

Étude des mécanismes de compensation des membres inférieurs qui peuvent influencer la balance sagittale après fusion lombaire grâce au système d'imagerie EOS

par

Victor BAISAMY

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE  
COMME EXIGENCE PARTIELLE À L'OBTENTION DE LA MAÎTRISE  
AVEC MÉMOIRE EN GÉNIE CONCENTRATION  
TECHNOLOGIES DE LA SANTÉ  
M. SC. A

MONTRÉAL, LE 26 SEPTEMBRE 2023

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE  
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC



Victor Baisamy, 2023



Cette licence [Creative Commons](#) signifie qu'il est permis de diffuser, d'imprimer ou de sauvegarder sur un autre support une partie ou la totalité de cette œuvre à condition de mentionner l'auteur, que ces utilisations soient faites à des fins non commerciales et que le contenu de l'œuvre n'ait pas été modifié.

**PRÉSENTATION DU JURY**

CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ

PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

M. Carlos Vázquez, directeur de mémoire  
Département de génie logiciel et des TI à l'École de technologie supérieure

M. Jacques A. de Guise, codirecteur de mémoire  
Département de génie des systèmes à l'École de technologie supérieure

Mme Nicola Hagemester, présidente du jury  
Département de génie des systèmes à l'École de technologie supérieure

M. Stefan Parent, examinateur externe  
Centre de recherche CHU Sainte-Justine, département de chirurgie

IL A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC

LE 19 SEPTEMBRE 2023

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE



## REMERCIEMENTS

Je remercie en premier lieu toute l'équipe pédagogique qui a su m'accompagner tout au long de ce parcours de maîtrise. Un grand merci bien évidemment à Carlos, mon directeur de recherche et Thierry, mon gestionnaire de recherche pour leur aide, leur patience leur soutien inconditionnel tant psychologique que financier. Merci à Jacques, mon co-directeur sans qui je n'aurais pas pu être là aujourd'hui. C'est grâce à toi si j'ai pu intégrer le LIO en tant que stagiaire initialement. Une pandémie et de longs confinements n'auront pas suffi à vouloir me faire rentrer en France. Merci aux docteurs Zhi Wang et Jesse Shen ainsi que Fidaa Al-Shakfa dans la gestion du projet du côté de l'hôpital, pour leur aide et leurs retours précieux.

Merci à toute l'équipe du LIO ayant permis de près ou de loin à la réalisation de ce projet. Prendre place au sein de ce laboratoire m'aura permis de comprendre ce qu'était vraiment la recherche sous tous ces aspects, des plus contraignants (mais indispensables) aux plus stimulants. Un grand merci à Lulu pour ton aide infaillible à la moindre problématique ou demande logicielle, Camille pour tes précieux conseils dans la gestion de la qualité et Marie M à qui je dois à peu près tout le reste. Sans oublier Marie J et Mélissa sans qui tout deviendrait beaucoup plus compliqué, particulièrement pour un phobique administratif comme moi. Votre réactivité et votre accompagnement des étudiants est des plus précieux. Enfin, un merci particulier à Nicola, pour ta confiance et ta gestion inspirante de l'ensemble du laboratoire et de tout ce qu'il incarne à travers ceux qui l'occupent.

Merci à tous ceux qui ont pu m'accompagner pendant ces longues années. Merci aux étudiants et post-doctorants du 11<sup>e</sup> avec qui j'ai pu créer de beaux liens et qui font vivre tout l'étage et mes colocs du 4414 qui m'ont fait aimer Montréal et le Québec.

Enfin merci évidemment à ma famille et vôtre soutien inconditionnel, sans qui je n'aurais certainement pas pu devenir l'homme que je suis, et à ma Juju qui illumine mon quotidien depuis déjà de nombreuses années.



# Étude des mécanismes de compensation des membres inférieurs qui peuvent influencer la balance sagittale après fusion lombaire grâce au système d'imagerie EOS

Victor BAISAMY

## RÉSUMÉ

Les mécanismes de compensation de la balance sagittale tels que la rétroversion pelvienne pour un rachis déséquilibré ont été bien décrits dans la littérature. Cependant, ceux mis en place au niveau des membres inférieurs comme la flexion des genoux et leur évolution après fusion du rachis lombaire a été peu quantifiée. L'introduction de l'imagerie corps entier EOS dans la pratique courante a permis l'analyse radiographique des membres inférieurs, même dans les pathologies dégénératives. Ce travail vise à caractériser et à prédire au travers de l'utilisation du machine learning l'apparition de la flexion du genou en relation avec les paramètres sagittaux globaux et régionaux de la colonne vertébrale dans les pathologies dégénératives lombaires avant et après une fusion lombaire.

Ce travail est une analyse rétrospective monocentrique incluant 108 patients ayant subi une fusion du rachis lombaire pour pathologies dégénératives. Tous les patients inclus ont eu une imagerie biplane EOS du corps entier avant et après l'opération avec un minimum de 6 mois de suivi. Les critères d'exclusion sont les patients ayant déjà subi une chirurgie de la colonne vertébrale et une arthroplastie totale du genou avant une fusion de la colonne lombaire. Vingt-sept paramètres, dont la flexion du genou et les paramètres spino pelvien, ont été mesurés à l'aide du logiciel SterEOS. L'analyse statistique des paramètres, leurs évolutions et leurs corrélations ont été réalisées sous XLSTAT-R et GraphPad Prism 9. Les méthodes prédictives de régressions et de classifications elles reposent sur une base de données de 201 radiographies préopératoire de patients avec pathologies dégénératives du rachis. Elles sont développées sous Python à l'aide de la bibliothèque d'apprentissage machine Scikit-Learn.

Les paramètres posturaux de 108 patients (65H; 43F) avec une moyenne d'âge de 63,02 ans ont été étudiés. La flexion du genou est modérément corrélée avec l'angle de dorsiflexion de la cheville ( $R=0,750$ ) et que faiblement corrélée avec le SVA ( $R=0,41$ ), PI-LL ( $R=0,41$ ) ou PT ( $R=0,20$ ). Les patients présentant une plus grande flexion du genou en préopératoire ( $n=68$ ) présentent une inadéquation PI-LL ( $9,88 \pm 10,48^\circ$  vs  $0,57 \pm 12,19^\circ$ ) et une SVA ( $5,7 \pm 4,2$  cm vs  $2,1 \pm 3,9$  cm) significativement plus importantes que le groupe présentant une plus faible flexion du genou ( $n=44$ ). Les patients présentant une flexion de genoux exacerbée en postopératoire ( $n=57$ ) ont une inadéquation PI-LL significativement plus importante ( $p=0,01$ ) ainsi qu'une perte de lordose ( $p=0,04$ ) après la chirurgie par rapport au groupe présentant moins de flexion ( $n=51$ ) sans pour autant que la SVA ne soit impactée.

