors d'une antéflexion (+30 à 50% de charge), augmentation des contraintes postérieures en extension). Cette contrainte en compression est également dépendante de la position des vertèbres par rapport à l'apex de la lordose. Elle augmente pour les vertèbres plus proximales. Les contraintes sont davantage en cisaillement en-dessous de l'apex. Il est possible de faire le lien avec l'orientation frontalisée des articulaires en L4L5 à la différence des autres niveaux.

3.1.3.2 Disques

Le caractère visco-élastique des disques intervertébraux induit un comportement en fluage (Figure 51) : soumis à une charge compressive constante, il réagit par une exsudation d'eau du nucleus jusqu'à stabilisation, puis le retour à l'état de repos se fait progressivement (stade de recouvrance). La réhydratation passive du disque a lieu au repos (nuit) grâce à l'absorption d'eau et de nutriments via les plaques cartilagineuses.

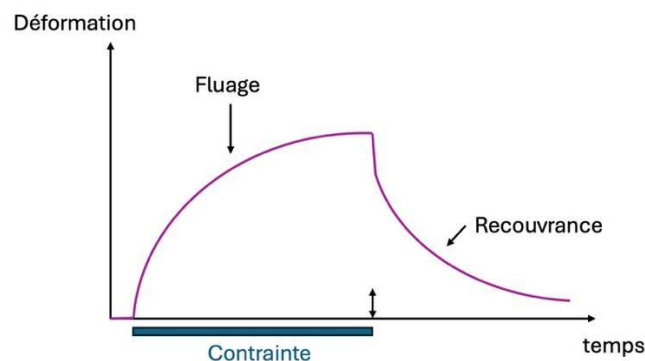


Figure 51 : Comportement en fluage d'un matériau visco-élastique

Lors de contraintes courtes et de forte intensité (port de charge), il adopte les propriétés d'un solide élastique (ressort). Plus la charge est importante, plus le disque devient rigide dans un but de stabilité.

A l'inverse, en cas de contraintes longues et de faible intensité (locomotion), ses propriétés sont celles d'un fluide visqueux. Il se comporte comme un amortisseur dans un but de mobilité.

Le disque intervertébral est soumis à **diverses charges mécaniques** :

- La compression : la charge axiale induit une augmentation de la pression du nucleus pulposus, entraînant une expansion radiale contenue par l'anneau fibreux, créant des forces de traction à ce niveau (Figure 52). L'application d'une charge de 40 kg sur un disque intervertébral ne provoque qu'une compression verticale de 1 mm et une dilatation radiale de 0,5 mm seulement ([Bogduk](#)). Il est retrouvé des forces de traction sur l'annulus même au repos (pré-contrainte). Par ailleurs, la pression dans les disques lombaires est plus importante en position assise que debout : la délordose déplace la ligne de gravité sur la partie antérieure des corps vertébraux, à distance du nucleus.
- La flexion induit des forces de traction dans la partie postérieure du disque et de compression à l'avant du disque (bombement antérieur). Au-delà de 15° de flexion antérieure expérimentalement, il peut apparaître une rupture du disque ([Nachemson](#)).
- La torsion sollicite l'annulus fibrosus, les fibres de collagène se tendant dans une direction et se relâchant dans l'autre.

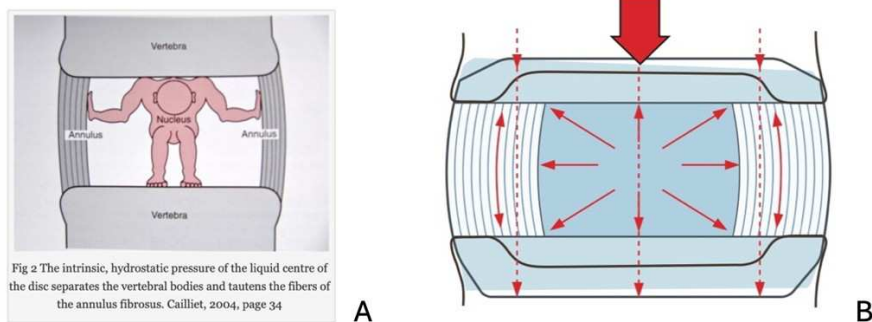


Figure 52 : Traction sur l'annulus fibrosus par la mise en compression du nucleus ([Cailliet](#), A), transmission des forces à la vertèbre sous-jacente lors d'une compression ([Bogduk](#), B)

3.1.3.3 Ligaments

La fonction physiologique d'un ligament dépend de sa position par rapport au centre instantané de rotation ainsi que du mouvement intervertébral (par exemple, en extension, les ligaments en arrière du centre instantané de rotation n'ont pas d'effet). Ainsi, le ligament longitudinal antérieur est freinateur de l'extension, le ligament supra spinatus limite la flexion.

Les ligaments sont efficaces lorsqu'ils sont soumis à des forces parallèles à leurs fibres, leurs propriétés sont donc directionnelles ou anisotropiques.

Ils résistent aux forces de traction, mais cette résistance à la rupture dépend de la technique d'analyse (in vivo/in vitro), de l'âge, de l'activité physique ou encore des modifications hormonales.

En compression, on observe un flambage immédiat. Ainsi, en cas de perte de hauteur discale, une perte de la tension résiduelle ligamentaire en extension est possible occasionnant un risque de bombement dans le canal.

Le ligament jaune permet une précontrainte du disque (0.70 kg cm^{-2} selon [Bogduk](#)) et est donc un élément fort de la tensesgrité articulaire. Les ligaments ont donc pour rôle de :

- Permettre des mouvements harmonieux intervertébraux et donc de l'ensemble de la colonne vertébrale avec une moindre résistance et donc une faible dépense énergétique par l'individu.
- Limiter les mouvements non physiologiques et d'emmagasiner l'énergie lors d'un traumatisme afin de protéger le système nerveux.

3.1.3.4 Muscles

Les muscles de la colonne vertébrale sont squelettiques striés. 4 grandes fonctions leur sont attribuées : 1) la stabilisation dynamique, 2) un rôle d'amortissement et de transmission des contraintes externes, 3) la génération de mouvements, 4) le couplage membres inférieurs / tronc / membres supérieurs.

A. Stabilisation

La stabilisation dynamique est assurée par les muscles profonds (transversaires épineux et intertransversaires) qui ont un rôle proprioceptif avec un tonus de base permettant l'ajustement de la posture. Quelques remarques doivent être apportées concernant le multifidus (Figure 53). Ce muscle (équivalent d'un muscle bipenné selon Bonnel) est un muscle de la stabilité, présentant la plus grande capacité à développer de la force (corrélée à la valeur de PCSA, voir paragraphe suivant). Le graphique de droite montre que le multifidus développe plus de force lors de la flexion du rachis.

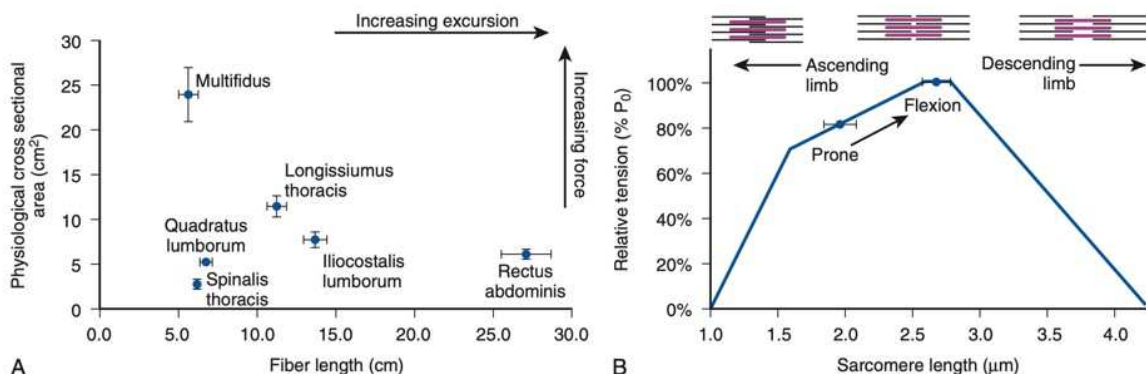


Figure 53 : A) Graphique présentant la PCSA en fonction de la longueur de fibres de différents muscles de la région thoraco-lombaire. B) Variation de la tension du multifidus en fonction de la longueur des sarcomères, d'après [Kim](#).

B. Protection contre les surcharges mécaniques

Les composants musculaires de la poutre composite (certains étant définis comme les muscles remparts convexitaires, cf. chapitre 1) sont les principaux protecteurs de la colonne contre les contraintes

mécaniques. Pour rappel, il s'agit des psoas et des transversaires épineux en lombaire ; des transversaires épineux en thoracique (avec la cage) et des longs du cou et transversaires épineux en cervical.

C. Génération de mouvement

Ce rôle incombe principalement aux muscles polysegmentaires (longissimus, iliocostalis). Il existe différents facteurs influençant la génération de force musculaire :

- Le nombre et le type de **fibres** :
 - o Les muscles squelettiques sont constitués de différents types de fibres, classées en 3 grandes catégories présentant des caractéristiques contractiles et métaboliques différentes (tableau 9).

	Type I	Type IIa	Type IIx
Vitesse de contraction	Lente	Rapide	Rapide
Métabolisme	Oxydatif	Mixte	Glycolytique
Endurance	Oui	Intermédiaire	Faible

Tableau 9 : 3 grandes types de fibres musculaires

- o Il est admis que les muscles profonds (multifidi) jouent un rôle de stabilisation fine et de contrôle postural, nécessitant une activité continue et endurante. Ils sont peu dépendants de la volonté et s'atrophient en premier. Les muscles plus superficiels (erector spinae) sont présentés comme stabilisateurs posturaux globaux (maintien de la position érigée) et générateurs de mouvements. Leur commande est en partie volontaire et ils s'atrophient en dernier. Plusieurs équipes ont donc étudié la composition en fibre musculaire entre multifidi et erector spinae afin d'établir une relation avec leurs caractéristiques fonctionnelles différentes. Les fibres de type I sont prédominantes pour les 2 groupes mais la proportion I/II ne seraient pas significativement différentes ([Agten](#)). Les fibres de type I seraient plus larges pour le multifidus. Ainsi, le type, le nombre mais aussi la largeur des fibres seraient à considérer dans la génération du mouvement.
- **L'architecture musculaire**, dont une importante caractéristique est la pennation. On peut la décrire selon :
 - o Le nombre de faisceaux, qui est défini selon la façon dont leurs fibres s'insèrent à l'aponévrose musculaire. On les nommera unipenné, bipenné (multifidus ou quadratum lumborum) ou multipenné (deltoïde), ou fusiforme (rectus abdominis et psoas).
 - o L'angle formé entre l'axe de génération de force et l'orientation des fibres musculaires appelé angle de pennation. L'augmentation de cet angle augmente la force du muscle.
- Le **volume** musculaire
- La section physiologique (**Physiological Cross Sectional Area**), proportionnelle à la force maximale générée par le muscle, dépendant également de la pennation (Figure 54)
- Le bras de **levier**

- La **géométrie de la colonne**, et notamment les attaches des muscles polyarticulaires en fonction des courbures (création d'un bras de levier)
- La **coordination** intra et inter musculaire
- Les **facteurs psychologiques**

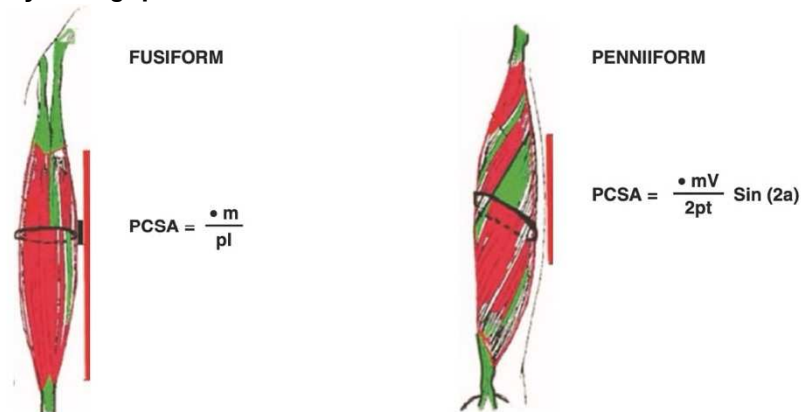


Figure 54 : Calcul de la PCSA pour un muscle fusiforme et penniforme (m : masse, V : volume, p : densité, t : épaisseur ou CSA, a : angle de pennation), d'après [Bonnel](#)

3.1.3.5 Le fascia thoraco-lombaire (FTL)

La résistance à la traction du FTL peut dépasser 1 kN ([Adams](#)). [Yahia](#) a examiné les propriétés viscoélastiques du FTL chez des spécimens humains et a observé qu'une série d'étirements successifs entraînait une augmentation de la rigidité du fascia, lequel amorçait une récupération vers son état initial après environ une heure de repos. Par ailleurs, [Schleip](#) a constaté que le tissu aponévrotique subissait un accroissement de rigidité—appelé durcissement par déformation—à la suite d'un protocole d'étirement suivi de repos. Avec un temps de repos suffisant, une phase de « supercompensation » s'opérait, marquée par une hydratation de la matrice supérieure au niveau de base. Ce durcissement était également présent dans des tissus préalablement congelés, indiquant que la contraction cellulaire n'en était pas responsable. Selon [Schleip](#), ces observations pourraient s'avérer particulièrement pertinentes pour les protocoles de thérapie manuelle.

3.1.3.6 Grill costal et rigidification du rachis thoracique

Le grill costal, par l'interconnexion des côtes entre elles et leur fixation au sternum, confère une rigidité accrue au rachis thoracique. Les articulations costo-vertébrales, costo-transversaires et costo-sternales établissent une charpente osseuse en forme d'anneau, qui limite significativement les mouvements intervertébraux. Cette configuration anatomique assure une répartition homogène des forces mécaniques, particulièrement lors des activités respiratoires, tout en protégeant efficacement les organes thoraciques et en stabilisant la structure du rachis.

Le grill costal a donc un rôle stabilisateur du rachis (surtout en rotation) et la mobilité thoracique sera plus importante dans la partie basse T11-T12. Cependant, in vitro les études décrivent l'inverse, cela est lié au fait que les côtes sont désarticulées et donc que les relations intervertébrales ne bénéficient plus de la rigidité du grill costal.

3.2 Notions générales de modélisation et simulation numérique

3.2.1 Modèle et modélisation

La modélisation d'un système est par définition une simplification.

Il s'agit de créer une représentation possible d'un objet, d'un système, en taille réduite/réelle, ou sur ordinateur. Cette représentation simplifiée appelée **modèle** pourra être soumise à des contraintes dans un but de compréhension, de prédiction. (Wikipédia.org)

- Le modèle représente une réalité. Il ne constitue pas cette réalité, comme l'énonce l'adage « la carte n'est pas le territoire ».
- Un modèle n'est pas (et n'a pas à être) parfaitement ressemblant : on vise une ressemblance suffisante, qui dépend de l'utilisation souhaitée (ainsi, un sculpteur et un médecin n'utilisent pas le même modèle d'un corps humain).
- La qualité d'un modèle dépend des techniques disponibles.
- Le comportement du modèle correspond dans une certaine mesure, et dans une certaine plage de validité seulement, au comportement de la réalité ; la ressemblance est, dans quelques cas, quantifiable.

La modélisation du corps humain est utilisée pour 3 objectifs majeurs (Figure 55) :

- But de rendu visuel : domaine de l'animation pour les jeux vidéo, les films...
- But de compréhension, d'acquisition de compétences : mannequin de simulation physique ou modèle numérique
- But de prédiction (sécurité routière avec crash test, ergonomie au travail...) nécessitant la simulation (analogique ou numérique)

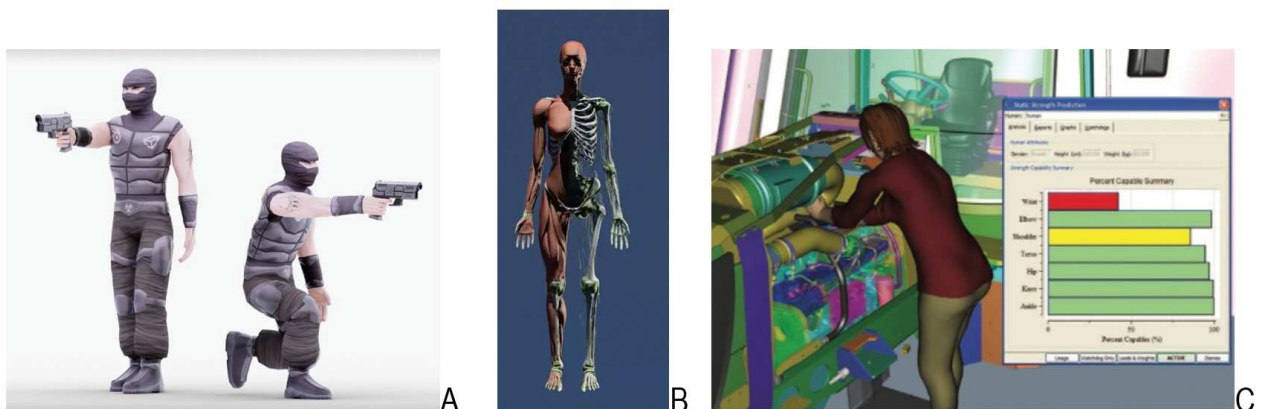


Figure 55 : exemples d'animation (Blender), de modèle numérique d'anatomie structurale (Zygote), de logiciel pour l'ergonomie au travail (Inoprod)

3.2.2 Modèle et simulation numériques

La prédiction sur modèle humain nécessite la simulation, qu'elle soit numérique ou analogique. En médecine, un modèle numérique peut être envisagé pour la prévention de situations à risque (hyper appui, escarres), pour aider à l'établissement de diagnostics, pour la formation des étudiants, et la simulation de technique chirurgicale.

La modélisation numérique utilise des nombres et des équations pour représenter un système ou un phénomène. Ces modèles sont créés avec des logiciels spécialisés, permettant de simuler leur comportement en résolvant les équations qui les décrivent.

« La simulation numérique consiste à modéliser les comportements d'un objet dans son environnement grâce aux équations mathématiques décrivant le phénomène physique, aux méthodes numériques et à la puissance de calcul des ordinateurs. Elle couvre de nombreuses applications comme la prévision de la météo, la simulation du traitement du corps humain par des médicaments ou le calcul du comportement d'une fusée ou d'un avion au décollage ». ([Afzali](#))

3.2.3 Patient virtuel standardisé (modèle numérique générique)

Un **patient virtuel** est un modèle informatique d'un patient qui peut prédire de manière fiable la réponse de ce patient à un traitement donné ([materialise.com](#)). La plupart ne sont pas issus d'un sujet réel.

Il devient **standardisé** quand il est représentatif d'une population donnée, souvent en lien avec la définition de distribution normale de ses caractéristiques.

3.2.4 Jumeau numérique d'un patient (modèle numérique personnalisé)

Un **jumeau numérique** est une représentation modélisée, généralement en 3D, d'un élément réel. Ils sont très utiles dans le domaine de la santé pour comprendre un état de santé, définir une pathologie ou tester différents scénarios d'intervention pour un patient donné. (Biot C., Dassault systèmes)

3.3 Approches de modélisation biomécanique

La biomécanique a d'abord reposé sur des observations qualitatives (Galilée, Descartes - XVII^{ème} siècle). Puis, l'évolution des mathématiques (Newton, Euler, Hooke – XVII et XVIII^{ème} siècles) a permis de formaliser la mécanique des milieux continus.

Désormais, les méthodes utilisant les éléments finis et la modélisation multicorps rigides sont des outils clé de la recherche en biomécanique grâce notamment au gain de puissance des ordinateurs.

3.3.1 L'approche musculosquelettique en analyse du mouvement

Les plateformes telles qu'OpenSim ou Anybody reposent sur une modélisation musculosquelettique hautement idéalisée qui intègre de manière rigoureuse les principes de la cinématique et de la cinétique pour simuler la dynamique du système locomoteur. Dans ces environnements, les articulations sont modélisées par des représentations géométriques simplifiées, caractérisées par des centres de rotation et des axes prédéfinis, tandis que les objets surfaciques servent uniquement à visualiser l'anatomie sans intervenir dans les calculs dynamiques. La simulation repose sur des calculs géométriques précis pour déterminer les centres d'inertie et reproduire les déplacements relatifs des segments articulés, permettant ainsi de déduire les moments internes à partir des moments externes appliqués.

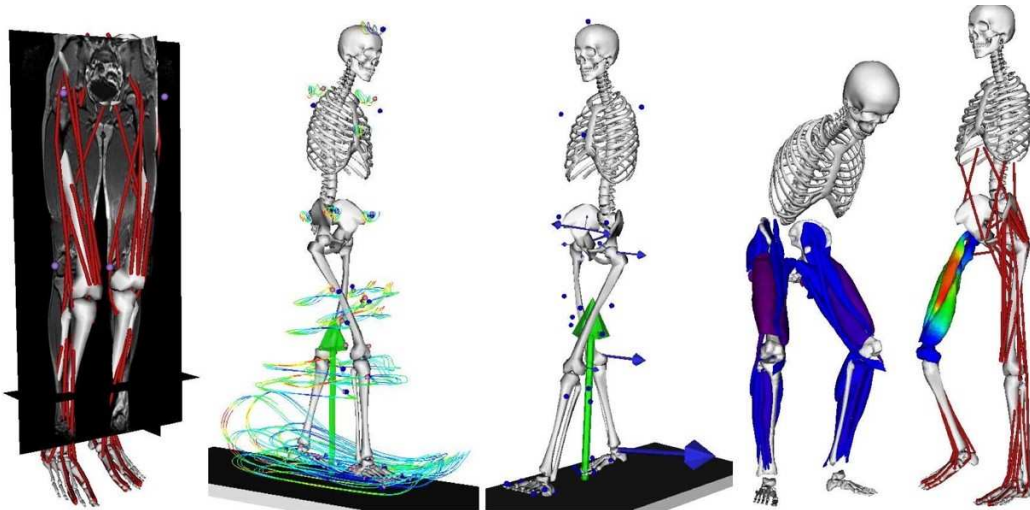


Figure 56 : Exemple d'utilisation du modèle OpenSim ([Pronost](#))

Dans le domaine de la biomécanique rachidienne, le modèle décompose la colonne vertébrale et la cage thoracique en segments articulés par des articulations idéalisés, facilitant l'estimation des sollicitations mécaniques. Les forces musculaires sont déduites en représentant les muscles par des fibre 1D, dont l'allongement est directement lié à la production de force. Les données d'entrée nécessaires à ces simulations proviennent de systèmes optoélectroniques comme Qualisys ou Vicon, qui, grâce à des ensembles de marqueurs (markersets) placés sur des points anatomiques stratégiques, capturent avec une grande précision la cinématique du mouvement. Parallèlement, des plateformes de force telles que celles d'AMTI enregistrent les forces de réaction au sol et les moments externes, fournissant ainsi les informations cinétiques indispensables à la calibration et à l'analyse du modèle.

Ces logiciels offrent des bibliothèques robustes permettant l'analyse inverse des forces et des moments, basée sur des calculs purement géométriques. Cette approche intégrée facilite l'évaluation des mécanismes biomécaniques, notamment en ce qui concerne la dynamique spinale, et permet d'explorer les effets des pathologies ou des interventions cliniques sur la stabilité et la fonction du rachis. Cependant, elles ne permettent pas de comprendre le fonctionnement local des articulations ni de réaliser de la dynamique directe.

3.3.2 L'approche par modélisation multicorps rigides (Multibody Dynamics)

Les simulations biomécaniques utilisant des modèles de multicorps rigides en dynamique directe reposent sur la représentation des structures osseuses en tant que solides indéformables, reliés soit par des articulations idéalisées, soit par des contacts dont le comportement est gouverné par les lois de Newton et d'Euler. Cette approche permet de réaliser des calculs rapides en négligeant les déformations internes des corps rigides, tout en intégrant des algorithmes sophistiqués pour la détection et la gestion des contacts entre surfaces 3D représentées par ces solides. Parallèlement, les tissus mous – muscles, tendons et ligaments – sont modélisés sous forme de fibres unidimensionnelles non linéaires, capables de simuler la relation complexe entre l'allongement, la production de force et la dissipation d'énergie. Ces fibres peuvent également se déformer par contact avec les os après discrétisation. La combinaison de ces éléments permet de déduire les moments internes à partir des moments externes appliqués et d'estimer les forces musculaires induites par les déformations des segments.

ArtiSynth est une plateforme qui se distingue par sa modularité, facilitant la combinaison de modèles rigides et déformables dans un environnement unifié. Cette plateforme permet d'implémenter des mécanismes de contact avancés ainsi que l'optimisation des paramètres physiques, tout en offrant la possibilité d'effectuer des analyses en temps réel. Les modèles déformables appartiennent au domaine des éléments finis.

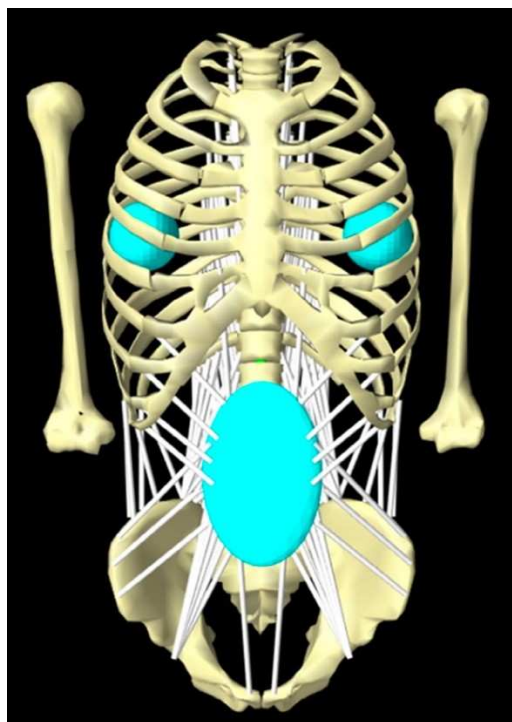


Figure 57 : premier modèle de rachis utilisant ArtiSynth publié par [Malakoutian](#) 2018

3.3.3 La méthode des éléments finis (MEF)

La méthode des éléments finis (MEF) repose sur la transformation d'une structure continue en un système discret, constitué d'un ensemble d'éléments géométriques interconnectés qui forment un maillage. Ce processus de discrétisation consiste à diviser le domaine étudié en sous-domaines simples – appelés éléments – qui peuvent être organisés en maillages structurés, souvent constitués d'éléments hexaédriques réputés pour leur robustesse, ou en maillages non structurés, typiquement composés d'éléments tétraédriques qui offrent une plus grande flexibilité mais parfois une stabilité moindre. Chaque élément se voit attribuer des propriétés mécaniques spécifiques et est lié aux éléments adjacents par le partage de nœuds, assurant ainsi la continuité des champs de déplacement et de contrainte. La précision de la simulation dépend du choix des éléments, de leur taille et du degré de raffinement du maillage : plus le maillage est dense et structuré, meilleure est la convergence de la solution numérique vers la solution continue, bien que cela entraîne une augmentation significative des coûts de calcul. En biomécanique, la MEF est utilisée pour analyser les contraintes et déformations internes des structures anatomiques en simulant des conditions de charge complexes, permettant ainsi d'évaluer de manière précise la réponse mécanique des tissus et d'optimiser le design d'implants ou d'autres interventions thérapeutiques.

3.3.4 Les approches mixtes

De nombreux auteurs utilisent désormais des approches mixtes afin d'optimiser les calculs en n'utilisant les éléments finis que pour les structures déformables volumiques.

[Remus](#) a développé un modèle hybride associant MEF et MBD, initialement passif du rachis lombo sacré développé sous ArtiSynth (structures osseuses, discales et ligamentaires) en y intégrant [secondairement](#) un modèle musculaire actif dynamique, permettant d'analyser l'impact des muscles et du port de charges sur la stabilisation du rachis.

Le modèle peut prédire les stratégies d'activation musculaire et les ajustements posturaux naturels sans imposer des trajectoires de mouvement. Les simulations sont réalisées en dynamique directe et permettent de calculer simultanément l'activation musculaire, les mouvements vertébraux et les charges internes.

3.3.5 Synthèse des approches et conditions aux limites

3.3.5.1 Tableau synthétique

Méthode de simulation	Multicorps rigides en dynamique directe (Artisynth)	Plateformes musculosquelettiques (OpenSim/Anybody)	Modélisation par éléments finis (FEM)(Ansys, Artisynth, Abaqus)
Principe de base	Modélisation par des corps rigides, intégrant des fibres 1D non linéaires pour simuler la déformation musculaire et ligamentaire et gérant les contacts entre surfaces 3D.	Utilisation de segments rigides et articulations idéalisées, avec intégration de données expérimentales (cinématique et cinétique) et modèles musculaires simplifiés pour estimer forces et moments.	Transformation d'une structure continue en un maillage discret d'éléments finis permettant une analyse détaillée des contraintes et déformations internes.
Représentation des structures	Corps rigides indéformables, fibres musculaires non linéaires déformables et solides 3D pour le contact.	Segments géométriques considérés comme rigides, objets surfaciques pour la représentation visuelle et modèles musculaires simplifiés, pas de ligaments.	Maillage géométrique fidèle de la structure anatomique, avec des éléments interconnectés par le partage de nœuds.
Gestion de la déformation	Approximations de la déformation musculaire et ligamentaire via des fibres 1D non linéaires qui peuvent se déformer sur les rigides, les corps rigides restant indéformables.	Idéalisation des tissus comme rigides, avec déduction des forces musculaires à partir d'allongements simplifiés.	Simulation complète des déformations locales et des champs de contraintes internes.
Données d'entrée	Données de CAO, EMG, matrice de transformations, données cinématiques et cinétiques issues d'analyses optoélectroniques et plateformes de force	Intégration de markersets et mesures expérimentales (systèmes optoélectroniques et plateformes de force) combinées à des algorithmes d'optimisation.	Géométrie détaillée issue de l'imagerie médicale et tests mécaniques pour caractériser les propriétés des matériaux.
Temps de calcul / Coûts	Calculs rapides grâce à la simplification en corps rigides et modèles 1D, adaptés pour des analyses dynamiques en temps réel.	Compromis entre précision et rapidité, avec la complexité variant selon le niveau de détail souhaité.	Coût computationnel élevé, dépendant du raffinement du maillage, nécessitant des temps de calcul importants pour assurer la convergence.
Applications typiques	Analyse globale de la dynamique musculosquelettique, simulation de mouvements et estimation des réponses musculaires aux forces externes.	Étude de la locomotion, analyse des performances biomécaniques et évaluation clinique (notamment en biomécanique rachidienne).	Analyse détaillée des contraintes et déformations locales, prédiction de fatigue ou d'endommagement des tissus.

Tableau 10 : les méthodes de modélisation du rachis

3.3.5.2 Conditions aux limites

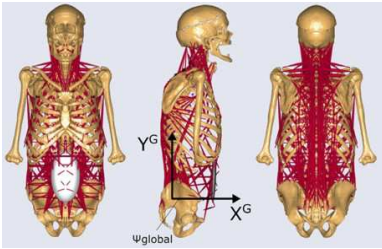
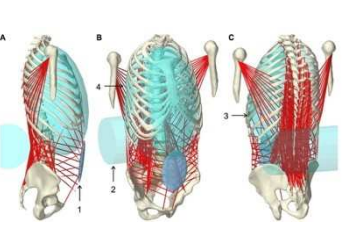
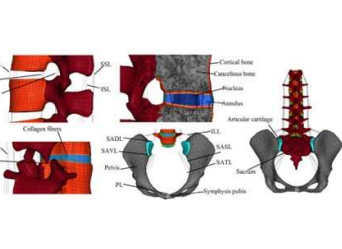
Une condition aux limites correspond à l'ensemble des contraintes physiques que l'on impose à un modèle numérique pour représenter son interaction avec l'environnement réel. Ces conditions permettent de fermer le problème mathématique et de garantir qu'il existe une solution unique. Sans elles, la simulation serait indéterminée.

	DIRICHLET	NEUMANN	CONTACT	SYMÉTRIQUES OU PÉRIODIQUES	AUX LIMITES MULTIPHYSIQUES
Condition imposée	Déplacement	Force ou flux	Interaction entre surfaces		Association de plusieurs conditions
Définition	Fixation d'un degré de liberté (empêcher une rotation ou une translation)	Définition d'une contrainte mécanique appliquée au modèle	Définition des interactions entre 2 structures	Réduction du modèle en exploitant ses symétries	Intégration de plusieurs phénomènes
Exemple en modélisation rachidienne	Bloquer une vertèbre	Appliquer une charge compressive sur un disque simulant le poids du corps	Modélisation du frottement entre les facettes articulaires des vertèbres	Modélisation d'une moitié de la colonne et appliquer des conditions symétriques	Simulation de flux de nutriments dans le disque sous charge compressive

Tableau 11 : Différents types de condition aux limites

Les conditions aux limites sont cruciales en biomécanique car elles influencent directement la précision et la validité des simulations. Un mauvais choix peut conduire à des résultats irréalistes ou erronés.

3.3.6 Exemples de modèles

				
METHODE	MUSCULO SQUELETTIQUE	MIXTE : CORPS RIGIDES ET EF	ELEMENTS FINIS (EF)	
GENERALITES	Auteurs	BAYOGLU	REMUS	GUO
	Année	2019	2021 + 2023	2020
	But	ANALYSE DU MOUVEMENT Développement et validation	Validation du 1 ^{er} modèle hybride FE et MB	Validation du modèle en condition statique et dynamique
	Mouvement	Flexion/extension, bending, rotation	Flexion/extension, bending, rotation Port de charge	Mouvement en rotation, bending, flexion, extension
Générique / patient spécifique	Données cadavériques, homme de 79 ans, 1,54m, 51kgs (anomalie transitionnelle : sacralisation L5)	Données cadavériques osseuses, Visible Human Project (homme, 38 ans, 1,80m, 90kgs) + OPENSIM + Bayoglu	CT scan, sujet femme	
VIE D'ENSEMBLE	Tête	Oui	Non	Non
	Rachis cervical	Oui	Non	Non
	Rachis thoracique	Oui	Oui	T12
	Cage thoracique	Oui partie osseuse	Oui partie osseuse	Non
	Ceinture scapulaire	Non	Non	Non
	Rachis lombaire	Oui	Oui	Oui
	Bassin	Oui	Oui	Oui
	Connexion MI	Non	Non	N
MODELISATION	Os	Corps rigides, ensemble des os symétrisé	Corps rigides, vertèbres symétrisées	EF: hexaèdres
	Disques	- Articulations sphériques, ICR dans le disque - Amplitude globale du mouvement - Reproduction des courbures avec ajustement manuel des positions	EF : hyperélastique, 1716 éléments hexaédriques (8 nœuds), 5 couches annulus avec renforcement par fibres de collagènes	EF : hyperélastique, 6 couches annulus avec renforcement par fibres de collagènes
	Articulation/capsules	vertébrales - Pas de capsule, pas de facette articulaire	EF : Articulaire supérieure cylindre, contact sans friction Capsules faites lombaires	EF : Articulaire supérieure
	Ligaments	Non	Oui lombaire	Oui
	Muscles	49 muscles Principe de la dynamique inverse (Hill)	12 muscles Dynamique directe	Non
	Fascia	Non	Non	Non
	Tissus mous	Masse et centre de masse des segments	Non	Non
	Caisson abdominal	Pression abdominale	Pression abdominale	Non
Outils logiciel	ANYBODY Modelling System Environnement Simulation : Python 3.6, Bibliothèque AnyPyTools	Segmentation : Mimics Environnement : ArtiSynth Modélisation (disque) : ANSYS SpaceClaim Registration des muscles : NMS Builder	Segmentation : Mimics CATIA, Dassault systèmes RADIOSS, Altair Hyperworks	
CONDITIONS AUX LIMITES	Application d'une charge pour poids des bras	Calibration sur l'unité L4L5 Force contrôlée Wrapping des muscles	Force contrôlée Pas de contact postérieur (gap 0,5mm) Charge suivieuse	
VALIDATION	Littérature Pression discale	Littérature : in vivo in vitro, in silico Pression discale L4L5 / ROM Facettes articulaires Activité musculaire. Mouvements sous charge de 20 KG	Littérature : in vitro, in vivo Pression discale ROM Facettes articulaires	

3.4 Conclusion : cahier des charges de la modélisation rachidienne

Créer un modèle numérique universellement juste de la colonne vertébrale est une utopie. Tous les modèles sont perfectibles, approximant plus ou moins le réel. Un modèle « idéal » se devrait d'être :

- **EXHAUSTIF** du point de vue de l'anatomie structurelle
- **REALISTE** d'un point de vue de l'anatomie fonctionnelle
- Conçu pour une **UTILISATION GLOBALE** (ensemble du rachis, ceintures) ou **FOCALE**
- **ACCESSIBLE** pour la communauté médicale et **EXPLOITABLE** par la communauté scientifique
- **REPRODUCTIBLE**
- **ADAPTABLE** en fonction des informations anatomiques (modification du design d'une structure, propriété matériau différente selon les données de la littérature)
- **MULTIECHELLE** en permettant la modélisation d'une même structure sous différentes versions
- **PERSONNALISABLE** : Du générique au patient spécifique

Ce travail a débuté avant la publication des travaux de Remus qui utilise le même environnement de simulation mais avec une proposition de modélisation des structures différentes. En couplant les connaissances cliniques et anatomiques aux méthodes développées au sein du laboratoire TIMC, nous allons donc décrire dans les chapitres suivants nos choix de conception et d'évaluation du modèle.

Le chapitre 4 abordera la conception du modèle numérique du rachis thoraco-lombaire avec la notion de patient virtuel standardisé. Le chapitre 5 portera sur l'évaluation de ce patient virtuel et sa validation par l'imagerie multi position en charge. Enfin, nous expliquerons dans le chapitre 6 les applications patient spécifique par la création automatisée de jumeau numérique et nous explorerons l'utilisation du modèle pour tester des hypothèses cliniques.

4. Conception du modèle thoraco-lombaire

L'originalité de l'approche développée au sein du laboratoire est l'utilisation de données issues d'imagerie multimodale d'un sujet sain, vivant. Il s'agit d'un homme de 36 ans ayant consenti au recueil de ses données anonymisées. Ce sujet a servi de référence à la conception du membre inférieur du patient virtuel standardisé, réalisé lors des travaux de A. [Perrier](#) et de E. [Elyasi](#).

Le modèle a été conçu sous la plateforme de simulation biomécanique Artisynt 3D (artisynt.org). Cet environnement open source en langage Java permet la modélisation et la simulation de systèmes anatomiques complexes par l'intégration combinée de multicorps rigides et d'éléments finis.

Ce chapitre présentera les structures implémentées dans le modèle et les étapes nécessaires pour y parvenir.

4.1 Structures osseuses



Figure 58: Reconstruction sagittale du rachis lombaire à partir des images scanner en fenêtrage osseux

Les 57 structures osseuses ont été obtenues à partir d'images de scanner corps complet réalisé en 2016, comprenant 6491 coupes dont les voxels mesuraient 1mm x1mm x0.6mm (Figure 58). Pour y parvenir, il a été nécessaire de réaliser leur segmentation, c'est à dire la labélisation de tous les voxels appartenant à une même structure osseuse et ce processus a été répété manuellement pour chaque os et dans chaque coupe. Le logiciel de segmentation utilisé a été Amira (thermofisher.com). Il a été ainsi possible d'obtenir des maillages surfaciques 3D pour chaque vertèbre (de C1 à L5), pour le sacrum, le sternum, pour chaque côte et chaque os long des membres supérieurs (humérus, ulna, radius), pour les clavicules, scapula, os iliaques, sans être symétrisé dans le cas des os pairs. Le crâne et la mandibule ont également été segmentés.

4.1.1 Nettoyage des objets surfaciques

Les objets numériques surfaciques obtenus ont dû être « nettoyés » pour pouvoir être utilisés, en raison de la taille de voxels utilisée pour l'acquisition scanographique. Plusieurs étapes ont été nécessaires :

- Chaque surface a été importée dans Geomagic (artec3d.com)
- Un nettoyage des maillages a été réalisé selon la procédure suivante :
 - Suppression des sommets isolés, des faces dégénérées et des petits composants isolés,
 - Remplissage des trous laissés par la suppression des éléments précédents,
 - Détection des défauts topologiques comme les auto-intersections, et arrêtes retournées,
 - Lissage Laplacien, remaillage pour distribution homogène et vérification de l'orientation des normales.
- Pour confirmer l'absence de modification notable de la structure surfacique initiale, une vérification distance point-surface entre l'élément nettoyé et l'original a été nécessaire. L'erreur moyenne était de 0,07mm (0,5mm au maximum) (Figure 59).
- Il a fallu réaliser une mise à l'échelle, les objets issus de la segmentation étant en millimètres alors que la scène de simulation d'Artisynth est dans le système international d'unité, c'est-à-dire mètre et Newton. Enfin, le sacrum du modèle de membre inférieur a servi de référence au recalage rigide du rachis sur le membre inférieur en appliquant pour chaque structure nettoyée la matrice de transformation obtenue entre les deux positions du sacrum (repère membre inférieur et repère rachis).