## VIII

La prédiction de la flexion au-delà d'un seuil de  $10^\circ$  à partir des paramètres SVA, CAM, PI-LL et de l'âge est possible avec une exactitude de 0,68, une sensibilité de 0,86 et une spécificité de 0,44.

Les résultats de ce travail démontrent l'importance d'évaluer l'alignement des membres inférieurs en relation avec les paramètres spino-pelviens sagittaux globaux et régionaux en utilisant l'imagerie du corps entier. L'angle de flexion du genou peut aider à quantifier la compensation des membres inférieurs par rapport au décalage spino-pelvien chez les patients opérés pour des pathologies dégénératives. Cependant, la relation entre les paramètres spino-pelviens et l'alignement du genou reste peu corrélée et la variabilité dans la mise en place de ces mécanismes de compensation est très importante et dépendante des sujets. Des travaux supplémentaires sont nécessaires pour comprendre pleinement l'interaction complexe des mécanismes de compensation face au déséquilibre sagittal et au décalage spino-pelvien.

**Mots clés :** Balance sagittale; fusion lombaire; mécanismes de compensation; membre inférieur; prédiction; apprentissage machine



## **Study of lower limb compensation mechanisms that may influence sagittal balance after lumbar fusion using the EOS imaging system**

Victor BAISAMY

### **ABSTRACT**

Sagittal balance compensation mechanisms such as pelvic retroversion for an unbalanced spine have been well described in the literature. However, those implemented in the lower limbs such as knee flexion and their evolution after lumbar spine fusion has not been quantified. The adoption of whole body EOS imaging in routine practice has allowed radiographic analysis of the lower limbs, even in degenerative pathologies. This work aims to characterize and predict using machine learning the occurrence of knee flexion in relation to global and regional sagittal parameters of the spine in lumbar degenerative pathologies before and after lumbar fusion.

This work is a single-center retrospective analysis including 108 patients who underwent lumbar spine fusion for degenerative pathology. All included patients had biplane EOS whole-body imaging before and after surgery with a minimum of 6 months of follow-up. Exclusion criteria were patients with prior spine surgery and total knee replacement before lumbar spine fusion. Twenty-seven parameters, including knee flexion and spinopelvic parameters, were measured using SterEOS software. The statistical analysis of the parameters, their evolution and their correlations were performed with XLSTAT-R and GraphPad Prism 9. The predictive methods of regressions and classifications are based on a database of 201 preoperative radiographs of patients with degenerative spine pathologies. They are developed under Python using the Scikit-Learn machine learning library.

Postural parameters of 108 patients (65H; 43F) with an average age of 63.02 years were studied. Knee flexion was moderately correlated with ankle dorsiflexion angle ( $R=0.75$ ) and weakly correlated with SVA C7( $R=0.41$ ), PI-LL ( $R=0.41$ ) or PT ( $R=0.20$ ). Patients with greater preoperative knee flexion ( $n=68$ ) had significantly greater PI-LL mismatch ( $9.88 \pm 10.48^\circ$  vs.  $0.57 \pm 12.19^\circ$ ) and VAS ( $5.7 \pm 4.2$  cm vs.  $2.1 \pm 3.9$  cm) than the group with less knee flexion ( $n=44$ ). Patients with exacerbated knee flexion postoperatively ( $n=57$ ) had significantly greater PI-LL mismatch ( $p=0.01$ ) as well as loss of lordosis ( $p=0.04$ ) after surgery compared to the group with less flexion ( $n=51$ ) without any impact on VAS.

Prediction of flexion beyond a threshold of  $10^\circ$  of knee flexion from the parameters VAS, CAM, PI-LL and age is possible with an accuracy of 0.68, a sensitivity of 0.86 and a specificity of 0.44.

The results of this work suggest that lower limb alignment in relation to global and regional sagittal spinal parameters can be quantified using whole body imaging. Knee flexion angle can help quantify lower limb compensation in relation to spinopelvic misalignment in patients operated on for degenerative pathologies. However, the relationship between spinopelvic

parameters and knee alignment remains poorly correlated and there is considerable subject-dependent variability in the implementation of these compensation mechanisms. Further work is needed to fully understand the complex interplay of compensation mechanisms in the face of sagittal imbalance and spinopelvic misalignment.

**Key words:** sagittal balance; lumbar fusion; compensation mechanisms; lower limb; prediction; machine learning

## TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION .....	1
CHAPITRE 1 MISE EN CONTEXTE CLINIQUE .....	3
1.1 Considérations anatomiques .....	3
1.1.1 Les plans anatomiques .....	3
1.1.2 Le rachis.....	4
1.1.3 Ostéologie et articulations du membre inférieur.....	6
1.1.3.1 La ceinture pelvienne : le bassin et la hanche.....	7
1.1.3.2 Le genou.....	7
1.1.3.3 La cheville.....	8
1.2 Étude radiologique .....	9
1.3 La balance sagittale.....	11
1.3.1 Une notion d'équilibre .....	11
1.3.2 Description de la balance sagittale.....	14
1.3.2.1 Le rachis cervical : .....	15
1.3.2.2 Le rachis thoracique.....	16
1.3.2.3 Le rachis lombaire.....	17
1.3.2.4 Le bassin .....	18
1.3.2.5 Les types rachidiens .....	20
1.3.2.6 Les membres inférieurs.....	22
1.3.2.7 Autres paramètres globaux : .....	24
1.4 La perte de la balance sagittale .....	26
1.4.1 Étiologie.....	26
1.4.2 Mécanismes de compensation.....	28
1.4.3 Traitements des pathologies affectant la balance sagittale .....	31
1.5 Conclusion .....	34
CHAPITRE 2 REVUE DE LA LITTÉRATURE .....	37
2.1 Évaluation de la balance sagittale .....	37
2.1.1 Le bassin comme élément central de la balance sagittale.....	38
2.1.2 Relations entre paramètres pelviens et rachidiens .....	39
2.1.3 Impacts du manque de lordose.....	40
2.1.4 Relations entre les autres paramètres rachidiens .....	41
2.1.5 Implications des membres inférieurs .....	41
2.2 Impacts d'une fusion vertébrale.....	42
2.3 Conclusion intermédiaire .....	43
2.4 Revue des méthodes de prédiction (régression et classification) par apprentissage machine.....	45
2.4.1 Reproductibilité des paramètres cliniques .....	46
2.4.2 Revue des méthodes de prédiction.....	47
2.4.3 Méthodes de régression.....	48

2.4.3.1	Régression linéaire.....	48
2.4.3.2	Régression par les moindres carrés PLS.....	48
2.4.3.3	Régression LASSO.....	49
2.4.3.4	Régression Elastic Net.....	49
2.4.4	Méthodes de classification.....	50
2.4.4.1	KNN.....	50
2.4.4.2	SVM.....	51
2.4.4.3	Arbre de décision.....	52
2.4.4.4	Forêt aléatoire.....	53
2.4.4.5	Régression logistique.....	53
2.4.4.6	Classificateur par vote.....	54
2.4.4.7	Avantages et inconvénients des méthodes de régression et de classification.....	55
2.4.5	Validation des modèles.....	57
2.4.6	Les métriques de modèles de régression.....	58
2.4.7	Les métriques de modèles de classification.....	59
2.4.7.1	Matrice de confusion.....	59
2.4.7.2	Les coefficients R, R <sup>2</sup> et R <sup>2</sup> <sub>ajusté</sub> .....	61
2.5	Conclusion.....	62
CHAPITRE 3 PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS.....		65
3.1	Problématique.....	65
3.2	Objectifs et hypothèses.....	66
3.2.1	Objectif 1.....	66
3.2.2	Objectif 2.....	66
3.2.3	Objectifs 3.....	66
CHAPITRE 4 MÉTHODOLOGIE.....		69
4.1	Méthode d'analyse des mécanismes de compensation (objectifs 1 et 2).....	69
4.1.1	Données.....	69
4.1.2	Paramètres radiographiques.....	70
4.1.3	Analyse de la population.....	72
4.1.4	Séparation des groupes.....	73
4.1.4.1	Séparation des groupes en préopératoire.....	73
4.1.4.2	Séparation des groupes en postopératoire.....	75
4.1.5	Évaluation de l'impact selon la longueur de la fusion.....	77
4.1.6	Analyses statistiques.....	77
4.2	Méthodes de classification et régression (objectif 3).....	78
4.2.1	Données.....	78
4.2.2	Séparation de la base de données.....	79
4.2.3	Paramètres cliniques.....	79
4.2.4	Développement des modèles.....	80
4.2.5	Standardisation des données.....	81
4.2.6	Sélection des paramètres cliniques et hyperparamètres.....	81
4.2.7	Test et comparaison des modèles.....	82

CHAPITRE 5	RÉSULTATS .....	83
5.1	Évolution des paramètres posturaux .....	83
5.1.1	Description de la population et des pathologies rencontrées .....	83
5.1.2	Paramètres préopératoires globaux .....	84
5.1.3	Paramètres préopératoire selon la flexion des genoux.....	86
5.1.4	Comparaison des paramètres après fusion lombaire.....	90
5.1.5	Évolution de la flexion des genoux.....	91
5.1.6	Paramètres posturaux selon l'évolution de la flexion des genoux .....	93
5.1.7	Paramètres posturaux selon l'évolution du déséquilibre sagittal (TPA)...	96
5.1.8	Impact de la longueur de la fusion.....	98
5.1.9	Relations entre paramètres.....	100
5.1.10	Relation selon l'évolution des paramètres .....	103
5.2	Prédiction de la flexion des genoux .....	106
5.2.1	Description de la population et des pathologies rencontrées .....	106
5.3	Développement des modèles.....	107
5.4	Comparaison de méthodes de régression pour la prédiction de KF.....	108
5.4.1	Régression PLS.....	108
5.4.2	Régression LASSO .....	110
5.4.3	Régression Elastic Net .....	112
5.4.4	Régression linéaire multiple .....	112
5.5	Comparaison des méthodes de classification.....	113
5.5.1	Comparaison des performances des modèles de classification.....	115
CHAPITRE 6	DISCUSSION .....	119
6.1	Critique de la base de données.....	119
6.2	La place des mécanismes de compensation .....	119
6.2.1	Mise en avant des différences paramétriques selon la flexion des genoux .....	120
6.2.2	Évaluation des paramètres posturaux postopératoires .....	122
6.2.2.1	Évolution des paramètres selon la flexion des genoux .....	122
6.2.3	Évolution des paramètres selon l'équilibre sagittal .....	124
6.2.4	Mise en perspective des résultats .....	125
6.2.5	Impact de la longueur de fusion.....	125
6.3	Prédiction de la flexion des genoux .....	126
6.3.1	Relations entre paramètres.....	126
6.3.2	Prédictions de la flexion des genoux .....	128
6.4	Forces et limites de l'étude .....	130
CONCLUSION.....		131
6.5	Conclusion .....	131
BIBLIOGRAPHIE.....		133



## LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 2.1 Classes des incidences pelviennes et paramètres correspondants sur un groupe contrôle de 154 sujets. Adapté de Barrey et al., (2007).....	39
Tableau 2.2 Avantages et inconvénients des méthodes d'apprentissage machine .....	55
Tableau 2.3 Matrice de corrélation .....	59
Tableau 5.1 Caractéristiques de la base de données étudiée.....	83
Tableau 5.2 Classes des incidences pelviennes et paramètres posturaux correspondants sur un groupe contrôle de 108 sujets avant fusion lombaire.....	85
Tableau 5.3 Classes des flexions de genoux et paramètres posturaux correspondants sur un groupe contrôle de 108 sujets avant fusion lombaire.....	87
Tableau 5.4 Paramètres posturaux selon l'angle de flexion de genoux .....	88
Tableau 5.5 Paramètres posturaux avant et >6 mois après fusion lombaire (n=108).....	90
Tableau 5.6 Paramètres posturaux en pré et postopératoire chez les sujets ayant moins de flexion de genoux en postopératoire (Groupe A n=51) .....	93
Tableau 5.7 Paramètres posturaux en pré et postopératoire chez les sujets ayant plus de flexion de genoux en postopératoire (Groupe B n=57) .....	94
Tableau 5.8 Évolutions postopératoires des paramètres posturaux selon le gain ou la perte de flexion de genoux (n=108).....	94

Tableau 5.9 Paramètres posturaux en pré et post opératoire chez les sujets ayant un TPA plus faible en postopératoire (Groupe C n=51).....	96
Tableau 5.10 Paramètres posturaux en pré et post opératoire chez les sujets ayant un TPA plus important en postopératoire (Groupe D n=57).....	97
Tableau 5.11 Évolutions postopératoire des paramètres posturaux selon l'évolution de TPA (n=108).....	97
Tableau 5.12 Évolution des paramètres selon le nombre de vertèbres incluses dans la fusion 99	
Tableau 5.13 Corrélation entre la flexion des genoux et les autres paramètres sagittaux (n=108) 102	
Tableau 5.14 Corrélation entre la dorsiflexion des chevilles et.....	103
Tableau 5.15 Matrice de corrélations des variations paramétriques.....	105
Tableau 5.16 Description de la base de données de prédiction .....	106
Tableau 5.17 Performances du modèle PLS .....	109
Tableau 5.18 Qualité du modèle PLS .....	109
Tableau 5.19 Performances du modèle LASSO .....	111
Tableau 5.20 Performances du modèle Elastic Net .....	112