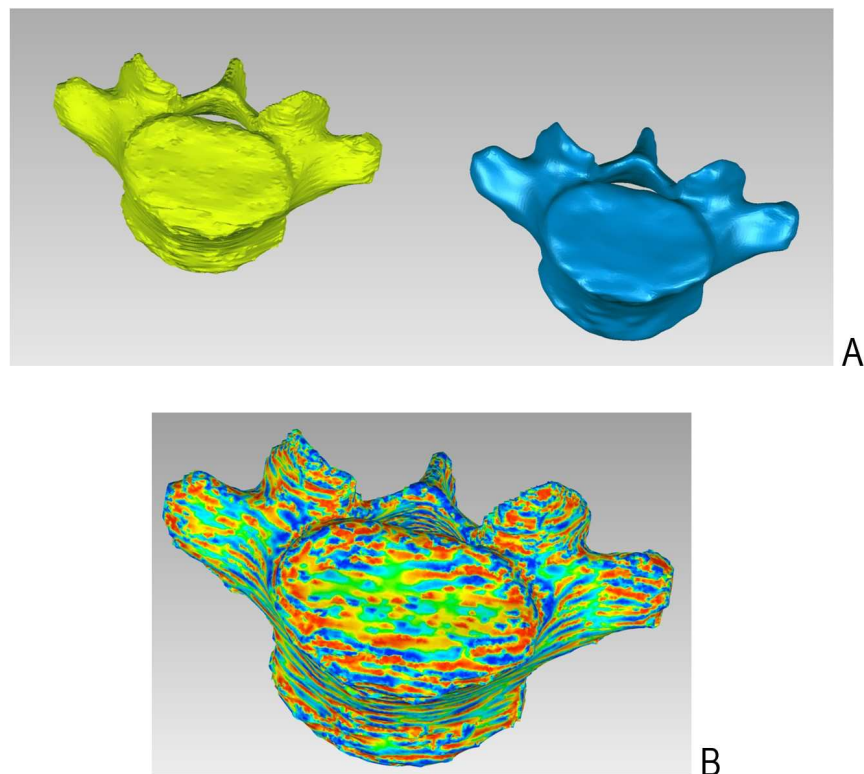


Figure 59 : Nettoyage de l'objet surfacique L5, vue supérieure A : L5 segmentée non nettoyée (jaune), L5 après nettoyage (bleu) B : cartographie distance point-surface de L5 (zone rouge 0,5mm)

4.1.2 Optimisation des surfaces de contact

Chaque structure (os et disque) ayant été segmentée et nettoyée séparément, il a été constaté des interpénétrations sur des zones de contact (notamment au niveau des articulations postérieures et disco-vertébrales). Or, ces zones de contact sont capitales dans le cadre de l'utilisation d'un modèle sans articulation idéalisée. En effet, le parti pris pour concevoir le modèle le plus « réaliste possible » a été de limiter les mouvements entre chaque pièce mobile par leur seule géométrie osseuse. Ainsi, ces interpénétrations ont dû être travaillées.

Le logiciel Modeleditor (Twinsight Medical) a permis une optimisation des surfaces de contact. Chaque objet surfacique nettoyé a dû être contrôlé en fonction des structures sus et sous-jacentes (Figure 60).

Une fois cette étape effectuée, les vertèbres sous forme d'objets surfaciques ont été importées sous Artisynt.

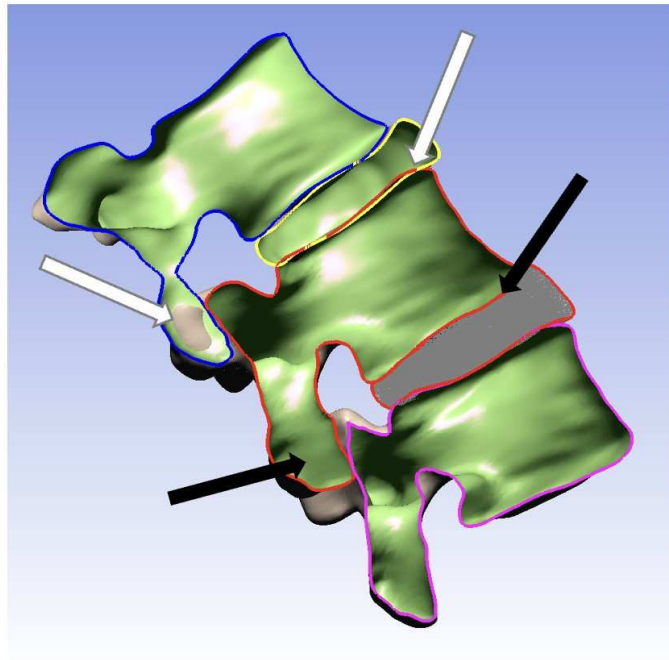


Figure 60 : Vertèbres L1 (contour bleu), L2 (contour rouge) et L3 (contour rose) avec disques intervertébraux L1-L2 (contour jaune) et L2-L3 (contour rouge). Les interpénétrations osseuses sont visibles en grisées (flèches blanches) au niveau proximal alors qu'elles ont été nettoyées au niveau distal (flèches noires).

4.1.3 Présentation des structures osseuses dans le modèle

Ainsi, les géométries des 57 structures osseuses nettoyées et optimisées pour les contacts ont été implémentées. Les propriétés mécaniques leur ont été associées afin de pouvoir les utiliser selon deux modalités différentes de simulation :

- 1) **Modélisation multicorps rigides** : chaque objet est caractérisé par ses variables d'état (position, orientation, vitesses linéaires et angulaires). On utilise les équations de Newton-Euler pour décrire leur mouvement. Les accélérations sont calculées directement à partir de la somme des forces et moments appliqués. Un algorithme de détection identifie les points de contact ou d'interpénétration entre les corps avec une certaine tolérance. On ajoute une force de rappel

proportionnelle à la pénétration, souvent accompagnée d'un amortissement (damping) pour limiter les oscillations. Cette approche permet de modéliser des contacts non idéaux, c'est-à-dire avec une certaine compliance. Les frictions sont considérées dans notre modèle comme nulles. Les vertèbres étant composées majoritairement d'os trabéculaire, leur masse volumique (ρ) moyenne se situe autour de 1,0 à 1,3 g/cm³ ([Carter](#)). La valeur $\rho = 1500 \text{ kg/m}^3$ utilisée par [Remus](#) a été paramétrée pour leur modélisation sous forme d'objet rigide surfacique.

2) **Modélisation par éléments finis** : chaque objet est modélisé sous la forme de maillage volumique éléments finis de type tétraédrique (Figure 61). Ce maillage a été réalisé sous le logiciel Hypermesh (altairengineering.fr). Le tableau des paramètres matériaux attribués aux éléments finis est reporté ci-dessous (Tableau 12). Il est à noter que cette version des structures osseuses ne sera pas utilisée car l'étude de la déformation osseuse n'était pas l'objet de ce travail.

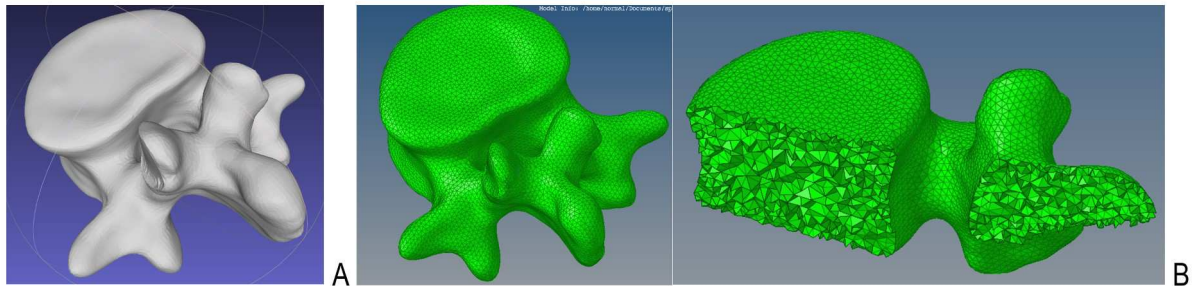


Figure 61 : Vertèbre L1 vue inférieure, sous forme (A) d'objet rigide surfacique, (B) d'objet déformable volumique en maillage EF (tétraèdres)

STRUCTURE		ÉLÉMENTS IMPLÉMENTÉS DANS LE MODELE	PROPRIÉTÉS MATERIAUX ELEMENTS FINIS		
			Module de Young (E en MPa)	Coefficient de Poisson (ν)	Références
Vertèbre	Os cortical	FAITS Objets déformables volumiques en maillage éléments finis	12000	0,30	Goel Shirazi-Adl
	Os spongieux		100	0,20	Goel Shirazi-Adl
	Arc postérieur		3500	0,25	Goel Shirazi-Adl
Autres os : côtes Bassin/ MI / crâne			3500 sacrum	0,25 sacrum	Goel Shirazi-Adl

Tableau 12 : Propriétés matériaux des structures osseuses (EF)

4.2 Disques intervertébraux



Figure 62 : Reconstruction sagittale du rachis lombaire à partir des images scanner en fenêtrage tissu mou

De la même façon que pour les structures osseuses, 12 disques thoraciques et 5 disques lombaires ont été segmentés à partir des images issues du même CT scan, en utilisant le fenêtrage tissu mou (Figure 62) Les disques intervertébraux de T1-T2 à L5-S1 ont été ainsi obtenus sous forme d'objets surfaciques.

4.2.1 Préparation des éléments surfaciques et volumiques discaux

Il a fallu également préparer les disques pour l'export vers le logiciel Artisynt. La procédure utilisée a été identique à celle des structures osseuses, comprenant un export vers Geomagic, un nettoyage des maillages, une étape de vérification puis un recalage en termes d'échelle et d'orientation pour le référentiel membre inférieur (Figure 63).

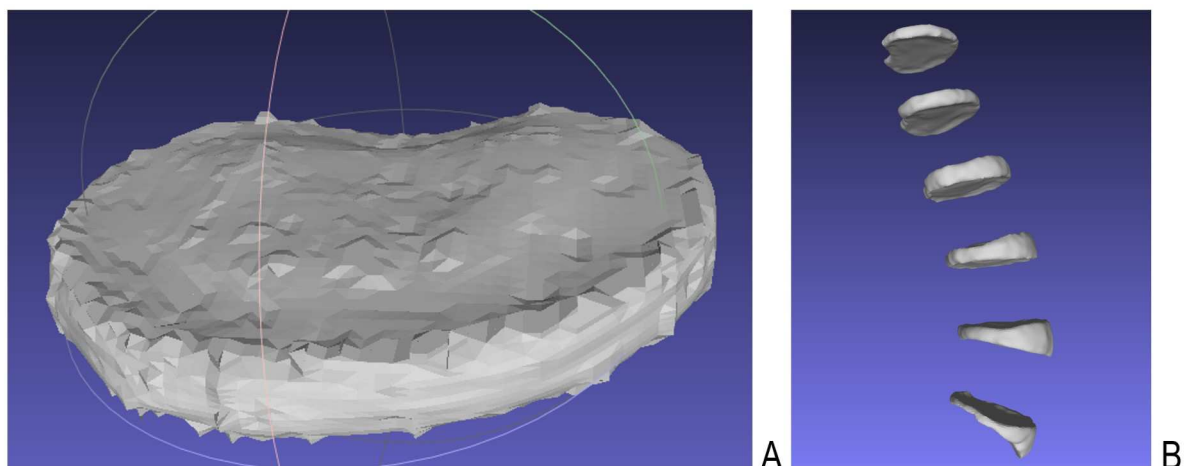


Figure 63 : Disque L1-L2 avant nettoyage (A), disques lombaires nettoyés (B)

Un maillage volumique éléments finis hexaédriques a été par la suite réalisé sous Hypermesh, en mono ou bi domaine (nucleus et annulus) en respectant au maximum les proportions annulus / nucleus (caractéristique hydrique du nucleus visualisé en hypersignal sur les séquences T2 de l'IRM versus hyposignal de l'annulus, Figure 64)

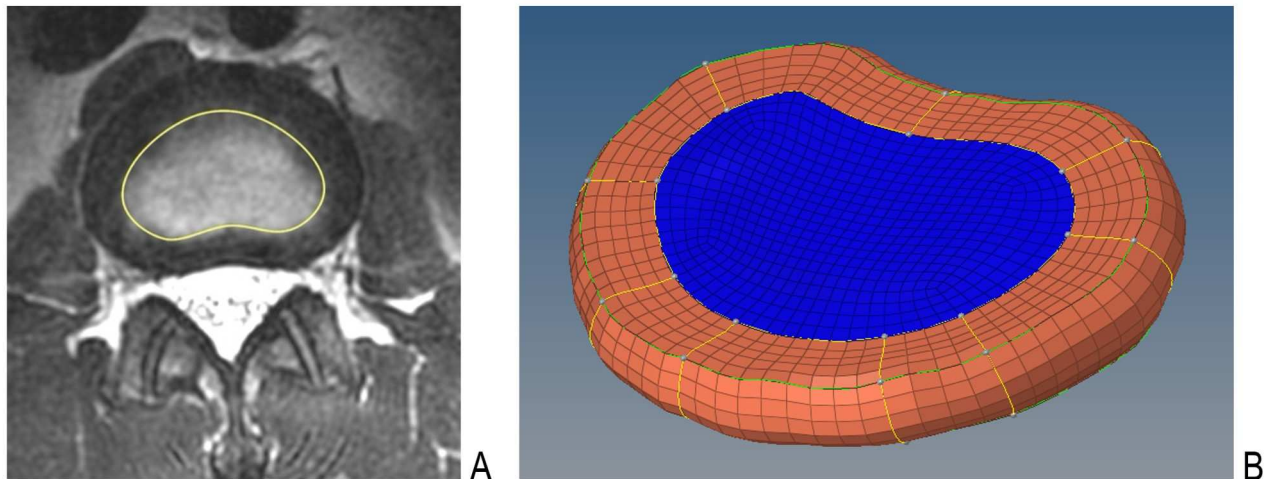


Figure 64 : Disque L1-L2 : délimitation manuelle du nucleus sur les coupes axiales en séquence T2 de l'IRM (A), disque maillé en 2 domaines, nucleus bleu et annulus orange (B)

4.2.2 Présentation des disques dans le modèle

La mobilité des vertèbres les unes par rapport aux autres est contrainte dans notre modèle par les contacts osseux au niveau notamment des articulaires postérieures, par les structures ligamentaires et musculaires ainsi que par les disques qui pour les parties lombaires ont été modélisés ainsi :

1) **Maillage volumique éléments finis** en hexaèdres, mono ou bi domaines, après application des propriétés mécaniques issues de la littérature (Figure 65 et Tableau 13)

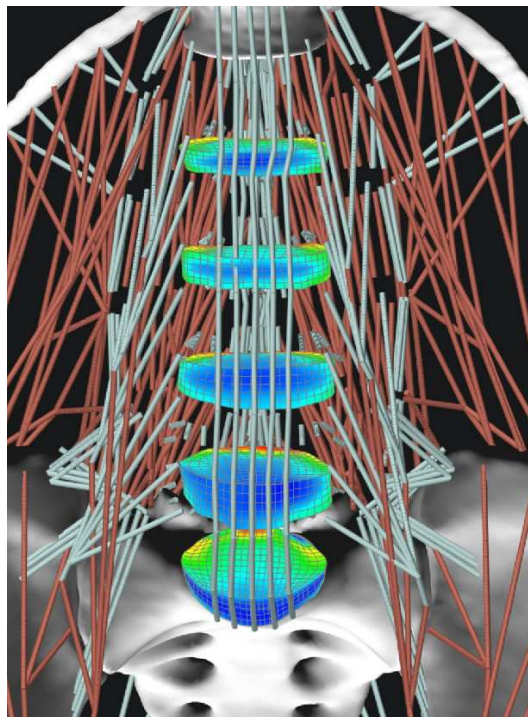


Figure 65 : Disques L1 à S1 implémentés dans le modèle en hexaèdres. La mise en tension des éléments musculaires et ligamentaires induit des contraintes de déformation plus importantes dans la partie postérieure du disque, phénomène attendu en lombaire en raison de la lordose.

STRUCTURE		ÉLÉMENTS IMPLÉMENTÉS DANS LE MODELE			PROPRIETES MATERIAUX	Références
		LOMBAIRE	THORACIQUE	CERVICAL		
Disque	Nucleus	Éléments finis 1 ou 2 domaines	Segmentés en maillages surfaiques	A FAIRE	$\rho = 1000 \text{ kg/m}^3$ $E = 1 \text{ MPa}$ $\nu = 0,4999$	Ellingson et al Ruberté et al Schmidt et al Goel et al Remus et al Guo et al
	Annulus fibres et matrice		A FAIRE en EF volumiques		$\rho = 1200 \text{ kg/m}^3$ $E = 4,2 \text{ MPa}$ $\nu = 0,41 / 0,45$ $C_{10} = 0,18 / 0,56 \text{ MPa}$ $C_{01} = 0,045 / 0,14 \text{ MPa}$	

Tableau 13 : Propriétés matériaux des disques (EF)

2) **Centres articulaires** (Figure 66) de type articulation sphérique avec une limitation de l'amplitude de rotation issus de la littérature (Tableau 14) : ces centres articulaires permettent la rotation d'un objet rigide par rapport à un autre.

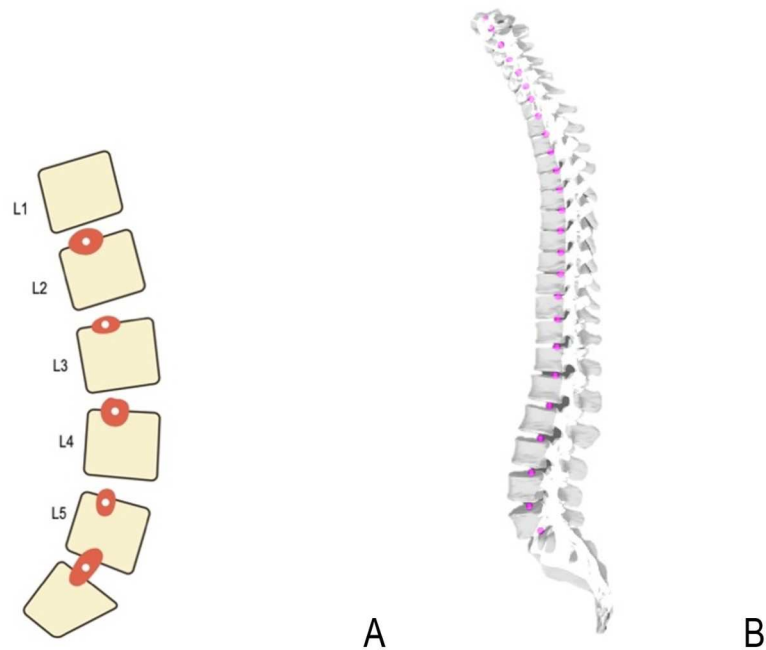


Figure 66 : (A) Centres instantanés de rotation des vertèbres lombaires. Le point central représente la localisation moyenne, tandis que l'ellipse extérieure représente les deux intervalles de déviation standard observés chez 10 volontaires sains. (D'après [Pearcy et Bogduk](#)), (B) Centres de rotation des vertèbres thoraco-lombaires dans le modèle

Niveau	Cervical							Thoracique											Lombaire						
	C0C1	C1C2	C2C3	C3C4	C4C5	C5C6	C6C7	C7T1	T1T2	T2T3	T3T4	T4T5	T5T6	T6T7	T7T8	T8T9	T9T10	T10 T11	T11 T12	T12L1 *	L1L2	L2L3	L3L4	L4L5	L5S1
F/E	13	10	8	13	12	17	16	9	4	5	4	4	4	6	6	6	6	9	12	12	12	14	15	17	20
ID/IG	8	0	10	11	11	8	7	4	6	6	6	6	6	6	6	6	7	9	8	8	6,5	8	6,5	3	
RD/RG	0	47	9	11	12	10	9	8	9	8	8	8	8	8	8	7	4	2	2	2	2	3	2	2	5

Tableau 14 : Amplitudes maximales selon [White & Panjabi](#), F/E : flexion, extension, ID/IG : inclinaisons, RD/RG : rotations. Les valeurs en T12L1* ont été extrapolées selon les auteurs.

Ce modèle simplifié discal est utilisé lors de simulations en dynamique directe de grandes amplitudes en flexion / extension notamment en permettant des calculs plus rapides que ce soit avec un pilotage en force par application d'un vecteur ou par contraction musculaire. Chaque centre de rotation peut être substitué par un maillage éléments finis s'il est besoin d'analyser les déformations locales. Cependant, la littérature modélise principalement des disques idéalisés sous forme de cylindre et sont principalement utilisées pour de la compression / traction. Les simulations avec des disques dont les géométries sont issues de vrais sujets convergent difficilement sur les grandes amplitudes. ([Remus](#), [Kok](#))

4.3 Ligaments

Les ligaments et les muscles ont nécessité la réalisation en 2019 par le même sujet de plusieurs séquences IRM de type axiale T1 et T2 avec des voxels dit « cubiques » non isotropes de 0.47mm x0.47mm x1mm.

Seul le ligament ilio-lombaire a pu être clairement identifié et modélisé à partir de l'IRM axiale (Figure 67). [Basadonna](#) (chapitre 1) avait réalisé sa description à partir d'IRM. Les autres structures ligamentaires et les capsules articulaires ont été créées selon les descriptions anatomiques ([Bogduk](#)).

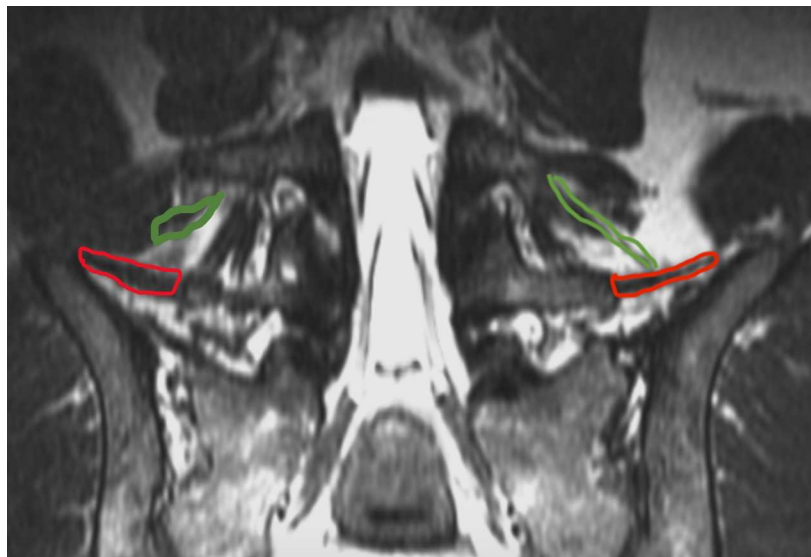


Figure 67 : : Visualisation des 2 faisceaux moyens du ligament ilio lombaire (L5-ilion en rouge et L4-ilion en vert) sur les reconstructions coronales à partir de l'IRM axiale

4.3.1 Conception des insertions et trajets

Il existe des ligaments reliant deux os adjacents entre eux de manière directe : ils sont dits mono-articulaires. D'autres ligaments vont relier des os qui sont séparés les uns des autres par d'autres structures osseuses. Ces derniers sont des ligaments polyarticulaires (cf. chapitre 1).

Pour chaque structure ligamentaire ont dû être définis plusieurs paramètres :

- Leur **parité** (droite / gauche) ou non
- Le **nombre de faisceaux** (si ligament complexe), dépendant des descriptions anatomiques structurelles et aussi fonctionnelles. Par exemple, il existe 3 faisceaux dédoublés pour le ligament interépineux, un faisceau antérieur, un moyen et un postérieur. L'antérieur contient plus d'élastine (proximité avec ligament jaune), le moyen est orienté un peu plus obliquement en haut et en arrière, le postérieur s'insère plus sur le ligament supra épineux que sur l'épineuse proximale. Autre exemple, le ligament longitudinal antérieur est modélisé avec 5 faisceaux, le postérieur avec 3 en raison de leur emprise sur les corps vertébraux. Chaque faisceau s'étend sur l'ensemble de la colonne mais est composé de la succession de fibres intersegmentaires (afin de pouvoir être inactivées séparément au besoin).
- Le **nombre de fibres** au total et par faisceau, si la structure est subdivisée (exemple des ligaments longitudinaux).
- Les insertions osseuses, qui seront désignées par la suite sous le terme de « **Landmark anatomiques** ». Ce sont ces points, rigidement liés à une structure osseuse et définis sur le maillage surfacique qui seront transférés sur les vertèbres du patient permettant par la suite la création de son jumeau numérique (cf. chapitre 6).
- Le nombre de points intermédiaires ou **via points** : Chaque fibre peut relier deux landmark anatomiques représentant les insertions proximales et distales mais elles peuvent également avoir un trajet passant par des points intermédiaires ou via points. Cela concerne principalement les ligaments polyarticulaires longitudinaux.
- La **fibre** reliant les 2 landmark anatomiques d'intérêt ou plus, est l'élément du modèle auquel sera attribué les propriétés mécaniques. Pour les structures divisées en plusieurs fibres ou faisceaux, les propriétés seront adaptées au nombre de fibres.

4.3.2 Présentation des ligaments dans le modèle

Ainsi, près de 940 fibres ont été créées pour la modélisation des structures ligamentaires et capsulaires du rachis thoraco-lombaire (Figure 68).

5 fibres par niveau représentent le longitudinal antérieur (réalisant 5 faisceaux), 3 faisceaux pour le longitudinal postérieur, 8 fibres pour le ligament jaune, 18 fibres pour l'interépineux en 3 faisceaux, 5 fibres pour le supra épineux, 1 fibre pour chacun des ligaments intertransversaires. 3 faisceaux postérieurs en plus du ligament jaune (en antérieur) ont été créés pour compléter la capsule articulaire. 2 faisceaux modélisent le ligament lombo costal, 5 faisceaux pour l'ilio lombaire. Les ligaments du bassin et des articulations coxo fémorales avaient déjà été implémentés dans le modèle du membre inférieur.

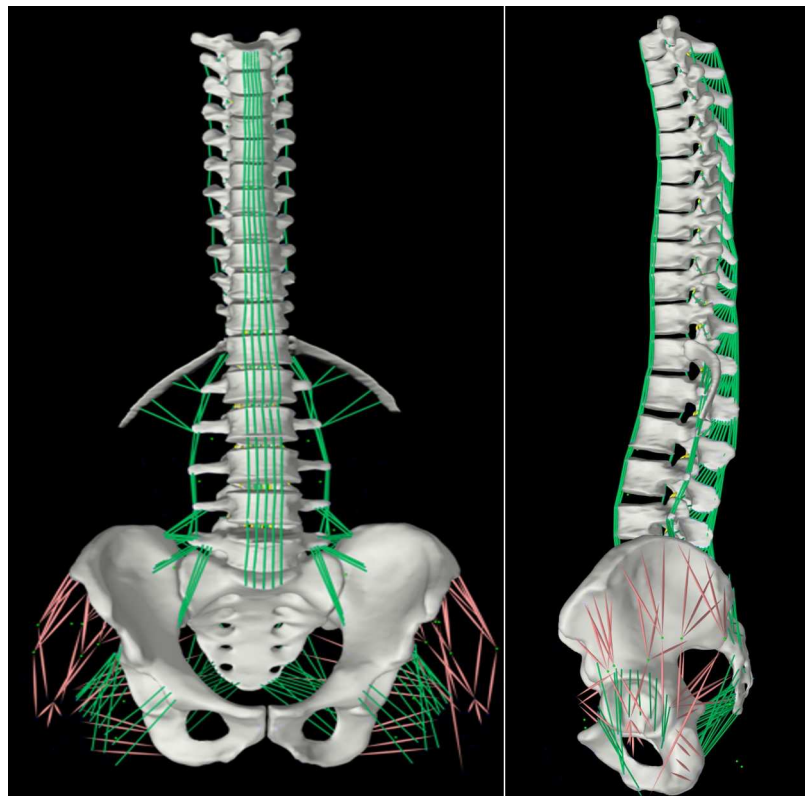


Figure 68 : Ensemble des ligaments (vert) implémentés dans le modèle, vue frontale à gauche et vue sagittale à droite

Puis les propriétés matériaux du Tableau 15 leur ont été associées. Il est à noter que les valeurs ne concernent que la région lombaire, mais ont été extrapolées en thoracique. Il est envisagé de pouvoir les modéliser sous forme de nappe dès lors qu'ils sont composés d'un minimum de 2 fibres (éléments finis de type shell, cf. modélisation du fascia thoraco-lombaire).

STRUCTURE		ÉLÉMENTS IMPLÉMENTÉS DANS LE MODELE			PROPRIÉTÉS MATERIAUX		
		LOMBAIRE	THORACIQUE	CERVICAL	Module de Young (MPa)	Références	
Ligaments	LLA	1D 5 fibres /niveau		A FAIRE	15,6-20 $\epsilon_r = -0.03, \epsilon_t = 0.08, k = 436N$	Goel/ Chazal Remus 2021	
	LLP	1D 3 fibres /niveau			10-20 $\epsilon_r = 0.12, \epsilon_t = 0.23, k = 1451N$	Goel/ Chazal Remus 2021	
	Ligamentum flavum	1D 8 fibres /niveau			13-19,5 $\epsilon_r = -0.03, \epsilon_t = 0.09, k = 330N$	Goel/ Chazal Remus 2021	
	Intertransversaire	1D 3 fibres x2 /niveau	1D 1 fibre x2 /niveau		12-58,7 $\epsilon_r = -0.02, \epsilon_t = 0.10, k = 298N$	Goel Remus 2021	
	Interépineux	1D 3 faisceaux x2 soit 18 fibres /niveau			9,8-12 $\epsilon_r = -0.02, \epsilon_t = 0.05, k = 20N$	Goel/ Chazal Remus 2021	
	Supra épineux	1D 5 fibres /niveau			8,8-15 $\epsilon_r = -0.08, \epsilon_t = 0.20, k = 28N$	Goel/ Chazal Remus 2021	
	Capsule articulaire	1D 3 fibres x2 /niveau			7,5-33 $\epsilon_r = -0.55, \epsilon_t = 0.95, k = 399N$	Goel / Pintar Remus 2021	
	Iliolombaire	1D, 5 faisceaux soit 15 fibres x2				30 MPa (397 N/mm ² = ilio-tibial)	Guo (Hammer)
	Lombo-costal	1D, 2 faisceaux soit 4 fibres x2					
	Costo-corporel		A FAIRE			NON TROUVE	
	Costo-transversaire		A FAIRE			NON TROUVE	
	C0-C2			A FAIRE	A FAIRE	A FAIRE	

Tableau 15 : Propriétés matériaux des structures ligamentaires

4.4 Muscles

4.4.1 Segmentation des groupes musculaires

A partir des IRM axiale et corps complet du sujet, 15 groupes musculaires ont pu être segmentés (Figure 69) :

- Spinalis et transversaires épineux (regroupant rotatores, multifidi et semi spinalis) non dissociables)
- Longissimus
- Ilio costalis
- Psoas
- Iliacus
- Quadratum lumborum
- Glutei
- Latissimus
- Trapezius
- Pectoralis
- Rhomboides
- Rectus abdominis
- Obliquus externus abdominis
- Obliquus internus abdominis
- Transversus abdominis

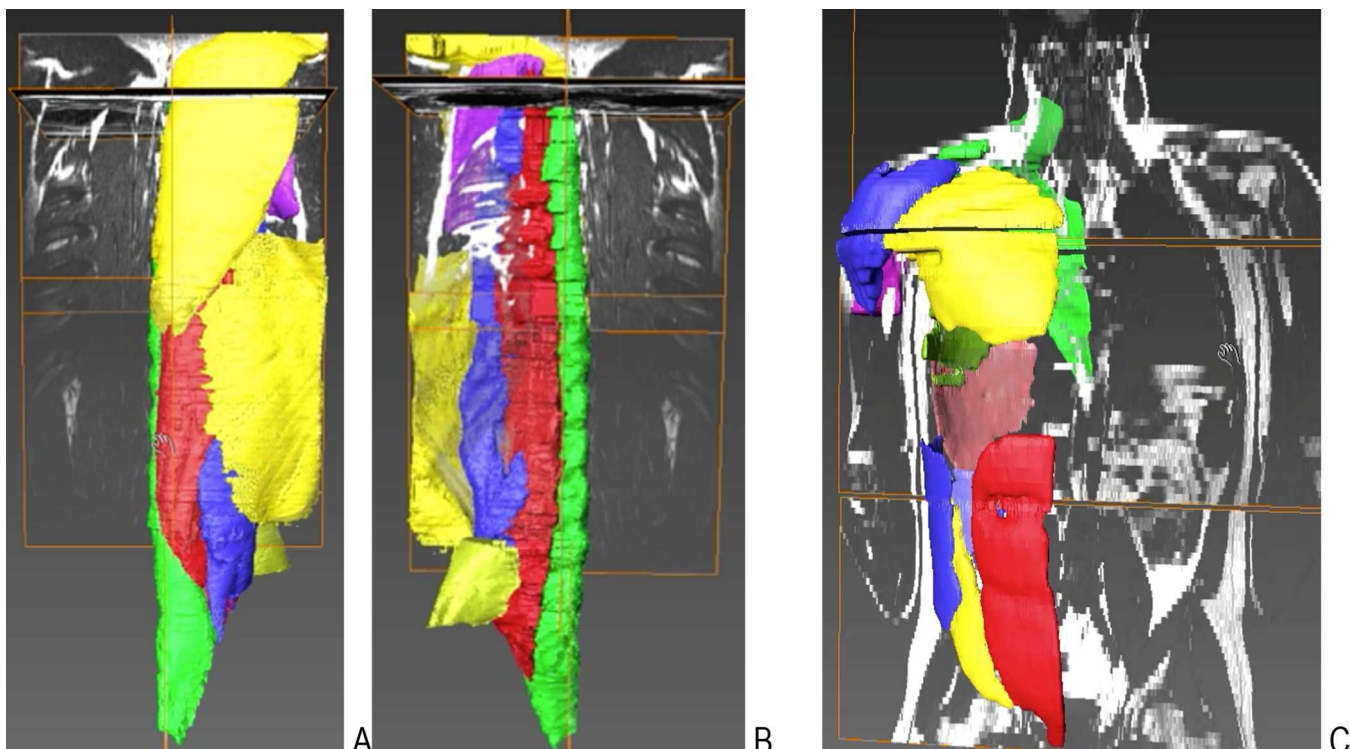


Figure 69 : Segmentation des muscles péri-vertébraux droits à partir de l'IRM axiale, vue postérieure(A), vue antérieure (B) : transversaires épineux (vert), longissimus (rouge), ilio costalis (bleu), trapezius (jaune clair), latissimus (jaune foncé), rhomboides (violet), Segmentation des muscles pariétaux gauches à partir de l'IRM corps complet, vue antérieure (C) : rectus abdominis (rouge), obliqui (bleu foncé et jaune), transversus (violet clair)

Il a été ainsi possible d'obtenir leur volume global et de les implémenter sous forme de maillages 3D surfaciques en réalisant la même procédure que pour les os et les disques.

Cependant, les muscles ont été obtenus dans le référentiel IRM, différent de celui du CT scan, d'autant plus que la position allongée était réalisée les bras le long du corps en IRM et croisés au-dessus de la tête dans le CT scan. Ainsi, il a fallu recalibrer les volumes musculaires.

En utilisant le logiciel Autodesk 3ds Max (<https://www.autodesk.com>), un recalage élastique des muscles par grilles déformables a été réalisé, facilité par les empreintes osseuses dans les masses musculaires (côtes pour le muscle ilio costal, apophyses transverses pour le groupe transversaire épineux).

La méthode FFD utilisée (Free Form Deformation) est une technique de déformation de maillage largement utilisée en infographie et en modélisation 3D. Elle permet de modifier de manière intuitive la forme d'un objet 3D sans se soucier directement de sa structure topologique. Chaque muscle est "enveloppé" dans une grille (un parallélépipède) dont les points de contrôle influencent la déformation. En déplaçant les points de cette grille, on déforme l'espace dans lequel l'objet est défini. Chaque point du maillage se déplace alors en fonction de sa position relative dans la grille, ce qui permet d'obtenir une déformation globale et fluide. Ensuite, une symétrisation et recalage élastique FFD ont été réalisés pour le côté controlatéral (Figure 70).

Enfin, les surfaces des muscles recalés ont été importées sous Artisynt, dans le repère osseux du CT scan.

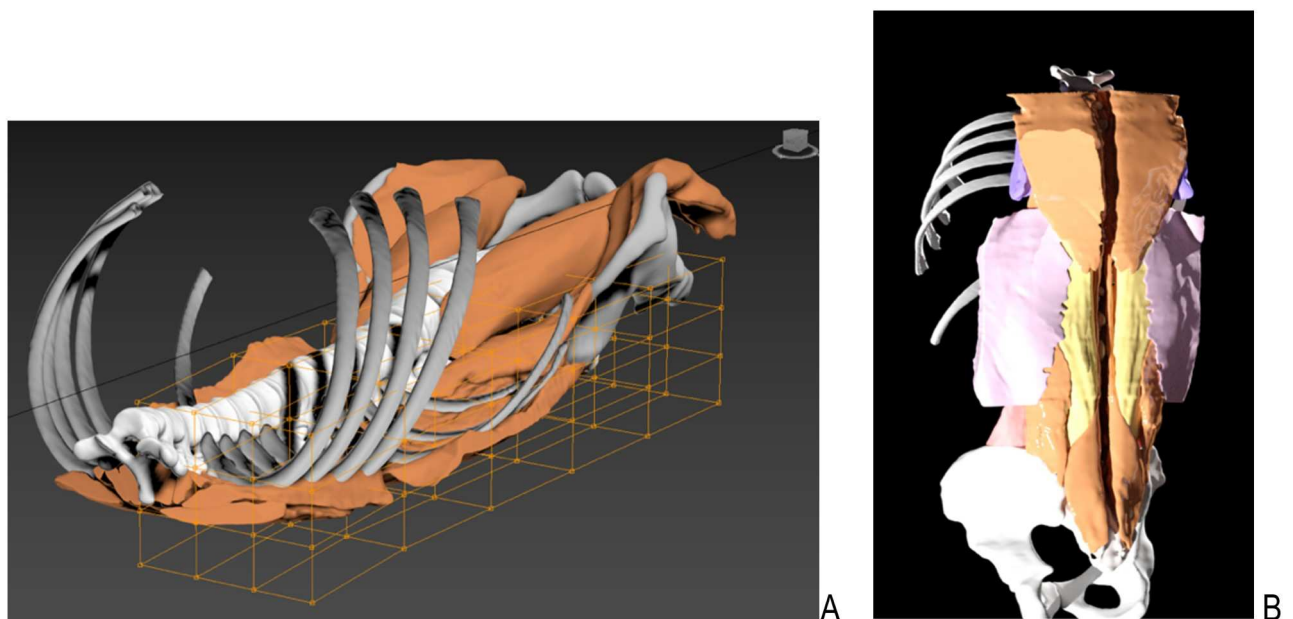


Figure 70 : Recalage élastique par méthode FFD des masses musculaires segmentées à partir de l'IRM avec les structures osseuses du repère CT scan (Autodesk 3ds Max), grilles déformables (A) et résultat après symétrisation (B)

4.4.2 Fibres représentatives des muscles

Ces groupes musculaires ont donc été implémentés sous la forme de maillages surfaciques recalés et symétrisés, dans 2 objectifs :

- 1) pouvoir si besoin les modéliser en éléments finis et
- 2) servir de support à leur représentation sous forme filaire.

La conception des insertions et des trajets a été réalisée comme pour les ligaments, nécessitant la définition des faisceaux, du nombre de fibres ainsi que des Landmark anatomiques et via points.

Ces particules intermédiaires (via points) ont eu pour rôle de permettre la reproduction du volume et du tors de certains muscles, déterminés par leur segmentation (Figure 71). Ainsi, la fibre n'est pas directe entre 2 Landmark anatomiques osseux. Elle est composée de 2 à plusieurs parties en fonction du nombre de via points. Cette stratégie a été également utilisée pour distinguer les parties tendineuses et musculaires d'une fibre (par exemple l'aponévrose des érecteurs). Cette étape a été rendue possible grâce au logiciel Twinexplorer (Twinsight Medical).

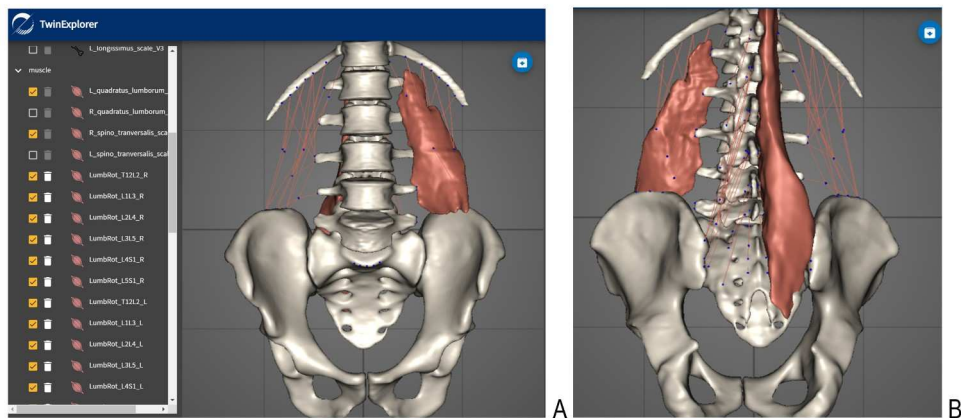


Figure 71 : Éléments 1D créés avec via points pour reproduire le volume et le tors du quadratum lumborum (A) et le tors et volume des multifides (B) grâce au logiciel Twinexplorer

Par ailleurs, pour éviter l'interpénétration des fibres musculaires au niveau des structures osseuses, il a été codé des wrapping pour toutes les fibres susceptibles de rentrer en conflit avec les éléments surfaciques osseux (Figure 72). Ils permettent à la fibre de glisser le long des reliefs osseux.

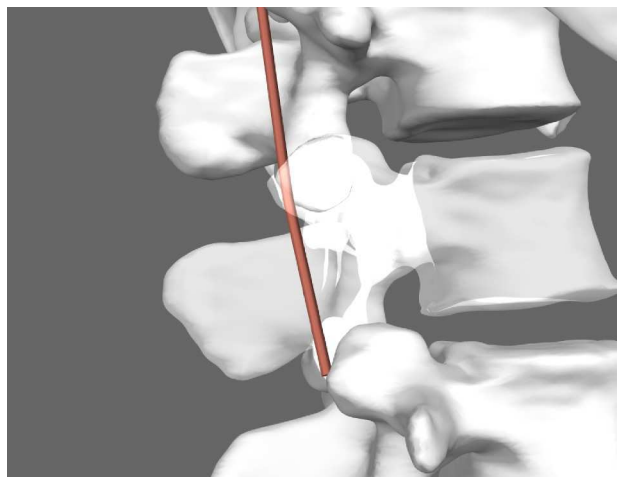


Figure 72 : Wrapping de la fibre représentant le multifide T11L3 droit autour de l'articulaire L1L2

Par la suite, les propriétés matériaux issues de la littérature leur ont été attribuées (Tableau 16).