Tableau 5.21 Performances de la régression linéaire multiple .....	113
--	-----



## LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1 Les différents plans anatomiques. Tirée de Lepetit, (2018) .....	4
Figure 1.2 Anatomie du rachis en vue antérieure (a) et latérale gauche (b) et anatomie d'une vertèbre typique (T6) en vue supérieure (c) et latérale gauche (d). Adaptée de Netter, (2019).....	6
Figure 1.3 Vue supérieure du bassin. Adaptée de Netter, (2019) .....	7
Figure 1.4 Os et articulations du membre inférieur. Adaptée de Drake et al., (2020).....	8
Figure 1.5 Radiographie biplane réalisée avec le système d'imagerie EOS dans les deux plans (sagittal à gauche & coronal à droite) et la reconstruction 3D du rachis et des membres inférieurs. Tirée de EOS imaging, (2020) .....	11
Figure 1.6 Représentation du cône d'efficacité selon Dubousset. Adaptée de J. C. Le Huec et al., (2019) .....	13
Figure 1.7 Angle cervical haut O-C2 et cervical bas C2-C7 .....	15
Figure 1.8 Segmentation du rachis en cyphose dorsale et lordose lombaire selon une approche mécanique. Adaptée de Roussouly, (2011).....	17
Figure 1.9 Paramètres pelviens : Incidence pelvienne (PI); Version pelvienne (PT); Pente sacrée (SS). Tirée de Le Huec et al., (2015) .....	20
Figure 1.10 Types de conformation de l'équilibre sagittal. Adaptée de Roussouly et al., (2005) .....	22

Figure 1.11 Angle de flexion de genou dans le plan sagittal (A). Genou en extension (B), neutre (C) ou en flexion (D). Adaptée de Itoi., (1991) .....	23
Figure 1.12 Angles de dorsiflexion de la cheville .....	24
Figure 1.13 Axe vertical sagittal (SVA) et axe des canaux auditifs médians (CAM) et angle pelvien T1 (TPA). Adaptée de Pratali et al. (2017).....	26
Figure 1.14 Radiographies lombaires de profil avec pathologies : A) spondylolisthésis L5/S1; B) cyphose lombaire .....	28
Figure 1.15 A) Patient balancé ; B) Patient déséquilibré; C) Patient balancé avec compensation. Tirée de Inselspital Bern, (2022) .....	30
Figure 1.16 Fusion lombaire (de L4 à S1) .....	31
Figure 1.17 Reprise chirurgicale avec fusion lombaire et rétablissement de lordose pour rétablir la balance sagittale.....	32
Figure 1.18 Ostéotomie de Smith Petersen (SPO) à gauche et ostéotomie de soustraction pédiculaire (PSO) à droite. Tirée de Bridwell et al., (2003).....	34
Figure 2.1 a) Version pelvienne neutre; b) Pelvis rétroversé, avec une verticalisation du sacrum qui se traduit par une augmentation du PT et une diminution du SS. Adaptée de Le Huec et al., (2019).....	38
Figure 2.2 Cibles illustrant différents niveaux de précision et d'exactitude. Tirée de parlonsciences.ca (2022).....	46
Figure 2.3 Exemple de régression linéaire.....	48

Figure 2.4 Illustration du principe du KNN : lorsque $k=3$ , la prédiction est verte, et lorsque $k=6$ , la prédiction est bleue. Tirée de Chouinard, (s.d) .....	51
Figure 2.5 Exemple d'arbre de décision .....	53
Figure 2.6 Exemple de fonction logistique binaire. Tirée de Schober & Vetter, (2021) .....	54
Figure 2.7 Illustration d'une validation croisée k-fold .....	57
Figure 2.8 Exemple de courbe ROC .....	61
Figure 3.1 Radio télémétrie du rachis entier après fusion vertébrale de face et de profil .....	67
Figure 4.1 Radiographie biplane EOS .....	70
Figure 4.2 Exemples de paramètres sagittaux extraits du protocole "Postural assessment" sous SterEOS .....	72
Figure 4.3 Exemple de radiographies de profil présentant divers degrés de flexion des genoux (ici de gauche à droite : $0^\circ$ ; $5^\circ$ ; $10^\circ$ ; $15^\circ$ et $20^\circ$ ) .....	75
Figure 5.1 Distribution des paramètres posturaux selon l'angle de flexion de genoux .....	89
Figure 5.2 Répartition des sujets selon l'évolution de la flexion des genoux après fusion lombaire .....	92
Figure 5.3 Évolution des paramètres selon l'évolution de la flexion des genoux .....	95

Figure 5.4 Chaîne de corrélation des paramètres principaux caractérisant la balance sagittale dans son entièreté.....	101
Figure 5.5 Corrélations entre la flexion des genoux, PT, LL, PI-LL et SVA.....	102
Figure 5.6 Corrélations les plus importantes entre l'évolution des différents paramètres posturaux.....	104
Figure 5.7 Division de la base de données en base d'apprentissage et de test .....	107
Figure 5.8 Répartition des données entre la base d'apprentissage et la base de test .....	108
Figure 5.9 Évolution de la MSE (LASSO).....	111
Figure 5.10 Courbe ROC du modèle SVM.....	117

## LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

3D	Tridimensionnel, trois dimensions
AA	Dorsiflexion de la cheville (Ankle Angle)
AD	Arbre de décision
FA	Forêt aléatoire
KF	Flexion de genoux (Knee Flexion)
KNN	Algorithme des K plus proches voisins (K-Nearest Neighbors)
LASSO	Opérateur de rétrécissement et de sélection le moins absolu (Least Absolute Shrinkage and Selection Operator)
LL	Lordose lombaire (Lumbar Lordosis)
ODHA	Angle reliant l'odontoïde et le centre de l'axe des hanches (Ondotoïd Hip Axis)
PI	Incidence pelvienne (Pelvic Incidence)
PLS	Régression par les moindres carrés (Partial Least Squares)
PT	Version pelvienne (Pelvic Tilt)
RL	Régression logistique
SS	Pente sacrée (Sacral Slope)
SVA	Axe vertical sagittal (Sagittal Vertical Axis)
SVM	Machine à vecteurs de support (Support Vector Machine)
TK	Cyphose thoracique (Thoracic Kyphosis)
TPA	Angle pelvien T1 (T1 Pelvic Angle)





## INTRODUCTION

La perte de la balance sagittale est une conséquence de diverses déformations rachidiennes affectant près de 32% de la population de plus de 50 ans et 68% chez les plus de 70 ans. C'est le facteur qui entraîne le plus d'impacts significatifs sur les différents tests mesurant la douleur quotidienne et l'incapacité à réaliser certaines tâches du quotidien (Glassman et al., 2005; F. J. Schwab et al., 2013; Yoshihara et al., 2018). En réponse à ce déséquilibre, le corps dans son entièreté met en place des mécanismes de compensation visant à ramener le buste en arrière et adopter une position la plus verticale possible (Barrey et al., 2013). Ces mécanismes de compensation sont divers et leur prise en considération est essentielle dans la compréhension de cet équilibre sagittal et dans la planification préopératoire lorsqu'une fusion vertébrale est nécessaire. Toutefois, il existe des mécanismes de compensation au niveau des membres inférieurs tels que la flexion des genoux pour lesquels il existe un certain manque d'intérêt au sein de la littérature scientifique voir une absence de description totale dans le cadre de fusion vertébrale.

Cette absence de considération s'explique en partie par l'accès restreint aux radiographies corps entier qui permettent de visualiser les relations de l'ensemble des paramètres posturaux dans une position naturelle. Cela est rendu possible grâce à la compagnie EOS Imaging qui est un partenaire industriel du Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie (LIO). Elle développe un système d'imagerie biplanare (EOS) permettant d'acquérir des paramètres cliniques de l'entièreté du squelette dans les trois plans de l'espace avec une irradiation moindre (Escott et al., 2013; Humbert et al., 2009).

L'objectif de ce travail est donc de pallier le manque de la littérature en décrivant l'implication des mécanismes de compensation au niveau des membres inférieurs dans le maintien de la balance sagittale et de décrire leur évolution après fusion lombaire. Pour cela, des études statistiques ont été mises en place dans le but d'analyser les relations entre ces mécanismes et l'ensemble des paramètres posturaux avant et après fusion lombaire. Des méthodes de prédictions sont également proposées permettant d'estimer la flexion des genoux lorsque celle-

ci n'apparaît pas sur des radiographies conventionnelles servant à la planification préopératoire.

Le chapitre 1 permet une mise en contexte clinique permettant de mieux appréhender le concept de balance sagittale et les enjeux qui y sont associés. Le chapitre 2 porte sur les études de la littérature ayant déjà apporté de nombreuses réponses dans la compréhension de celle-ci, ainsi que sur la mise en place théorique de modèles prédictifs. Le chapitre 3 expose la problématique et les objectifs de ce mémoire, et les chapitres 4 et 5 aborderont les résultats et les discussions autour de ceux-ci.

# CHAPITRE 1

## MISE EN CONTEXTE CLINIQUE

### 1.1 Considérations anatomiques

#### 1.1.1 Les plans anatomiques

Dans le but de pouvoir décrire de façon précise l'anatomie, il a été mis en place une terminologie partagée de tous, notamment pour définir une position de référence permettant de situer le corps dans l'espace et déterminer différents plans anatomiques (Netter, 2019). Ces plans, au nombre de trois et perpendiculaires les uns par rapport aux autres, séparent chacun le corps en deux (Figure 1.1) :

- Le plan axial (ou transverse) sépare horizontalement le corps en une partie crâniale (supérieure) et une partie caudale (inférieure). C'est un plan très informatif dans le diagnostic médical, mais qui n'est possible qu'à travers l'utilisation de l'imagerie en coupe telle que la tomodensitométrie (CT-scan) ou l'imagerie par résonance magnétique (IRM).
- Le plan coronal (ou frontal) divise le corps en section ventrale (antérieure) et dorsale (postérieure). Dans ce plan, la colonne vertébrale peut par exemple être étudiée dans son intégralité, avec son axe médian passant au centre du sacrum et du bassin. C'est un plan très utile dans l'étude des déformations majoritairement frontales du rachis telles que la scoliose.
- Le plan sagittal (ou longitudinal) sépare la partie droite de la partie gauche du corps. Ce plan est essentiel dans l'étude des courbes rachidiennes comme la cyphose thoracique et la lordose lombaire, deux termes que nous définirons plus tard.

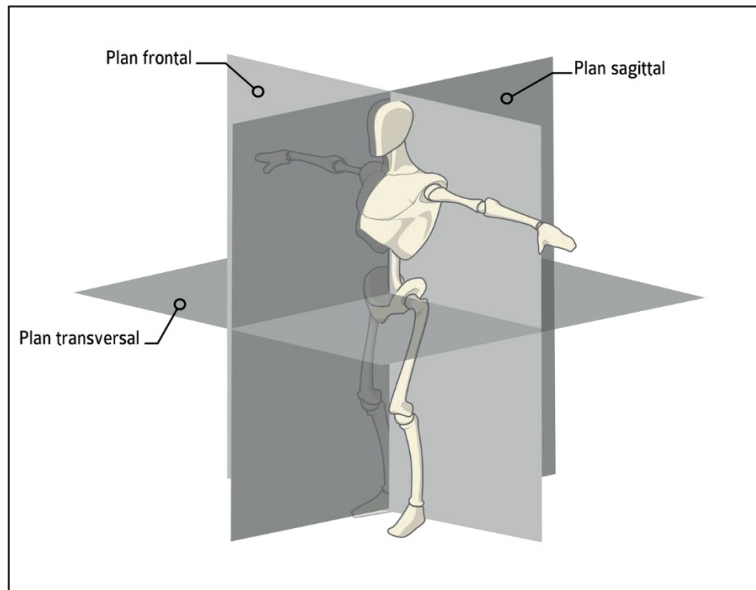


Figure 1.1 Les différents plans anatomiques.  
Tirée de Lepetit, (2018)

### 1.1.2 Le rachis

Le rachis, ou colonne vertébrale, est une structure osseuse qui s'étend de la base du crâne au bassin et qui a pour rôle d'assurer des fonctions mécaniques et neurologiques comme ont pu le décrire (D'Amico et al., 2014). La fonction mécanique du rachis peut être décrite comme le maintien et le mouvement de la tête au-dessus du bassin que l'on soit debout ou assis. La fonction neurologique assure une continuité du transport de l'information nerveuse entre l'ensemble de l'organisme et le cerveau grâce à la moelle épinière puis les nerfs de la queue de cheval qui transitent dans le canal rachidien au centre des vertèbres. Ce rachis est constitué de 33 vertèbres qui représentent l'unité segmentaire du rachis et qui peuvent être analysées en quatre segments distincts (Figure 1.2) :

- Le rachis cervical, composé de 7 vertèbres (de C1 à C7)
- Le rachis thoracique, composé de 12 vertèbres (de T1 à T12)
- Le rachis lombaire, composé de 5 vertèbres (de L1 à L5)
- Le sacrum, composé de 5 vertèbres fusionnées entre elles
- Le coccyx, composé de 4 vertèbres fusionnées entre elles.