STRUCTURE	ÉLÉMENTS IMPLÉMENTÉS DANS LE MODELE			PROPRIÉTÉS MATERIAUX		
	LOMBAIRE	THORACIQUE	CERVICAL	PCSA (cm ²)	Références	
Muscles axiaux	Spinalis		1D 4 fibres x2	A FAIRE (Tête et cou)	?	
	Splenius (Tête et cou)			A FAIRE	Cervicis : 1,23 / 0,99 Capitis : 2,03 / 2,5	Bayoglu Borst
	Intertransversarii	1D ITL 3 fibres x2 ITM 3 fibres x2 Par niveau		A FAIRE (2 faisceaux / niveau)	?	
	Interspinales	1D 6 fibres x2 Par niveau		A FAIRE (2 faisceaux / niveau)	?	
	Semispinalis		1D 4 fibres x2/ niveau	A FAIRE (Tête et cou)	Cervicis : 2,06 / 3,68 Capitis : 3,06 / 4,27	Bayoglu Borst
	Iliocostalis	1D 4 fibres x2	1D 8 fibres x2	A FAIRE (4 faisceaux)	Pars T et L : 6,07 Pars T : 5,41 / pars L : 6,33 Cervicis : 0,39 / 0,43	Bayoglu Bogduk Borst
	Longissimus	1D 5 fibres x2	1D 23 fibres x2	A FAIRE (6 faisceaux)	Lumborum : 18,5 / 16,08 Cervicis : 1,34 / 1,59 Capitis : 0,59 / 0,75	Bayoglu Bogduk Borst
	Multifidus	1D 10 fibres x2	1D 22 fibres x2	A FAIRE (14 faisceaux)	8,08	Bayoglu
	Rotatores	1D 6 fibres x2	1D 21 fibres x2	A FAIRE (17 faisceaux)	8,42	Bogduk
	Psoas	1D 15 fibres x2			12,99 14,63	Bayoglu Bogduk
	Iliacus	1D 6 fibres x2			?	
	Quadratum lumborum	1D 15 fibres x2			7,18 2,8	Bayoglu Delp
	Serratus	1D Postéro-inférieur 4 fibres x2	A FAIRE Postéro-supérieur + Aponévrose		DPI : 2,07 / DPS : 1,63 DPS : 1,97	Bayoglu Borst
	Rhomboïdes		Segmenté en maillage surfacique A FAIRE 1D		3,35 5,84	Bayoglu Kamibayashi
	Latissimus dorsi		Segmenté en maillage surfacique A FAIRE 1D 13 faisceaux		6,16 5,6 +/- 0,5	Bayoglu Gerling
	Trapezius		Segmenté en maillage surfacique A FAIRE 1D	A FAIRE	Pars D : 2,9 / 3,54 Pars T : 6,94 / 4,95	Bayoglu Borst
	Autres muscles spécifiques	A FAIRE (13 muscles) Abdomen et périnée	A FAIRE (62 muscles) Cage thoracique et diaphragme	A FAIRE (22 muscles)	Abdomen : Obliqui, transversus et rectus Thorax : intercostales, pectoralis, diaphragme Cou : scalènes/ élévateur scapula/ obliques / droits	Bayoglu Bayoglu
Autres muscles ceintures	1D (10 muscles)		A FAIRE (9 muscles)			

Tableau 16 : Propriétés matériaux des groupes musculaires

Ainsi, 900 éléments 1D déformables contractiles ont été créés pour représenter ces groupes musculaires d'intérêt (Figure 73).

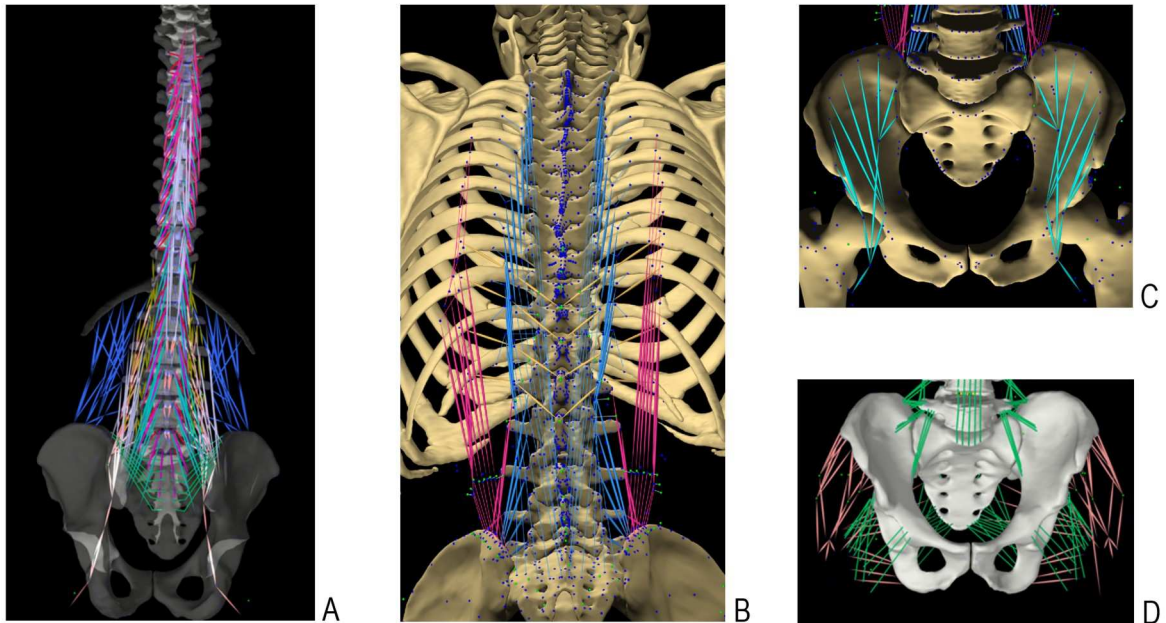


Figure 73 : présentation des muscles sous forme filaire dans le modèle : (A) transversaires épineux, quadratum lumborum, psoas, (B) longissimus et iliocostalis, (C) iliacus, (D) glutei

4.5 Fascia

4.5.1 Problématiques de la modélisation du fascia thoraco lombaire

Les travaux les plus aboutis sur le fascia sont ceux de [Driscoll](#) qui modélise le fascia comme faisant partie de l'enveloppe totale reliant la ceinture abdominale à la partie dorsale de la région lombaire. Cette enveloppe en éléments finis, n'est attachée qu'à l'os et n'a pas de réalité anatomique en lien avec les muscles et leurs insertions. Il se posait donc pour nous la question de savoir comment parvenir à modéliser un fascia anatomiquement juste tout en étant compatible avec la méthode de simulation hybride multicorps rigides / éléments finis d'Artisynth.

Il existe plusieurs descriptions anatomiques du fascia, en différentes couches présentant des orientations différentes selon les auteurs. Mais l'option prise a été de le modéliser selon un compromis entre son anatomie et sa fonction. Son rôle principal est double : contention des groupes musculaires postérieurs pour optimiser leur contraction et transmission des contraintes entre les ceintures pelviennes et scapulaires par l'intermédiaire de muscles qui vont le tendre.

Pour la contention, il a fallu tout d'abord définir l'ensemble de ses attaches osseuses (épineuses, sacrum, os iliaques) et fibreuses (raphé latéral, aponévrose des érecteurs).

Pour la transmission des forces, il a fallu définir la localisation des attaches musculaires (gluteus, latissimus).

Pour définir sa géométrie, il a fallu obtenir sa surface et ses contours, délimités par les masses musculaires segmentées à l'IRM. Il a été décidé de modéliser le fascia par des éléments coques (shell). Ces derniers sont une famille d'éléments finis spécifiquement conçue pour modéliser des structures minces, courbées et mécaniquement actives dans un environnement tridimensionnel. Il a fallu créer une surface 2D (plan) losangique discrétisée par des triangles, et déformée dans l'espace 3D. A cette étape, la surface n'a pas d'épaisseur étant un plan déformé autour de la surface des muscles postérieurs (étape réalisée sous Autodesk 3ds Max V2021). Ce maillage surfacique 2D déformé a été ensuite importé dans le modèle. Il a alors été possible de lui attribuer des propriétés mécaniques de contact et de déformation en lui associant une épaisseur virtuelle.

4.5.2 Présentation du fascia dans le modèle

Le fascia présente donc 10 702 faces triangulaires, une épaisseur de 1mm, avec une loi de comportement linéaire. Les propriétés mécaniques suivantes issues de la [littérature](#) ont été définies : Module de Young de 450MPa pour un coefficient de Poisson de 0.499.

Concernant les conditions aux limites du fascia :

- Un attachement entre le fascia et chaque os est défini par une tolérance de 1cm, c'est-à-dire que tous les nœuds du fascia à moins de 1cm de la surface des os sont considérés comme attachés à l'os en question.
- Les fibres musculaires des muscles concernés par le partage d'une aponévrose commune avec le fascia sont attachées entre les os (principalement les côtes) et un ensemble de nœuds à la surface du fascia avec une tolérance de 5mm.

Ces attachements sont illustrés sur la Figure 74 (à droite) par des sphères rouges à la surface du fascia qui présente un dégradé de couleurs en fonction du niveau de déformation entre les éléments. Si les os ont des mouvements, ils induiront un déplacement des points d'attachement, que ce soit directement si en contact avec l'os ou indirectement par la traction sur les insertions des fibres musculaires.

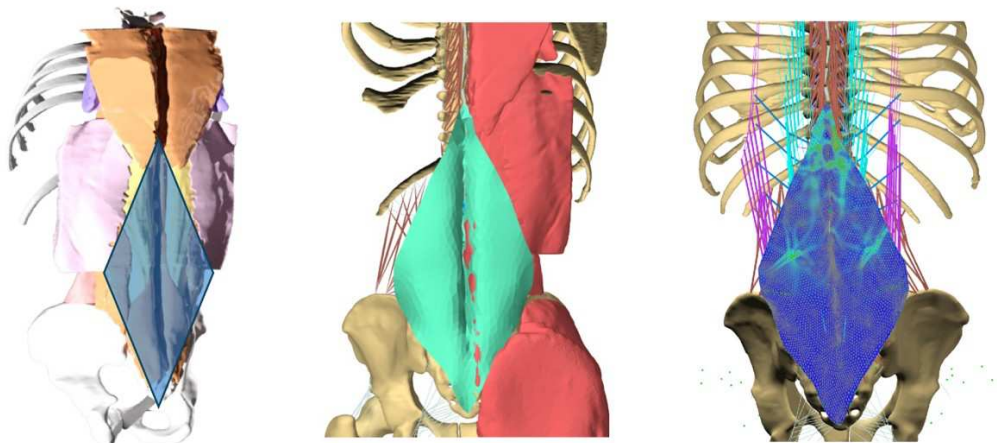


Figure 74 : Modélisation du fascia thoraco-lombaire. A gauche, définition des contours du fascia (losange bleu), délimité par les masses musculaires du Latissimus dorsi issues de l'IRM. Au centre, structure 2D déformée épousant les volumes musculaires des multifides et érecteurs. A droite, structure maillée en éléments finis de type shell avec mise en tension et zones d'attachement.

4.6 Conclusion du chapitre et perspectives

4.6.1 2 types de modélisation : simplifiée et/ou complexe

Le modèle actuel du rachis thoraco-lombaire a été conçu selon l'anatomie structurelle d'un sujet vivant obtenue à partir d'imagerie statique en decubitus. Les structures géométriques rachidiennes peuvent recevoir différentes propriétés matériaux, données par la littérature, afin d'être utilisables sous une forme simplifiée ou complexe (Tableau 17), en fonction du but recherché de la simulation (Figure 75).

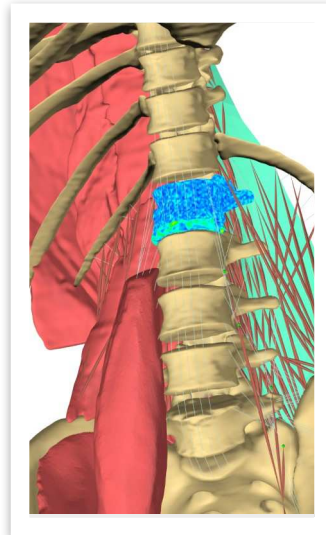


Figure 75 : Modèle du rachis sous Artisynt : corps rigides et éléments finis pour disques et structures osseuses, muscles en objets 3D surfaciques ou filaires, fascia (vert) en éléments finis shell

Si l'on s'intéresse aux déplacements des structures, alors le modèle dit « simplifié » utilisant le principe de tenségrité sera le plus légitime (les os étant les structures rigides maintenues par les tensions ligamentaires et musculaires). En revanche, si l'étude concerne la déformation des structures et les contraintes internes, alors le modèle complexe utilisant les éléments finis devra être utilisé. Des ajustements sont possibles (disque en EF, vertèbres en corps rigides, ligaments en shell, muscles filaires...).

Structures anatomiques	Modélisation multicorps rigides	Type d'éléments finis
Os	Corps rigides	Tétraèdres
Disques	Articulation sphérique + Contacts	Hexaèdres multi domaines
Articulations zygapophysiales	Contact + fibres	Hexaèdres
Ligaments	Fibre 1D déformable non linéaire	Shell
Muscles	Fibre 1D déformable contractile	EF avec fibres (CSA)

Tableau 17 : 2 types de modélisation

4.6.2 Limites et perspectives

De nombreuses étapes ont été nécessaires à la conception du modèle thoraco-lombaire de ce patient virtuel standardisé. Ce modèle a donc été conçu à partir :

- De données d'imageries en coupes haute définition pour les os, les muscles et certains ligaments.
- De dissections et de la littérature pour le fascia, les ligaments principaux et pour la simplification musculaire en faisceaux.
- De la littérature pour les propriétés matériaux, modulées par les données réelles comme la CSA (cross section area) pour les muscles et ligaments, mesurée sur les IRM.

Ce modèle est amené à évoluer avec l'ajout de nouvelles structures et l'intégration de nouvelles propriétés dans l'existant. En ce qui concerne les structures modélisées actuelles :

- L'utilisation pour les muscles d'un maillage éléments finis, en respectant les angles de pennation, serait une prochaine étape.
- La deuxième couche du fascia sera à créer avec ses connexions au Transversus abdominis.
- La caractérisation du disque en respectant le rapport annulus/ nucleus semble indispensable.

Les autres étapes concernent la réalisation des caissons thoraciques et abdominaux, la création des structures (non osseuses) du rachis cervical.

Par ailleurs, de nombreuses questions sont soulevées par la modélisation :

- Ce modèle est-il juste ? Est-il utilisable en clinique et dans quelles limites ?
- Peut-il servir de modèle de référence pour être transféré par adaptation de forme (morphing) sur un patient cible ? Qu'en sera-t-il des variations anatomiques (les anomalies transitionnelles nécessiteront-elles la conception d'un patient virtuel spécifique) ?
- Les valeurs des paramètres matériaux utilisées pour ce sujet sont-elles justes (la littérature offrant une échelle de valeurs possibles, en sachant que ces valeurs ont été obtenues dans des conditions in vitro) ?
- Comment intégrer la croissance et le vieillissement des structures dans le modèle ?...

Le chapitre 5 proposera une évaluation du modèle en flexion / extension et la validation par comparaison à des IRM multi positions. Le chapitre 6 abordera la question des anomalies transitionnelles et du patient spécifique.

5. Évaluation du modèle

Un modèle numérique est, par définition, une représentation par simplification du réel. Les limites du modèle doivent être connues afin de juger de sa pertinence, de sa crédibilité, pour une application donnée. Ainsi, la modélisation et la simulation numérique doivent être soumises à un processus de vérification et validation, quel que soit le secteur d'activité concerné (construction de bâtiment, d'avion...). Établir la fiabilité d'un modèle numérique et de la simulation réalisée représente une étape cruciale pour un dispositif médical logiciel intégrant des modèles biomécaniques.

5.1 Processus de vérification et validation de modèles numériques

La littérature scientifique propose de nombreux modèles numériques de la colonne vertébrale, plus ou moins détaillés, segmentaires ou globaux, utilisant différents environnements de développement et reposant sur différentes méthodes (tels que la modélisation multicorps rigides ou les éléments finis voire des méthodes mixtes). La puissance croissante des ordinateurs permet de réaliser désormais des simulations informatiques complexes dans un temps acceptable à l'échelle du patient ([El Bojairami](#)).

Cependant, à notre connaissance, aucun modèle n'est actuellement utilisé à des fins médicales en routine. Leur application en recherche est possible mais aucun n'est reconnu comme dispositif médical. La complexité du processus pour obtenir cette reconnaissance en est le principal frein.

Ce chapitre exposera le processus de vérification et validation pour la simulation numérique en santé, et en particulier pour l'étude de la physiopathologie rachidienne.

5.1.1 V&V40 et FDA

Il n'existe pas au niveau européen de cadre réglementaire concernant la simulation numérique pour des applications chirurgicales. Elle n'est actuellement reconnue que dans le secteur de la formation des personnels et dans le développement des médicaments.

En revanche, aux États Unis (2023), la Food and Drug Administration a établi un guide pour l'évaluation de la crédibilité des modèles numériques basé sur la norme V&V40 de l'ASME (American Society of Mechanical Engineers), en vue de leur reconnaissance comme dispositif médical (Figure 76). Une approche structurée fondée sur le risque est définie afin d'établir la confiance dans les résultats simulés.

Plusieurs étapes sont nécessaires (Annexe 3). On peut citer :

- La définition d'une question d'intérêt à laquelle doit répondre le modèle dans un contexte d'utilisation déterminé (COU),
- L'évaluation du risque du modèle (impact du résultat sur la décision qui sera prise)
- Et l'identification des preuves de crédibilité.

Assessing the Credibility of Computational Modeling and Simulation in Medical Device Submissions

Guidance for Industry and Food and Drug Administration Staff

Document issued on November 17, 2023.

The draft of this document was issued on December 23, 2021.

For questions about this document, contact Office of Science and Engineering Laboratories (OSEL) by email at OSEL_CDRH@fda.hhs.gov or at (301)-796-2530, or Pras Pathmanathan at (301) 796-3490 or by email pras.pathmanathan@fda.hhs.gov.



U.S. Department of Health and Human Services
Food and Drug Administration
Center for Devices and Radiological Health

Table of Contents

I. Introduction.....	4
II. Background.....	5
III. Scope.....	7
IV. Definitions.....	8
V. Generalized Framework for Assessing Credibility of Computational Modeling in a Regulatory Submission.....	10
VI. Key Concepts for Assessing Credibility of Computational Modeling in a Regulatory Submission.....	15
A. Preliminary steps.....	15
(1) Question of Interest.....	15
(2) Context of use (COU).....	16
(3) Model risk.....	17
B. Credibility Evidence.....	19
(1) Code verification results.....	22
(2) Model calibration evidence.....	23
(3) Bench test validation results.....	23
(4) <i>In vivo</i> validation results.....	27
(5) Population-based validation results.....	28
(6) Emergent model behavior.....	29
(7) Model plausibility.....	29
(8) Calculation verification/UQ results using COU simulations.....	30
C. Credibility Factors and Credibility Goals.....	31
D. Adequacy Assessment.....	33
Appendix 1. Considerations for Each Credibility Evidence Category.....	36
Appendix 2. Reporting Recommendations for CM&S Credibility Assessment in Medical Device Submissions.....	40

Figure 76 : Guide pour évaluer la fiabilité des modèles et simulations numériques
(<https://www.fda.gov/media/154985/download>)

5.1.2 Définitions (ASME VV40 et FDA)

Vérification : « processus consistant à déterminer qu'un modèle informatique représente fidèlement le modèle mathématique sous-jacent et sa solution du point de vue de l'utilisation prévue de la modélisation et de la simulation ».

Validation : « processus qui consiste à déterminer dans quelle mesure un modèle ou une simulation est une représentation exacte du monde réel »

Contexte d'utilisation (COU) : « déclaration définissant le rôle et le champ d'application spécifiques du modèle informatique utilisé pour répondre à la question d'intérêt » (domaine de validation)

Quantification de l'incertitude : processus de génération et d'application de modèles mathématiques pour fournir une mesure de l'incertitude dans les données empiriques ou les résultats de simulation

Analyse de sensibilité : analyse visant à estimer et éventuellement à classer l'influence des entrées du modèle sur les sorties du modèle

Comparateur : données d'essai utilisées pour la validation, qui peuvent inclure des données provenant d'essais en laboratoire, d'études *in vivo* ou d'autres données empiriques

Crédibilité : « la confiance, établie par la collecte de preuves, dans la capacité prédictive d'un modèle informatique pour un contexte d'utilisation »

5.1.3 Preuves de crédibilité

5.1.3.1 Vérification

Il s'agit de la vérification du **code** (contrôle des algorithmes numériques utilisés, catégorie 1) et des **calculs** (précision de la solution d'un calcul, catégorie 8). Par exemple, l'utilisation de lois de comportement des matériaux (rigide / hyperélastique) doit être retrouvée dans le code. La précision de la convergence des maillages en cas de recours à des éléments finis fait partie de la vérification des calculs.

5.1.3.2 Validation

- **Bench test validation** (Catégorie 3) : comparer les résultats à des tests expérimentaux in vitro. Par exemple, mesure de la pression discale sur pièce cadavérique et comparaison avec les résultats de simulation.
- **In vivo validation** (Catégorie 4) : comparer à des données animales ou cliniques (essais cliniques sur animal ou patient). Par exemple, mesure de la pression discale chez un sujet vivant.
- **Population-based validation** (Catégorie 5) : comparer des moyennes/statistiques de cohortes simulées à des données cliniques globales (données cadavériques ou sur population test). Par exemple, comparaison des résultats de la pression discale établie par des études antérieures sur des populations cadavériques ou vivantes.

5.1.3.3 Autres preuves

- **Model plausibility** (Catégorie 7) : justification théorique de la structure et des hypothèses du modèle ainsi que des paramètres d'entrée (preuve plus faible que la validation proprement dite). Par exemple, il faut pouvoir justifier de la loi de comportement utilisée pour un matériau (os considéré comme rigide si étude de mouvement)
- **Calibration evidence** (Catégorie 2) : validation indirecte via l'ajustement de paramètres (preuve plus faible que la validation proprement dite). Un modèle de rachis pourrait être plus précis et cohérent en termes de résultats de simulation en utilisant la calibration de certains paramètres par rapport au modèle de base (« personnalisation du modèle » avec la prise en compte d'une dégénérescence discale évoluée ou d'une sarcopénie par exemple).
- **Emergent behavior** (Catégorie 6) : le modèle reproduit un comportement observé et connu sans l'avoir explicitement programmé. Par exemple, si le modèle simule une inclinaison latérale du rachis lombaire afin de mesurer la pression discale dans cette position, un mouvement de rotation intervertébrale couplé pourrait être constaté même si ce n'était pas l'objet de l'étude.

5.1.4 Revue de la littérature sous le prisme du VVUQ (Verification, Validation and Uncertainty Quantification)

La littérature scientifique et la création de modèle numérique peuvent désormais être envisagées en fonction de ce cadre réglementaire. On peut citer la revue de littérature de [Stott](#) en 2023 (*A Critical*

Comparison of Comparators Used to Demonstrate Credibility of Physics-Based Numerical Spine Models).

Cet article examine les méthodes de validation de 12 modèles numériques récemment publiés du rachis (entre 2014 et 2021). Il classe les comparateurs en deux grandes catégories (Figure 77) :

- Comparateurs techniques
 - Matériaux synthétiques (vert foncé) : reproductibles mais fidélité limitée
 - In silico (autre modèle numérique, non représenté) : les plus utilisés mais dépendant de la validation du modèle de référence
- Comparateurs biologiques
 - Ex vivo (tissus cadavériques humains ou animaux, vert clair) : données réalistes mais dégradation des tissus après mort (exemple du nucleus et eau)
 - In vivo animal (bleu clair) : simulant des conditions physiologiques réelles mais l'applicabilité à l'homme est discutable (anatomie et biomécanique)
 - In vivo humain (bleu clair et foncé) : plus fidèle mais contraintes éthiques et variabilité des conditions expérimentales

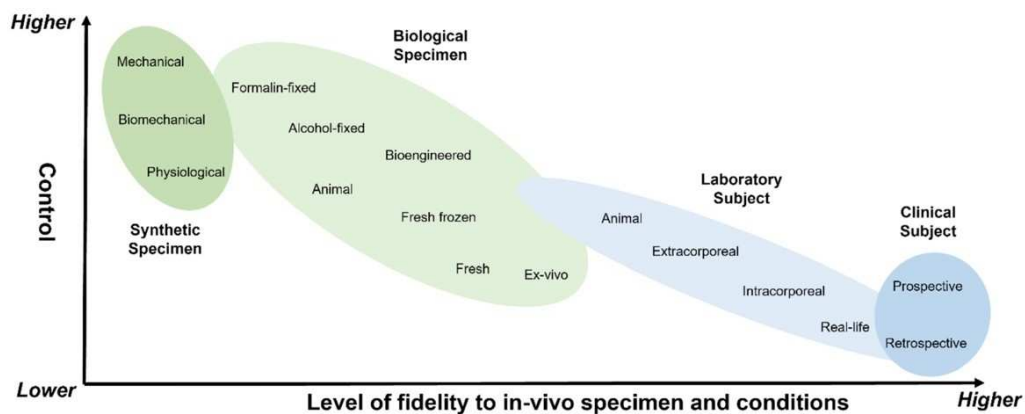


Figure 77 : Classification des comparateurs selon leur reproductibilité et leur crédibilité d'après Stott, selon l'ASME (il est à noter que les modèles in silico n'y sont pas encore représentés)

Cette équipe a utilisé les cadres de l'ASME et de la FDA afin d'établir une échelle de comparateurs normalisée permettant de classer les différents modèles selon leur crédibilité.

Il est mis en évidence le manque de standardisation dans la validation des modèles et l'importance d'utiliser plusieurs comparateurs pour garantir leur crédibilité. L'utilisation exclusive de comparateurs in silico est insuffisante, car elle repose sur des hypothèses et des simplifications qui peuvent biaiser les résultats.

Un modèle numérique du rachis doit donc être validé par plusieurs comparateurs pour garantir sa crédibilité (ex vivo et in vivo humain). Les modèles qui intègrent des données patient-spécifiques sont plus crédibles pour les applications cliniques.

L'étude recommande une meilleure quantification des incertitudes ainsi que des analyses de sensibilité.

5.2 Évaluation selon les données cliniques (in vivo)

L'évaluation du modèle a été réalisée dans un but clinique précis. S'il est vérifié et validé pour cette application clinique, il ne pourra être utilisé que dans ce domaine de validation.

5.2.1 Problématique clinique

Parmi les pathologies « mécanisables » et d'intérêt clinique croissant, le syndrome de cyphose jonctionnelle proximale ou PJK syndrome a guidé l'évaluation du modèle.

Complication post opératoire relativement fréquente et redoutée, elle se caractérise par la survenue à plus ou moins long terme d'un déséquilibre antérieur du tronc au-dessus d'une arthrodèse. Elle est définie par un angle de jonction proximal à l'arthrodèse de plus de 10° , selon la technique de Cobb.

Proximal Junctional Angle (PJA) : angle mesuré entre la tangentielle au plateau inférieur de la vertèbre instrumentée la plus proximale et la tangentielle au plateau supérieur de la 2^{ème} vertèbre sus-jacente au montage.

Un exemple de la littérature régulièrement cité est celui publié par [Diebo](#) en 2018 (Figure 79), avec la réalisation d'une première arthrodèse T12-L5 dans le cadre d'une très longue cyphose dorso-lombaire. Une première reprise chirurgicale a été nécessaire à 9 mois en raison d'un PJK syndrome, avec extension du montage en T10 et prise sacrée. Une ostéotomie trans pédiculaire de L3 a été nécessaire pour corriger le manque de lordose. L'angle de jonction proximal est mesuré à 23° . Une des explications est cette insuffisance de lordose lombaire calculée à 18° entre L1 et S1 (Figure 80).

Lordose lombaire (L1S1) : angle mesuré entre la tangentielle au plateau supérieur de la première vertèbre lombaire et la tangentielle au plateau supérieur de la première vertèbre sacrée (recommandée par la Scoliosis Research Society, <https://www.srs.org/Education/Glossary>).

Cependant, un nouveau déséquilibre antérieur est constaté et une deuxième reprise chirurgicale a été réalisée avec extension en T3. Ce cas a été de nouveau récemment publié ([Dubousset](#)) devant la nécessité d'une 3^{ème} reprise chirurgicale en raison de la survenue d'une cyphose cervico-thoracique jonctionnelle itérative. On peut noter également la reprise chirurgicale lombaire par voie antérieure sur la zone d'ostéotomie en L3.

Les reprises chirurgicales sont associées à des risques anesthésiques et chirurgicaux plus importants, notamment hémorragiques, infectieux et neurologiques.

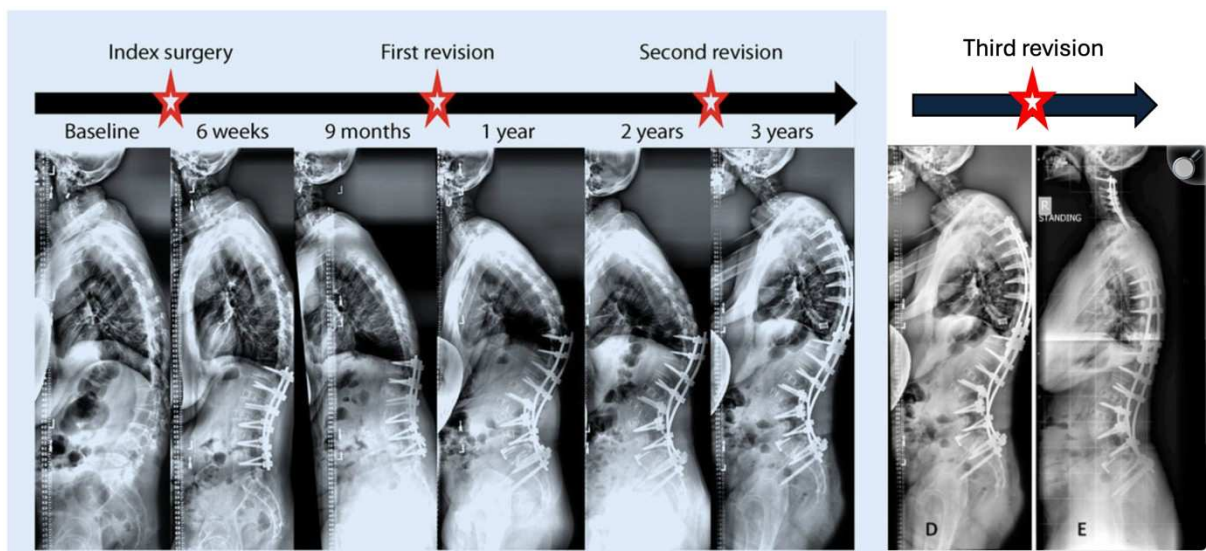


Figure 79 : Exemple de PJK syndrome ayant nécessité 2 reprises chirurgicales en moins de 3 ans (Reproduit avec la permission du Pr [Diebo B](#)), puis une 3ème reprise publiée par [Dubousset](#) en 2022

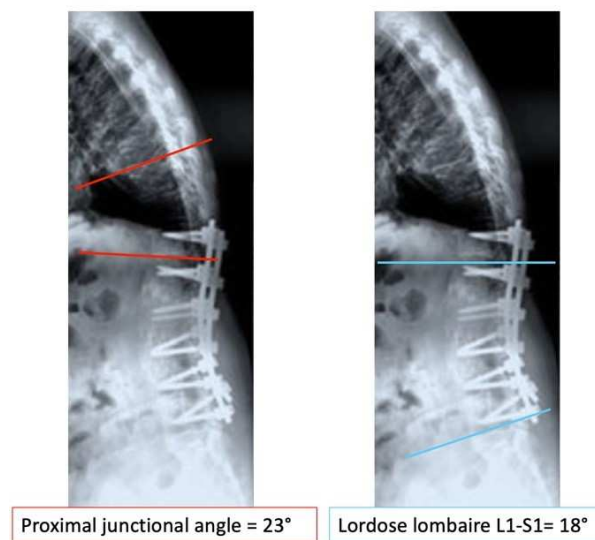


Figure 80 : Angle de jonction proximal (rouge) et angle de lordose lombaire (bleu) avant la première reprise chirurgicale

5.2.2 IRM multi positionnelle

Afin que le modèle puisse être utilisé pour l'étude de ces cas cliniques, il faut qu'il soit d'abord évalué dans des conditions similaires. Pour rappel, le modèle a été créé à partir d'imagerie statique et en decubitus. Pour le syndrome de cyphose jonctionnelle proximale, les mesures angulaires sagittales sont réalisées sur des radiographies en charge du rachis thoraco-lombaire.

Ainsi, il faut pouvoir contrôler les métriques d'intérêt (angles sagittaux) obtenus par le modèle et celles obtenus par un examen :

- Étudiant le rachis lombaire en charge
- Précis (imagerie en coupe avec reconstruction)
- Permettant d'obtenir des données angulaires sagittales

- Avec différentes angulations possibles du segment lombaire (examen multi positionnel à défaut d'être dynamique)
- Non irradiant de préférence (pour le sujet volontaire sain, à l'origine du modèle).

L'examen correspondant à ces critères est l'IRM multipositionnelle en charge réalisée en position assise (Figure 81), permettant d'obtenir des séries d'images dans le plan sagittal en position de flexion, neutre et d'extension (Figure 82). Il est proposé aux patients présentant une claustrophobie invalidante (IRM ouverte) et il permet de démasquer des anomalies ou pathologies non visibles en position couchée (par exemple, une hernie discale non conflictuelle allongée peut le devenir en position assise ou en dynamique)⁴.



Figure 81 : Upright MRI, en position assise (<https://www.medserena.co.uk/open-mri>)

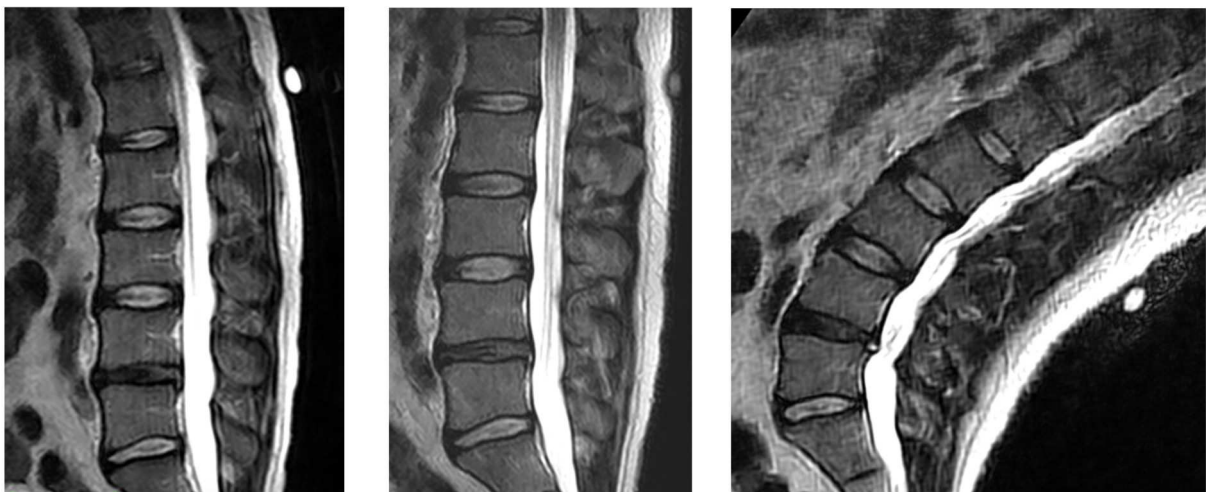


Figure 82: Images obtenues en position assise et flexion maximale (gauche), en position assise neutre (milieu) et en extension maximale (droite)

⁴ Cet examen peut donc également communiquer des informations morphologiques sur les disques et structures ligamentaires, non étudiés ici.

5.2.3 Protocole d'étude

Le protocole IRM du rachis lombaire réalisé pour cette étude a utilisé les séquences :

- Sagittale T2, T1, STIR / axiale T2 / coronale T2 en position assise neutre tonique
- Sagittale T2 en flexion et en extension

Le sujet a réalisé selon lui le maximum de flexion et d'extension qui lui était possible.

5.2.3.1 Position assise neutre et en flexion

A. Calcul des paramètres angulaires issus de l'IRM (aMRI)

Tout d'abord, à partir des images obtenues dans les 3 positions, les mesures angulaires suivantes ont été réalisées sur le logiciel de visualisation d'images open source Horos (horosproject.org), 5 fois pour chaque mesure (Figure 83) par le même opérateur, à plusieurs jours d'intervalle :

- Angles intervertébraux L1L2, L2L3, L3L4, L4L5 et L5S1
- Angles régionaux L1L3, L2L4, L3L5
- Lordose lombaire L1S1

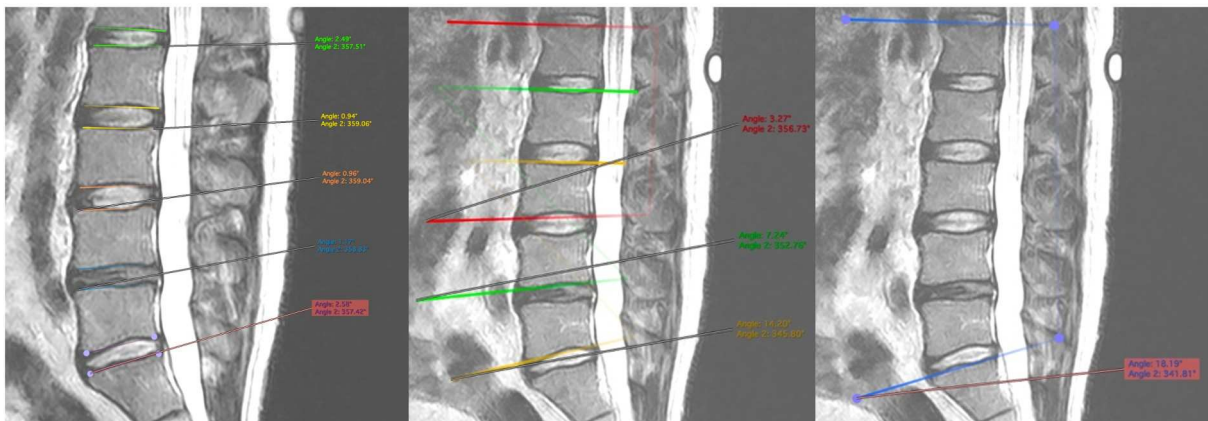


Figure 83 : Mesures angulaires sagittales sur l'IRM en position assise neutre, obtenues au niveau du plan médian (aMRI)

B. Calcul des paramètres angulaires issus de la simulation (aSIM)

Une segmentation des vertèbres L1 à L5 et du sacrum a été réalisée à partir des images Dicom. Cependant, l'IRM est moins précise aux niveaux des articulaires postérieures que le scanner (champ magnétique 0,8T). Le modèle étant essentiellement limité par les contacts osseux, il a été nécessaire de recalcr les vertèbres issues du CT scan une à une sur les vertèbres segmentées issues de l'IRM pour éviter toute interpénétration des articulaires postérieures.

Sous Geomagic (artec3d.com), le sacrum (CT) a été recalé en premier sur le sacrum IRM, puis L5 (CT) a été ajustée au corps vertébral du L5 IRM en contrôlant l'absence d'interpénétration des articulaires L5S1, et ainsi de suite jusqu'à L1. Ces vertèbres recalées ont servi de modèle contrôle à la simulation (Figure 84).

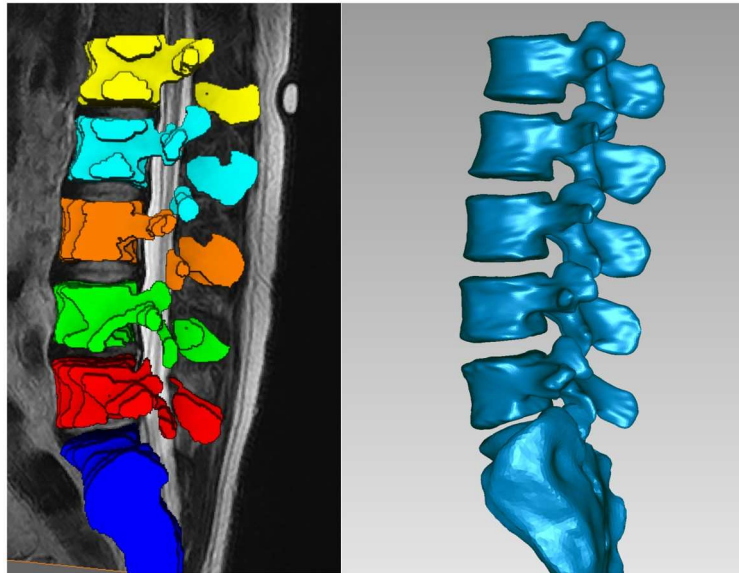


Figure 84 : Vertèbres segmentées sur l'IRM (à gauche), et vertèbres du CT scan recalées sur les vertèbres segmentées (à droite) (position « IRM neutre »)

Les contraintes internes (au niveau discal, ou sur les articulaires) n'étant pas le sujet de l'étude, la version simplifiée du modèle a été utilisée (articulations sphériques avec contact, éléments ligamentaires et musculaires sous forme 1D), permettant également de réduire les temps de calcul nécessaires aux éléments finis. Puis le sacrum a été rendu fixe et nous avons réalisé une simulation en dynamique directe à partir du modèle simplifié en position assise. Afin de simuler la position assise, la force de gravité a été appliquée dans le sens cranio caudal du rachis.

Il a été tout d'abord réalisé une simulation dont L1 est pilotée en déplacement, de la position CT scan assise, vers la position cible en utilisant uniquement les coordonnées de L1, vers les positions neutre et de flexion. Cependant, l'interpolation des positions intermédiaires donnait à L1 une trajectoire rectiligne et uniforme. Cela ne permettait pas à la simulation de converger. Après analyse, il s'avère que lors du mouvement de translation (rectiligne) et rotation de la vertèbre L1 afin d'atteindre la pose de L1 en flexion, le rachis lombaire subissait une compression car la trajectoire de L1 ne pouvait pas faire un arc de cercle. Ce sont donc les contacts entre les articulaires postérieures et les contraintes liées au centre de rotation empêchant la compression de l'espace qui posaient problème. La conclusion est que le pilotage en déplacement n'est pas compatible avec de la flexion lombo-sacrée.

Il a alors été réalisé une simulation de flexion pilotée en force. Deux vecteurs ont été appliqués sur le processus épineux de L1 et de T3, orthogonaux au plan vertébral, de 100N chacun afin d'induire un mouvement postéro antérieur dans le repère de la vertèbre, donc indépendant de son orientation. Les vertèbres recalées ont permis d'obtenir le contrôle de la position par l'analyse des coordonnées de leur centre d'inertie. Les poses de chaque vertèbre ont été enregistrées à une fréquence de 200 Hz. Une fois la convergence atteinte, c'est-à-dire que les vertèbres lombaires étaient en flexion maximum et ne se déplaçaient plus, la simulation a été arrêtée. Cette convergence était attendue en 1 seconde de simulation prenant 4 minutes réelles.

Une première comparaison de la simulation avec la position « IRM neutre » a été réalisée. La position de L1 simulée la plus proche de celle de L1 IRM neutre a servi à définir la pose de chaque vertèbre, exportée au format obj dans le repère monde.