Mis à part les deux premières vertèbres cervicales et les vertèbres soudées du sacrum et du coccyx, toutes peuvent être décrites de façon similaire (Figure 2.c et d). Seules la taille et la largeur des vertèbres augmentent à mesure que l'on se rapproche du bassin. On retrouve un corps vertébral en avant et un arc postérieur délimitant le foramen vertébral dans lequel passe la moelle épinière en arrière. Sur cet arc postérieur se forment différentes excroissances osseuses servant d'attaches ligamentaires, musculaires et d'articulations avec les autres vertèbres afin de stabiliser et de mobiliser l'ensemble du rachis (Netter, 2019).

Entre deux corps vertébraux successifs (sacrum et le coccyx mis à part) on retrouve un disque intervertébral fibrocartilagineux. Celui-ci joue un rôle essentiel puisqu'il participe à la mobilité du rachis et à l'absorption des contraintes mécaniques entre les vertèbres. Il est composé d'une partie centrale gélatineuse appelée nucléus pulposus (noyau) qui contient majoritairement de l'eau et d'un anneau fibreux, aussi appelé annulus, très résistant qui entoure ce noyau. Ces disques intervertébraux ont une capacité de régénération extrêmement limitée et leur usure est donc irréversible (Battié et al., 2004; D'Amico et al., 2014; Fusellier et al., 2020).

Enfin, alors qu'un rachis sain ne présente aucune courbure dans le plan frontal (Figure 1.2.a), il en comporte quatre dans le plan sagittal avec une lordose cervicale et lombaire, et une cyphose thoracique et sacrale. La lordose est une courbure physiologique à convexité postérieure, tandis que la cyphose est à concavité antérieure (Figure 1.2.b). Cette répartition alternée des courbures du rachis assure un équilibre antéropostérieur du tronc en position debout ou assise et permet une souplesse ainsi qu'un amortissement des chocs beaucoup plus important, comme le ferait un ressort (D'Amico et al., 2014; Drake et al., 2020; Netter, 2019).

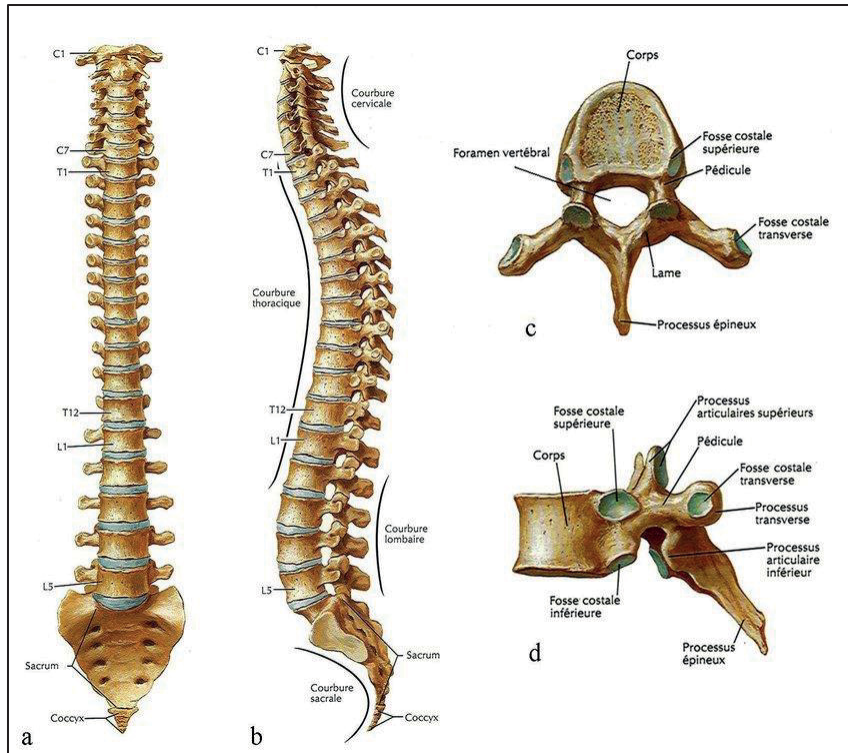


Figure 1.2 Anatomie du rachis en vue antérieure (a) et latérale gauche (b) et anatomie d'une vertèbre typique (T6) en vue supérieure (c) et latérale gauche (d).  
Adaptée de Netter, (2019)

### 1.1.3 Ostéologie et articulations du membre inférieur

Le rôle des membres inférieurs est de permettre le maintien en position debout et la locomotion du corps. Pour cela, il doit être extrêmement résistant pour supporter le poids du corps, mais aussi mobile et souple pour permettre son déplacement. Nous pouvons le décrire ici en trois parties :

### 1.1.3.1 La ceinture pelvienne : le bassin et la hanche

Le bassin est une structure ostéoarticulaire fixe composée de deux os coxaux latéraux, du sacrum en postérieur ainsi que d'une symphyse pubienne en antérieur (Figure 1.3). Son rôle est primordial dans le support de l'ensemble du rachis et dans le transfert du poids du corps jusqu'aux membres inférieurs. Il est donc un élément central dans l'étude de la posture et reste la pièce centrale faisant le lien entre le haut et le bas du corps via l'articulation de la hanche ou articulation coxo-fémorale. Au sein de cette articulation, la tête fémorale qui est de forme sphéroïde s'insère au niveau du cotyle du bassin. Cette forme d'articulation lui permet une liberté de mouvement maximale, rendant possibles les mouvements de flexion/extension dans le plan sagittal, d'abduction/adduction dans le plan frontal et de rotation interne et externe dans le plan axial (Klein & Sommerfeld, 2008).