En ce qui concerne la comparaison avec la position « IRM flexion », la dernière pose a été utilisée pour définir l'export des vertèbres simulées (Figure 85).

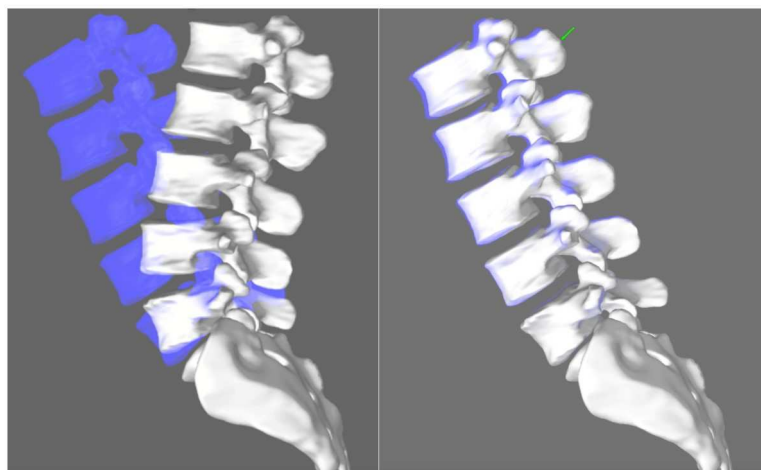


Figure 85 : état du modèle (vertèbres blanches) au début de la simulation à gauche puis en fin de simulation lorsque la position était atteinte (vertèbres recalées en bleue servant de contrôle). Noter la flèche verte sur le processus de L1 étant le vecteur force appliqué.

Les surfaces en positions neutre et flexion simulées étaient importées dans Geomagic et la vue gauche était générée. Une capture d'écran était réalisée au format png avec respect des dimensions et convertie en DICOM pour permettre l'import dans le logiciel de mesure Horos.

Les angles étaient alors mesurés comme pour les images natives de l'IRM. Chaque angle a été mesuré 5 fois à plusieurs jours d'intervalle par le même opérateur (Figure 86).

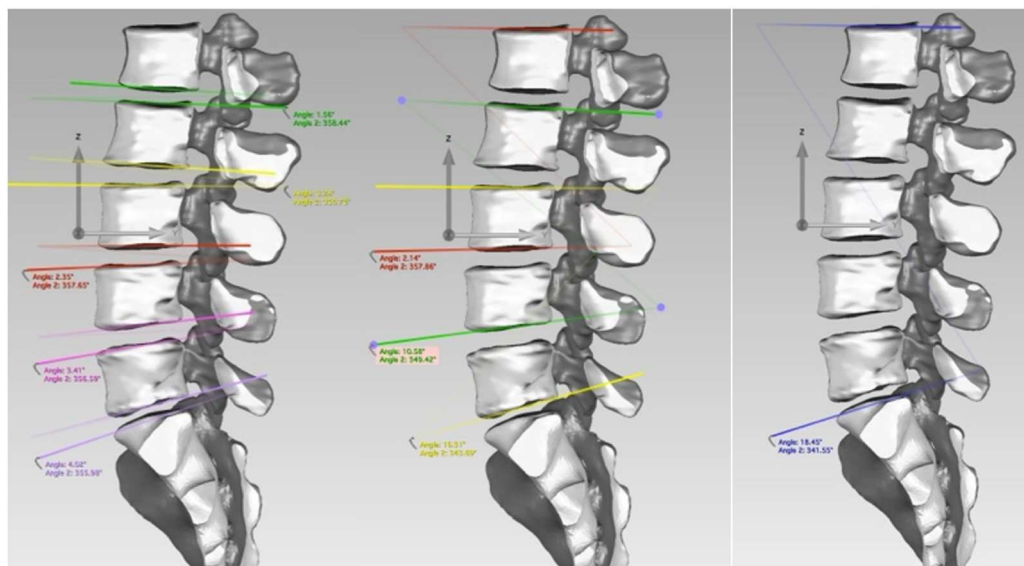


Figure 86: Mesures angulaires sagittales sur la capture d'écran issue de la simulation en position assise neutre (aSIM)

Puis une analyse statistique avec des tests non paramétriques a été effectuée sous XLStat (seuil de significativité $p < 0,05$).

5.2.3.2 Position assise en extension dans l'IRM

La même méthodologie a été reproduite pour l'extension. Les angles d'intérêt ont été mesurés 5 fois sur les IRM (aMRI, Figure 87).

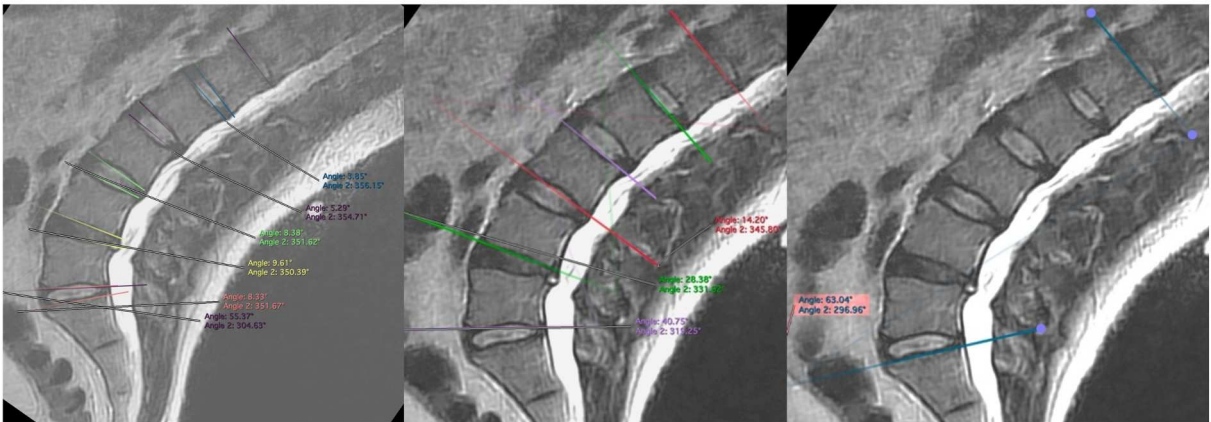


Figure 87 : Mesures angulaires sagittales sur l'IRM en position assise et extension (aMRI)

Les vertèbres ont été segmentées et recalées (Figure 88). La position de contrôle (en bleu) a pu être importée sous Artisynth.

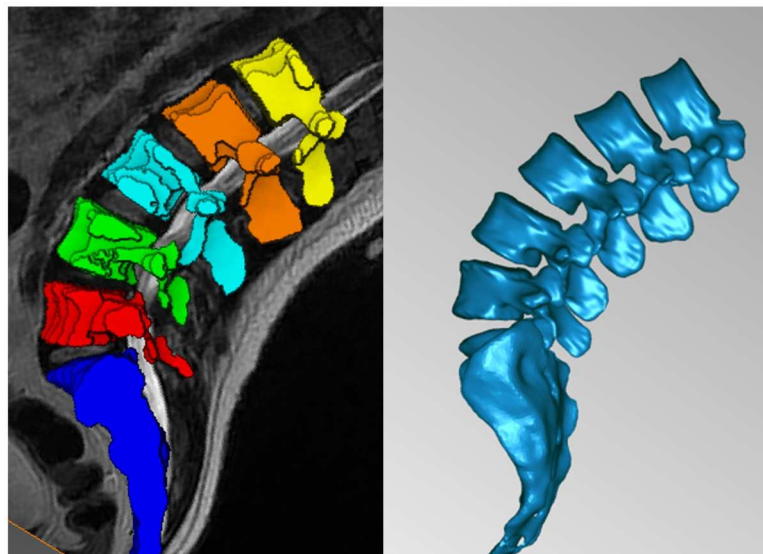


Figure 88 : Vertèbres segmentées sur l'IRM (à gauche), et vertèbres du CT scan recalées sur les vertèbres segmentées (à droite)

La simulation pilotée en force a également été réalisée en inversant le sens du vecteur en T3 et L1, avec toujours un sacrum fixe.

Cependant, l'extension n'est pas le mouvement inverse de la flexion. Ainsi, les premières simulations ne montraient pas de mise en lordose et le mouvement ne s'apparentait pas à une extension.

Le modèle peut être piloté en force par application d'un vecteur mais également par la contraction des muscles. Des essais avec contraction seule, ou combinée aux vecteurs ont été réalisés avec toujours le constat d'un déficit de lordose. Il a donc été demandé au sujet de décrire et reproduire la position qu'il

avait réalisé dans l'IRM. Il expliquait clairement la nécessité d'avoir eu à se lordoser au maximum pour tenir dans l'IRM avec une antéversion du bassin en raison du support postérieur.

Ainsi, plusieurs simulations ont été réalisées (sacrum fixe ou libre, +/- un vecteur force en T3, +/- support dorsal, en contractant les transversaires épineux et les érecteurs, en contractant les psoas) jusqu'à la position maximale d'équilibre. La simulation réalisant la lordose la plus proche a été obtenue en associant : sacrum libre, vecteur force en T3 de 200N (estimant le poids de la tête et des membres supérieurs), avec support limitant le déplacement postérieur et avec la contraction musculaire à 200N des psoas, erector spinae et multifidus (Figure 89).

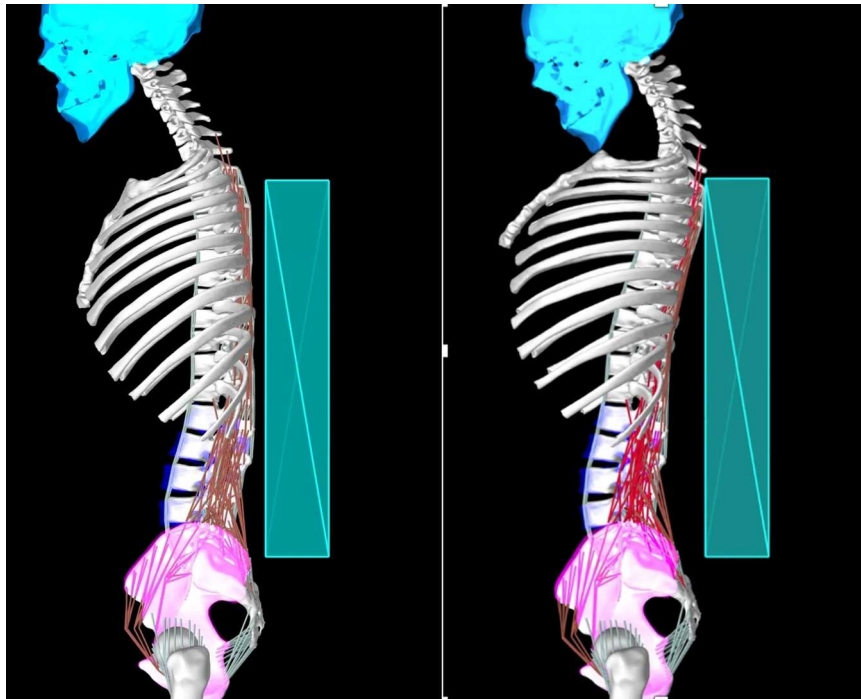


Figure 89 : Simulation avec pelvis libre et support avant la contraction musculaire (à gauche) et après contraction (à droite)

En suivant la même méthode d'export des vertèbres une fois la convergence atteinte, les mesures angulaires ont été réalisées 5 fois après import des Dicom du fichier sous Horos.

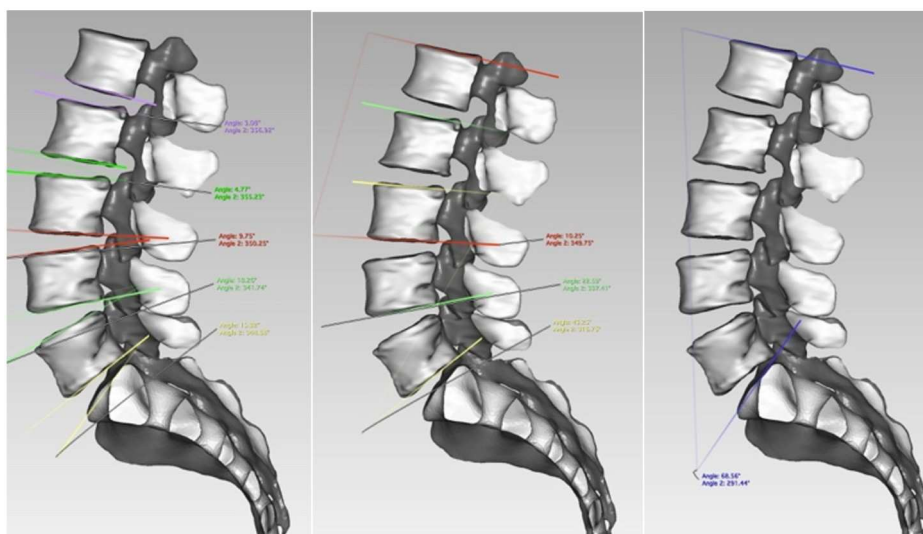
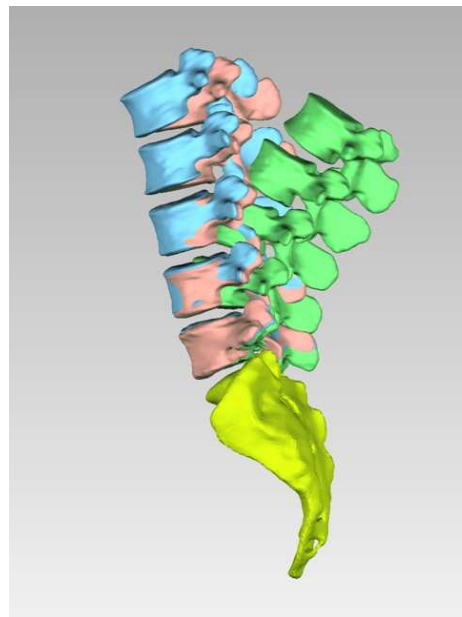


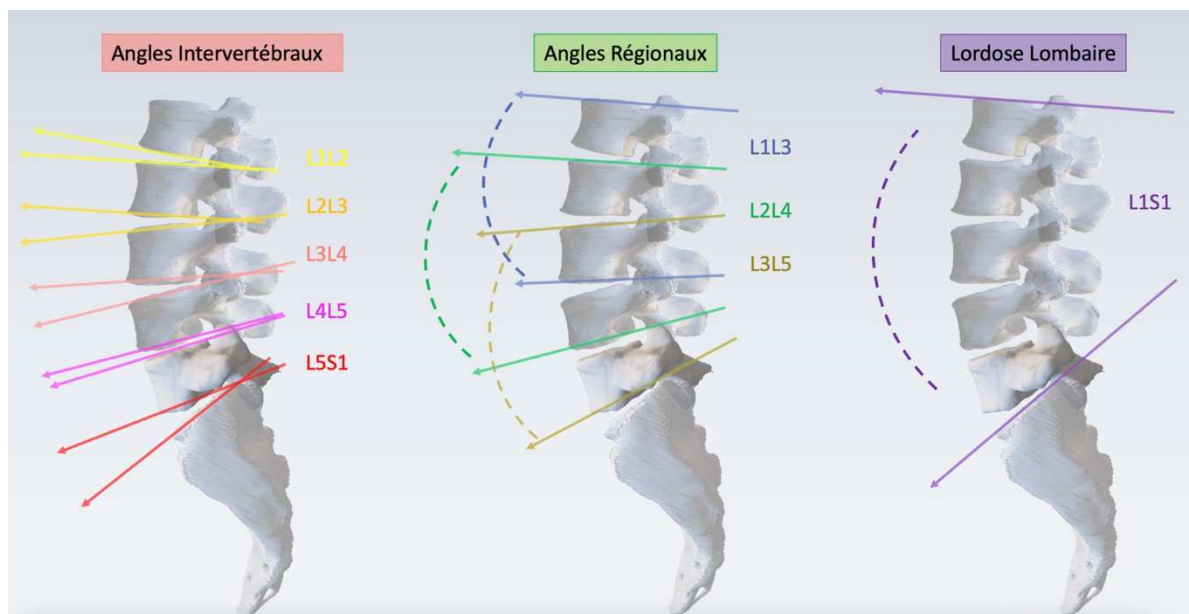
Figure 90 : Mesures angulaires sagittales sur la capture d'écran issue de la simulation en position assise en contraction, pelvis libre et support (aSIM)

Puis une analyse statistique avec des tests non paramétriques (Mann-Whitney) a été effectuée sous XLStat (seuil de significativité $p < 0,05$), en testant différentes marges d'erreur possible de 2 à 5° (en référence à la marge de 3 à 5° liée au caractère opérateur dépendant des mesures, valeur relevée dans la littérature, [Ricart](#)).

5.2.4 Résultats



A



B

Figure 91 : A : Vertèbres lombaires segmentées et recalées en position assise flexion (bleu clair) neutre (rose clair) et extension (vert clair). On peut noter qu'en station assise fléchie et neutre les vertèbres sont très proches en termes de positionnement lorsque le sacrum est fixe.

B : 3 groupes d'angles mesurés

5.2.4.1 Résultats en flexion

Il n'est pas retrouvé de différence significative entre les mesures angulaires issues de l'IRM et celles de la simulation en position de flexion pour la lordose lombaire, les angles intervertébraux, ainsi que les angles régionaux sauf L1L3. Cette significativité ne se retrouve plus si l'on tolère une erreur de 4°.

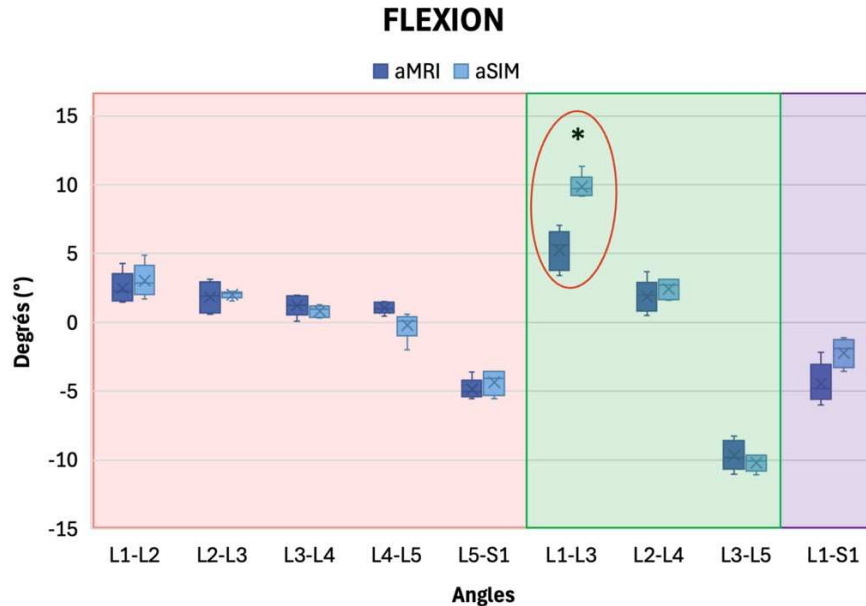


Figure 92 : Résultats en flexion.
* pas de différence significative si marge d'erreur tolérée de 4°

5.2.4.2 Résultats en position neutre

Les tests statistiques sur les mesures angulaires sagittales de la simulation de la position neutre (assise tonique) ne mettaient pas en évidence de différence significative avec les mesures angulaires de l'IRM.

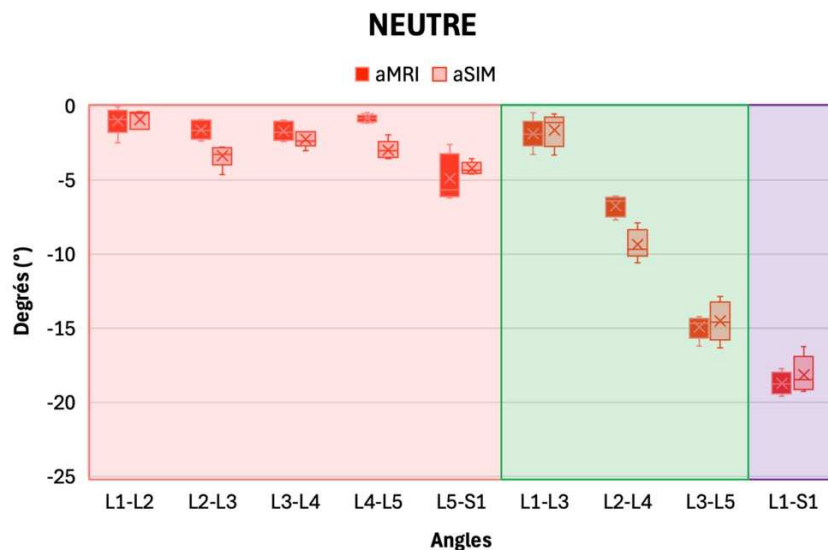


Figure 93 : Résultats en position neutre. Pas de différence significative retrouvée

5.2.4.3 Résultats en extension

Pour simuler l'extension assise, le scénario de contraction musculaire a été retenu car ne présentant pas de différence significative pour la mesure de la lordose lombaire L1S1. Il est à noter l'absence de différence également sur les angles intervertébraux avec une marge d'erreur de 2°. Cependant, des différences sont constatées pour les angles régionaux proximaux L1L3 et L2L4, leur significativité disparaissant avec une marge d'erreur tolérée de 5°.

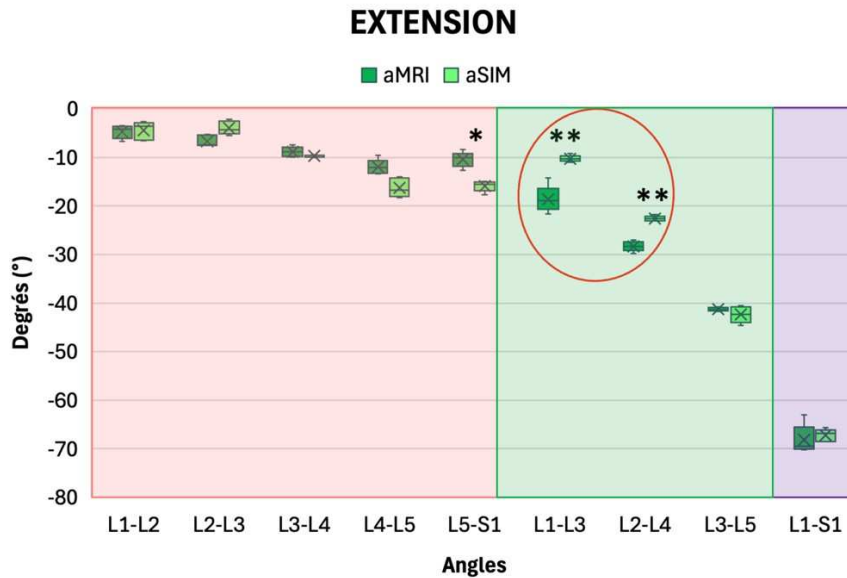


Figure 94 : Résultats en extension.

* pas de différence significative si marge d'erreur tolérée de 2°

** pas de différence significative si marge d'erreur tolérée de 5°

Les résultats de cette étude, bien que de faible puissance, mettent en valeur une cohérence du modèle pour la simulation en dynamique directe des mouvements complexes de flexion-extension en comparant avec des mesures in vivo.

Alors que la flexion est plus une posture passive, l'extension assise nécessite une activation musculaire.

5.2.5 Limites et perspectives

Une des premières limites après l'obtention des images issues de l'IRM positionnelle a été l'observation d'une **déshydratation discale** asymptomatique en L4L5 survenue entre les 2 IRM (decubitus et en position assise réalisées à 5 ans d'intervalle). Il n'a pas été retrouvé de perte de hauteur manifeste mais il était difficile de comparer les mesures entre les positions assise et couchée. L'aire de l'espace intervertébral est néanmoins similaire sur les 4 IRM (3,8cm²).

Une autre limite est le caractère opérateur dépendant du **calcul des angles**. Cette étude nécessiterait une analyse inter-intra observer pour être fiable. Nous avons opté pour le développement de calcul automatique d'angles à partir de landmark radiologiques, travail en cours (cf. chapitre 6, inférence anatomique).

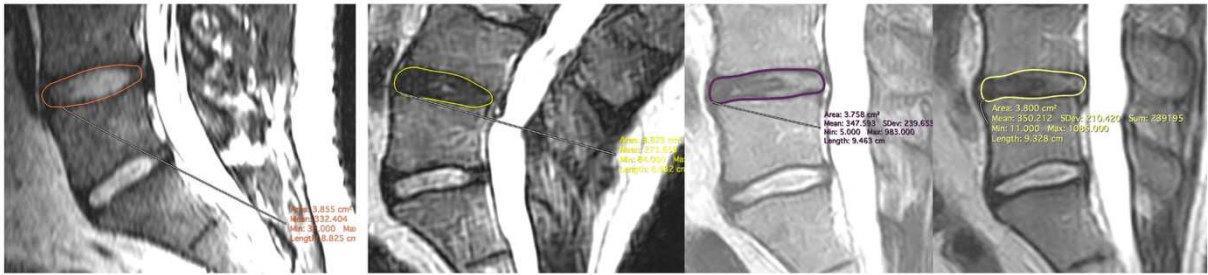


Figure 95 : Déshydratation discale L4L5 entre les 2 IRM (couchée à gauche puis assise en extension puis assise neutre et en flexion à droite).

On peut également citer des limites en lien avec le choix de modélisation. En effet, il a été décidé d'utiliser pour cette étude le modèle simplifié. La modélisation en éléments finis des disques serait intéressante à évaluer dans ces conditions. Il se discute également la conception de disques personnalisés devant la possibilité d'identifier le nucleus du fait de sa composition hydrique sur les différentes IRM (assise et couchée).

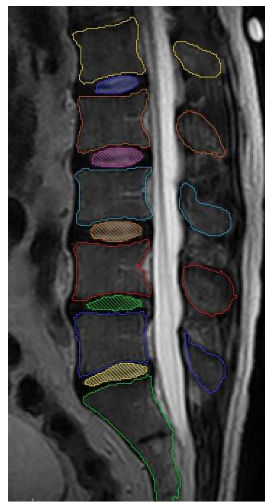


Figure 96 : Segmentation des nuclei des différents disques lombaires en flexion

D'autre part, on peut également se poser la question du rôle du **fascia thoracolombaire** non utilisé pour l'étude. On pourrait discuter de son rôle de tenseur passif si les résultats en flexion étaient plus précis avec son inclusion dans le modèle. On pourrait également discuter son rôle de contention des muscles postérieurs si la force que doivent développer ces muscles pouvait être diminuée en extension.

Enfin, la **précision des articulaires postérieures** est une des principales conditions aux limites de ce modèle. Les vertèbres CT scan avaient dû être recalées sur les vertèbres segmentées de l'IRM en raison de leur imprécision. Cette étape avait été effectuée dans un but d'obtenir les positions de contrôle mais également les positions cibles de simulation en déplacement forcé. Probablement que ce type de simulation pourrait être envisageable dans l'avenir et l'idéal serait alors de pouvoir directement obtenir une segmentation fiable à partir d'examen en coupe, en charge et en multiposition. Le weight bearing CT scan pourrait être une modalité d'intérêt.

5.3 Conclusion du chapitre

Si l'on considère la définition de validation issue des guidelines VV40, alors cela interroge la notion de validation telle qu'utilisée dans la littérature scientifique. En effet, nombre de modèles revendiquent une validation dans la littérature mais ils ne semblent pas remplir les critères des recommandations FDA.

En cohérence avec les critères de validation de catégorie 4 in vivo, notre approche propose une première évaluation du modèle pour un contexte d'usage en flexion extension. Cette nouvelle approche pour la conception des modèles repose sur l'utilisation des données multimodales d'un sujet de référence, vivant, et l'utilisation de données de validation autres que les données ayant servi à sa conception. Nous avons ainsi utilisé des CT scan et IRM allongée haute définition pour la création des géométries, et des données IRM multi position en charge pour la validation.

Le développement de conditions aux limites est également un apport au domaine :

- Analyse du rachis lombaire en prenant en compte le reste du rachis et du pelvis.
- Exploration des pilotages en déplacement.
- Exploration des pilotages en force par vecteur, en force par contraction.
- Fixation ou non du sacrum.

A l'avenir, si ce modèle doit être intégré dans un dispositif médical logiciel, cela nécessiterait une étude sur une plus grande population (catégorie 5) et la réalisation de tests in vitro (catégorie 3).

Nous aborderons dans le prochain chapitre l'utilisation de ce modèle dans un autre contexte d'usage (COU VV40) : la présence d'anomalie transitionnelle par sacralisation de L5.

Le choix de ce type de modélisation repose également sur la possibilité de générer des modèles patient spécifiques tel qu'utilisé à l'heure actuelle pour le genou. Nous aborderons dans le chapitre suivant les méthodes envisagées pour y parvenir en routine clinique, c'est-à-dire en moins de 5 minutes.

Une limite importante est que ce modèle n'est valide que pour les patients ne présentant pas de vertèbres surnuméraires complètes ou incomplètes. Des modèles intégrant les ligaments, muscles et disques sur ces niveaux seront nécessaires.

6. Applications cliniques

Au-delà des applications possibles en situation pathologique, le modèle pourrait aider à la compréhension de la physiologie, avec notamment le rôle des variations inter et intra individuelles sur le fonctionnement « normal » de la colonne vertébrale. Une anomalie transitionnelle de type sacralisation de L5 présente des modifications de la cinématique lombo-sacrée en raison de la perte d'un segment mobile. Il en est de même pour une lombalisation de S1 avec la présence d'éléments discaux, ligamentaires et musculaires surnuméraires. Ainsi, le patient virtuel standardisé créé lors de ce travail sera peut-être un modèle non représentatif et non transférable à des patients présentant des anomalies transitionnelles notables.

Par ailleurs, de nombreuses situations en routine clinique pourraient être évaluées par un modèle numérique du rachis thoraco-lombaire. Les pathologies et les thérapeutiques « mécanisables » nécessitent plusieurs étapes préalables afin de pouvoir être étudiées.

6.1 Préalables à l'application patient spécifique

Il serait impossible de réaliser en routine des modèles patients spécifiques selon la méthode de conception du modèle de référence s'il fallait tout remodeler à partir d'imagerie multimodale du patient. L'approche de modélisation de l'équipe BiomecaMot de TIMC repose depuis plus de 20 ans sur l'utilisation de ce modèle de référence comme une librairie biomécanique transférable sur un patient cible par le biais de ses géométries osseuses. La Figure 97 montre les étapes nécessaires à l'obtention du jumeau numérique du patient à partir de patient virtuel standardisé qu'est le modèle de référence.

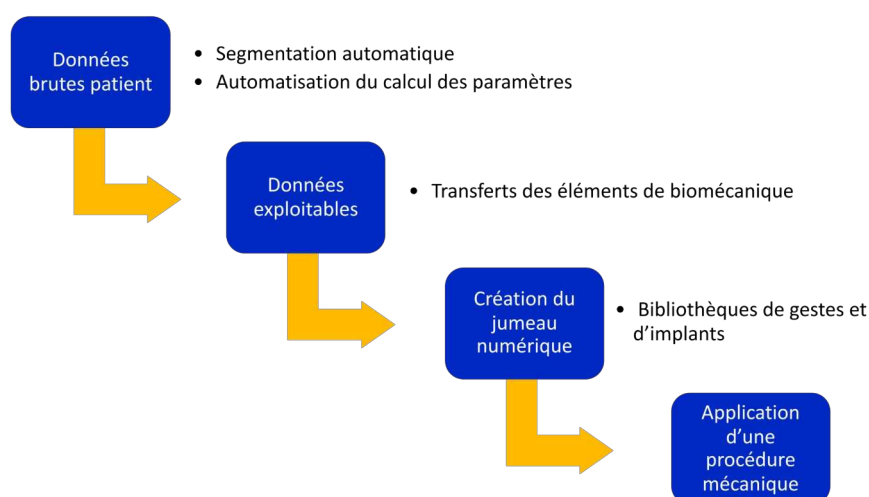


Figure 97: schéma des étapes préalables à l'application patient-spécifique

6.1.1 Exploitation des données brutes du patient

6.1.1.1 Segmentation des structures osseuses

Les données brutes du patient correspondent aux fichiers des imageries réalisées, qu'elles soient en 2D ou en coupe.

Pour pouvoir être exploitables, il faut que les structures osseuses soient reconstruites comme des objets surfaciques 3D, étape réalisée à partir de la segmentation (cf. chapitre 4). La segmentation peut être manuelle, semi-automatique ou automatique. La segmentation manuelle d'un rachis est une étape très chronophage : plusieurs heures pour un rachis lombaire (Figure 98). Les applications d'assistance médico-chirurgicales nécessitent la construction de jumeaux numériques et donc la mise en place de procédures de segmentation « rapides », afin d'être en adéquation avec les contraintes cliniques.

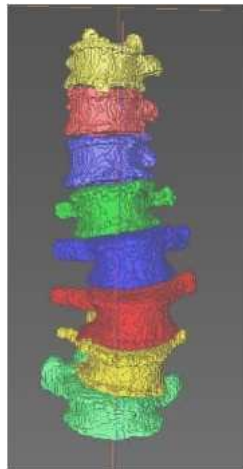


Figure 98: Segmentation manuelle d'une scoliose lombaire sous Amira (vertèbres segmentées de T10 en jaune clair à L5 en vert clair)

L'intelligence artificielle, dans son approche par apprentissage profond (deep learning) a rendu accessible l'utilisation de réseaux de neurones pour segmenter les imageries médicales. Plusieurs architectures (réseaux) existent permettant pour certaines de localiser une structure et pour d'autres de la segmenter.

La conférence MICCAI (Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention) a organisé une compétition pour développer des outils automatisés de segmentation et d'étiquetage (nommage) des vertèbres sur des scans CT multi-détecteurs. Tenue en 2019 et 2020, cette compétition visait à encourager la création d'algorithmes capables de gérer la variabilité anatomique du rachis, incluant les cas rares. Une base de données publiques de 374 scans annotés a été constituée pour évaluer ces algorithmes (VerSe). L'objectif principal est de comparer et d'améliorer la robustesse des méthodes de segmentation face aux variations anatomiques. La méthode de référence a été décrite par [Sekuboyina](#) en 2021.

Twinsight Medical a implémenté les méthodes décrites dans cet article et a développé ainsi une segmentation automatique des vertèbres.

Afin d'entraîner ces réseaux de neurones, une vérité terrain (Ground Truth) est nécessaire. Cela permet d'avoir un jeu de données pour l'entraînement et un jeu pour le test afin d'analyser ses performances.

Les données nécessaires à l'entraînement sont :

- CT scan anonymisés
- Coordonnées 3D des centroïdes des vertèbres dans l'image (Figure 99)
- Masques de segmentation avec chaque vertèbre identifiée

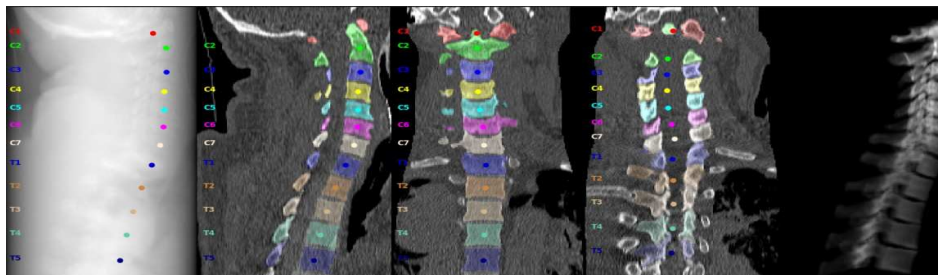


Figure 99: calcul des centroïdes du Ground Truth

Nous avons ainsi réalisé plusieurs dizaines de segmentation manuelles de CT scan ("OrthoTwin AI" MR-004, Figure 98) afin d'augmenter le jeu de données publiques de VerSe. Ces dernières ont fait l'objet d'une vérification de notre part et d'une correction des segmentations et labels. Après correction, seuls 250 sujets ont été validés. En effet, il y avait pour 86 séquences des erreurs de nommage de vertèbres (L5 au lieu de L6 ou S1...) ou du matériel (vis / plaque) rendant l'image non exploitable. Les centroïdes ont été calculés automatiquement à partir des masques de segmentation.

La méthode la plus performante cumule 3 réseaux (Figure 100).

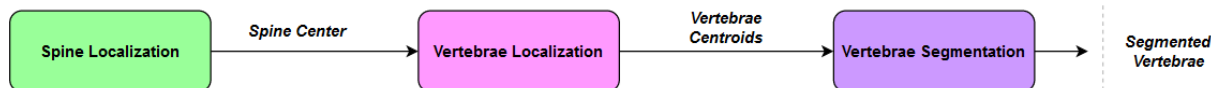


Figure 100 : 3 réseaux de neurones nécessaires pour une segmentation et labélisation du rachis humain

Réseau n°1 : localisation du centre de masse du rachis entier (Figure 101).

Cette étape a pour objectif d'analyser rapidement un volume CT pour détecter la présence d'une colonne vertébrale dans l'image. Pour cela, un réseau U-net est entraîné à produire une carte de chaleur (heatmap) de la probabilité de présence d'un centroïde dans l'image. Chaque centroïde devient une tache de couleur avec une localisation 3D.

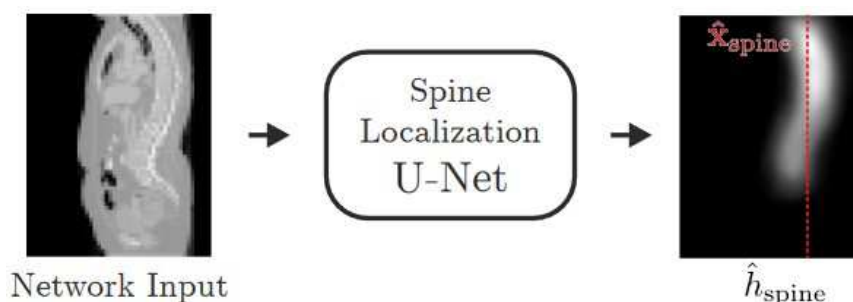


Figure 101: Réseau 1 : localisation du rachis entier et heatmap (d'après [Sekuboyina](#))

Réseau n°2 : localisation des vertèbres présentes dans la zone détectée comme un rachis (Figure 102).

Un algorithme détermine la première et la dernière vertèbre visibles sur le volume en prenant la carte de chaleur avec la plus grande valeur qui est la plus proche du volume en crânial ou en caudal. Il n'est conservé que la suite de centroïdes détectés répondant aux conditions suivantes : les vertèbres consécutives ne doivent pas être à moins de 12,5 mm et à plus de 50 mm. Le point de repère suivant ne doit pas être au-dessus d'un précédent (en ventral ou dorsal).

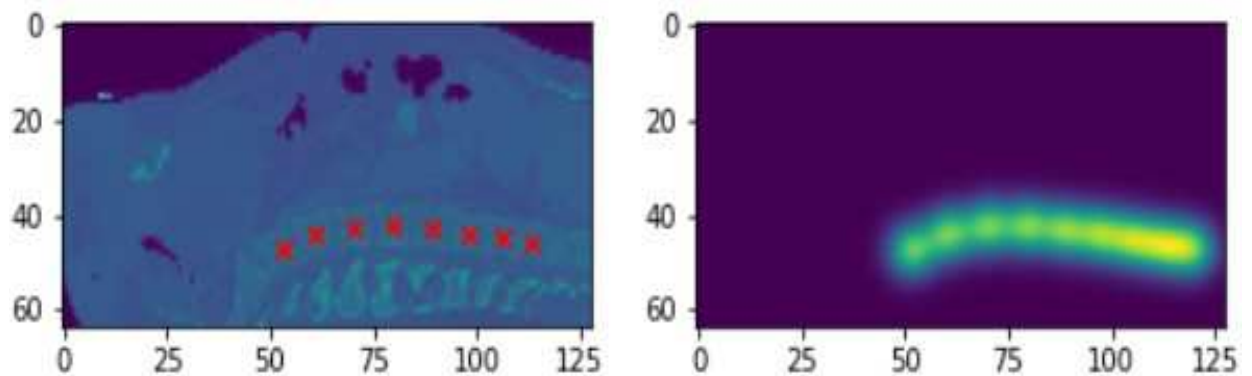


Figure 102: Réseau 2 : localisation des vertèbres par les centroïdes

Réseau n°3 : Segmentation de chaque vertèbre présente dans une boîte englobante (bounding box) autour de chaque centroïde (Figure 103).

Une prédiction de l'appartenance d'un voxel à de l'os est réalisée sur chaque voxel de la boîte englobante autour des centroïdes. Les voxels associés à de l'os et qui se touchent sont fusionnés dans un masque de segmentation. Puis, ce dernier sert de base à la génération d'un maillage surfacique de la vertèbre qui est renommée en fonction de la position de son centroïde.

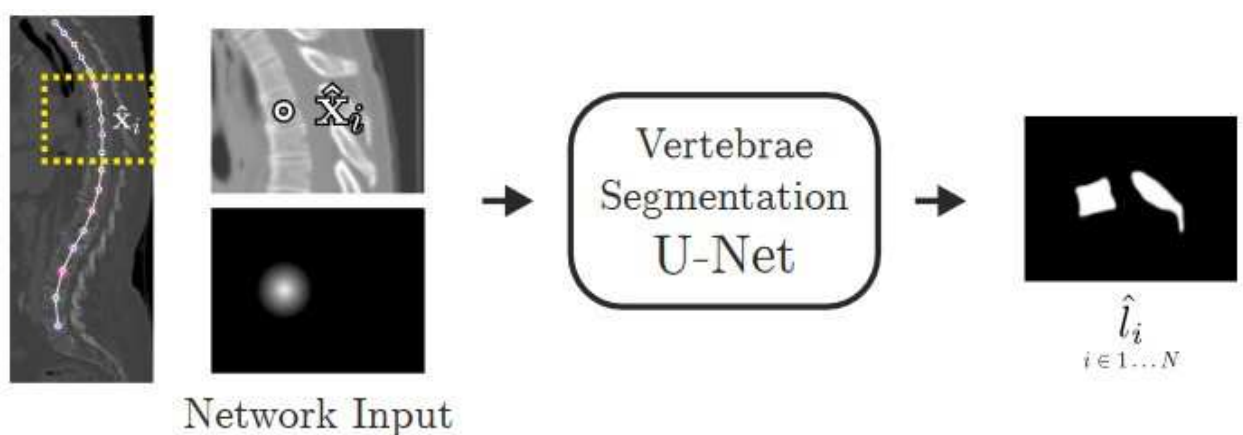


Figure 103: Réseau 3 : segmentation 3D de chaque vertèbre à partir de la bounding box localisée par chaque centroïde (d'après [Sekuboyina](#))

Désormais, il est possible d'obtenir une segmentation automatique (Figure 104) d'une colonne vertébrale thoraco-lombaire en environ 1m30sec, en l'absence d'anomalie majeure vertébrale.