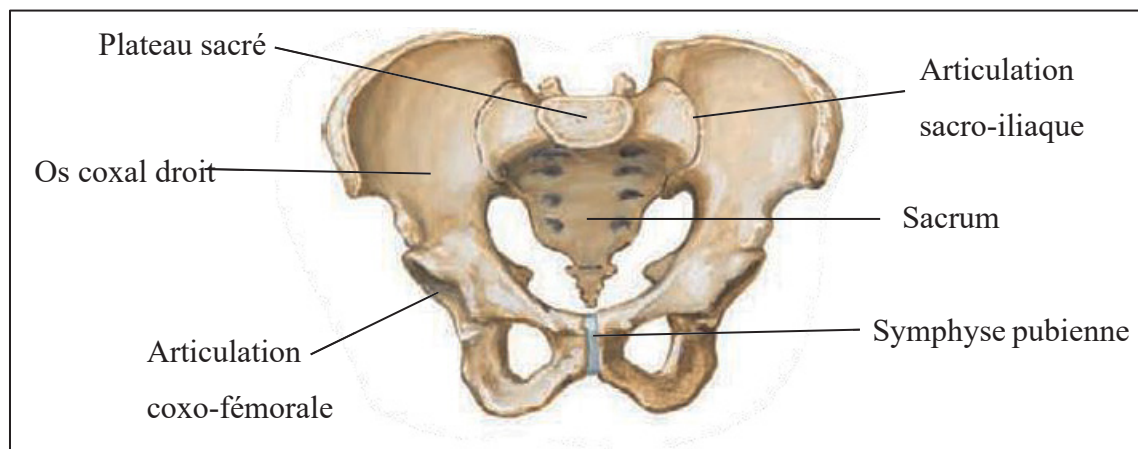


Figure 1.3 Vue supérieure du bassin.  
Adaptée de Netter, (2019)

### 1.1.3.2 Le genou

Alors que la partie proximale du fémur forme l'articulation de la hanche avec le bassin, son extrémité distale relie la cuisse à la jambe en formant l'articulation du genou en impliquant donc également le tibia et la patella (ou rotule) (Figure 1.4). La conformation condyloïde de l'articulation fémoro-tibiale limite les mouvements du genou à la flexion et à l'extension de la

jambe sur la cuisse dans le plan sagittal. Une légère rotation interne et externe est également possible, mais uniquement lors de la flexion (Klein & Sommerfled, 2008).

Le genou est une articulation essentielle dans la compréhension de la posture et de la marche. Il doit conférer une grande stabilité, en particulier en extension, ainsi qu'une grande mobilité permettant la marche et la course, et ce malgré des sollicitations mécaniques très importantes.

### 1.1.3.3 La cheville

Enfin, la cheville est l'articulation qui relie la jambe au pied (Figure 1.4). Elle représente schématiquement le point d'appui principal entre le corps et le sol. Le tibia et la fibula qui composent les os de la jambe sont en relation avec le talus (ou astragale), qui est l'un des os les plus importants du tarse. Cette articulation est de type trochléen et permet donc le mouvement de flexion et d'extension, appelé aussi flexion plantaire et dorsiflexion dans le plan sagittal (Klein & Sommerfled, 2008). D'autres complexes articulaires prennent place au niveau

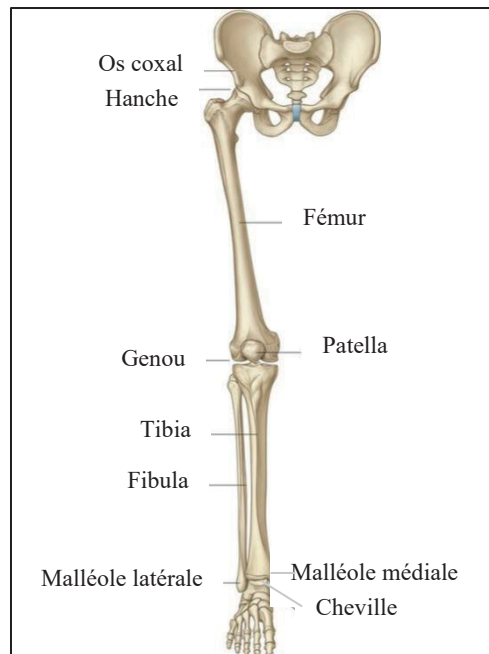


Figure 1.4 Os et articulations du membre inférieur.

Adaptée de Drake et al., (2020)



du genou et de la cheville, permettant d'autres types de mouvements plus ou moins limités. Cependant, nous n'irons pas plus loin et ne les décrirons pas dans ces travaux.

## 1.2 Étude radiologique

De nombreuses techniques permettent actuellement l'étude précise des segments anatomiques abordés plus tôt. Cependant, que le sujet d'étude soit purement anatomique ou plus axé sur la biomécanique, l'imagerie médicale reste centrale. Il en existe de plusieurs types.

L'imagerie en coupe, ou imagerie volumique, rendue possible principalement par l'imagerie par résonance magnétique (IRM) et la tomodensitométrie (CT-scan). Ce type d'imagerie permet la visualisation du squelette et des organes dans tous les plans de l'espace, même axial, et permet l'appréciation des volumes. Ces techniques rendent le diagnostic de diverses pathologies extrêmement fiable et précis, mais ne sont pas pour autant dénuées de limitations (Escott et al., 2013; Glaser et al., 2012; Illés & Somoskeöy, 2012). Nous pouvons par exemple citer le champ d'exploration limité par les capacités de la technique en elle-même comme pour l'IRM ou par l'irradiation vite trop importante par les rayons-X pour le CT-scan. De plus, la position allongée du patient lors de l'examen limite de façon considérable l'étude de la posture.

L'imagerie de projection telle que la radiologie conventionnelle ne permet qu'une visualisation en deux dimensions du corps humain. Elle est principalement utilisée dans l'exploration ostéoarticulaire, car le principe d'absorption des rayons X sur lequel elle repose ne permet pas la visualisation des tissus peu denses comme le sont tous les tissus mous de notre organisme.

Les os étant très denses apparaissent ainsi en hyperdensité (en blanc) sur les radiographies, tandis que les structures moins denses tels que les muscles ou les viscères, sont beaucoup moins visibles et apparaissant en hypodensité (en noir) (Nakashima & Duong, 2022). Le principe de projection en deux dimensions induit également une superposition des structures sur l'image finale, obligeant une interprétation plus subjective des détails anatomiques (Smith-Bindman et al., 2019). Cependant, l'accès à cette technique d'imagerie reste plus simple, plus rapide, plus

économique et beaucoup moins irradiant que le CT-scan. Elle permet également l'acquisition d'images en position debout, même si le champ d'observation reste lui limité. Il n'est par exemple pas possible de visualiser le rachis dans son entièreté sur un seul et même cliché radiologique, et encore moins d'y inclure les membres inférieurs (Mc Fadden et al., 2018).