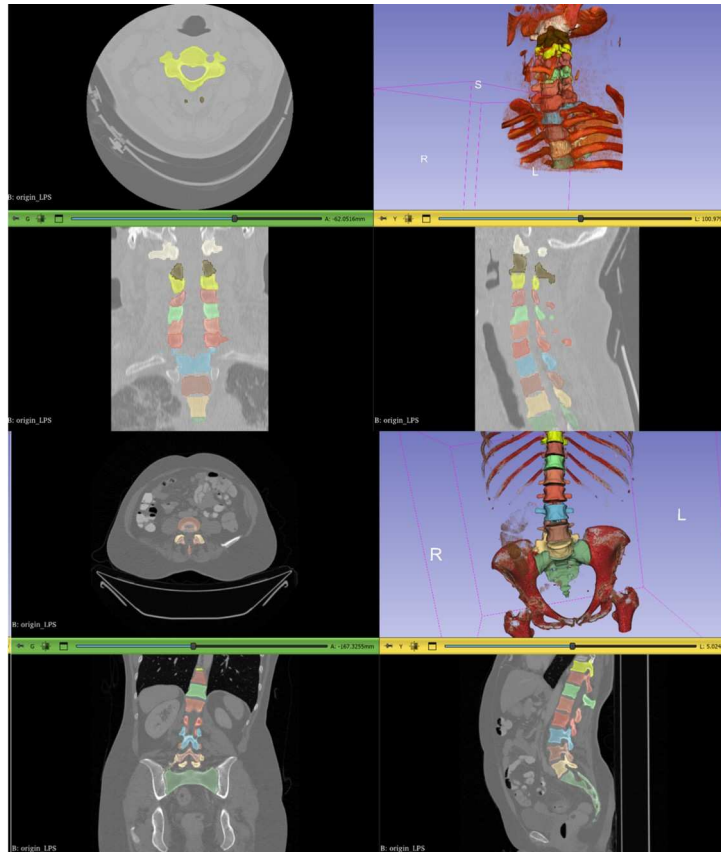


Figure 104: Exemples de segmentation automatique, cervicale (images du haut) et lombaire (images du bas)

6.1.1.2 Définition des paramètres radiologiques d'intérêt

De très nombreux paramètres ont été publiés dans la littérature scientifique dans un but diagnostique, pronostique et d'évaluation des thérapeutiques (cf. chapitre 2). Ces valeurs angulaires et de distance sont mesurées directement sur les imageries des patients ou via des logiciels spécialisés.

Plusieurs contraintes sont liées à leur obtention. Leur mesure, en fonction du nombre de paramètres recherchés, est également une étape chronophage, qu'elle soit réalisée par les radiologues, les techniciens, ou les médecins en consultation. De plus, leur caractère opérateur dépendant peut occasionner des erreurs de l'ordre de 3-5° pour les valeurs angulaires ([Ricart](#)). L'automatisation des mesures est une donc étape essentielle pour les applications patient-spécifique à la fois pour uniformiser les mesures et optimiser le temps clinicien.

Leur définition est un préalable nécessaire à l'automatisation de leur mesure. Les points anatomiques permettant leur mesure seront définis dans le paragraphe suivant sous le terme de landmark radiologiques.

Les principaux paramètres utilisés en routine clinique sont présentés dans la Figure 105 et le Tableau 18. Les valeurs en bleu correspondent à celles du patient virtuel standardisé, mesurées sur une imagerie EOS corps entier de face et de profil permettant de justifier de l'aspect non pathologique du sujet de référence (Annexe 4).

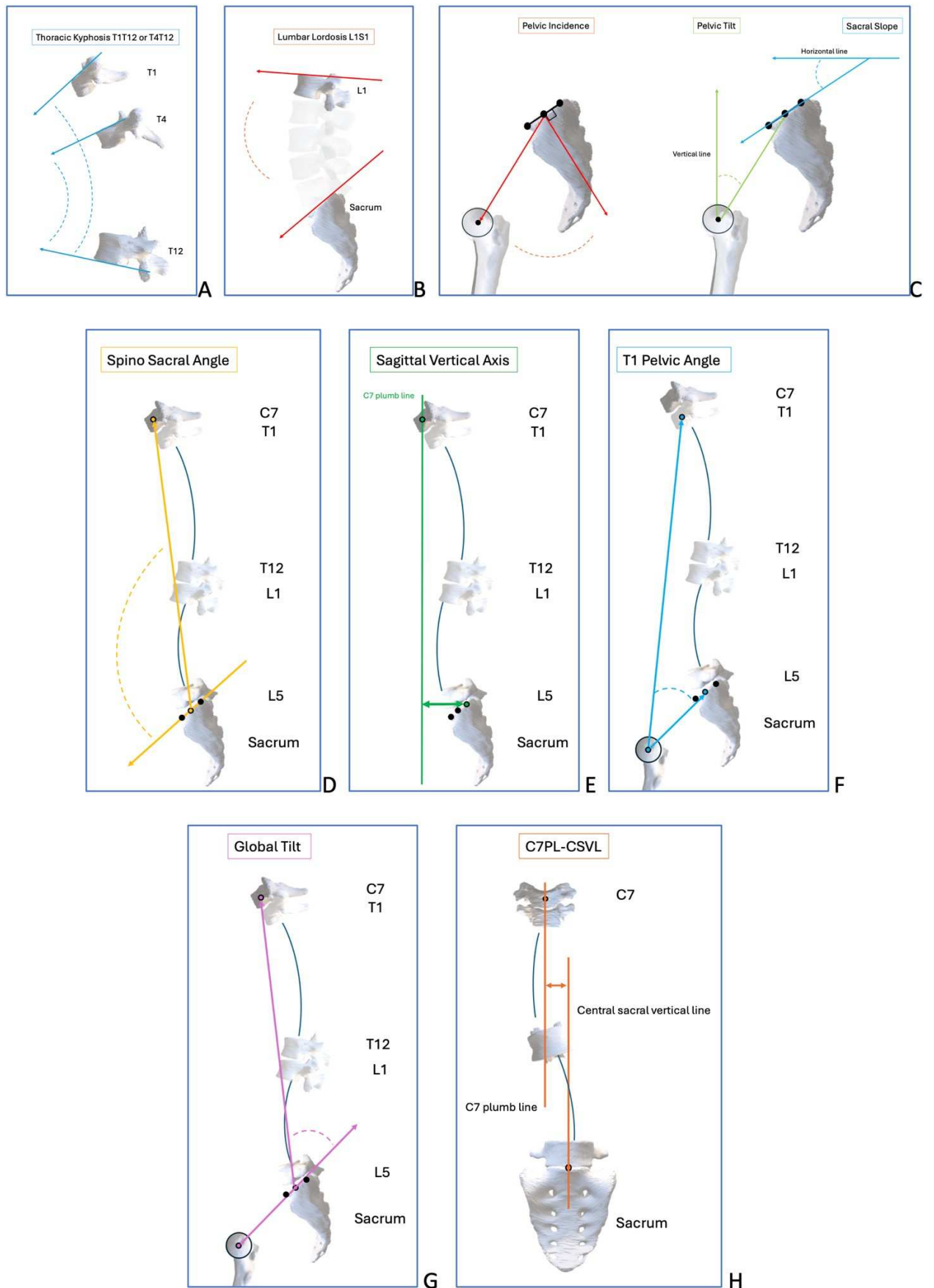


Figure 105 : Schéma des paramètres rachidiens les plus fréquemment mesurés

Tableau 18 : Les principaux paramètres radiologiques et valeurs du patient virtuel standardisé (en bleu, cf Annexe 4)

Acronym	Name	Description	Normal range	Virtual patient	Level studied	Projection Plan 2D	Reference
TK	Thoracic Kyphosis	angle between the tangential to T1 (or T4) superior endplate and the tangential to T12 inferior endplate	10° to 55°	35,33°	Segmental Spine	Sagittal	Winter et al. (2009)
LL	Lumbar Lordosis	angle between the tangential to L1 superior endplate and the tangential to the sacral endplate	-33,2 +/-12,1° -40 to -60°	-61,83°	Segmental Spine	Sagittal	Lin et al. (1992) SDSG manual.
PI	Pelvic Incidence	angle between the perpendicular line running from the midpoint of the sacral endplate and a line between this point to the centre of the femoral heads (PI=PT+SS)	55 +/- 10° (35 to 85)	56,14°	Segmental Pelvis	Sagittal	Duval, Beaupère et al. (1992)
PT	Pelvic Tilt	angle between the vertical plane and a line joining the centre of the femoral heads at the midpoint of the sacral endplate	13 +/- 7° (<20°)	13,68°	Segmental Pelvis	Sagittal	Duval, Beaupère et al. (1992)
SS	Sacral Slope	angle between the tangential to sacral endplate and the horizontal plane	42+/- 8°	46,17°	Segmental Pelvis	Sagittal	Wiltse et al. (1983)
SSA	Spino Sacral Angle	angle between the line running from the midpoint of the upper endplate of S1 to the midpoint of the vertebral body of C7 and the tangential to sacral endplate	135 +/- 8°	138,7°	Spine	Sagittal	Mac Thiong et al. (2010)
SVA	Sagittal Vertical Axis	length of the segment joining lowered vertical of C7 (centre of the vertebral body) and the posterior edge of the sacral endplate	5 +/- 25mm (<50mm)	10,3mm	Spine	Sagittal	Jackson et al: S1C7 (2000)
T1PA	T1 Pelvic Angle	angle formed by the line between the center of the T1 vertebral body and the bicoxofemoral axis and the line between the bicoxofemoral axis and the middle of the S1 endplate	low <14°, moderate 14-22°, high >22°	8,11°	Spine and pelvis	Sagittal	Protopsaltis et al. (2014)
GT	Global Tilt	angle formed by the intersection of two lines, the first line is drawn from the center of C7 to the center of the sacral endplate and the second line is drawn from the center of the femoral heads to the center of the sacral endplate	33,7°	11,2°	Spine and pelvis	Sagittal	Obeid et al. (2016)
C7PL-CSVL	Coronal balance or alignment	horizontal distance traveled by a plumb line dropped from the center of the C7 body to the midperpendicular of S1	0 (mm)	5,9mm	Spine	Coronal	SDSG manual. (2008)

6.1.2 Création du jumeau numérique

6.1.2.1 Recalage des structures osseuses

La création du jumeau numérique du patient commence par l'étape de recalage des structures osseuses. Deux temps sont successivement réalisés.

Tout d'abord, un recalage rigide permet de positionner les vertèbres du patient virtuel standardisé sur celles du patient grâce à une matrice de transformation. Les centres de masse (centroïdes) sont alignés afin de gérer la translation puis une minimisation de la somme des distances au carré est réalisée pour déterminer la rotation optimale (Figure 106).

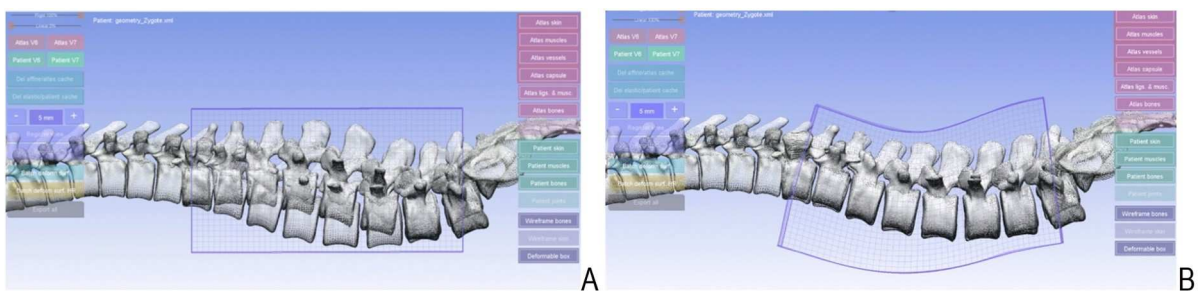


Figure 106: Recalage rigide des structures osseuses (Twinsight Medical) à partir du patient virtuel standardisé vers le modèle Zygote (zygote.com)

Puis, un recalage élastique permet la déformation des nœuds du maillage surfacique des vertèbres grâce à un champ de déformation (Figure 107).

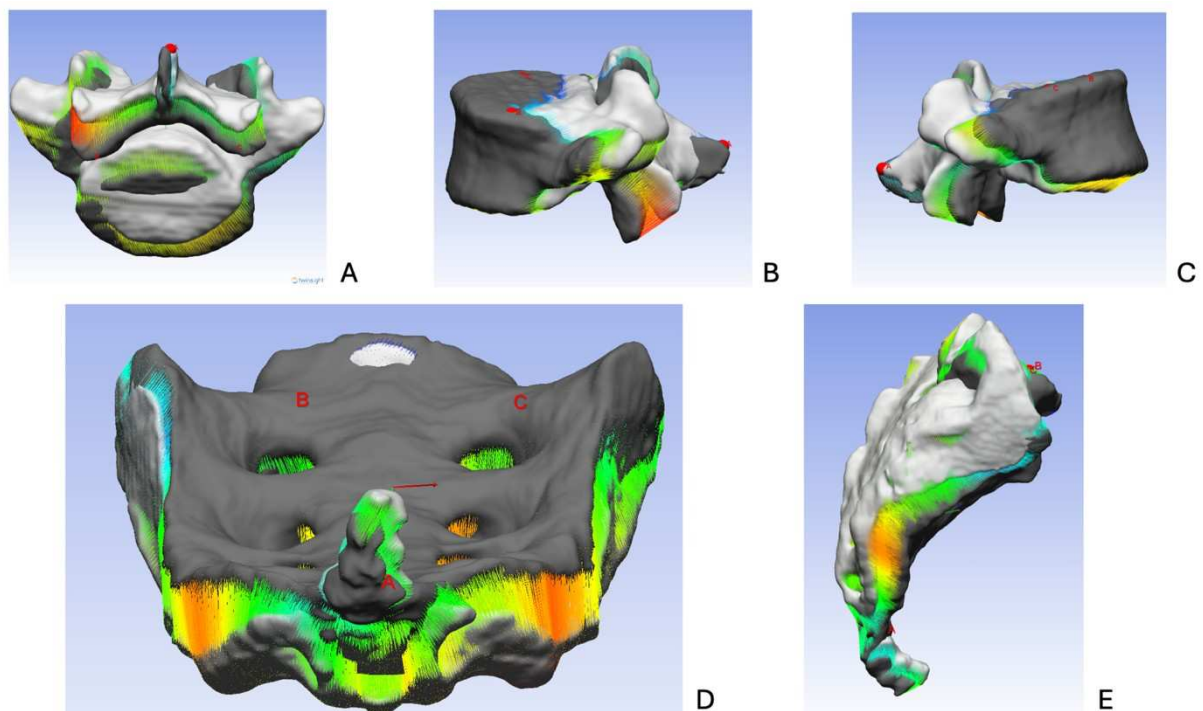


Figure 107 : Recalage élastique des structures osseuses (Twinsight Medical) à partir de la vertèbre L5 (A-C) et du sacrum (D&E) du patient virtuel standardisé (clair) vers celles d'un sujet (foncé)

6.1.2.2 Morphing des structures

Le morphing est l'application aux landmark de chaque vertèbre de la matrice de transformation (positionnement de la vertèbre) et du champ de déformation (passage de la forme de la vertèbre atlas à la forme de la vertèbre cible) afin d'obtenir la position de ce landmark sur la vertèbre cible.

Il a été défini 2 types de landmark dans le modèle : les landmark radiologiques (pour le calcul des paramètres radiologiques d'intérêt) et anatomiques (pour le transfert de la maquette biomécanique).

A. Landmark radiologiques

Les landmark radiologiques sont les points définis sur les structures osseuses nécessaires à l'établissement des angles et des distances utilisés en clinique. Certains landmark radiologiques du bassin et des membres inférieurs avaient déjà été établis et leur génération automatique validée ([Horteur](#)).

Les autres landmark ont été définis sur l'ensemble des structures osseuses de la colonne thoracolumbaire et du sacrum, en considérant également certains points notables sur C7, le crâne et les os iliaques. La liste exhaustive des landmark définis sur le patient virtuel standardisé est reproduite en annexe 3, incluant les landmark déjà évalués et ceux en cours d'évaluation.

En effet, afin de valider le landmarking automatique par morphing, une étude de variabilité a été réalisée avec le Dr GOUZE dont les résultats sont en cours d'analyse. Nous avons positionné les points d'intérêt sur 11 CT scan de rachis, s'étendant de C7 au sacrum, issus de la base de données VerSe. Ces landmark ont été également positionnés sur le CT scan du patient virtuel standardisé. La Figure 108 présente certains de ces points définis sur L5 et le sacrum.

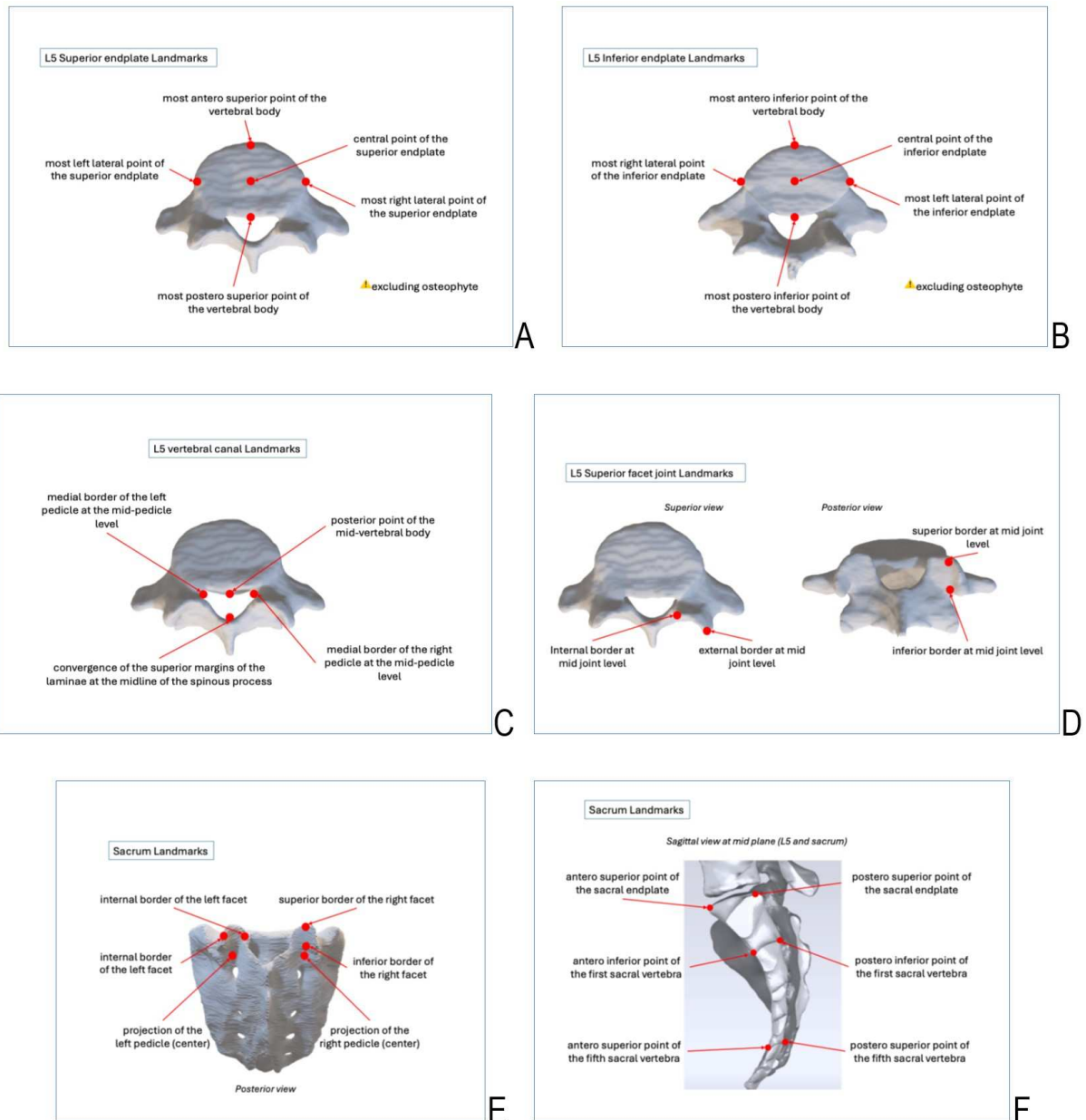


Figure 108 : Landmark radiologiques, exemples sur L5 (A-D) et sur le sacrum (E&F)

B. Landmark anatomiques

Pour rappel, les insertions des différents muscles et ligaments sont représentées par des points rigidement liés aux structures osseuses, appelés landmark anatomiques (cf. chapitre 3).

Ces points sont transférés sur les structures du patient en leur appliquant la matrice de transformation et le champ de déformation sus cités (Figure 109).

Ainsi, environ 150 landmark par vertèbre sont transférés.

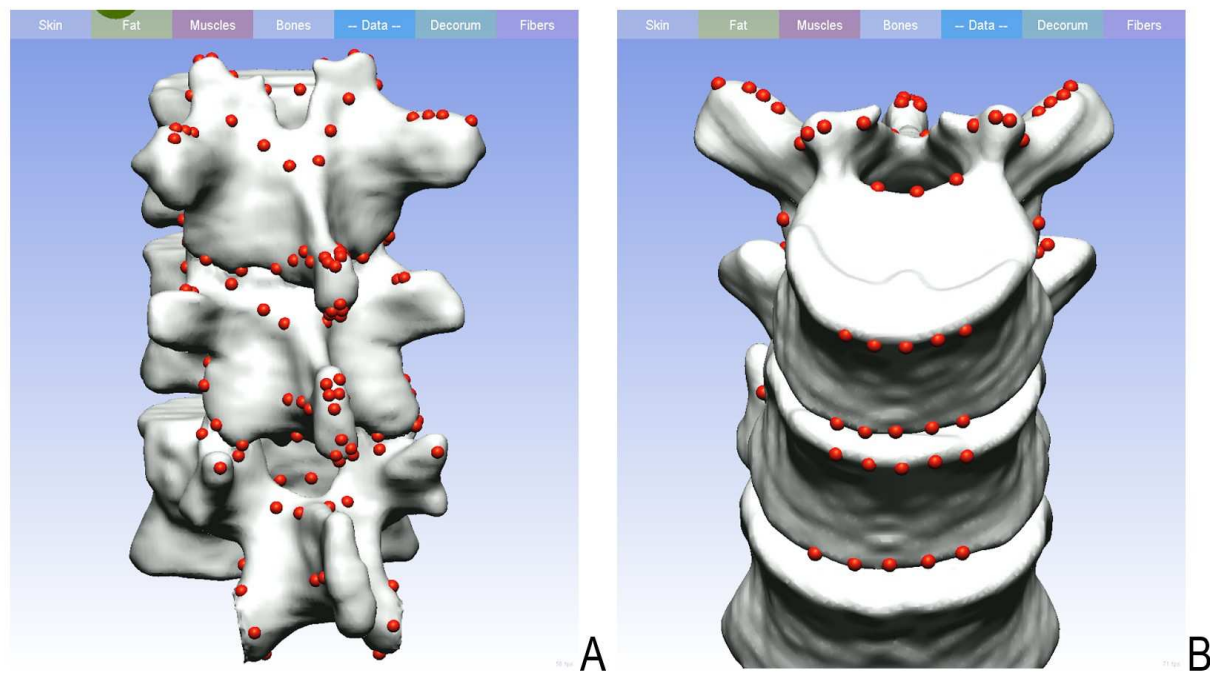


Figure 109 : Transfert des landmark anatomiques des structures ligamentaires et des multifides (Twinsight Medical), vue postérieure (A), vue antérieure (B)

6.1.2.3 Application de la maquette mécanique du patient virtuel standardisé à l'anatomie du patient

Une fois le transfert des landmark anatomiques et radiologiques réalisé, les éléments mécaniques (muscles, ligaments, centres articulaires) sont appliqués au patient afin d'obtenir son modèle biomécanique patient spécifique devenant ainsi un jumeau numérique du patient.

La longueur de chaque structure (muscle et ligament) prenant en compte les points d'insertions, les via points et les wrapping est calculée afin d'obtenir la longueur de repos utilisée lors de la simulation pour chaque structure. Ainsi les lois de comportement associées à chaque structure et qui sont dépendantes de l'allongement par rapport à une longueur de référence pourront être calibrées pour chaque individu sur la longueur de repos.

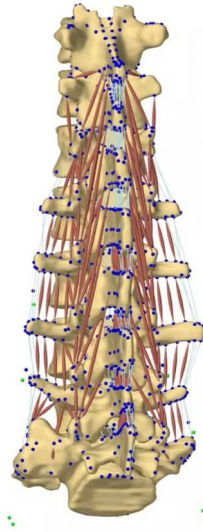


Figure 110: Transfert des éléments mécaniques et obtention du jumeau numérique de la colonne lombaire du patient (vue postérieure). Il est à noter la méga apophyse transverse gauche de L5 avec la nécessité d'ajuster les muscles et les ligaments intertransversaires

6.1.3 Application de la procédure mécanique

Il est alors désormais possible d'appliquer une procédure mécanique au jumeau numérique du patient. Parmi les procédures envisageables, des **hypothèses diagnostiques ou physiopathologiques** peuvent être testées :

- Vérifier les propriétés matériaux : la littérature scientifique établit des intervalles de valeurs pour les différentes structures. Il est possible de tester par exemple un mouvement de flexion extension avec plusieurs valeurs d'élasticité du ligament jaune,
- Possibilité de réaliser des contractions musculaires simultanées (coactivation), par exemple psoas et transversaires épineux au niveau lombaire, afin de tester leur influence (« poutre composite ») ce qui a été réalisé pour l'évaluation du modèle en extension,
- Analyser la relation entre les membres inférieurs et le rachis (hypothèses de rétraction musculaire, exemple droit fémoral ou ischio jambiers et leur influence sur le rachis par leur impact sur le bassin). On peut reprendre ici l'exemple de la simulation sur patient virtuel standardisé en extension du rachis lombaire avec sacrum fixé ou libre (chapitre 5). Le seul paramètre variant avait été cette impossibilité à antéverser le bassin. Les mesures moyennes de lordose lombaire L1S1 étaient respectivement de 56,38 (+/-1,74) contre 67,21 (+/-1,23). Cette différence de 10° pourrait être le témoin en clinique d'une rétraction des ischio-jambiers.

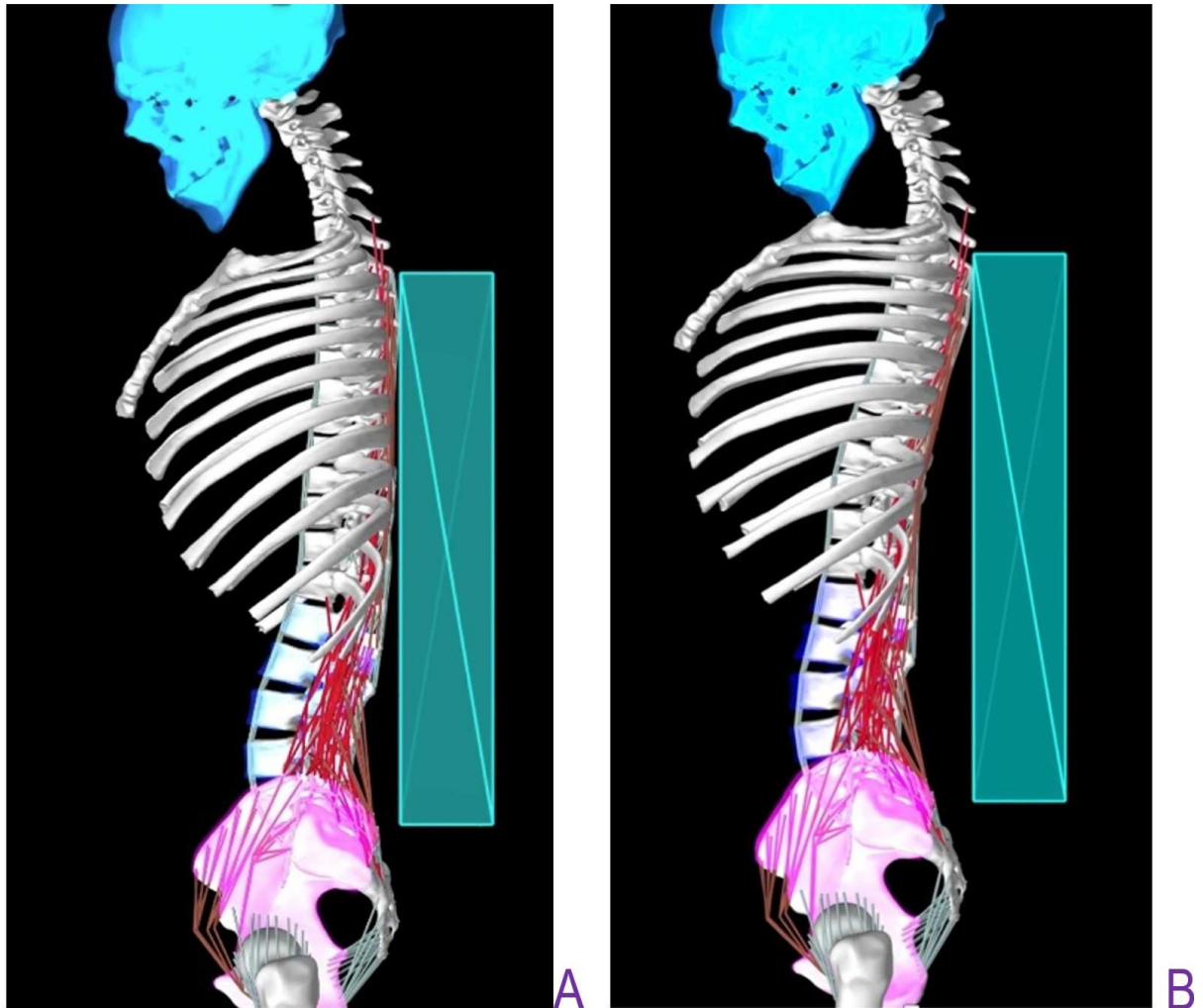


Figure 111: extension du rachis lombaire avec sacrum fixe (A) et non fixe (B) (simulant une rétraction des ischio-jambiers avec impossibilité d'antéverser le bassin)

De plus, il est envisageable d'appliquer des **procédures chirurgicales**. Il est nécessaire d'établir un catalogue de gestes chirurgicaux. Prenons l'exemple d'une arthrodèse L2L3 (Figure 112) :

- Si elle est réalisée par voie postérieure, de façon circonférentielle et non mini invasive « Transforaminal Lumbar Interbody Fusion ou TLIF », il faut inactiver l'ensemble des structures ligamentaires et musculaires s'insérant ou se terminant sur L2 et L3, en dehors du ligament longitudinal antérieur mais aussi des fibres polyarticulaires du transversaire épineux se trouvant sur la voie d'abord réalisée (exemple, faisceaux du multifidus L1L4, L1L5 et L1S1). Il faut aussi interdire tout mouvement entre L2 et L3. Il est alors possible de tester plusieurs hauteurs et lordoses d'implants discaux.
- Si elle est réalisée par voie latérale « Lateral Interbody Fusion ou LLIF » (pré ou transpsoas), la voie d'abord ne lèse que les fibres du psoas s'insérant sur le disque et les corps vertébraux de L2 et L3 du côté de l'abord. Les mouvements entre L2 et L3 doivent être également inhibés. Il sera aussi possible de tester plusieurs hauteurs et lordoses d'implants discaux.

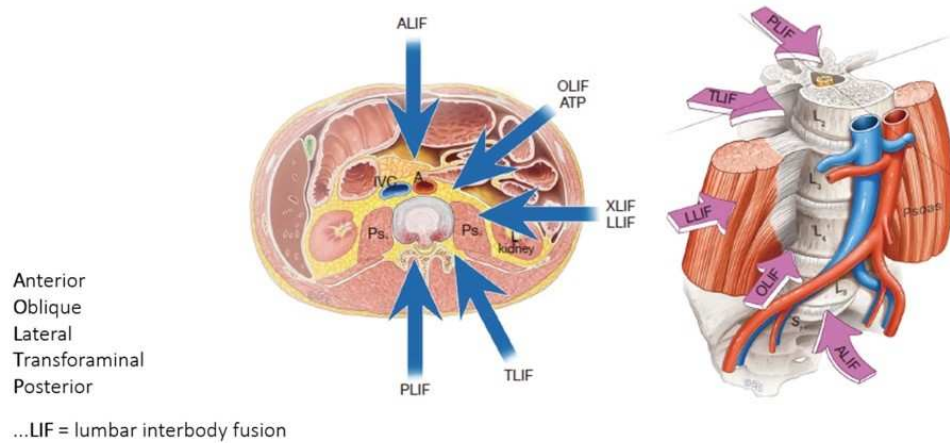


Figure 112: Différentes voies possibles pour l'abord du rachis lombaire (neurobicetre.com)

6.2 Applications : variations interindividuelles

6.2.1 Anomalie transitionnelle

Il est possible de simuler la présence d'une anomalie transitionnelle de type sacralisation de L5 en réalisant sur le patient virtuel standardisé une fusion (arthrodèse) de l'espace L5S1 tout en conservant les structures ligamentaires et musculaires intactes. Cette procédure a été réalisée puis les scénarii de flexion / extension ont été reproduits comme au chapitre 5 (Figure 113).

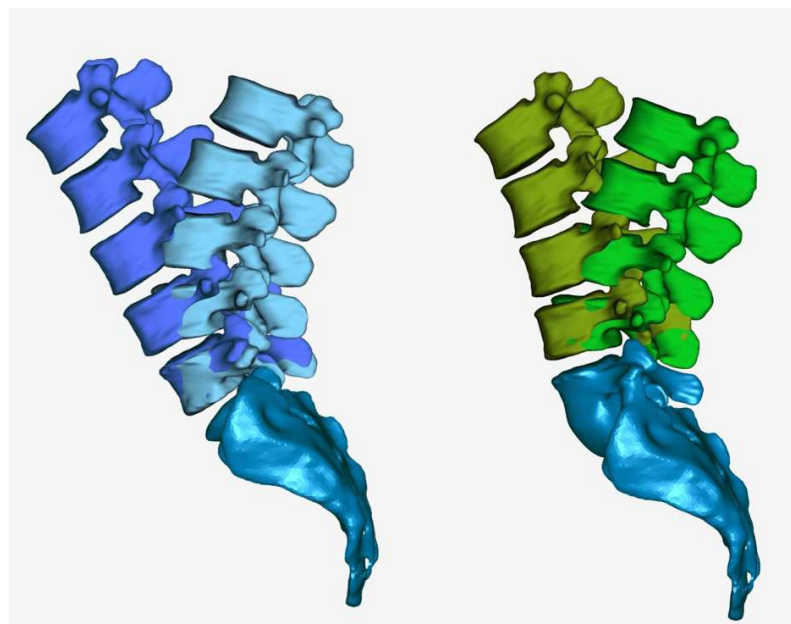


Figure 113: Position relative des vertèbres par rapport au sacrum en flexion et extension, à gauche pour le rachis normal et avec une articulation L5S1 rendue immobile à droite.

La lordose en L1L5 et en L1S1 a été mesurée dans les positions de flexion et extension pour le rachis normal et le rachis avec la sacralisation de L5, permettant d'obtenir l'amplitude globale du mouvement de flexion / extension. Les résultats ont été comparés à l'aide de tests non paramétriques avec une différence significative établie à $p=0,005$ (Figure 114 et Figure 115).

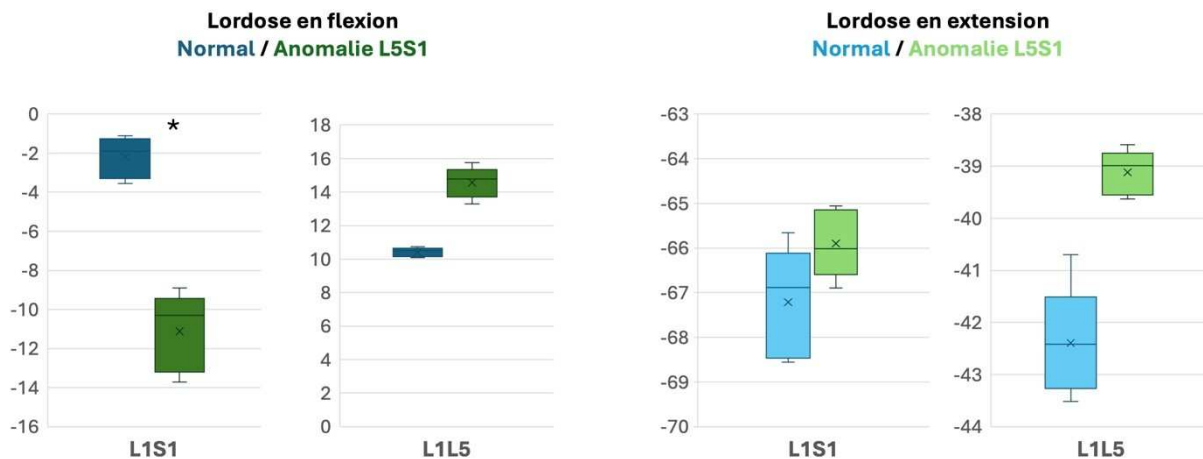


Figure 114 : Résultats sur les mesures de lordose en flexion et en extension. Différence significative en flexion en L1S1 ($*p=0,004$) mais non significative en L1L5.

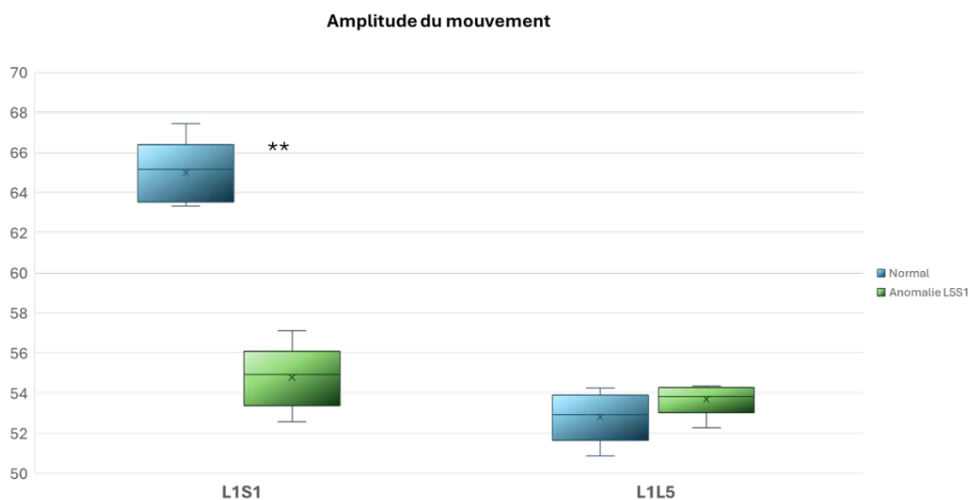


Figure 115 : Résultats sur les amplitudes en flexion / extension. Différence significative en L1S1 ($**p=0,004$) mais non en L1L5

Pour rappel, la lordose est négative, la cyphose positive par convention. On note une différence significative attendue dans les amplitudes articulaires mesurées entre L1 et S1, diminuées en cas d'anomalie transitionnelle de type sacralisation de L5. Cette différence se manifeste en flexion avec un rachis qui reste très lordotique en L1S1 (11° en moyenne de lordose) en cas d'anomalie transitionnelle alors que le rachis lombaire normal tend à la cyphose (2° de lordose).

Les amplitudes entre L1 et L5 ne sont pas modifiées, ce qui était également attendu.

6.2.2 Études en cours autour de la variabilité inter-individuelle

Les travaux suivants ne sont pas présentés dans le cadre de ce manuscrit mais ont débuté utilisant ce principe de génération patient spécifique :

- Le jumeau numérique d'un sujet féminin ayant réalisé CT scan et IRM est en cours d'étude. Les simulations de flexion et extension seront comparées aux résultats d'imagerie multipositionnelle.
- D'autre part, les 4 morphotypes principaux de Roussouly sont en cours d'évaluation avec la définition de valeurs d'incidence pelvienne et de pente sacrée à partir du modèle de patient virtuel standardisé.

6.3 Application en pathologie

6.3.1 Arthrodèse circonférentielle L2L3

Reprenons le cas d'une arthrodèse postérieure circonférentielle L2L3 par voie non miniinvasive.

La Figure 116 représente la mise en charge (verticalisation) du rachis thoraco-lombaire du patient virtuel standardisé à qui a été réalisée une arthrodèse postérieure L2L3 : les 2 vertèbres sont rendues immobiles l'une par rapport à l'autre ; les muscles transversaires épineux et les ligaments lésés par la voie d'abord ont été inactivés. Il ne reste plus que les fibres du ligament longitudinal antérieur qui se projettent en transparence sur la vue coronale.

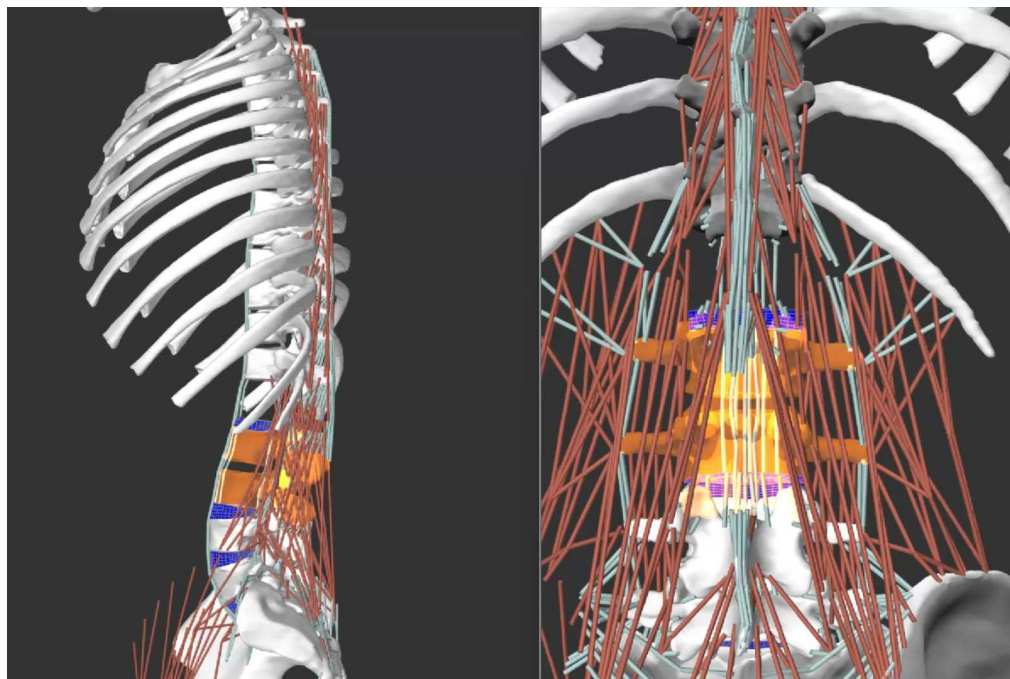


Figure 116 : Application d'une procédure chirurgicale sur le patient virtuel standardisé de type arthrodèse postérieure circonférentielle L2L3 respectant l'intégrité ligamentaire et musculaire sus et sous-jacente

6.3.2 PJK syndrome

Une arthrodèse L1S1 a été simulée par la même procédure mais en conservant toutes les structures du modèle. En revanche, on a modifié les paramètres des structures ligamentaires au-dessus de la fusion. La raideur a été diminuée de moitié simulant une laxité ligamentaire au-dessus de l'arthrodèse.

La Figure 117 représente les résultats après application d'un vecteur force en T3 correspondant à 5kgs de poussée et jusqu'à stabilisation de la simulation.

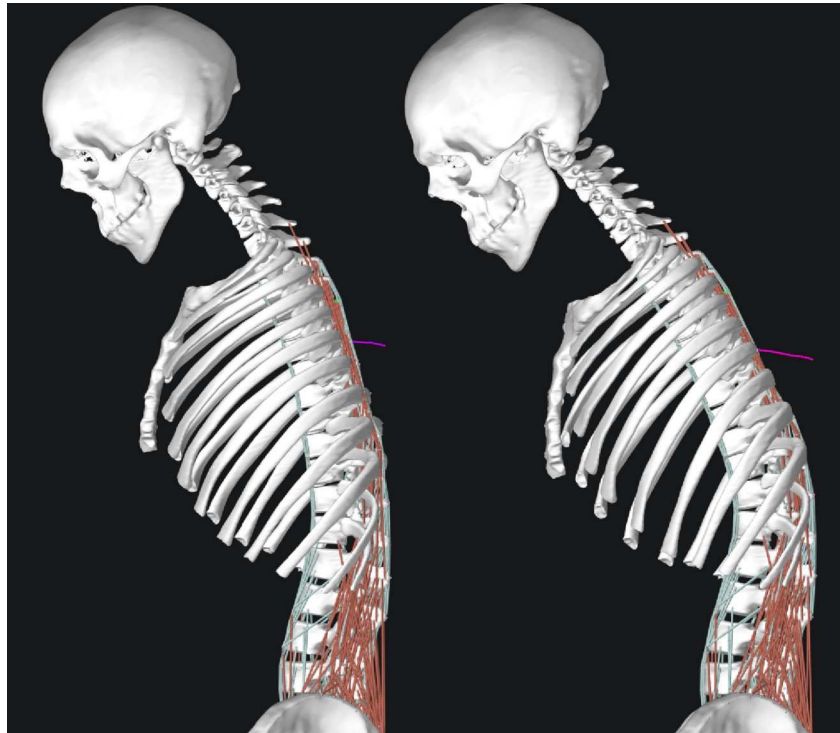


Figure 117 : Arthrodèse L1S1 et application d'une force de 50N en flexion sur T3, à gauche avec ligaments normaux à droite avec la raideur ligamentaire divisée par deux. La trajectoire rose représente le déplacement de T6

On peut noter que le sujet de gauche sans modification des propriétés ligamentaires présente une cyphose sus jacente à l'arthrodèse mais nettement moins marquée que le sujet de droite avec élongation ligamentaire.

On peut ainsi proposer des pistes de réflexion et d'étude sur le rôle d'une composante ligamentaire et/ou musculaire chez ces patients qui sont souvent âgés et sarcopéniques.

Il semble judicieux de citer ici le Pr Dubousset : « Dans la chirurgie vertébrale, la partie non opérée est beaucoup plus intéressante que la partie fusionnée. »

Et il est également intéressant de citer cette remarque issue d'une présentation du Dr Lazareth (Garches) sur l'intérêt de la prise en charge des patients camptocormiques par corset devant les mauvais résultats chirurgicaux. Voici un exemple avec une patiente présentant une scoliose dégénérative et une maladie de Parkinson. Le traitement par corset est très efficace (diminution de la flexion des genoux et du déséquilibre antérieur). Et si le PJK syndrome se produisait chez des patients neurologiques non diagnostiqués ?

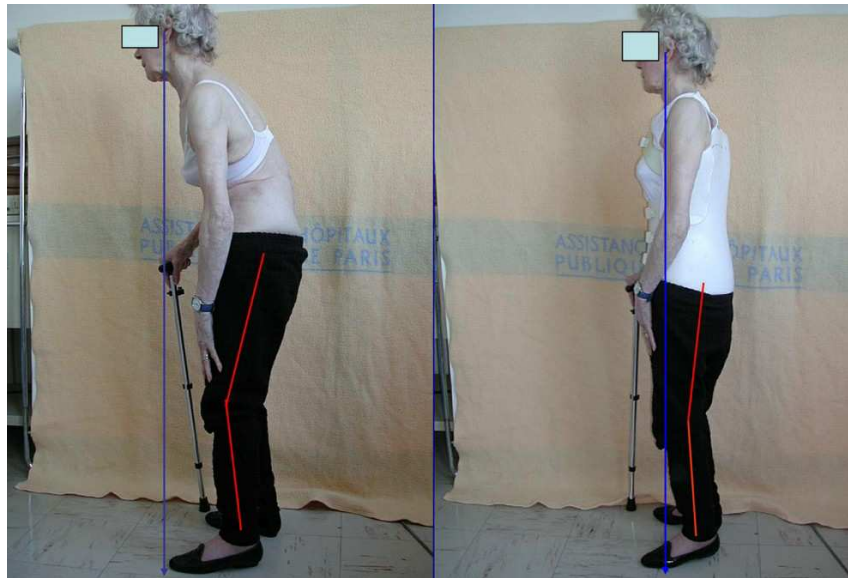


Figure 118 : Déséquilibre antérieur décompensé sur scoliose lombaire et maladie de Parkinson, sans et avec corset (crédit Dr JP Lazareth)

6.4 Conclusion du chapitre, discussion et perspectives

Ce travail de modélisation biomécanique de la colonne vertébrale ouvre des perspectives majeures pour la compréhension et l'évaluation personnalisée des pathologies rachidiennes. En développant un jumeau numérique patient-spécifique à partir d'un modèle de référence, il devient possible de simuler des conditions physiologiques et pathologiques variées. La segmentation automatique, le recalage morphologique et le transfert des structures biomécaniques permettent une adaptation rapide et cohérente du modèle à l'anatomie individuelle, tout en tenant compte des variations interindividuelles. Il permettra également d'obtenir automatiquement les paramètres d'intérêt radiologiques.

Les applications cliniques sont nombreuses, de l'analyse des déséquilibres sagittaux à l'étude des gestes chirurgicaux comme l'arthrodèse. Il permet de tester des hypothèses notamment pour la compréhension de syndromes complexes tels que le PJK. On peut proposer une hypothèse diagnostique du PJK : ce syndrome pourrait résulter de l'impossibilité de compenser musculairement l'élongation ligamentaire au-dessus de l'arthrodèse, comme pour les déformations neuromusculaires dans le cadre de cyphoses dégénératives ([Vital](#)) ou de scoliozes de type C-shaped sur effondrement musculaire.

L'intérêt du modèle repose donc sur sa capacité à reproduire la cinématique vertébrale et sur la possibilité d'appliquer des procédures mécaniques ou chirurgicales et d'en évaluer les conséquences.

Conclusion générale

Complexe. Toujours. Mais encore plus fascinant.

Le système rachis présente d'importantes subtilités qui ne sont pas encore toutes appréhendées. Pour pouvoir concilier des impératifs de stabilité et de mobilité, en intégrant les informations issues de la sphère céphalique et des membres inférieurs, la colonne vertébrale n'a pas d'autre choix que de pouvoir être adaptative, économe en énergie et intègre. Un élément structurel se dégrade mécaniquement et c'est l'ensemble du système en ténacité qui est compromis. Il peut néanmoins compenser au risque de n'être plus économe et occasionner une fatigabilité du système.

Il faut également prendre en considération la variabilité des systèmes. En effet, nous avons tous notre propre système rachidien, prédéterminé, « normal ou présentant des anomalies », dont le pourcentage d'utilisation sera dépendant de nombreux facteurs (sédentarité, événement de vie, maladie...), pourcentage qui diminuera progressivement avec le vieillissement des structures.

Ce propre système s'adaptera aux positions et aux postures. Il est donc difficile d'établir des classifications des rachis sains, l'ensemble des nombreux paramètres radiologiques d'intérêt étant des paramètres positionnels, en dehors de l'incidence pelvienne, qui est un paramètre pelvien. Le sacrum et le bassin représentent la coque d'un bateau dont le mât doit s'adapter en permanence pour ne pas flamber. C'est pourquoi le seul paramètre morphologique est au niveau de sa base.

Les pathologies rachidiennes sont très hétérogènes, perturbant ou non la mécanique de la colonne. Devant leur fréquence et les enjeux majeurs de société associés, les rachis normaux et les pathologies « mécanisables » ont été étudiés par différentes techniques (in vivo, in vitro et in silico). Il a été ainsi possible d'établir des lois de comportement pour les différentes structures rachidiennes permettant de pouvoir les modéliser numériquement.

Aucun modèle n'est utilisé en routine clinique et nous avons souhaité concevoir et développer un modèle qui puisse répondre aux besoins cliniques. L'originalité de notre approche est de baser la conception du modèle sur les données statiques d'imagerie d'un sujet vivant et son évaluation sur les données dynamiques de ce sujet. Cette catégorie de comparateur (in vivo humain) présente un niveau de validation élevé.

L'étude d'évaluation met en évidence une cohérence des résultats de la simulation en dynamique directe dans des conditions de flexion (passive) et extension (activation musculaire).

L'application de procédures chirurgicales au modèle de patient virtuel standardisé confirme l'impact significatif de la fixation segmentaire, de la raideur ligamentaire ou de la configuration musculaire sur la biomécanique globale du rachis.

Cette approche pourrait ainsi contribuer à affiner les indications chirurgicales, à anticiper les complications post-opératoires et à mieux comprendre les mécanismes d'adaptation ou de décompensation rachidienne, en particulier chez les patients âgés, dénutris ou neurologiques. En lien avec les propos du

Pr Dubousset, on peut rappeler que le segment sus-jacent non opéré mérite une attention toute particulière.

Pour pouvoir y répondre, c'est la question de la personnalisation qui est alors soulevée. Quelques pistes de recherche sont envisagées.

Structures osseuses : La personnalisation du modèle pour son utilisation patient spécifique est établie à partir des structures osseuses. La segmentation automatique développée permet d'identifier et d'obtenir les vertèbres même en cas d'anomalie transitionnelle. Mais, qu'en sera-t-il du transfert anatomique notamment en cas de vertèbre surnuméraire, avec des structures ligamentaires et musculaires associées. L'application sur des sujets féminins ne semble pas une contrainte si le nombre de pièces osseuses est respecté. Mais il faudra possiblement envisager un autre patient virtuel standardisé dans les autres cas.

Disques : L'obtention d'image IRM multi positionnelle a suscité l'idée de morphing du disque en établissant les contours du nucleus. Cette option n'est pas envisagée pour le moment mais pourra se discuter à l'avenir avec le développement de la segmentation automatique de structures à partir d'IRM. Il faudra aussi inclure dans la personnalisation du modèle la modification des propriétés matériau lors de la dégénérescence discale.

Ligaments : La longueur des structures au repos est déterminée par des imageries en decubitus dorsal. Idéalement, elle devrait être obtenue en charge. De plus, un intervalle de longueur des structures passives pourrait être obtenu lors des positions dynamiques et ainsi établir des conditions aux limites personnalisées.

Muscles : Idéalement, des tests isocinétiques permettraient d'évaluer la force musculaire. On prend régulièrement en compte l'ostéoporose pour le risque de fracture liée à la chirurgie mais la sarcopénie n'est pas étudiée alors qu'elle est responsable d'une perte de force de 30% par décennie à partir de 60 ans. L'involution graisseuse liée au vieillissement touche en premier lieu le multifidus et la charnière lombo sacrée. Le volume musculaire, l'involution graisseuse et le PCSA obtenus à partir d'IRM standard (segmentation automatique) et les angles de pennation (à partir de données de tractographie musculaire) pourraient également contribuer à la personnalisation et à la précision du modèle.

Plus le modèle collectera des informations (données cliniques et d'imagerie), plus le modèle pourra être précis dans sa personnalisation.

À l'avenir, l'intégration de données fonctionnelles (tests isocinétiques, cinématique, imagerie multimodale et multipositionnelle, EMG) doit être explorée. Nous allons également évaluer les incertitudes liées aux mesures automatiques à partir des segmentations en les comparant à la répétabilité et reproductibilité d'annotateurs experts. Ainsi nous pourrions appliquer ces méthodes de validation clinique sur des cohortes de patients permettant d'envisager ce modèle comme un outil de simulation et de planification pré-opératoire fiable et reproductible, contribuant à l'utilisation du jumeau numérique dans la chirurgie du rachis.

Références bibliographiques

Chapitre 1

Vital J.M., Cawley D.T. *Spinal Anatomy _ Modern Concepts* (2020, Springer International Publishing), chapter The Cranial Vertebra, page 143

Bogduk N. *Clinical and Radiological Anatomy of the Lumbar Spine*, Churchill Livingstone (2012)

Cailliet R. *Low Back Pain Syndrome*. Fourth Edition. Philadelphia: FA Davis Company (1988)

Roberts S, Menage J, Urban JP. Biochemical and structural properties of the cartilage endplate and its relation to the intervertebral disc. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1989 Feb;14(2):166-74. doi: 10.1097/00007632-198902000-00005. PMID: 2922637.

Hanson P, Qvortrup K, Magnusson SP. The superficial anulus fibrosus ligament. An incipient description of a separate ligament between the lumbar anterior longitudinal ligament and the intervertebral disc. *Cells Tissues Organs*. 2000;167(4):259-65. doi: 10.1159/000016788. PMID: 11014915.

Behrsin JF, Briggs CA. Ligaments of the lumbar spine: a review. *Surg Radiol Anat*. 1988;10(3):211-9. doi: 10.1007/BF02115239. PMID: 3147534.

Robertson DJ, Von Forell GA, Alsup J, Bowden AE. Thoracolumbar spinal ligaments exhibit negative and transverse pre-strain. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2013 Jul;23:44-52. doi: 10.1016/j.jmbbm.2013.04.004. Epub 2013 Apr 17. PMID: 23660304.

Viejo-Fuertes D, Liguoro D, Rivel J, Midy D, Guerin J. Morphologic and histologic study of the ligamentum flavum in the thoraco-lumbar region. *Surg Radiol Anat*. 1998;20(3):171-6. doi: 10.1007/BF01628891. PMID: 9706675.

Scapinelli R, Stecco C, Pozzuoli A, Porzionato A, Macchi V, De Caro R. The lumbar interspinous ligaments in humans: anatomical study and review of the literature. *Cells Tissues Organs*. 2006;183(1):1-11. doi: 10.1159/000094901. Epub 2006 May 1. PMID: 16974090.

Jiang H, Raso JV, Moreau MJ, Russell G, Hill DL, Bagnall KM. Quantitative morphology of the lateral ligaments of the spine. Assessment of their importance in maintaining lateral stability. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1994 Dec 1;19(23):2676-82. PMID: 7899963.

Shellshear JL, Macintosh NWG. The transverse process of the fifth lumbar vertebra. In: Shellshear JL, Macintosh NWG, eds. *Surveys of Anatomical Fields*. Sydney: Grahame; 1949: Ch. 3, 21–32.

Basadonna PT, Gasparini D, Rucco V. Iliolumbar ligament insertions. In vivo anatomic study. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1996 Oct 15;21(20):2313-6. doi: 10.1097/00007632-199610150-00002. PMID: 8915064.

Testut L., Jacob O. *Traité d'anatomie topographique avec applications médico-chirurgicales*, 4ème édition (1921), Tome premier Tête-Rachis-Cou-Thorax, Librairie Doin

Zhong E, Zhao Q, Shi B, Zheng X, Zhao Q, Tan J, Ding Z, Huang W. Morphology and Possible Clinical Significance of the Radiating Extraforaminal Ligaments at the L1-L5 Levels. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2017 Sep 15;42(18):1355-1361. doi: 10.1097/BRS.0000000000002120. PMID: 28187067.

White AA III, Panjabi MM: *Clinical Biomechanics of the Spine*, 2nd ed. Philadelphia, JB Lippincott, 1990, ISBN 0397503881, 9780397503889

Lavignolle B. in Jean Marc Vital, Derek Thomas Cawley - *Spinal Anatomy _ Modern Concepts* (2020, Springer International Publishing), chapter Sacroiliac Joints, page 243

FIPAT. *Terminologia Anatomica*. 2nd ed. FIPAT.library.dal.ca. Federative International Programme for Anatomical Terminology, 2019.

Bourgery J.M., Jacob N.H. *Atlas of Human Anatomy and Surgery*, 1831. Taschen, edition 2017. ISBN 3836568985

Bonnel F. in Jean Marc Vital, Derek Thomas Cawley - *Spinal Anatomy _ Modern Concepts* (2020, Springer International Publishing), chapter Vertebral Column: Muscles, Aponeurosis, and Fascia, page 279

De Seze M. in Jean Marc Vital, Derek Thomas Cawley - *Spinal Anatomy _ Modern Concepts* (2020, Springer International Publishing), chapter Functional Anatomy of the Erector Spinae : Review, page 323

Willard FH, Vleeming A, Schuenke MD, Danneels L, Schleip R. The thoracolumbar fascia: anatomy, function and clinical considerations. *J Anat*. 2012 Dec;221(6):507-36. doi: 10.1111/j.1469-7580.2012.01511.x. Epub 2012 May 27. PMID: 22630613; PMCID: PMC3512278.

Dalgleish AE: A study of the development of the thoracic vertebrae in the mouse assisted by autoradiography. *Acta Anat* 122:91-98, 1985.

Panjabi MM, White AA 3rd. Basic biomechanics of the spine. *Neurosurgery*. 1980 Jul;7(1):76-93. doi: 10.1227/00006123-198007000-00014. PMID: 7413053.

Vital J.M., Cawley D.T. *Spinal Anatomy _ Modern Concepts* (2020, Springer International Publishing), chapter Kinematics of the spine, page 457

Ishii T, Mukai Y, Hosono N, Sakaura H, Fujii R, Nakajima Y, Tamura S, Iwasaki M, Yoshikawa H, Sugamoto K. Kinematics of the cervical spine in lateral bending: in vivo three-dimensional analysis. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2006 Jan 15;31(2):155-60. doi: 10.1097/01.brs.0000195173.47334.1f. PMID: 16418633.

Marrey E.J – *Chronophotographe*. Edition Delpire (Février 2004), ISBN 2097541941

Kapandji - *Physiologie articulaire Fascicule III Tronc et Rachis 5e édition*. Librairie Maloine (1 janvier 1994) ISBN 2224001673

Samuel J, Revel M, Andrès JC, Jusserand J. Etude électrocinésiologique des muscles paravertébraux lombaires [An electrokinesiologic study of the lumbar paravertebral muscles]. *Rev Rhum Mal Osteoartic.* 1988 Apr 1;55(5):389-94. French. PMID: 3387883.

Berthonnaud E, Dimnet J, Roussouly P, Labelle H. Analysis of the sagittal balance of the spine and pelvis using shape and orientation parameters. *J Spinal Disord Tech.* 2005 Feb;18(1):40-7. doi: 10.1097/01.bsd.0000117542.88865.77. PMID: 15687851.

Louis R. Unstable fractures of the spine. III. Instability. A. Theories concerning instability. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 1977:423–5.

Sauvannet R, Coudert E. A propos des mécanismes de la stabilité rachidienne lombaire. *Ann. Kinésithér.*, 1983 t 10, n°3 : 65-71.

Barker PJ, Urquhart DM, Story IH, Fahrer M, Briggs CA. The middle layer of lumbar fascia and attachments to lumbar transverse processes: implications for segmental control and fracture. *Eur Spine J.* 2007 Dec;16(12):2232-7. doi: 10.1007/s00586-007-0502-z. Epub 2007 Oct 9. PMID: 17924150; PMCID: PMC2140134.

Adams MA, Dolan P (2007) How to use the spine, pelvis and legs effectively in lifting. In : *Movement, Stability & Lumbopelvic Pain*, 2e éd.(eds Vleeming A, Mooney V, Stoeckart R),pp. 167-183. Édimbourg : Churchill Livingstone Elsevier.

Salmochi J.F. Concept de tenségrité appliqué aux manipulations vertébrales et lombo-pelviennes. *Revue de Médecine Manuelle-Ostéopathie.* Volume 33 – Décembre 2010.

Adams MA, Hutton WC. The mechanical function of the lumbar apophyseal joints. *Spine (Phila Pa 1976).* 1983 Apr;8(3):327-30. doi: 10.1097/00007632-198304000-00017. PMID: 6623200.

Chapitre 2

Michel J-P. Conclusion : la prévention du vieillissement fonctionnel se conjugue à tous les temps, *Bulletin de l'Académie Nationale de Médecine*, Volume 206, Issue 7, 2022, Pages 883-885, ISSN 0001-4079.

Le Blanc, G. (éd.). (2000). *Lectures de Canguilhem (1-)*. ENS Éditions. <https://doi.org/10.4000/books.enseditions.19965>

Pissonnier M-L, Palazzo C., Lazareth J-P, Carlier R-Y. Équilibre sagittal lombo-pelvien, Résonance 5, Arthropathies, tendinopathies et enthésopathies mécaniques, Ed. Sauramps Médical, novembre 2018

Legaye J, Duval-Beaupère G, Hecquet J, Marty C. Pelvic incidence: a fundamental pelvic parameter for three-dimensional regulation of spinal sagittal curves. *Eur Spine J.* 1998;7(2):99-103. doi: 10.1007/s005860050038. PMID: 9629932; PMCID: PMC3611230.

Guigui P, Levassor N, Rillardon L, Wodecki P, Cardinne L. Valeur physiologique des paramètres pelviens et rachidiens de l'équilibre sagittal du rachis: analyse d'une série de 250 volontaires [Physiological value

of pelvic and spinal parameters of sagittal balance: analysis of 250 healthy volunteers]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 2003 Oct;89(6):496-506. French. PMID: 14593286.

Winter RB, Lonstein JE, Denis F. Sagittal spinal alignment: the true measurement, norms, and description of correction for thoracic kyphosis. *J Spinal Disord Tech.* 2009 Jul;22(5):311-4. doi: 10.1097/BSD.0b013e31817dfcc3. PMID: 19525784

Lin RM, Jou IM, Yu CY. Lumbar lordosis: normal adults. *J Formos Med Assoc.* 1992 Mar;91(3):329-33. PMID: 1354697.

Legaye J, Duval-Beaupère G. Sagittal plane alignment of the spine and gravity: a radiological and clinical evaluation. *Acta Orthop Belg.* 2005 Apr;71(2):213-20. PMID: 16152857.

Mac-Thiong JM, Roussouly P, Berthonnaud E, Guigui P. Sagittal parameters of global spinal balance: normative values from a prospective cohort of seven hundred nine Caucasian asymptomatic adults. *Spine (Phila Pa 1976).* 2010 Oct 15;35(22):E1193-8. doi: 10.1097/BRS.0b013e3181e50808. PMID: 20959772.

Protopsaltis T, Schwab F, Bronsard N, Smith JS, Klineberg E, Mundis G, Ryan DJ, Hostin R, Hart R, Burton D, Ames C, Shaffrey C, Bess S, Errico T, Lafage V; International Spine Study Group. The T1 pelvic angle, a novel radiographic measure of global sagittal deformity, accounts for both spinal inclination and pelvic tilt and correlates with health-related quality of life. *J Bone Joint Surg Am.* 2014 Oct 1;96(19):1631-40. doi: 10.2106/JBJS.M.01459. PMID: 25274788.

Jackson RP, Kanemura T, Kawakami N, Hales C. Lumbopelvic lordosis and pelvic balance on repeated standing lateral radiographs of adult volunteers and untreated patients with constant low back pain. *Spine (Phila Pa 1976).* 2000 Mar 1;25(5):575-86. doi: 10.1097/00007632-200003010-00008. PMID: 10749634.

Paiva V., Risso Neto M., Zuiani G. et al. Natural history of lumbar canal stenosis: clinical aspects and sagittal balance. *Coluna/Columna.* 2019. Vol. 18(3):209-213. DOI: 10.1590/s1808-185120191803179255

Lafage V, Bharucha Nj, Schwab F, Hart Ra, Burton D, Boachie-Adjei O, Smith Js, Hostin R, Shaffrey C, Gupta M, Akbarnia Ba, Bess S. Multicenter validation of a formula predicting postoperative spinopelvic alignment. *J Neurosurg Spine.* 2012 Jan;16(1):15-21.

Legaye J, Duval-Beaupere G, Hecquet J, Marty C. Pelvic incidence: a fundamental pelvic parameter for three-dimensional regulation of spinal sagittal curves. *Eur Spine J.* 1998; 7(2): 99 – 103.

Guigui P, Levassor N, Rillardon L, Wodecki P, Cardinne L. Valeur physiologique des paramètres pelviens et rachidiens de l'équilibre sagittal du rachis. *Rev Chir Orthop Reparatrice Mot.* 2003 Oct; 89(6):496-506.

Vialle R, Levassor N, Rillardon L, Templier A, Skalli W, Guigui P. Radiographic analysis of the sagittal alignment and balance of the spine in asymptomatic subjects. *J BJS.* 2005;87A(2):260-267

Boulay C, Tardieu C, Hecquet J, Benaim C, Mouilleseaux B, Marty C, Prat-Pradal D, Legaye J, Duval-Beaupere G, Pelissier J. Sagittal alignment of spine and pelvis regulated by pelvic incidence. *Eur Spine J.* 2006 Apr;15(4):415-42

Amabile C, Pillet H, Lafage V, Barrey C, Vital JM, Skalli W. A new quasi-invariant parameter characterizing the postural alignment of young asymptomatic adults. *Eur Spine J*. 2016 Nov;25(11):3666-3674. doi: 10.1007/s00586-016-4552-y. Epub 2016 Apr 7. PMID: 27055441.

Diebo BG, Oren JH, Challier V, Lafage R, Ferrero E, Liu S, Vira S, Spiegel MA, Harris BY, Liabaud B, Henry JK, Errico TJ, Schwab FJ, Lafage V. Global sagittal axis: a step toward full-body assessment of sagittal plane deformity in the human body. *J Neurosurg Spine*. 2016 Oct;25(4):494-499. doi: 10.3171/2016.2.SPINE151311. Epub 2016 May 20. PMID: 27203811.

Passias PG, Bortz C, Alas H, Moattari K, Brown A, Pierce KE, Manning J, Ayres EW, Varlotta C, Wang E, Williamson TK, Imbo B, Joujon-Roche R, Tretiakov P, Krol O, Janjua B, Sciubba D, Diebo BG, Protosaltis T, Buckland AJ, Schwab FJ, Lafage R, Lafage V. Improved Surgical Correction Relative to Patient-Specific Ideal Spinopelvic Alignment Reduces Pelvic Nonresponse for Severely Malaligned Adult Spinal Deformity Patients. *Int J Spine Surg*. 2022 Jun;16(3):530-539. doi: 10.14444/8254. PMID: 35772972; PMCID: PMC9650153.

Sebaaly A, Hleyhel M, Younan T, Farah F, Daher M, Tarchichi J, Achkouty A. Is There a Relation Between High Pelvic Incidence and Sagittal Angle of Posterior Lumbar Facets? *World Neurosurg*. 2025 Feb;194:123485. doi: 10.1016/j.wneu.2024.11.068. Epub 2024 Dec 9. PMID: 39581466.

Harrison DE, Harrison DD, Cailliet R, Janik TJ, Holland B. Radiographic analysis of lumbar lordosis: centroid, Cobb, TRALL, and Harrison posterior tangent methods. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2001 Jun 1;26(11):E235-42. doi: 10.1097/00007632-200106010-00003. PMID: 11389407.

Smith JS, Shaffrey CI, Fu KM, Scheer JK, Bess S, Lafage V, Schwab F, Ames CP. Clinical and radiographic evaluation of the adult spinal deformity patient. *Neurosurg Clin N Am*. 2013 Apr;24(2):143-56. doi: 10.1016/j.nec.2012.12.009. Epub 2013 Feb 21. PMID: 23561553.

Hey HWD, Tan KA, Thadani VN, Liu GK, Wong HK. Characterization of Sagittal Spine Alignment With Reference to the Gravity Line and Vertebral Slopes: An Analysis of Different Roussouly Curves. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2020 May 1;45(9):E481-E488. doi: 10.1097/BRS.0000000000003379. PMID: 32282653.

Chernukha KV, Daffner RH, Reigel DH. Lumbar lordosis measurement. A new method versus Cobb technique. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1998 Jan 1;23(1):74-9; discussion 79-80. doi: 10.1097/00007632-199801010-00016. PMID: 9460156.

Chen YL. Vertebral centroid measurement of lumbar lordosis compared with the Cobb technique. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1999 Sep 1;24(17):1786-90. doi: 10.1097/00007632-199909010-00007. PMID: 10488508.

Betz JW, Lightstone DF, Oakley PA, Haas JW, Moustafa IM, Harrison DE. Reliability of the Biomechanical Assessment of the Sagittal Lumbar Spine and Pelvis on Radiographs Used in Clinical Practice: A Systematic Review of the Literature. *J Clin Med*. 2024 Aug 8;13(16):4650. doi: 10.3390/jcm13164650. PMID: 39200793; PMCID: PMC11355792.

Schwab, Frank et al. "Combined Assessment of Pelvic Tilt, Lumbar Lordosis/Pelvic Incidence Mismatch and Sagittal Vertical Axis Predicts Disability in Adult Spinal Deformity: A Prospective Analysis." *The Spine Journal* 11 (2011): n. pag.

Schwab F, Lafage V, Patel A, Farcy JP. Sagittal plane considerations and the pelvis in the adult patient. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2009 Aug 1;34(17):1828-33. doi: 10.1097/BRS.0b013e3181a13c08. PMID: 19644334.

Zhou PL, Moon JY, Tishelman JC, Errico TJ, Protopsaltis TS, Passias PG, Buckland AJ. Interpretation of Spinal Radiographic Parameters in Patients With Transitional Lumbosacral Vertebrae. *Spine Deform*. 2018 Sep-Oct;6(5):587-592. doi: 10.1016/j.jspd.2018.01.004. PMID: 30122395.

Stagnara P. *Les Déformations du rachis : scolioses, cyphoses, lordoses*. Masson (1 janvier 1984), ISBN 978-2-225-80260-7

Duval-Beaupère G, Schmidt C, Cosson P. A Barycentremetric study of the sagittal shape of spine and pelvis: the conditions required for an economic standing position. *Ann Biomed Eng*. 1992;20(4):451-62.

Le Huec JC, Thompson W, Mohsinaly Y, Barrey C, Faundez A. Sagittal balance of the spine. *Eur Spine J*. 2019 Sep;28(9):1889-1905. doi: 10.1007/s00586-019-06083-1. Epub 2019 Jul 22. Erratum in: *Eur Spine J*. 2019 Nov;28(11):2631. doi: 10.1007/s00586-019-06128-5. PMID: 31332569.

Roussouly P, Berthonnaud E, Dimnet J. Analyse géométrique et mécanique de la lordose lombaire dans une population de 160 adultes asymptomatiques: essai de classification [Geometrical and mechanical analysis of lumbar lordosis in an asymptomatic population: proposed classification]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*. 2003 Nov;89(7):632-9. French. PMID: 14699309.

Castellvi AE, Goldstein LA, Chan DP. Lumbosacral transitional vertebrae and their relationship with lumbar extradural defects. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1984 Jul-Aug;9(5):493-5. doi: 10.1097/00007632-198407000-00014. PMID: 6495013.

Paik NC, Lim CS, Jang HS. Numeric and morphological verification of lumbosacral segments in 8280 consecutive patients. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2013 May 1;38(10):E573-8. doi: 10.1097/BRS.0b013e31828b7195. PMID: 23392421.

Josiah DT, Boo S, Tarabishy A, Bhatia S. Anatomical differences in patients with lumbosacral transitional vertebrae and implications for minimally invasive spine surgery. *J Neurosurg Spine*. 2017 Feb;26(2):137-143. doi: 10.3171/2016.6.SPINE1691. Epub 2016 Sep 23. PMID: 27661564.

Schwab F, Lafage V, Boyce R, Skalli W, Farcy JP. Gravity line analysis in adult volunteers: age-related correlation with spinal parameters, pelvic parameters, and foot position. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2006 Dec 1;31(25):E959-67. doi: 10.1097/01.brs.0000248126.96737.0f. PMID: 17139212.

Vaz G, Roussouly P, Berthonnaud E, Dimnet J. Sagittal morphology and equilibrium of pelvis and spine. *Eur Spine J*. 2002 Feb;11(1):80-7. doi: 10.1007/s005860000224. PMID: 11931071; PMCID: PMC3610486.

Gangnet N, Pomero V, Dumas R, Skalli W, Vital JM. Variability of the spine and pelvis location with respect to the gravity line: a three-dimensional stereoradiographic study using a force platform. *Surg Radiol Anat.* 2003 Nov-Dec;25(5-6):424-33. doi: 10.1007/s00276-003-0154-6. Epub 2003 Sep 16. PMID: 13680185.

Hasegawa K, Amabile C, Nesme M, Dubousset J. Gravity center estimation for evaluation of standing whole body compensation using virtual barycentremetry based on biplanar slot-scanning stereoradiography - validation by simultaneous force plate measurement. *BMC Musculoskelet Disord.* 2022 Jan 3;23(1):22. doi: 10.1186/s12891-021-04948-5. PMID: 34980054; PMCID: PMC8725375.

Dubousset J (1994) Three-dimensional analysis of the scoliotic deformity. In: Weinstein S (ed) *The pediatric spine: principles and practice.* Raven Press, New York, pp 479–496

Vital JM, Gille O, Coquet M. Déformations rachidiennes: anatomopathologie et histoenzymologie. *Rev du Rhumatisme.* 2004;71:263–4.

Zappalá M, Lightbourne S, Heneghan NR. The relationship between thoracic kyphosis and age, and normative values across age groups: a systematic review of healthy adults. *J Orthop Surg Res.* 2021 Jul 9;16(1):447. doi: 10.1186/s13018-021-02592-2. PMID: 34243795; PMCID: PMC8268398.

Barrey C, Roussouly P, Perrin G, Le Huec JC. Sagittal balance disorders in severe degenerative spine. Can we identify the compensatory mechanisms? *Eur Spine J.* 2011 Sep;20 Suppl 5(Suppl 5):626-33. doi: 10.1007/s00586-011-1930-3. Epub 2011 Jul 28. PMID: 21796393; PMCID: PMC3175931.

Le Huec JC, Saddiki R, Franke J, Rigal J, Aunoble S. Equilibrium of the human body and the gravity line: the basics. *Eur Spine J.* 2011 Sep;20 Suppl 5(Suppl 5):558-63. doi: 10.1007/s00586-011-1939-7. Epub 2011 Aug 2. PMID: 21809013; PMCID: PMC3175916.

Chapitre 3

Ricart PA, Andres TM, Apazidis A, Errico TJ, Trobisch PD. Validity of Cobb angle measurements using digitally photographed radiographs. *Spine J.* 2011 Oct;11(10):942-6. doi: 10.1016/j.spinee.2011.09.003. PMID: 22005079.

Zemp R, List R, Gülay T, Elsig JP, Naxera J, Taylor WR, Lorenzetti S. Soft tissue artefacts of the human back: comparison of the sagittal curvature of the spine measured using skin markers and an open upright MRI. *PLoS One.* 2014 Apr 18;9(4):e95426. doi: 10.1371/journal.pone.0095426. PMID: 24748013; PMCID: PMC3991691.

Della Croce U, Cappozzo A, Kerrigan DC. Pelvis and lower limb anatomical landmark calibration precision and its propagation to bone geometry and joint angles. *Med Biol Eng Comput.* 1999 Mar;37(2):155-61. doi: 10.1007/BF02513282. PMID: 10396818.

Leardini A, Biagi F, Belvedere C, Benedetti MG. Quantitative comparison of current models for trunk motion in human movement analysis. *Clin Biomech (Bristol)*. 2009 Aug;24(7):542-50. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2009.05.005. Epub 2009 May 30. PMID: 19482392.

Goodvin C, Park EJ, Huang K, Sakaki K. Development of a real-time three-dimensional spinal motion measurement system for clinical practice. *Med Biol Eng Comput*. 2006 Dec;44(12):1061-75. doi: 10.1007/s11517-006-0132-3. Epub 2006 Nov 11. PMID: 17102955.

Patwardhan AG, Havey RM, Meade KP, Lee B, Dunlap B. A follower load increases the load-carrying capacity of the lumbar spine in compression. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1999 May 15;24(10):1003-9. doi: 10.1097/00007632-199905150-00014. PMID: 10332793.

Panjabi M, Malcolmson G, Teng E, Tominaga Y, Henderson G, Serhan H. Hybrid testing of lumbar CHARITE discs versus fusions. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2007 Apr 20;32(9):959-66; discussion 967. doi: 10.1097/01.brs.0000260792.13893.88. PMID: 17450069.

Ashman RB, Birch JG, Bone LB, Corin JD, Herring JA, Johnston CE 2nd, Ritterbush JF, Roach JW. Mechanical testing of spinal instrumentation. *Clin Orthop Relat Res*. 1988 Feb;227:113-25. PMID: 3338201.

Kienle A, Graf N, Villa T, La Barbera L. Chapter 13 - Standard Testing. In: *Biomechanics of the Spine*. Galbusera F, Wilke H-JBT-B of the S, editors. Academic Press; 2018. p. 223–38. ISBN 978-0-12-812851-0

Kamina P. Colonne vertébrale. *Anat. Clin. Tête - Cou - Dos*, vol. Tome 2. 3e ed., 2009, p. 125–63.

Nachemson AL. Disc pressure measurements. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1981 Jan-Feb;6(1):93-7. doi: 10.1097/00007632-198101000-00020. PMID: 7209680.

Bogduk N. *Clinical and Radiological Anatomy of the Lumbar Spine*, Churchill Livingstone (2012)

Cailliet R. *The Illustrated Guide to Functional Anatomy of the Musculoskeletal System*, 2004, AMA press, ISBN 1-57947-408-X

Nachemson A. The influence of spinal movements on the lumbar intradiscal pressure and on the tensile stresses in the annulus fibrosus. *Acta Orthop Scand*. 1963;33:183–207.

Kim CW, Garfin S, Fessler RG. Rationale of minimally Invasive Spine Surgery. In: *The Spine Rothman-Simeone 6th éd.* (eds Herkowitz HN, Garfin SR, Eismont FJ, Bell GR, Balderston RA), pp. 998-1006. Saunders Elsevier.

Agten A, Stevens S, Verbrugghe J, Eijnde BO, Timmermans A, Vandenabeele F. The lumbar multifidus is characterised by larger type I muscle fibres compared to the erector spinae. *Anat Cell Biol*. 2020 Jun 30;53(2):143-150. doi: 10.5115/acb.20.009. PMID: 32647082; PMCID: PMC7343561.

Bonnel F. in Jean Marc Vital, Derek Thomas Cawley - *Spinal Anatomy _ Modern Concepts* (2020, Springer International Publishing), chapter Vertebral Column: Muscles, Aponeurosis, and Fascia, page 311

Adams MA, Dolan P (2007) How to use the spine, pelvis and legs effectively in lifting. In : Movement, Stability & Lumbopelvic Pain, 2e éd. (eds Vleeming A, Mooney V, Stoeckart R), pp. 167-183. Édimbourg : Churchill Livingstone Elsevier.

Yahia LH, Pigeon P, DesRosiers EA. Viscoelastic properties of the human lumbodorsal fascia. *J Biomed Eng.* 1993 Sep;15(5):425-9. doi: 10.1016/0141-5425(93)90081-9. PMID: 8231161.

Schleip R, Duerselen L, Vleeming A, Naylor IL, Lehmann-Horn F, Zorn A, Jaeger H, Klingler W. Strain hardening of fascia: static stretching of dense fibrous connective tissues can induce a temporary stiffness increase accompanied by enhanced matrix hydration. *J Bodyw Mov Ther.* 2012 Jan;16(1):94-100. doi: 10.1016/j.jbmt.2011.09.003. Epub 2011 Dec 5. PMID: 22196433.

Afzali M. La simulation numérique : un outil pour les innovations technologiques. Editions Techniques de l'ingénieur 10 Jan. 2022. doi.org/10.51257/a-v1-ag450

Pronost N. A Visualization Tool for OpenSim (<https://simtk.org/home/visutoolopensim/>)

Malakoutian, M., Street, J., Wilke, H. J., Stavness, I., Fels, S., & Oxland, T. (2018). A musculoskeletal model of the lumbar spine using ArtiSynth—development and validation. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering: Imaging and Visualization*, 6(5), 483–490. doi.org/10.1080/21681163.2016.1187087

Bayoglu R, Galibarov PE, Verdonschot N, Koopman B, Homminga J. Twente Spine Model: A thorough investigation of the spinal loads in a complete and coherent musculoskeletal model of the human spine. *Med Eng Phys.* 2019 Jun;68:35-45. doi: 10.1016/j.medengphy.2019.03.015. Epub 2019 Apr 19. PMID: 31010615.

Remus R, Lipphaus A, Neumann M, Bender B. Calibration and validation of a novel hybrid model of the lumbosacral spine in ArtiSynth-The passive structures. *PLoS One.* 2021 Apr 26;16(4):e0250456. doi: 10.1371/journal.pone.0250456. PMID: 33901222; PMCID: PMC8075237.

Remus R, Selkmann S, Lipphaus A, Neumann M, Bender B. Muscle-driven forward dynamic active hybrid model of the lumbosacral spine: combined FEM and multibody simulation. *Front Bioeng Biotechnol.* 2023 Sep 27;11:1223007. doi: 10.3389/fbioe.2023.1223007. PMID: 37829567; PMCID: PMC10565495.

Guo LX, Li WJ. Finite element modeling and static/dynamic validation of thoracolumbar-pelvic segment. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2020 Feb;23(2):69-80. doi: 10.1080/10255842.2019.1699543. Epub 2019 Dec 9. PMID: 31813282.

Chapitre 4

Perrier A, Luboz V, Bucki M, Vuillerme N, Payan Y. Conception and evaluation of a 3D musculoskeletal finite element foot model. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2015;18 Suppl 1:2024-5. doi: 10.1080/10255842.2015.1069606. Epub 2015 Aug 6. PMID: 26247746.

Elyasi E, Perrier A, Bailet M, Payan Y. Biomechanical lower limb model to predict patellar position alteration after medial open wedge high tibial osteotomy. *J Biomech.* 2022 May;136:111062. doi: 10.1016/j.jbiomech.2022.111062. Epub 2022 Mar 26. PMID: 35364562.

Carter DR, Hayes WC. The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. *J Bone Joint Surg Am.* 1977 Oct;59(7):954-62. PMID: 561786.

Remus R, Lipphaus A, Neumann M, Bender B. Calibration and validation of a novel hybrid model of the lumbosacral spine in ArtiSynth-The passive structures. *PLoS One.* 2021 Apr 26;16(4):e0250456. doi: 10.1371/journal.pone.0250456. PMID: 33901222; PMCID: PMC8075237.

Goel VK, Ramirez SA, Kong W, Gilbertson LG. Cancellous bone Young's modulus variation within the vertebral body of a ligamentous lumbar spine--application of bone adaptive remodeling concepts. *J Biomech Eng.* 1995 Aug;117(3):266-71. doi: 10.1115/1.2794180. PMID: 8618378.

Shirazi-Adl A, Ahmed AM, Shrivastava SC. A finite element study of a lumbar motion segment subjected to pure sagittal plane moments. *J Biomech.* 1986;19(4):331-50. doi: 10.1016/0021-9290(86)90009-6. PMID: 3711133.

Ellingson AM, Shaw MN, Giambini H, An KN. Comparative role of disc degeneration and ligament failure on functional mechanics of the lumbar spine. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2016;19(9):1009-18. doi: 10.1080/10255842.2015.1088524. Epub 2015 Sep 24. PMID: 26404463; PMCID: PMC4808500.

Ruberté LM, Natarajan RN, Andersson GB. Influence of single-level lumbar degenerative disc disease on the behavior of the adjacent segments--a finite element model study. *J Biomech.* 2009 Feb 9;42(3):341-8. doi: 10.1016/j.jbiomech.2008.11.024. Epub 2009 Jan 10. PMID: 19136113.

Schmidt H, Heuer F, Simon U, Kettler A, Rohlmann A, Claes LE, et al. Application of a new calibration method for a three-dimensional finite element model of a human lumbar annulus fibrosus. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2006; 21:337-44. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.12.001> PMID: 16439042.

Guo LX, Li WJ. Finite element modeling and static/dynamic validation of thoracolumbar-pelvic segment. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2020 Feb;23(2):69-80. doi: 10.1080/10255842.2019.1699543. Epub 2019 Dec 9. PMID: 31813282.

Pearcy MJ, Bogduk N. Instantaneous axes of rotation of the lumbar intervertebral joints. *Spine (Phila Pa 1976).* 1988 Sep;13(9):1033-41. doi: 10.1097/00007632-198809000-00011. PMID: 3206297.

Panjabi MM, White AA 3rd. Basic biomechanics of the spine. *Neurosurgery.* 1980 Jul;7(1):76-93. doi: 10.1227/00006123-198007000-00014. PMID: 7413053.

Kok J, Shcherbakova YM, Schlösser TPC, Seevinck PR, van der Velden TA, Castelein RM, Ito K, van Rietbergen B. Automatic generation of subject-specific finite element models of the spine from magnetic resonance images. *Front Bioeng Biotechnol.* 2023 Sep 5;11:1244291. doi: 10.3389/fbioe.2023.1244291. PMID: 37731762; PMCID: PMC10508183.

Nikolai Bogduk - *Clinical and Radiological Anatomy of the Lumbar Spine*, Churchill Livingstone (2012)

Chazal J, Tanguy A, Bourges M, Gaurel G, Escande G, Guillot M, Vanneuville G. Biomechanical properties of spinal ligaments and a histological study of the supraspinal ligament in traction. *J Biomech.* 1985;18(3):167-76. doi: 10.1016/0021-9290(85)90202-7. PMID: 3997901.

Pintar FA, Yoganandan N, Myers T, Elhagediab A, Sances A Jr. Biomechanical properties of human lumbar spine ligaments. *J Biomech.* 1992 Nov;25(11):1351-6. doi: 10.1016/0021-9290(92)90290-h. PMID: 1400536.

Hammer N, Steinke H, Lingslebe U, Bechmann I, Josten C, Slowik V, Böhme J. Ligamentous influence in pelvic load distribution. *Spine J.* 2013 Oct;13(10):1321-30. doi: 10.1016/j.spinee.2013.03.050. Epub 2013 Jun 5. PMID: 23755919.

Bayoglu R, Geeraedts L, Groenen KHJ, Verdonschot N, Koopman B, Homminga J. Twente spine model: A complete and coherent dataset for musculo-skeletal modeling of the lumbar region of the human spine. *J Biomech.* 2017 Feb 28;53:111-119. doi: 10.1016/j.jbiomech.2017.01.009. Epub 2017 Jan 12. PMID: 28131485.

Bayoglu R, Geeraedts L, Groenen KHJ, Verdonschot N, Koopman B, Homminga J. Twente spine model: A complete and coherent dataset for musculo-skeletal modeling of the thoracic and cervical regions of the human spine. *J Biomech.* 2017 Jun 14;58:52-63. doi: 10.1016/j.jbiomech.2017.04.003. Epub 2017 Apr 20. PMID: 28465030.

Borst J, Forbes PA, Happee R, Veeger DH. Muscle parameters for musculoskeletal modelling of the human neck. *Clin Biomech (Bristol).* 2011 May;26(4):343-51. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2010.11.019. Epub 2011 Jan 19. PMID: 21247677.

Delp SL, Suryanarayanan S, Murray WM, Uhlir J, Triolo RJ. Architecture of the rectus abdominis, quadratus lumborum, and erector spinae. *J Biomech.* 2001 Mar;34(3):371-5. doi: 10.1016/s0021-9290(00)00202-5. PMID: 11182129.

Kamibayashi LK, Richmond FJ. Morphometry of human neck muscles. *Spine (Phila Pa 1976).* 1998 Jun 15;23(12):1314-23. doi: 10.1097/00007632-199806150-00005. PMID: 9654620.

Gerling ME, Brown SH. Architectural analysis and predicted functional capability of the human latissimus dorsi muscle. *J Anat.* 2013 Aug;223(2):112-22. doi: 10.1111/joa.12074. Epub 2013 Jun 13. PMID: 23758053; PMCID: PMC3724205.

El-Monajjed K, Driscoll M. Investigation of Reaction Forces in the Thoracolumbar Fascia during Different Activities: A Mechanistic Numerical Study. *Life (Basel).* 2021 Aug 1;11(8):779.

Newell E., Driscoll M. The examination of stress shielding in a finite element lumbar spine inclusive of the thoracolumbar fascia. *Med. Biol. Eng. Comput.* 2021 doi: 10.1007/s11517-021-02408-9

Chapitre 5

El Bojairami I, El-Monajjed K, Driscoll M. Development and validation of a timely and representative finite element human spine model for biomechanical simulations. *Sci Rep*. 2020 Dec 9;10(1):21519. doi: 10.1038/s41598-020-77469-1. PMID: 33298988; PMCID: PMC7725813.

Stott B, Afshari P, Bischoff J, Clin J, Francois-Saint-Cyr A, Goodin M, Herrmann S, Liu X, Driscoll M. A Critical Comparison of Comparators Used to Demonstrate Credibility of Physics-Based Numerical Spine Models. *Ann Biomed Eng*. 2023 Jan;51(1):150-162. doi: 10.1007/s10439-022-03069-x. Epub 2022 Sep 10. PMID: 36088433.

Sargent RG. Verification and validation of simulation models. *Journal of Simulation* (2013) 7, 12–24. doi:10.1057/jos.2012.20

Diebo BG et al. Realignment surgery in adult spinal deformity: Prevalence and risk factors for proximal junctional kyphosis. *Orthopade*. 2018 Apr;47(4):301-309.

Dubousset J, Diebo BG. Proximal Junctional Kyphosis in Modern Spine Surgery: Why Is it So Common? *Spine Surg Relat Res*. 2022 Jun 28;7(2):120-128. doi: 10.22603/ssrr.2022-0100. PMID: 37041876; PMCID: PMC10083082.

Chapitre 6

Sekuboyina A, Hussein ME, Bayat A, Löffler M, Liebl H, Li H, et al. VerSe: A Vertebrae labelling and segmentation benchmark for multi-detector CT images. *Medical Image Analysis*. oct 2021;73:102166.

Ricart PA, Andres TM, Apazidis A, Errico TJ, Trobisch PD. Validity of Cobb angle measurements using digitally photographed radiographs. *Spine J*. 2011 Oct;11(10):942-6. doi: 10.1016/j.spinee.2011.09.003. PMID: 22005079.

Winter RB, Lonstein JE, Denis F. Sagittal spinal alignment: the true measurement, norms, and description of correction for thoracic kyphosis. *J Spinal Disord Tech*. 2009 Jul;22(5):311-4. doi: 10.1097/BSD.0b013e31817dfcc3. PMID: 19525784.

Lin RM, Jou IM, Yu CY. Lumbar lordosis: normal adults. *J Formos Med Assoc*. 1992 Mar;91(3):329-33. PMID: 1354697.

Duval-Beaupère G, Schmidt C, Cosson P. A Barycentremetric study of the sagittal shape of spine and pelvis: the conditions required for an economic standing position. *Ann Biomed Eng*. 1992;20(4):451-62.

Wiltse LL, Winter RB. Terminology and measurement of spondylolisthesis. *J Bone Joint Surg Am*. 1983 Jul;65(6):768-72. PMID: 6863359.

Mac-Thiong JM, Roussouly P, Berthonnaud E, Guigui P. Sagittal parameters of global spinal balance: normative values from a prospective cohort of seven hundred nine Caucasian asymptomatic adults. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2010 Oct 15;35(22):E1193-8. doi: 10.1097/BRS.0b013e3181e50808. PMID: 20959772.

Jackson RP, Kanemura T, Kawakami N, Hales C. Lumbopelvic lordosis and pelvic balance on repeated standing lateral radiographs of adult volunteers and untreated patients with constant low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2000 Mar 1;25(5):575-86. doi: 10.1097/00007632-200003010-00008. PMID: 10749634.

Protopsaltis T, Schwab F, Bronsard N, Smith JS, Klineberg E, Mundis G, Ryan DJ, Hostin R, Hart R, Burton D, Ames C, Shaffrey C, Bess S, Errico T, Lafage V; International Spine Study Group. The T1 pelvic angle, a novel radiographic measure of global sagittal deformity, accounts for both spinal inclination and pelvic tilt and correlates with health-related quality of life. *J Bone Joint Surg Am*. 2014 Oct 1;96(19):1631-40. doi: 10.2106/JBJS.M.01459. PMID: 25274788.

Diebo BG, Oren JH, Challier V, Lafage R, Ferrero E, Liu S, Vira S, Spiegel MA, Harris BY, Liabaud B, Henry JK, Errico TJ, Schwab FJ, Lafage V. Global sagittal axis: a step toward full-body assessment of sagittal plane deformity in the human body. *J Neurosurg Spine*. 2016 Oct;25(4):494-499. doi: 10.3171/2016.2.SPINE151311. Epub 2016 May 20. PMID: 27203811.

Obeid I, Boissière L, Yilgor C, Larrieu D, Pellisé F, Alanay A, Acaroglu E, Perez-Gruoso FJ, Kleinstück F, Vital JM, Bourghli A; European Spine Study Group, ESSG. Global tilt: a single parameter incorporating spinal and pelvic sagittal parameters and least affected by patient positioning. *Eur Spine J*. 2016 Nov;25(11):3644-3649. doi: 10.1007/s00586-016-4649-3. Epub 2016 Jun 20. PMID: 27323962.

Horteur. Article submitted in *European Journal of Radiology*. Accuracy Evaluation of an Automatic Landmarking Method Based on 3D segmented CT scans of Full Lower Limbs with Knee Osteoarthritis

Vital JM, Gille O, Coquet M. Déformations rachidiennes : anatomopathologie et histoenzymologie. *Rev du Rhumatisme*.2004;71:263-4.

Liste des figures

FIGURE 1 : ANATOMIE D'UNE VERTÈBRE.....	9
FIGURE 2 : RACHIS ENTIER OSSEUX EN VUE FRONTALE ET SAGITTALE (À GAUCHE), VERTÈBRES CLÉ DE VOUTE C5, T7, L3 ET SACRUM VUE SUPÉRIEURE, SAGITTALE ET FRONTALE (À DROITE).....	10
FIGURE 3 : LES ÉLÉMENTS CONSTITUTIFS DU DISQUE INTERVERTÉBRAL (A) ET ORIENTATION DES FIBRES DE L'ANNULUS (B) SELON BOGDUK.....	11
FIGURE 4 : INTÉRÊT DE LA STRUCTURE RÉNIFORME DES DISQUES SELON BOGDUK.....	12
FIGURE 5 : DISSECTION D'UN DISQUE SAIN L5S1, COUPE SAGITTALE.....	12
FIGURE 6 : LIGAMENTS RACHIDIENS (D'APRÈS WHITE ET PANJABI).....	14
FIGURE 7 : LIGAMENTS SACRO ILIAQUES VUE ANTÉRIEURE (A) ET VUE POSTÉRIEURE (B) (D'APRÈS LAVIGNOLLE).....	15
FIGURE 8 : MUSCLES DU RACHIS DORSO-LOMBAIRE SELON BOURGERY & JACOB (A : LATISSIMUS DORSI, TRAPEZIUS, B : SERRATUS, RHOMBOIDEUS, C : ILIOCOSTALIS, SPINALIS, D : LONGISSIMUS, E : TRANSVERSOSPINALES, QUADRATUM LUMBORUM).....	15
FIGURE 9 : GROUPES MUSCULAIRES SELON LEUR COACTIVATION, D'APRÈS DE SEZE, SELON SAMUEL.....	17
FIGURE 10 : DISSECTION DE LA COUCHE SUPERFICIELLE DU FASCIA THORACO-LOMBAIRE (A), ET SCHÉMA D'UNE COUPE AXIALE DES 3 COUCHES DU FASCIA ET DE SA CONTINUITÉ AVEC LE FASCIA ABDOMINAL (B), D'APRÈS WILLARD.....	18
FIGURE 11 : LES PLANS 3D DE DESCRIPTION ANATOMIQUE.....	20
FIGURE 12 : ORIENTATION DES FACETTES ARTICULAIRES AU NIVEAU CERVICAL, THORACIQUE ET LOMBAIRE (WHITE & PANJABI).....	21
FIGURE 13 : MOUVEMENTS FONDAMENTAUX DU RACHIS (D'APRÈS VITAL, SELON CASTAING).....	21
FIGURE 14 : ILLUSTRATION DE L'HORIZONTALITÉ DU REGARD (A) GIACOMETTI, L'HOMME QUI MARCHE (COLLECTION FONDATION GIACOMETTI, PARIS), (B) SKIEUR DE BOSSES (MENTOSKI.COM).....	22
FIGURE 15 : DISSOCIATION DES CEINTURES EN MARCHE RAPIDE, CRÉDIT PERRIER (A). MARCHE ET COURSE, CHRONOPHOTOGRAPHIE PAR MARREY (B).....	23
FIGURE 16: LE PENDULE INVERSÉ.....	23
FIGURE 17 : FLAMBAGE ET MÉTHODES DE RÉSISTANCE.....	24
FIGURE 18: (A) COURBURES RACHIDIENNES DÉFINIES SELON LEUR POINT D'INFLEXION (7 VERTÈBRES DANS LA LORDOSE POUR CE CAS), SELON BERTHONNAUD. (B) MUSCLES REMPARTS CONVEXITAIRES SELON SAMUEL ET DOLTO.....	25
FIGURE 19 : (A) LES 3 COLONNES DE LOUIS, (B) LES 4 COLONNES MUSCULAIRES LOMBAIRE DE DOLTO.....	26
FIGURE 20: (A) DISPOSITION EN COUCHE PARALLÈLE DES MUSCLES POSTÉRIEURS (MULTIFIDUS VERT, LONGISSIMUS EN ROUGE, ILIOCOSTALIS EN BLEU) COUPE FRONTALE, (B) LOGE OSTÉO-FIBREUSE EN COUPE AXIALE AU NIVEAU DE L2 (FASCIA EN JAUNE).....	27
FIGURE 21 : HAUBANAGE MUSCULAIRE DE LA COLONNE VERTÉBRALE.....	28
FIGURE 22: SCHÉMA DES MUSCLES ATTACHÉS AU FASCIA THORACO-LOMBAIRE, D'APRÈS WILLARD (PSIS : ÉPINE ILIAQUE POSTÉRO SUPÉRIEURE, IT : TUBÉROSITÉ ISCHIATIQUE, STL : LIGAMENT SACRO TUBÉREUX).....	28
FIGURE 23: NEEDLE TOWER (SNELSON, SOURCE WIKIPEDIA), B : EXEMPLE DE MODÈLE DE TENSÉGRITÉ RACHIDIENNE (DEMAUROY, SIRER.ORG).....	29
FIGURE 24 : ÉLÉMENTS DE TENSÉGRITÉ : (A) DISQUE (BOGDUK), DU SACRUM, (B) TRANSVERSAIRES ÉPINEUX (C) TRAPEZIUS ET LATISSIMUS (SOURCE JF SALMOCHI).....	29
FIGURE 25: COURBE DE GAUSS ET NORMALITÉ.....	31
FIGURE 26: REPRÉSENTATION SCHÉMATIQUE DES CAPACITÉS FONCTIONNELLES D'UN INDIVIDU EN FONCTION DE L'ÂGE DU MODE DE VIE (VIEILLISSEMENT NORMAL À GAUCHE, ET SURVENUE D'UNE MALADIE OU ACCIDENT À DROITE).....	32
FIGURE 27: PARAMÈTRES PELVIENS (SELON DUVAL-BEAUPÈRE).....	34
FIGURE 28: SCHÉMA DES PARAMÈTRES SELON PAIVA.....	36
FIGURE 29 : AUTRES PARAMÈTRES DE L'ALIGNEMENT SAGITTAL ET DES COMPENSATIONS PAR LES MEMBRES INFÉRIEURS :.....	37
FIGURE 30 : ANGLE SAGITTAL DE CUNÉIFORMISATION DISCALE.....	38
FIGURE 31: MÉTHODES DE MESURE DE LA LORDOSE LOMBAIRE.....	38
FIGURE 32: LES DIFFÉRENTS MORPHOTYPES SAGITTAUX EN RAPPORT AVEC L'AXE DE GRAVITÉ (A), DE GAUCHE À DROITE : COURBURES NORMALES, CYPHOSE DORSO-LOMBAIRE, INSUFFISANCE DE COURBURE, HYPERLORDOSE LOMBAIRE AVEC DOS CREUX, AUGMENTATION DES COURBURES.....	40
FIGURE 33: MORPHOTYPES DÉCRITS SELON LES FLÈCHES SAGITTALES PAR STAGNARA.....	40

FIGURE 34 : LE PRINCIPE DE LA BARYCENTRÉMÉTRIE EST L'ALIGNEMENT DES CENTRES DE GRAVITÉ SEGMENTAIRES DU TRONC POUR ASSURER UNE POSTURE ÉCONOME.....	41
FIGURE 35: CLASSIFICATION DE ROUSSOULY (SELON LE HUEC).....	41
FIGURE 36 : CLASSIFICATION DES ANOMALIES TRANSITIONNELLES SELON CASTELLVI (I : MÉGA APOPHYSES TRANSVERSES, II : NÉO ARTICULATIONS POSSIBLES, III : SYNOSTOSE OU FUSION OSSEUSE).....	43
FIGURE 37 : EXEMPLE D'ASYMÉTRIE D'ORIENTATION DES FACETTES ARTICULAIRES EN L5S1 MESURÉE DANS LE PLAN AXIAL (45° À DROITE CONTRE 34° À GAUCHE).....	43
FIGURE 38 : RADIOGRAPHIES DU RACHIS ENTIER. LA COURBURE LOMBAIRE L1S1 PASSE DE 51° DE LORDOSE DEBOUT CONTRE 3° DE CYPHOSE EN POSITION ASSISE. LA VERSION PELVIENNE EST DE 16° DEBOUT CONTRE 55° ASSIS.....	44
FIGURE 39: DIFFÉRENTES POSITIONS ASSISES BUDDHA À GAUCHE (TONIQUE), LE PENSEUR (A. RODIN, 1880) À DROITE, SOURCE WIKIPEDIA.....	45
FIGURE 40 : HERCULE (J. RICHIER, 1609, MUSÉE DE GRENOBLE), MARILYN MONROE AVEC TALONS HAUTS (MELANIE WOODS) ET CAIN APRÈS AVOIR TUÉ SON FRÈRE (H. VIDAL, 1896, JARDIN DES TUILIERES), SOURCES MUSÉE DE GRENOBLE ET WIKIPEDIA.....	45
FIGURE 41: A : 2 SITUATIONS D'ÉQUILIBRE RACHIDIEN (NON ÉCONOMES) PAR LA BARYCENTRÉMÉTRIE (D'APRÈS DUVAL-BEAUPÈRE), B : RADIOGRAPHIES COUPLÉES AUX PLATEFORMES DE FORCE (D'APRÈS GANGNET), C : BARYCENTRÉMÉTRIE COUPLÉE AU SYSTÈME EOS (D'APRÈS HASEGAWA).....	46
FIGURE 42: A : AXE DE GRAVITÉ DU CORPS ET POLYGONE DE SUSTENTATION, B : CÔNE D'ÉCONOMIE SELON DUBOUSSET.....	47
FIGURE 43: A : LES MÉCANISMES DE COMPENSATION SELON BARREY, B : ÉQUILIBRE DEBOUT ET VIEILLISSEMENT SELON LE HUEC, (A) ÉQUILIBRE IDÉAL, (B) ÉQUILIBRE COMPENSÉ, (C) ÉQUILIBRE DÉCOMPENSÉ.....	48
FIGURE 44: A : SPONDYLARTHRITE ANKYLOSANTE, B : DISH (FUSION LIGAMENT SUPRA ÉPINEUX ET LONGITUDINAL ANTÉRIEUR), C : DISCOPATHIE LOMBAIRE ÉTAGÉE ÉVOLUÉE, D : SYNDROME DE BAASTRUP L3L4 SUR MYÉLOFIBROSE (FLÈCHE).....	49
FIGURE 45: A : FRACTURE TRAUMATIQUE DE L1 (NOTER L'ATTEINTE DE L'ÉPINEUSE ET LE SPONDYLOLISTHÉSIS L5S1 PAR LYSE ISTHMIQUE ASYMPTOMATIQUE, FLÈCHES), B : SPONDYLODISCITE BACTÉRIENNE EN L2L3, C : MÉTASTASES D'UN CANCER DE PROSTATE (CONDENSANTE EN L5, LYTIQUE EN T6), D : LISTHÉSIS L4L5 AVEC SÉQUELLES DE DYSTROPHIE RACHIDIENNE (HERNIE INTRASPONGIEUSE EN L4, FLÈCHE), E : ENTORSE GRAVE CERVICALE C5C6 (AUGMENTATION DE LA DISTANCE INTERÉPINEUSE TÉMOIN D'UNE RUPTURE LIGAMENTAIRE).....	50
FIGURE 46 : A : SCOLIOSE DÉGÉNÉRATIVE, B : SHEUERMAN (CRÉDIT SARDAR), C : CAMPTOCORMIE SUR MALADIE DE PARKINSON (NOTER LA COMPENSATION EN FLEXION DES GENOUX), D : MÉTASTASE EN L2 (ASTÉRISQUE) SUR SCOLIOSE LOMBAIRE AVEC DISLOCATION ROTATOIRE (FLÈCHE).....	50
FIGURE 47: STABILISATION THORACO-LOMBAIRE ET LOMBAIRE D'INTENSITÉ CROISSANTE. LA PLUPART DES IMMOBILISATIONS SONT GÉNÉRIQUES MAIS LES COUTILS ET CORSETS SONT RÉALISÉS SUR MESURE.....	51
FIGURE 48: DIFFÉRENTES TECHNIQUES DE STABILISATION CHIRURGICALE.....	51
FIGURE 49 : ZONE DE DENSIFICATION OSSEUSE (VERTÈBRE L5).....	55
FIGURE 50 : TRANSMISSION ET DISPERSION DES CONTRAINTES DE COMPRESSION, SELON KAPANDJI (1 : ANNULUS DU DISQUE, 2 : PROCESSUS ÉPINEUX, 3 : ARTICULATION ZYGAPOPHYSAIRE).....	56
FIGURE 51 : COMPORTEMENT EN FLUAGE D'UN MATÉRIAU VISCO-ÉLASTIQUE.....	56
FIGURE 52 : TRACTION SUR L'ANNULUS FIBROSUS PAR LA MISE EN COMPRESSION DU NUCLEUS (CAILLIET, A), TRANSMISSION DES FORCES À LA VERTÈBRE SOUS-JACENTE LORS D'UNE COMPRESSION (BOGDUK, B)...	57
FIGURE 53 : A) GRAPHIQUE PRÉSENTANT LA PCSA EN FONCTION DE LA LONGUEUR DE FIBRES DE DIFFÉRENTS MUSCLES DE LA RÉGION THORACO-LOMBAIRE. B) VARIATION DE LA TENSION DU MULTIFIDUS EN FONCTION DE LA LONGUEUR DES SARCOMÈRES, D'APRÈS KIM.....	58
FIGURE 54 : CALCUL DE LA PCSA POUR UN MUSCLE FUSIFORME ET PENNIFORME (M : MASSE, V : VOLUME, P : DENSITÉ, T : ÉPAISSEUR OU CSA, A : ANGLE DE PENNATION), D'APRÈS BONNEL.....	60
FIGURE 55 : EXEMPLES D'ANIMATION (BLENDER), DE MODÈLE NUMÉRIQUE D'ANATOMIQUE STRUCTURELLE (ZYGOTE), DE LOGICIEL POUR L'ERGONOMIE AU TRAVAIL (INOPROD).....	61
FIGURE 56 : EXEMPLE D'UTILISATION DU MODÈLE OPENSIM (PRONOST).....	63
FIGURE 57 : PREMIER MODÈLE DE RACHIS UTILISANT ARTISYNTH PUBLIÉ PAR MALAKOUTIAN 2018.....	64
FIGURE 58: RECONSTRUCTION SAGITTALE DU RACHIS LOMBAIRE À PARTIR DES IMAGES SCANNER EN FENÊTRAGE OSSEUX.....	70
FIGURE 59 : NETTOYAGE DE L'OBJET SURFACIQUE L5, VUE SUPÉRIEURE A : L5 SEGMENTÉE NON NETTOYÉE (JAUNE), L5 APRÈS NETTOYAGE (BLEU) B : CARTOGRAPHIE DISTANCE POINT-SURFACE DE L5 (ZONE ROUGE 0,5MM).....	71

FIGURE 60 : VERTÈBRES L1 (CONTOUR BLEU), L2 (CONTOUR ROUGE) ET L3 (CONTOUR ROSE) AVEC DISQUES INTERVERTÉBRAUX L1-L2 (CONTOUR JAUNE) ET L2-L3 (CONTOUR ROUGE). LES INTERPÉNÉTRATIONS OSSEUSES SONT VISIBLES EN GRISÉES (FLÈCHES BLANCHES) AU NIVEAU PROXIMAL ALORS QU'ELLES ONT ÉTÉ NETTOYÉES AU NIVEAU DISTAL (FLÈCHES NOIRES).....	72
FIGURE 61 : VERTÈBRE L1 VUE INFÉRIEURE, SOUS FORME (A) D'OBJET RIGIDE SURFACIQUE, (B) D'OBJET DÉFORMABLE VOLUMIQUE EN MAILLAGE EF (TÉTRAÈDRES).....	73
FIGURE 62 : RECONSTRUCTION SAGITTALE DU RACHIS LOMBAIRE À PARTIR DES IMAGES SCANNER EN FENÊTRAGE TISSU MOU.....	74
FIGURE 63 : DISQUE L1-L2 AVANT NETTOYAGE (A), DISQUES LOMBAIRES NETTOYÉS (B).....	74
FIGURE 64 : DISQUE L1-L2 : DÉLIMITATION MANUELLE DU NUCLEUS SUR LES COUPES AXIALES EN SÉQUENCE T2 DE L'IRM (A), DISQUE MAILLÉ EN 2 DOMAINES, NUCLEUS BLEU ET ANNULUS ORANGE (B).....	75
FIGURE 65 : DISQUES L1À S1 IMPLÉMENTÉS DANS LE MODÈLE EN HEXAÈDRES. LA MISE EN TENSION DES ÉLÉMENTS MUSCULAIRES ET LIGAMENTAIRES INDUIT DES CONTRAINTES DE DÉFORMATION PLUS IMPORTANTES DANS LA PARTIE POSTÉRIEURE DU DISQUE, PHÉNOMÈNE ATTENDU EN LOMBAIRE EN RAISON DE LA LORDOSE.....	75
FIGURE 66 : (A) CENTRES INSTANTANÉS DE ROTATION DES VERTÈBRES LOMBAIRES. LE POINT CENTRAL REPRÉSENTE LA LOCALISATION MOYENNE, TANDIS QUE L'ELLIPSE EXTÉRIEURE REPRÉSENTE LES DEUX INTERVALLES DE DÉVIATION STANDARD OBSERVÉS CHEZ 10 VOLONTAIRES SAINS. (D'APRÈS PEARCY ET BOGDUK), (B) CENTRES DE ROTATION DES VERTÈBRES THORACO-LOMBAIRES DANS LE MODÈLE.....	76
FIGURE 67 : : VISUALISATION DES 2 FAISCEAUX MOYENS DU LIGAMENT ILIO LOMBAIRE (L5-ILION EN ROUGE ET L4-ILION EN VERT) SUR LES RECONSTRUCTIONS CORONALES À PARTIR DE L'IRM AXIALE.....	77
FIGURE 68 : ENSEMBLE DES LIGAMENTS (VERT) IMPLÉMENTÉS DANS LE MODÈLE, VUE FRONTALE À GAUCHE ET VUE SAGITTALE À DROITE.....	79
FIGURE 69 : SEGMENTATION DES MUSCLES PÉRI-VERTÉBRAUX DROITS À PARTIR DE L'IRM AXIALE, VUE POSTÉRIEURE(A), VUE ANTÉRIEURE (B) : TRANSVERSAIRES ÉPINEUX (VERT), LONGISSIMUS (ROUGE), ILIO COSTALIS (BLEU), TRAPEZIUS (JAUNE CLAIR), LATISSIMUS (JAUNE FONCÉ), RHOMBOIDES (VIOLET), SEGMENTATION DES MUSCLES PARIÉTAUX GAUCHES À PARTIR DE L'IRM CORPS COMPLET, VUE ANTÉRIEURE (C) : RECTUS ABDOMINIS (ROUGE), OBLIQUI (BLEU FONCÉ ET JAUNE), TRANSVERSUS (VIOLET CLAIR).....	80
FIGURE 70 : RECALAGE ÉLASTIQUE PAR MÉTHODE FFD DES MASSES MUSCULAIRES SEGMENTÉES À PARTIR DE L'IRM AVEC LES STRUCTURES OSSEUSES DU REPÈRE CT SCAN (AUTODESK 3DS MAX), GRILLES DÉFORMABLES (A) ET RÉSULTAT APRÈS SYMÉTRISATION (B).....	81
FIGURE 71 : ÉLÉMENTS 1D CRÉÉS AVEC VIA POINTS POUR REPRODUIRE LE VOLUME ET LE TORS DU QUADRATUM LUMBORUM (A) ET LE TORS ET VOLUME DES MULTIFIDES (B) GRÂCE AU LOGICIEL TWINEXPLORER.....	82
FIGURE 72 : WRAPPING DE LA FIBRE REPRÉSENTANT LE MULTIFIDE T11L3 DROIT AUTOUR DE L'ARTICULAIRE L1L2.....	82
FIGURE 73 : PRÉSENTATION DES MUSCLES SOUS FORME FILAIRE DANS LE MODÈLE : (A) TRANSVERSAIRES ÉPINEUX, QUADRATUM LUMBORUM, PSOAS, (B) LONGISSIMUS ET ILIOCOSTALIS, (C) ILIACUS, (D) GLUTEI.....	84
FIGURE 74 : MODÉLISATION DU FASCIA THORACO-LOMBAIRE. A GAUCHE, DÉFINITION DES CONTOURS DU FASCIA (LOSANGE BLEU), DÉLIMITÉ PAR LES MASSES MUSCULAIRES DU LATISSIMUS DORSI ISSUES DE L'IRM. AU CENTRE, STRUCTURE 2D DÉFORMÉE ÉPOUSANT LES VOLUMES MUSCULAIRES DES MULTIFIDES ET ÉRECTEURS. A DROITE, STRUCTURE MAILLÉE EN ÉLÉMENTS FINIS DE TYPE SHELL AVEC MISE EN TENSION ET ZONES D'ATTACHEMENT.....	85
FIGURE 75 : MODÈLE DU RACHIS SOUS ARTISYNTH : CORPS RIGIDES ET ÉLÉMENTS FINIS POUR DISQUES ET STRUCTURES OSSEUSES, MUSCLES EN OBJETS 3D SURFACIQUES OU FILAIRES, FASCIA (VERT) EN ÉLÉMENTS FINIS SHELL.....	86
FIGURE 76 : GUIDE POUR ÉVALUER LA FIABILITÉ DES MODÈLES ET SIMULATIONS NUMÉRIQUES (HTTPS://WWW.FDA.GOV/MEDIA/154985/DOWNLOAD).....	89
FIGURE 77 : CLASSIFICATION DES COMPARATEURS SELON LEUR REPRODUCTIBILITÉ ET LEUR CRÉDIBILITÉ D'APRÈS STOTT, SELON L'ASME (IL EST À NOTER QUE LES MODÈLES IN SILICO N'Y SONT PAS ENCORE REPRÉSENTÉS).....	91
FIGURE 78 : RELATIONS ENTRE LE MONDE RÉEL (GRIS CLAIR) ET LE MONDE DE LA SIMULATION (GRIS FONCÉ) AVEC LES DIFFÉRENTS NIVEAUX DE VÉRIFICATION ET VALIDATION, D'APRÈS SARGENT.....	92
FIGURE 79 : EXEMPLE DE PJK SYNDROME AYANT NÉCESSITÉ 2 REPRISES CHIRURGICALES EN MOINS DE 3 ANS (REPRODUIT AVEC LA PERMISSION DU PR DIEBO B), PUIS UNE 3ÈME REPRISE PUBLIÉE PAR DUBOUSSET EN 2022.....	94

FIGURE 80 : ANGLE DE JONCTION PROXIMAL (ROUGE) ET ANGLE DE LORDOSE LOMBAIRE (BLEU) AVANT LA PREMIÈRE REPRISSE CHIRURGICALE.....	94
FIGURE 81 : UPRIGHT MRI, EN POSITION ASSISE (HTTPS://WWW.MEDSERENA.CO.UK/OPEN-MRI).....	95
FIGURE 82: IMAGES OBTENUES EN POSITION ASSISE ET FLEXION MAXIMALE (GAUCHE), EN POSITION ASSISE NEUTRE (MILIEU) ET EN EXTENSION MAXIMALE (DROITE).....	95
FIGURE 83 : MESURES ANGULAIRES SAGITTALES SUR L'IRM EN POSITION ASSISE NEUTRE, OBTENUES AU NIVEAU DU PLAN MÉDIAN (AMRI).....	96
FIGURE 84 : VERTÈBRES SEGMENTÉES SUR L'IRM (À GAUCHE), ET VERTÈBRES DU CT SCAN RECALÉES SUR LES VERTÈBRES SEGMENTÉES (À DROITE) (POSITION « IRM NEUTRE »).....	97
FIGURE 85 : ÉTAT DU MODÈLE (VERTÈBRES BLANCHES) AU DÉBUT DE LA SIMULATION À GAUCHE PUIS EN FIN DE SIMULATION LORSQUE LA POSITION ÉTAIT ATTEINTE (VERTÈBRES RECALÉES EN BLEUE SERVANT DE CONTRÔLE). NOTER LA FLÈCHE VERTE SUR LE PROCESSUS DE L1 ÉTANT LE VECTEUR FORCE APPLIQUÉ..	98
FIGURE 86: MESURES ANGULAIRES SAGITTALES SUR LA CAPTURE D'ÉCRAN ISSUE DE LA SIMULATION EN POSITION ASSISE NEUTRE (ASIM).....	98
FIGURE 87 : MESURES ANGULAIRES SAGITTALES SUR L'IRM EN POSITION ASSISE ET EXTENSION (AMRI).....	99
FIGURE 88 : VERTÈBRES SEGMENTÉES SUR L'IRM (À GAUCHE), ET VERTÈBRES DU CT SCAN RECALÉES SUR LES VERTÈBRES SEGMENTÉES (À DROITE).....	99
FIGURE 89 : SIMULATION AVEC PELVIS LIBRE ET SUPPORT AVANT LA CONTRACTION MUSCULAIRE (À GAUCHE) ET APRÈS CONTRACTION (À DROITE).....	100
FIGURE 90 : MESURES ANGULAIRES SAGITTALES SUR LA CAPTURE D'ÉCRAN ISSUE DE LA SIMULATION EN POSITION ASSISE EN CONTRACTION, PELVIS LIBRE ET SUPPORT (ASIM).....	100
FIGURE 91 : A : VERTÈBRES LOMBAIRES SEGMENTÉES ET RECALÉES EN POSITION ASSISE FLEXION (BLEU CLAIR) NEUTRE (ROSE CLAIR) ET EXTENSION (VERT CLAIR). ON PEUT NOTER QU'EN STATION ASSISE FLÉCHIE ET NEUTRE LES VERTÈBRES SONT TRÈS PROCHES EN TERMES DE POSITIONNEMENT LORSQUE LE SACRUM EST FIXE.....	101
FIGURE 92 : RÉSULTATS EN FLEXION.....	102
FIGURE 93 : RÉSULTATS EN POSITION NEUTRE. PAS DE DIFFÉRENCE SIGNIFICATIVE RETROUVÉE.....	102
FIGURE 94 : RÉSULTATS EN EXTENSION.....	103
FIGURE 95 : DÉSHYDRATATION DISCALE L4L5 ENTRE LES 2 IRM (COUCHÉE À GAUCHE PUIS ASSISE EN EXTENSION PUIS ASSISE NEUTRE ET EN FLEXION À DROITE).....	104
FIGURE 96 : SEGMENTATION DES NUCLEI DES DIFFÉRENTS DISQUES LOMBAIRES EN FLEXION.....	104
FIGURE 97: SCHÉMA DES ÉTAPES PRÉALABLES À L'APPLICATION PATIENT-SPÉCIFIQUE.....	106
FIGURE 98: SEGMENTATION MANUELLE D'UNE SCOLIOSE LOMBAIRE SOUS AMIRA (VERTÈBRES SEGMENTÉES DE T10 EN JAUNE CLAIR À L5 EN VERT CLAIR).....	107
FIGURE 99: CALCUL DES CENTROÏDES DU GROUND TRUTH.....	108
FIGURE 100 : 3 RÉSEAUX DE NEURONES NÉCESSAIRES POUR UNE SEGMENTATION ET LABÉLISATION DU RACHIS HUMAIN.....	108
FIGURE 101: RÉSEAU 1 : LOCALISATION DU RACHIS ENTIER ET HEATMAP (D'APRÈS SEKUBOYINA).....	108
FIGURE 102: RÉSEAU 2 : LOCALISATION DES VERTÈBRES PAR LES CENTROÏDES.....	109
FIGURE 103: RÉSEAU 3 : SEGMENTATION 3D DE CHAQUE VERTÈBRE À PARTIR DE LA BOUNDING BOX LOCALISÉE PAR CHAQUE CENTROÏDE (D'APRÈS SEKUBOYINA).....	109
FIGURE 104: EXEMPLES DE SEGMENTATION AUTOMATIQUE, CERVICALE (IMAGES DU HAUT) ET LOMBAIRE (IMAGES DU BAS).....	110
FIGURE 105 : SCHÉMA DES PARAMÈTRES RACHIDIENS LES PLUS FRÉQUEMMENT MESURÉS.....	111
FIGURE 106: RECALAGE RIGIDE DES STRUCTURES OSSEUSES (TWINSIGHT MEDICAL) À PARTIR DU PATIENT VIRTUEL STANDARDISÉ VERS LE MODÈLE ZYGOTE (ZYGOTE.COM).....	113
FIGURE 107 : RECALAGE ÉLASTIQUE DES STRUCTURES OSSEUSES (TWINSIGHT MEDICAL) À PARTIR DE LA VERTÈBRE L5 (A-C) ET DU SACRUM (D&E) DU PATIENT VIRTUEL STANDARDISÉ (CLAIR) VERS CELLES D'UN SUJET (FONCÉ).....	113
FIGURE 108 : LANDMARK RADIOLOGIQUES, EXEMPLES SUR L5 (A-D) ET SUR LE SACRUM (E&F).....	115
FIGURE 109 : TRANSFERT DES LANDMARK ANATOMIQUES DES STRUCTURES LIGAMENTAIRES ET DES MULTIFIDES (TWINSIGHT MEDICAL), VUE POSTÉRIEURE (A), VUE ANTÉRIEURE (B).....	116
FIGURE 110: TRANSFERT DES ÉLÉMENTS MÉCANIQUES ET OBTENTION DU JUMENT NUMÉRIQUE DE LA COLONNE LOMBAIRE DU PATIENT (VUE POSTÉRIEURE). IL EST À NOTER LA MÉGA APOPHYSE TRANSVERSE GAUCHE DE L5 AVEC LA NÉCESSITÉ D'AJUSTER LES MUSCLES ET LES LIGAMENTS INTERTRANSVERSAIRES.....	117
FIGURE 111: EXTENSION DU RACHIS LOMBAIRE AVEC SACRUM FIXE (A) ET NON FIXE (B) (SIMULANT UNE RÉTRACTION DES ISCHIO-JAMBIERS AVEC IMPOSSIBILITÉ D'ANTÉVERSER LE BASSIN).....	118
FIGURE 112: DIFFÉRENTES VOIES POSSIBLES POUR L'ABORD DU RACHIS LOMBAIRE (NEUROBICETRE.COM)...	119

FIGURE 113: POSITION RELATIVE DES VERTÈBRES PAR RAPPORT AU SACRUM EN FLEXION ET EXTENSION, À GAUCHE POUR LE RACHIS NORMAL ET AVEC UNE ARTICULATION L5S1 RENDUE IMMOBILE À DROITE..	119
FIGURE 114 : RÉSULTATS SUR LES MESURES DE LORDOSE EN FLEXION ET EN EXTENSION. DIFFÉRENCE SIGNIFICATIVE EN FLEXION EN L1S1 (*P= 0,004) MAIS NON SIGNIFICATIVE EN L1L5.....	120
FIGURE 115 : RÉSULTATS SUR LES AMPLITUDES EN FLEXION / EXTENSION. DIFFÉRENCE SIGNIFICATIVE EN L1S1 (**P= 0,004) MAIS NON EN L1L5.....	120
FIGURE 116 : APPLICATION D'UNE PROCÉDURE CHIRURGICALE SUR LE PATIENT VIRTUEL STANDARDISÉ DE TYPE ARTHRODÈSE POSTÉRIEURE CIRCONFÉRENTIELLE L2L3 RESPECTANT L'INTÉGRITÉ LIGAMENTAIRE ET MUSCULAIRE SUS ET SOUS-JACENTE.....	121
FIGURE 117 : ARTHRODÈSE L1S1 ET APPLICATION D'UNE FORCE DE 50N EN FLEXION SUR T3, À GAUCHE AVEC LIGAMENTS NORMAUX À DROITE AVEC LA RAIDEUR LIGAMENTAIRE DIVISÉE PAR DEUX. LA TRAJECTOIRE ROSE REPRÉSENTE LE DÉPLACEMENT DE T6.....	122
FIGURE 118 : DÉSÉQUILIBRE ANTÉRIEUR DÉCOMPENSÉ SUR SCOLIOSE LOMBAIRE ET MALADIE DE PARKINSON, SANS ET AVEC CORSET (CRÉDIT DR JP LAZARETH).....	123

Liste des tableaux

TABLEAU 1 : DESCRIPTION DES LIGAMENTS LONGITUDINAUX.....	13
TABLEAU 2 : DESCRIPTION DES LIGAMENTS ET CAPSULES INTERVERTÉBRAUX.....	14
TABLEAU 3 : LISTES DES MUSCLES THORACO-LOMBAIRES, CLASSIFICATION STRUCTURELLE / ABRÉVIATIONS DU TABLEAU : V : VERTÈBRE CONSIDÉRÉE, V+1 : VERTÈBRE CAUDALE À V, V+2 : 2ÈME VERTÈBRE LA PLUS CAUDALE PAR RAPPORT À V, K : CÔTE.....	16
TABLEAU 4: LES PARAMÈTRES PELVIENS, LEUR OBTENTION ET LEURS NORMES.....	34
TABLEAU 5: LES PARAMÈTRES SAGITTAUX DE L'ALIGNEMENT SPINO-PELVIEN.....	35
TABLEAU 6 : LES DIFFÉRENTES FORMULES DE LA LORDOSE IDÉALE.....	36
TABLEAU 7: CARACTÉRISTIQUES DES 4 GRANDS TYPES DE RACHIS SELON LA CLASSIFICATION DE ROUSSOULY. 42	
TABLEAU 8 : MÉTHODES D'ANALYSE EN BIOMÉCANIQUE RACHIDIENNE.....	54
TABLEAU 9 : 3 GRANDES TYPES DE FIBRES MUSCULAIRES.....	59
TABLEAU 10 : LES MÉTHODES DE MODÉLISATION DU RACHIS.....	66
TABLEAU 11 : DIFFÉRENTS TYPES DE CONDITION AUX LIMITES.....	67
TABLEAU 12 : PROPRIÉTÉS MATÉRIAUX DES STRUCTURES OSSEUSES (EF).....	73
TABLEAU 13 : PROPRIÉTÉS MATÉRIAUX DES DISQUES (EF).....	76
TABLEAU 14 : AMPLITUDES MAXIMALES SELON WHITE & PANJABI, F/E : FLEXION, EXTENSION, ID/IG : INCLINAISONS, RD/RG : ROTATIONS. LES VALEURS EN T12L1* ONT ÉTÉ EXTRAPOLÉES SELON LES AUTEURS.....	76
TABLEAU 15 : PROPRIÉTÉS MATÉRIAUX DES STRUCTURES LIGAMENTAIRES.....	79
TABLEAU 16 : PROPRIÉTÉS MATÉRIAUX DES GROUPES MUSCULAIRES.....	83
TABLEAU 17 : 2 TYPES DE MODÉLISATION.....	86
TABLEAU 18 : LES PRINCIPAUX PARAMÈTRES RADIOLOGIQUES ET VALEURS DU PATIENT VIRTUEL STANDARDISÉ (EN BLEU, CF ANNEXE 4).....	112

Annexes

Annexe 1 – Terminologia anatomica

CODE	LATIN	ENGLISH
A04.3.00.001	MUSCULI DORSI	MUSCLES OF BACK
A04.3.01.001	M. trapezius	Trapezius
<i>A04.3.01.002</i>	<i>Pars descendens</i>	<i>Descending part; superior part</i>
<i>A04.3.01.003</i>	<i>Pars transversa</i>	<i>Transverse part; middle part</i>
<i>A04.3.01.004</i>	<i>Pars ascendens</i>	<i>Ascending part; inferior part</i>
A04.3.01.005	(M. transversus nuchae)	(Transversus nuchae)
A04.3.01.006	M. latissimus dorsi	Latissimus dorsi
A04.3.01.007	M. rhomboideus major	Rhomboid major
A04.3.01.008	M. rhomboideus minor	Rhomboid minor
A04.3.01.009	M. levator scapulae	Levator scapulae
A04.3.01.010	M. serratus posterior inferior	Serratus posterior inferior
A04.3.01.011	M. serratus posterior superior	Serratus posterior superior
A04.3.01.012	Mm. intertransversarii anteriores cervicis; mm. intertransversarii anteriores colli	Anterior cervical intertransversarii
A04.3.01.013	Mm. intertransversarii posteriores laterales cervicis; mm. intertransversarii posteriores laterales colli	Lateral posterior cervical intertransversarii
A04.3.01.014	Mm. intertransversarii laterales lumborum	Intertransversarii laterales lumborum
<i>A04.3.01.015</i>	<i>Partes dorsales</i>	<i>Dorsal parts</i>
<i>A04.3.01.016</i>	<i>Partes ventrales</i>	<i>Ventral parts</i>
<i>A04.3.01.017</i>	<i>Fascia nuchae</i>	<i>Nuchal fascia</i>
A04.3.02.001	Musculi dorsi proprii	Muscles of back proper
A04.3.02.002	Musculus erector spinae	Erector spinae
<i>A04.3.02.003</i>	<i>Aponeurosis m. erectoris spinae</i>	<i>Erector spinae aponeurosis</i>
<i>A04.3.02.004</i>	<i>Septum intermusculare</i>	<i>Intermuscular septum</i>
A04.3.02.005	M. iliocostalis	Iliocostalis
<i>A04.3.02.006</i>	<i>M. iliocostalis lumborum</i>	<i>Iliocostalis lumborum</i>
<i>A04.3.02.007</i>	<i>Pars lumbalis; divisio lateralis m. erectoris spinae lumborum</i>	<i>Lumbar part; lateral division of lumbar erector spinae</i>
<i>A04.3.02.008</i>	<i>Pars thoracica</i>	<i>Thoracic part</i>
<i>A04.3.02.009</i>	<i>M. iliocostalis cervicis; m. iliocostalis colli</i>	<i>Iliocostalis cervicis</i>
A04.3.02.010	M. longissimus	Longissimus
A04.3.02.011	M. longissimus thoracis	Longissimus thoracis
<i>A04.3.02.012</i>	<i>Pars lumbalis; divisio medialis m. erectoris spinae lumborum</i>	<i>Lumbar part; medial division of lumbar erector spinae</i>
<i>A04.3.02.013</i>	<i>M. longissimus cervicis; m. longissimus colli</i>	<i>Longissimus cervicis</i>
<i>A04.3.02.014</i>	<i>M. longissimus capitis</i>	<i>Longissimus capitis</i>
A04.3.02.015	M. spinalis	Spinalis
<i>A04.3.02.016</i>	<i>M. spinalis thoracis</i>	<i>Spinalis thoracis</i>
<i>A04.3.02.017</i>	<i>M. spinalis cervicis; m. spinalis colli</i>	<i>Spinalis cervicis</i>
<i>A04.3.02.018</i>	<i>M. spinalis capitis</i>	<i>Spinalis capitis</i>
A04.3.02.101	Musculi spinotransversales	Spinotransversales
A04.3.02.102	M. splenius	Splenius
<i>A04.3.02.103</i>	<i>M. splenius capitis</i>	<i>Splenius capitis</i>
<i>A04.3.02.104</i>	<i>M. splenius cervicis; m. splenius colli</i>	<i>Splenius cervicis</i>
A04.3.02.201	Musculi transversospinales	Transversospinales
A04.3.02.202	Mm. multifidi	Multifidus
<i>A04.3.02.203</i>	<i>M. multifidus lumborum</i>	<i>Multifidus lumborum</i>
<i>A04.3.02.204</i>	<i>M. multifidus thoracis</i>	<i>Multifidus thoracis</i>
<i>A04.3.02.205</i>	<i>M. multifidus cervicis; m. multifidus colli</i>	<i>Multifidus cervicis</i>
A04.3.02.206	M. semispinalis	Semispinalis

A04.3.02.207		<i>M. semispinalis thoracis</i>	<i>Semispinalis thoracis</i>
A04.3.02.208		<i>M. semispinalis cervicis; m. semispinalis colli</i>	<i>Semispinalis cervicis</i>
A04.3.02.209		<i>M. semispinalis capitis</i>	<i>Semispinalis capitis</i>
A04.3.02.210		Mm. rotatores	Rotatores
A04.3.02.211		<i>(Mm. rotatores lumborum)</i>	<i>(Rotatores lumborum)</i>
A04.3.02.212		<i>Mm. rotatores thoracis</i>	<i>Rotatores thoracis</i>
A04.3.02.213		<i>Mm. rotatores cervicis; mm. rotatores colli</i>	<i>Rotatores cervicis</i>
A04.3.02.301		Musculi interspinales	Interspinales
A04.3.02.302		<i>Mm. interspinales lumborum</i>	<i>Interspinales lumborum</i>
A04.3.02.303		<i>Mm. interspinales thoracis</i>	<i>Interspinales thoracis</i>
A04.3.02.304		<i>Mm. interspinales cervicis; mm. interspinales colli</i>	<i>Interspinales cervicis</i>
A04.3.02.401		Musculi intertransversarii	Intertransversarii
A04.3.02.402		<i>Mm. intertransversarii mediales lumborum</i>	<i>Medial lumbar intertransversarii</i>
A04.3.02.403		<i>Mm. intertransversarii thoracis</i>	<i>Thoracic intertransversarii</i>
A04.3.02.404		<i>Mm. intertransversarii posteriores mediales cervicis; mm. intertransversarii posteriores mediales colli</i>	<i>Medial posterior cervical intertransversarii</i>
A04.3.02.501		Fascia thoracolumbalis	Thoracolumbar fascia
A04.3.02.502		<i>Lamina posterior; lamina superficialis</i>	<i>Posterior layer</i>
A04.3.02.503		<i>Lamina media</i>	<i>Middle layer</i>
A04.3.02.504		<i>Lamina anterior; lamina profunda; fascia musculi quadrati lumborum</i>	<i>Anterior layer; quadratus lumborum fascia</i>
A04.4.00.001		MUSCULI THORACIS	MUSCLES OF THORAX
A04.4.01.001		<i>(M. sternalis)</i>	<i>(Sternalis)</i>
A04.4.01.002		M. pectoralis major	Pectoralis major
A04.4.01.003		<i>Pars clavicularis</i>	<i>Clavicular head</i>
A04.4.01.004		<i>Pars sternocostalis</i>	<i>Sternocostal head</i>
A04.4.01.005		<i>Pars abdominalis</i>	<i>Abdominal part</i>
A04.4.01.006		M. pectoralis minor	Pectoralis minor
A04.4.01.007		M. subclavius	Subclavius
A04.4.01.008		M. serratus anterior	Serratus anterior
A04.4.01.009		Mm. levatores costarum	Levatores costarum
A04.4.01.010		<i>Mm. levatores costarum longi</i>	<i>Levatores costarum longi</i>
A04.4.01.011		<i>Mm. levatores costarum breves</i>	<i>Levatores costarum breves</i>
A04.4.01.012		Mm. intercostales externi	External intercostal muscle
A04.4.01.013		Mm. intercostales interni	Internal intercostal muscle
A04.4.01.014		Mm. intercostales intimi	Innermost intercostal muscle
A04.4.01.015		Mm. subcostales	Subcostales
A04.4.01.016		M. transversus thoracis	Transversus thoracis
A04.4.02.001		Diaphragma	Diaphragm
A04.4.02.002		<i>Pars lumbalis diaphragmatis</i>	<i>Lumbar part</i>
A04.4.02.008		<i>Pars costalis diaphragmatis</i>	<i>Costal part</i>
A04.4.02.009		<i>Pars sternalis diaphragmatis</i>	<i>Sternal part</i>
A04.5.00.001		MUSCULI ABDOMINIS	MUSCLES OF ABDOMEN
A04.5.01.001		M. rectus abdominis	Rectus abdominis
A04.5.01.002		Intersectiones tendineae	Tendinous intersections
A04.5.01.007		M. pyramidalis	Pyramidalis
A04.5.01.008		M. obliquus externus abdominis	External oblique
A04.5.01.017		M. obliquus internus abdominis	Internal oblique
A04.5.01.018	♂	<i>M. cremaster</i>	<i>Cremaster</i>
A04.5.01.019		M. transversus abdominis	Transversus abdominis; transverse abdominal
A04.5.01.027		M. quadratus lumborum	Quadratus lumborum
A04.5.02.001		Fascia abdominis	Abdominal fascia
A04.5.03.001		Fascia pelvis; fascia pelvica	Pelvic fascia
A04.5.03.017		M. rectovesicalis	Rectovesicalis
A04.5.04.001		Diaphragma pelvis	Pelvic diaphragm; pelvic floor
A04.5.04.002		M. levator ani	Levator ani
A04.5.04.003		M. pubococcygeus	Pubococcygeus
A04.5.04.004		M. puboperinealis	Puboperinealis

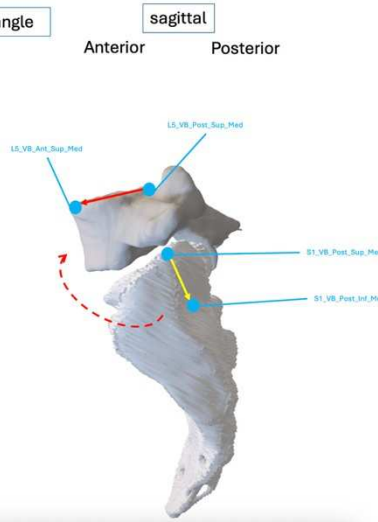
A04.5.04.005	♂	M. puboprostaticus; m. levator prostatae	Puboprostaticus; levator prostatae
A04.5.04.005	♀	M. pubovaginalis	Pubovaginalis
A04.5.04.006		M. puboanalis	Pubo-analis
A04.5.04.007		M. puborectalis	Puborectalis
A04.5.04.008		M. iliococcygeus	Iliococcygeus
A04.5.04.011		M. ischiococcygeus; m. coccygeus	Ischiococcygeus; coccygeus
A04.5.04.012		M. sphincter ani externus	External anal sphincter
A04.5.05.001		Mm. perinei	Perineal muscles
A04.6.00.001		MUSCULI MEMBRI SUPERIORIS	MUSCLES OF UPPER LIMB
A04.6.02.001		Musculi	Muscles
A04.6.02.002		M. deltoideus	Deltoid
A04.6.02.003		<i>Pars clavicularis</i>	<i>Clavicular part</i>
A04.6.02.004		<i>Pars acromialis</i>	<i>Acromial part</i>
A04.6.02.005		<i>Pars spinalis</i>	<i>Spinal part</i>
A04.6.02.006		M. supraspinatus	Supraspinatus
A04.6.02.008		M. infraspinatus	Infraspinatus
A04.6.02.010		M. teres minor	Teres minor
A04.6.02.011		M. teres major	Teres major
A04.6.02.012		M. subscapularis	Subscapularis
A04.6.02.013		M. biceps brachii	Biceps brachii
A04.6.02.014		<i>Caput longum</i>	<i>Long head</i>
A04.6.02.015		<i>Caput breve</i>	<i>Short head</i>
A04.6.02.017		M. coracobrachialis	Coracobrachialis
A04.6.02.018		M. brachialis	Brachialis
A04.6.02.019		M. triceps brachii	Triceps brachii
A04.6.02.020		<i>Caput longum</i>	<i>Long head</i>
A04.6.02.021		<i>Caput laterale</i>	<i>Lateral head</i>
A04.6.02.022		<i>Caput mediale; caput profundum</i>	<i>Medial head; deep head</i>
A04.7.00.001		MUSCULI MEMBRI INFERIORIS	MUSCLES OF LOWER LIMB
A04.7.02.001		Musculi	Muscles
A04.7.02.002		M. iliopsoas	Iliopsoas
A04.7.02.003		M. iliacus	Iliacus
A04.7.02.004		M. psoas major	Psoas major
A04.7.02.005		(M. psoas minor)	(Psoas minor)
A04.7.02.006		M. gluteus maximus	Gluteus maximus
A04.7.02.007		M. gluteus medius	Gluteus medius
A04.7.02.008		M. gluteus minimus	Gluteus minimus

D'après le FIPAT. Terminologia Anatomica. 2nd ed. FIPAT.library.dal.ca. Federative International Programme for Anatomical Terminology, 2019.

Annexe 2 – Exemple de l'angle lombo sacral issu de la revue de littérature en cours

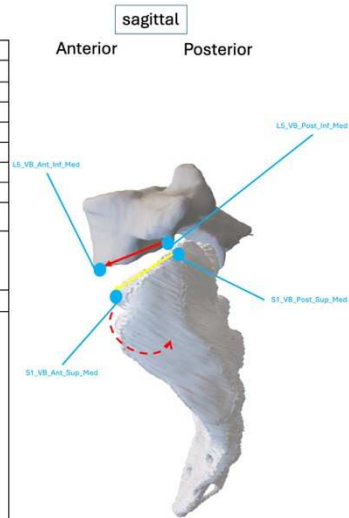
Lumbo Sacral Kyphotic angle or Dick angle or Dubousset Lumbo sacral angle

Internal key	LSA_Dubousset
Description	angle between the superior margin of the affected vertebra (L5) and the posterior surface of the sacrum (or caudal vertebra)
Pretty Name	Lumbo Sacral Kyphotic angle or Dick angle or Dubousset Lumbo sacral angle
Projection Plan 2D	Sagittal Left-to-Right (L+R) view
U Initial Point	Posterior point of the sacral endplate at mid sagittal plane : S1_VB_Post_Sup_Med
U Terminal Point	Posterior point of the inferior S1 endplate at mid sagittal plane : S1_VB_Post_Inf_Med
V Initial Point	Posterior point of L5 superior endplate at mid sagittal plane of the vertebra : L5_VB_Post_Sup_Med
V Terminal Point	Anterior point of L5 superior endplate at mid sagittal plane of the vertebra : L5_VB_Ant_Sup_Med
Oriented Angle	Clockwise
Normal range	>100° 119 +/- 8,3 : Giavas P, Mac-Thiong JM, Parent S, de Guise JA, Labelle H. Assessment of lumbosacral kyphosis in spondylolisthesis: a computer-assisted reliability study of six measurement techniques. Eur Spine J. 2009 Feb;18(2):212-7. doi: 10.1007/s00586-008-0818-3. Epub 2008 Nov 18.
Clinical meaning	Morphological parameter of the pelvis, if spondylolisthesis L5S1 and L5 hypoplastic if <85°: significant forward shift of the center of gravity (severe kyphosis)
Ref	Dick WT, Schnebel B. Severe spondylolisthesis. Reduction and internal fixation. Clin Orthop Relat Res 1968;232:70-79 1 Slip angle is LSA_Boxall and LSA is LSA_Dubousset: Faldini C, Barile F, Ialuna M, Manzetti M, Virol G, Vita F, Traversari M, Rinaldi A, Cerasoli T, Paolucci A, D'Antonio G, Ruffilli A. High-grade dysplastic spondylolisthesis: surgical technique and case series. Musculoskelet Surg. 2023 Sep;107(3):323-331. doi: 10.1007/s12306-022-00763-w. Epub 2022 Oct 1. Erratum in: Musculoskelet Surg. 2023 Sep;107(3):333-335. doi: 10.1007/s12306-022-00766-7.
Landmarking done	LSA_Dubousset



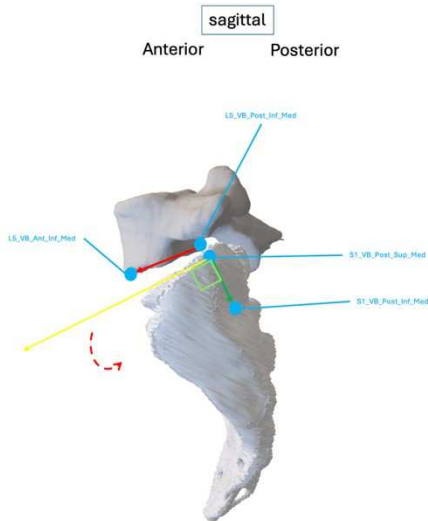
Lumbosacral angle according to SDSG

Internal key	SIDWA_L5S1
Description	angle subtended by the inferior endplate of L5 with the superior endplate of S1
Pretty Name	Lumbosacral angle according to SDSG
Projection Plan 2D	Sagittal Left-to-Right (L+R) view
U Initial Point	Posterior point of the sacral endplate at mid sagittal plane : S1_VB_Post_Sup_Med
U Terminal Point	Anterior point of the sacral endplate at mid sagittal plane : S1_VB_Ant_Sup_Med
V Initial Point	Posterior point of L5 inferior endplate at mid sagittal plane : L5_VB_Post_Inf_Med
V Terminal Point	Anterior point of L5 inferior endplate at mid sagittal plane : L5_VB_Ant_Inf_Med
Oriented Angle	The angle is negative (-) when in lordosis and positive (+) when in kyphosis. (counter clockwise)
Normal range	13,6 +/- 6,4 : Giavas P, Mac-Thiong JM, Parent S, de Guise JA, Labelle H. Assessment of lumbosacral kyphosis in spondylolisthesis: a computer-assisted reliability study of six measurement techniques. Eur Spine J. 2009 Feb;18(2):212-7. doi: 10.1007/s00586-008-0818-3. Epub 2008 Nov 18.
Clinical meaning	Morphological parameter of the pelvis, if spondylolisthesis L5S1 and L5 hypoplastic
Ref	Berthoumond E, Dimmet J, Labelle H et al (2004) Spondylolisthesis. In: O'Brien MF, Kuklo TR, Blanke KM et al (eds) Spinal deformity group radiographic measurement manual. Medtronic Sofamor Danek, Memphis, pp 95-108 1 LSA published as SIDWA_L5S1 in recent article Singh R, Yadav SK, Sood S, Yadav RK, Rohilla R. Spino-pelvic radiological parameters in normal Indian population. SICOT J. 2018;4:14. doi: 10.1051/sicotj/2016003. Epub 2018 Apr 30. 4 LSA different definitions Allard P, Duhaime M, Raso JV, Thiry PS, Drouin G, Geoffroy G. Pathomechanics and management of scoliosis in Friedreich ataxia patients: preliminary report. Can J Neurol Sci. 1980 Nov;7(4):383-8. doi: 10.1017/s0317167100022915. The lumbo-sacral angle was the angle subtended by the axis (S1-S2) and another one formed by joining the centroids of the vertebral bodies of L4 and L5. 4 Slip angle is LSA_Boxall and LSA is LSA_Dubousset: Faldini C, Barile F, Ialuna M, Manzetti M, Virol G, Vita F, Traversari M, Rinaldi A, Cerasoli T, Paolucci A, D'Antonio G, Ruffilli A. High-grade dysplastic spondylolisthesis: surgical technique and case series. Musculoskelet Surg. 2023 Sep;107(3):323-331. doi: 10.1007/s12306-022-00763-w. Epub 2022 Oct 1. Erratum in: Musculoskelet Surg. 2023 Sep;107(3):333-335. doi: 10.1007/s12306-022-00766-7.



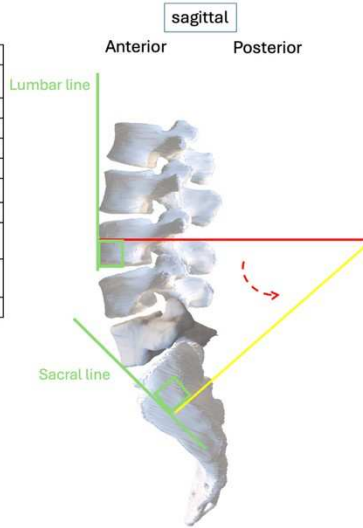
Lumbosacral angle by Boxall or Boxall's slip angle

Internal key	LSA_Boxall
Description	Angle formed by the intersection of two lines: (1) a line perpendicular to the posterior cortex of the sacrum and (2) a line paralleling the inferior endplate of L5
Pretty Name	Lumbosacral angle by Boxall or Boxall's slip angle
Projection Plan 2D	Sagittal Left-to-Right (L+R) view
U Initial Point	Perpendicular to posterior wall of S1, segment joining : S1_VB_Post_Sup_Med and S1_VB_Post_Inf_Med
U Terminal Point	Posterior point of L5 inferior endplate at mid sagittal plane of the vertebra : L5_VB_Post_Inf_Med
V Initial Point	Posterior point of L5 inferior endplate at mid sagittal plane of the vertebra : L5_VB_Post_Inf_Med
V Terminal Point	Anterior point of L5 inferior endplate at mid sagittal plane of the vertebra : L5_VB_Ant_Inf_Med
Oriented Angle	Counter clockwise. The angle is negative (-) when in lordosis and positive (+) when in kyphosis
Normal range	20,8 +/- 8,2 : Giavas P, Mac-Thiong JM, Parent S, de Guise JA, Labelle H. Assessment of lumbosacral kyphosis in spondylolisthesis: a computer-assisted reliability study of six measurement techniques. Eur Spine J. 2009 Feb;18(2):212-7. doi: 10.1007/s00586-008-0818-3. Epub 2008 Nov 18. PMID: 19015898; PMCID: PMC2898337.
Clinical meaning	Morphological parameter of the pelvis, if spondylolisthesis L5S1 and L5 hypoplastic 1 Slip angle is sometimes Boxall angle, sometimes LSA_SDSG
Ref	Boxall D, Bradford DS, Winter RB, Moe JH (1979) Management of severe spondylolisthesis in children and adolescents. J Bone Joint Surg Am 61:479-95
Landmarking done	LSA_Boxall



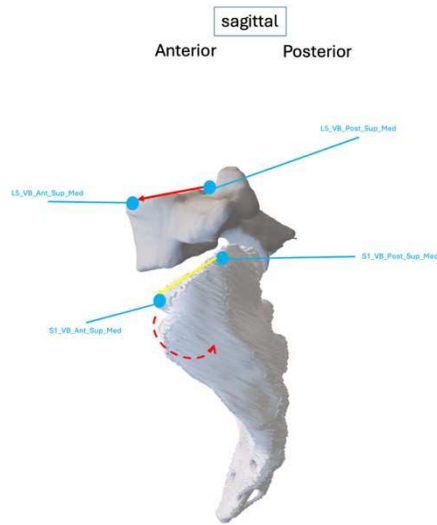
Lumbo Sacral Angle by Abitbol

Internal key	LSA_Abitbol
Description	Angle between perpendicular to the lumbar line (drawn on the anterior surface of L3) and a perpendicular to the sacral line (drawn on the anterior surface of the sacrum)
Pretty Name	Lumbo Sacral Angle by Abitbol
Projection Plan 2D	Sagittal Left-to-Right (L→R) view
U Initial Point	Perpendicular to sacral line
V Initial Point	Perpendicular to lumbar line
Oriented Angle	Clockwise
Normal range	Variable selon l'âge (80°)
Clinical meaning	angulation of the different intervertebral spaces, and the latter represents the posterior tilt of the anterior surface of the sacrum.
Ref	M. Maurice Abitbol. (1987). Evolution of the lumbosacral angle. , 72(3), 361-372. doi:10.1002/ajpa.1330720309
Landmarking done	LSA_Abitbol



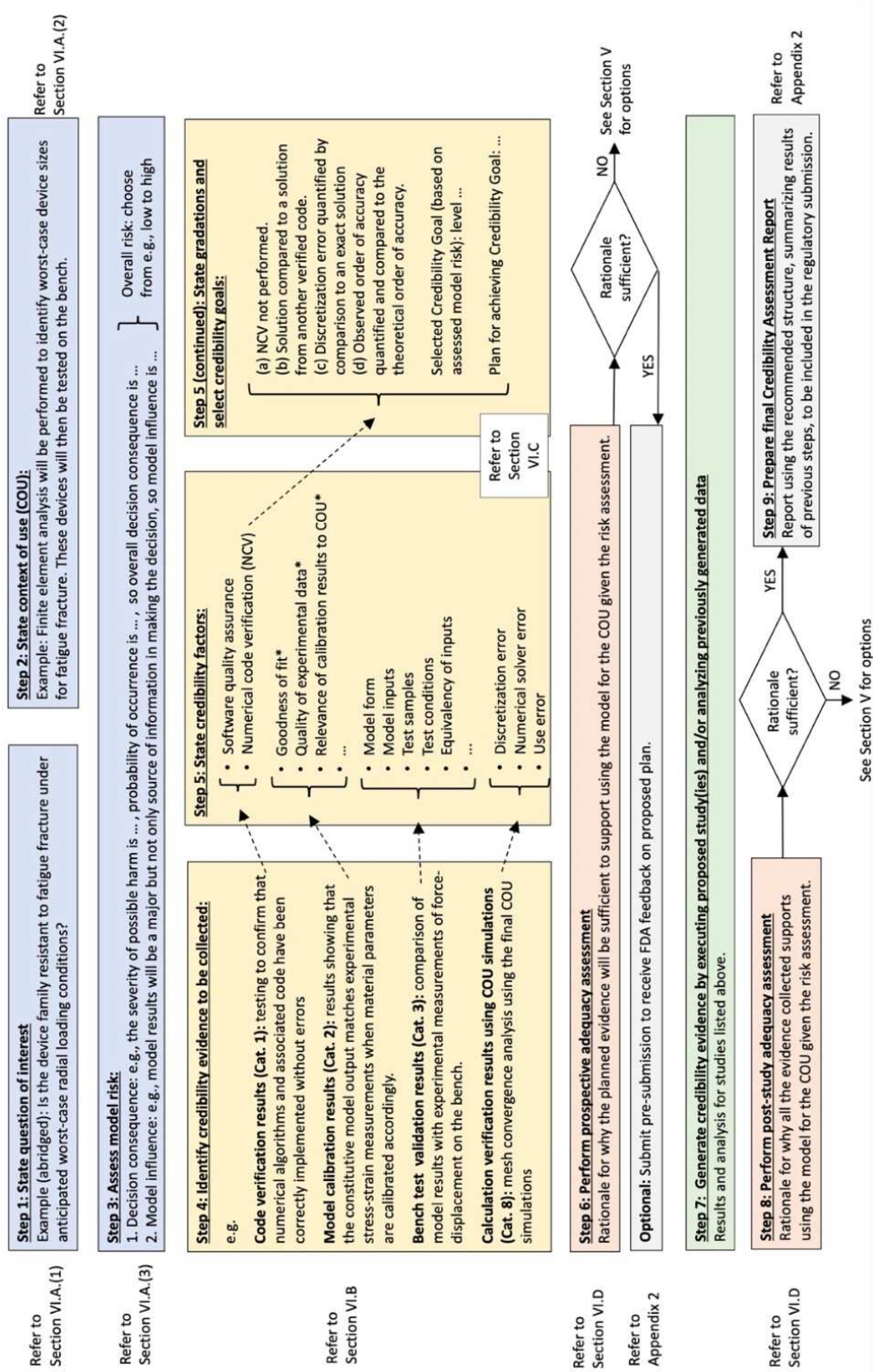
Dysplastic Lumbo Sacral angle according to SDSG

Internal key	Dysplastic_LSA_SDSG
Description	angle subtended by the superior endplate of L5 with the superior endplate of S1
Pretty Name	Dysplastic Lumbo Sacral angle according to SDSG
Projection Plan 2D	Sagittal Left-to-Right (L→R) view
U Initial Point	Posterior point of the sacral endplate at mid sagittal plane : S1_VB_Post_Sup_Med
U Terminal Point	Anterior point of the sacral endplate at mid sagittal plane : S1_VB_Ant_Sup_Med
V Initial Point	Posterior point of L5 superior endplate at mid sagittal plane of the vertebra : L5_VB_Post_Sup_Med
V Terminal Point	Anterior point of L5 superior endplate at mid sagittal plane of the vertebra : L5_VB_Ant_Sup_Med
Oriented Angle	The angle is negative (-) when in lordosis and positive (+) when in kyphosis. (counter clockwise)
Normal range	21,7 +/- 6,3 : Giavas P, Mac-Thiong JM, Parent S, de Guise JA, Labelle H. Assessment of lumbosacral kyphosis in spondylolisthesis: a computer-assisted reliability study of six measurement techniques. Eur Spine J. 2009 Feb;18(2):212-7. doi: 10.1007/s00586-008-0818-3. Epub 2008 Nov 18. PMID: 19015898; PMCID: PMC2899337.
Clinical meaning	Morphological parameter of the pelvis, if spondylolisthesis L5/S1 and L5 hypoplastic
Ref	Berthonnaud E, Dimnet J, Labelle H et al (2004) Spondylolisthesis. In: O'Brien MF, Kukilo TR, Blanke KM et al (eds) Spinal deformity group radiographic measurement manual. Medtronic Sofamor Danek, Memphis, pp 95-108
Landmarking done	Dysplastic_LSA_SDSG



Annexe 3 – Cadre général d'évaluation de la crédibilité d'un modèle, schéma issu de la FDA

<https://www.fda.gov/media/154985/download>



Annexe 4 – Distribution normale des paramètres radiologiques du patient virtuel standardisé (clichés EOS)



Thoracic Kyphosis : 35,33°
Lumbar Lordosis : -61,83°



Pelvic Incidence : 56,14°
Pelvic Tilt : 13,68°
Sacral Slope : 46,17°



Spino Sacral angle :
180-41,3= 138,7°



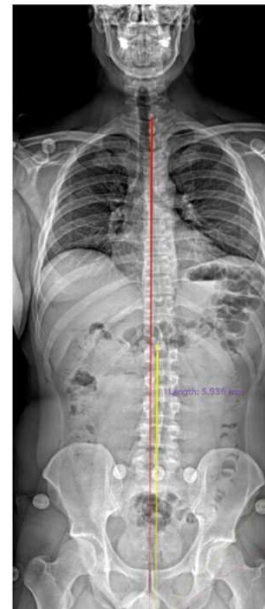
Sagittal Vertical Axis :
10,3mm



T1 Pelvic angle : 8,11°



Global Tilt : 11,2°



C7PL-CSVL: 5,9mm

Annexe 5 – Tableau des landmark radiologiques rachidiens

Ensemble des points d'intérêt utilisés pour la mesure des paramètres radiologiques rachidiens, angulaires et de distance.

Ils ont tous été définis sur le patient virtuel standardisé.

Les paramètres marqués * ont été utilisés pour l'étude de reproductibilité.

Les paramètres marqués √ ont déjà été validés pour le membre inférieur.

Bone	Landmark name		Landmark definition
Skull	EAM (Right / Left)		center of external auditory meatus
Clavicle	Sup Clavicle (Right / Left)		most superior point of clavicle (just below the medial part of the scapula, defined on frontal plan)
C7	Vertebral Body Superior Endplate Ant	*	most anterior point of the superior endplate
	Vertebral Body Superior Endplate Post	*	most posterior point of the superior endplate
	Vertebral Body Superior Endplate Cent	*	central point of the superior endplate
	Vertebral Body Superior Endplate Right / Left	*	most right or left lateral point of the superior endplate
	Vertebral Body Inferior Endplate Ant	*	most anterior point of the inferior endplate
	Vertebral Body Inferior Endplate Post	*	most posterior point of the inferior endplate
	Vertebral Body Inferior Endplate Cent	*	central point of the inferior endplate
	Vertebral Body Inferior Endplate Right / Left	*	most right or left lateral point of the inferior endplate
	Vertebral Canal Ant	*	posterior point of the mid-vertebral body
	Vertebral Canal Post	*	convergence of the superior margins of the laminae at the midline of the spinous process
T1 T2 T9 T11 T12 L1 L3 L5	Vertebral Body Superior Endplate Ant	*	most anterior point of the superior endplate
	Vertebral Body Superior Endplate Post	*	most posterior point of the superior endplate
	Vertebral Body Superior Endplate Cent	*	central point of the superior endplate
	Vertebral Body Superior Endplate Right / Left	*	most right or left lateral point of the superior endplate
	Vertebral Body Inferior Endplate Ant	*	most anterior point of the inferior endplate
	Vertebral Body Inferior Endplate Post	*	most posterior point of the inferior endplate
	Vertebral Body Inferior Endplate Cent	*	central point of the inferior endplate
	Vertebral Body Inferior Endplate Right / Left	*	most right or left lateral point of the inferior endplate
	Vertebral Canal Ant	*	posterior point of the mid-vertebral body
	Vertebral Canal Post	*	convergence of the superior margins of the laminae at the midline of the spinous process
	Vertebral Canal Pedicle Int (Right / Left)	*	medial border of the pedicle at the mid-pedicle level
	Superior Facet Joint Sup (Right / Left)	*	superior border of the superior facet of the vertebra at mid joint level (defined on sagittal plan)
	Superior Facet Joint Inf (Right / Left)	*	inferior border of the superior facet of the vertebra at mid joint level (defined on sagittal plan)
	Superior Facet Joint Int (Right / Left)	*	internal border of the superior facet of the vertebra at mid joint level (defined on axial plan)
Superior Facet Joint Ext (Right / Left)	*	external border of the superior facet of the vertebra at mid joint level (defined on axial plan)	
T3	Vertebral Body Superior Endplate Ant		most anterior point of the superior endplate
T4	Vertebral Body Superior Endplate Post		most posterior point of the superior endplate
T5	Vertebral Body Superior Endplate Cent		central point of the superior endplate
T6	Vertebral Body Superior Endplate Right / Left		most right or left lateral point of the superior endplate
T7	Vertebral Body Superior Endplate Right / Left		most right or left lateral point of the superior endplate
T8	Vertebral Body Inferior Endplate Ant		most anterior point of the inferior endplate
T10	Vertebral Body Inferior Endplate Post		most posterior point of the inferior endplate
L2	Vertebral Body Inferior Endplate Cent		central point of the inferior endplate

L4	Vertebral Body Inferior Endplate Right / Left		most right or left lateral point of the inferior endplate
	Vertebral Canal Ant		posterior point of the mid-vertebral body
	Vertebral Canal Post		convergence of the superior margins of the laminae at the midline of the spinous process
	Vertebral Canal Pedicle Int (Right / Left)		medial border of the pedicle at the mid-pedicle level
	Superior Facet Joint Sup (Right / Left)		superior border of the superior facet of the vertebra at mid joint level (defined on sagittal plan)
	Superior Facet Joint Inf (Right / Left)		inferior border of the superior facet of the vertebra at mid joint level (defined on sagittal plan)
	Superior Facet Joint Int (Right / Left)		internal border of the superior facet of the vertebra at mid joint level (defined on axial plan)
	Superior Facet Joint Ext (Right / Left)		external border of the superior facet of the vertebra at mid joint level (defined on axial plan)
L5	L5 Isthm Sup (Right / Left)	*	superior midpoint of L5 isthm at the mid-isthm level (defined on sagittal plan)
	L5 Isthm Inf (Right / Left)	*	inferior midpoint of L5 isthm at the mid-isthm level (defined on sagittal plan)
S1	Vertebral Body Superior Endplate Ant	*	most anterior point of the superior endplate
	Vertebral Body Superior Endplate Post	*	most posterior point of the superior endplate
	Vertebral Body Superior Endplate Cent	*	central point of the superior endplate
	Vertebral Body Superior Endplate Right / Left	*	most right or left lateral point of the superior endplate
	Vertebral Body Inferior Endplate Ant	*	most anterior point of the inferior endplate
	Vertebral Body Inferior Endplate Post	*	most posterior point of the inferior endplate
	Vertebral Body Inferior Endplate Cent	*	central point of the inferior endplate
	Vertebral Body Inferior Endplate Right / Left	*	most right or left lateral point of the inferior endplate
	Superior Facet Joint Sup (Right / Left)	*	superior border of the superior facet of the vertebra at mid joint level (defined on sagittal plan)
	Superior Facet Joint Inf (Right / Left)	*	inferior border of the superior facet of the vertebra at mid joint level (defined on sagittal plan)
	Superior Facet Joint Int (Right / Left)	*	internal border of the superior facet of the vertebra at mid joint level (defined on axial plan)
	Superior Facet Joint Ext (Right / Left)	*	external border of the superior facet of the vertebra at mid joint level (defined on axial plan)
S5	Vertebral Body Superior Endplate Ant	*	most anterior point of the superior endplate
	Vertebral Body Superior Endplate Post	*	most posterior point of the superior endplate
	Vertebral Body Superior Endplate Cent	*	central point of the superior endplate
Iliac bone	ASIS (Right / Left)		Anterosuperior iliac spine
	Pubis Ant (Right / Left)		most anterior point of left or right pubis
	Iliac Crest Sup (Right / Left)		most superior point of left or right iliac crest
	Acetabulum Post (Right / Left)		postero inferior point of the left or right acetabulum
	Acetabulum Ant (Right / Left)		antero superior point of the left or right acetabulum
Femur	Femoral head center (Right / Left)	√	barycenter of the femoral head
Tibia	Tibial Spines center (Right / Left)	√	center of the knee
	Tibial Plafond center (Right / Left)	√	center of the ankle
	Ant Cortex Distal Tibia (Right / Left)	√	most anterior point of the distal tibia