C'est dans le but de pallier les limitations de la radiographie conventionnelle qu'est née l'imagerie biplanaire avec notamment le dispositif d'imagerie EOS™. Cet appareil radiographique est basé sur la chambre à fils, un détecteur de particules de hautes performances inventé par Georges Charpak pour lequel il recevra le prix Nobel de physique en 1992 (*All Nobel Prizes in Physics*, s. d.). Il permet d'acquérir par balayage l'ensemble du corps humain en charge, sous deux plans perpendiculaires (coronal et sagittal) et ce avec une irradiation bien inférieure aux dispositifs de radiographie conventionnelle (Delin et al., 2014; Law et al., 2018; Pedersen et al., 2018). L'acquisition simultanée d'images antéropostérieures et latérales calibrées dans l'espace permet également d'effectuer des reconstructions et des mesures en trois dimensions (3D) sur l'ensemble du squelette humain (Figure 1.5) avec des précisions comparables à celles obtenues grâce à l'imagerie en coupe (Bittersohl et al., 2013; Escott et al., 2013; Glaser et al., 2012; S. B. Kim et al., 2018).

C'est grâce à ces avantages que l'imagerie EOS est aujourd'hui de plus en plus utilisée dans les pratiques orthopédiques (Illés & Somoskeöy, 2012). De plus, son partenariat académique avec le Laboratoire d'Imagerie Orthopédique (LIO) de l'École de Technologie Supérieure (ÉTS) de Montréal et son importante utilisation par le service orthopédique du centre hospitalier universitaire de Montréal (CHUM) en ont fait le choix le plus logique et adapté à la réalisation des travaux que nous présentons dans ce manuscrit.



Figure 1.5 Radiographie biplane réalisée avec le système d'imagerie EOS dans les deux plans (sagittal à gauche & coronal à droite) et la reconstruction 3D du rachis et des membres inférieurs. Tirée de EOS imaging, (2020)

### 1.3 La balance sagittale

#### 1.3.1 Une notion d'équilibre

L'anatomie du rachis et des membres inférieurs chez l'être humain est tout à fait singulière dans le règne animal. Cette singularité, au même titre que le développement des mains ou même du cerveau et de la conscience humaine serait essentiellement dû à un phénomène totalement atypique chez les mammifères : la bipédie (Berge, 1998; Lovejoy, 2005).

Alors que la position quadrupède domine même chez nos cousins les grands singes, différents facteurs tels que le besoin de rechercher sa nourriture en hauteur ou l'adaptation au climat et au terrain ont fait de la position bipède un avantage notable pour certains, favorisant la rétention

de ce phénomène atypique par la sélection naturelle (Berge, 1998; Dubousset et al., 2008; Skoyles, 2006).

Des modifications physiques sont alors apparues (Harcourt-Smith, 2010; Jones et al., 1997; Skoyles, 2006) : les membres inférieurs se sont allongés et le développement important des genoux permet une plus grande stabilité. Le bassin s'est peu à peu verticalisé, le sacrum lui est devenu plus horizontal, et les ailes iliaques ont vu leur taille être réduite pour libérer d'avantage les vertèbres lombaires. Ce rachis lombaire a d'ailleurs été lui aussi extrêmement impacté. Sa taille s'est réduite d'une vertèbre et sa courbure initialement cyphotique s'est transformée en lordose sous l'effet des muscles érecteurs du rachis et du psoas. Il devient alors beaucoup plus mobile et favorise le redressement du tronc. Les autres courbures décrites précédemment s'installent peu à peu également, permettant au rachis une forme beaucoup plus résistante à la compression et aux autres contraintes dues à la gravité.

Toutes ces modifications corporelles ont peu à peu permis à l'être humain de se verticaliser tout en gardant un champ de vision horizontal, qui reste avant tout le but ultime de la posture. Cela aura également permis de libérer les membres supérieurs maintenant disponibles pour porter des charges ou se servir d'outils. Certes, la stabilité est fortement réduite du fait de la réduction significative de la base d'appui, mais cette position permet surtout une économie d'énergie significative qui fera la différence pour la survie de l'espèce.

Cette économie d'énergie et le maintien de l'équilibre sont des notions extrêmement importantes encore aujourd'hui et restent centrales dans l'analyse de la posture globale. Elles sont principalement décrites par exemple par (Dubousset, 1994) et son concept de « cône d'efficacité » (Figure 1.6).

D'après (Roussouly & Pinheiro-Franco, 2011) la notion d'équilibre décrit une situation dans laquelle les forces en présence sont égales, ou lorsque qu'aucune force n'est supérieure à la somme des autres. Dans cette situation, les forces agonistes et antagonistes sont équilibrées et les muscles impliqués dans la posture dépendent alors une énergie minimale pour le maintien

de cet équilibre. Le cône d'efficacité représente donc ici la zone optimale dans laquelle le centre de gravité du corps se retrouve projeté entre les deux pieds et où l'on nécessite le moins d'effort possible pour garder l'équilibre (Figure 1.6.a). Plus la base de ce cône (à la tête) est grande, plus cela demandera d'efforts pour maintenir l'équilibre (Figure 1.6.b et c). Hors de ce cône, le maintien de l'équilibre n'est plus possible (Dubousset, 1994).

La ligne de gravité et le centre de gravité associé chez l'être humain sain sont aujourd'hui pleinement décrits grâce à l'utilisation de plateformes de forces (Gangnet et al., 2006; F. Schwab et al., 2006; Vernazza et al., 1996). Dans le plan coronal, en statique, cette ligne de gravité perpendiculaire au sol passe simplement par la base du crâne et le milieu du sacrum. Dans le plan sagittal, elle peut être assimilée à une ligne de plomb passant par les conduits auditifs. Cette ligne passe par le bord postérieur des têtes fémorales, le centre des genoux et un peu en avant des chevilles. Le centre de gravité avec les bras le long du corps lui est situé au niveau de la deuxième vertèbre sacrée.

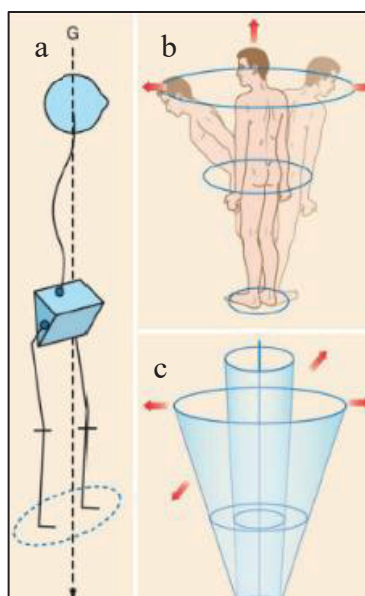


Figure 1.6 Représentation du cône d'efficacité selon Dubousset.  
Adaptée de J. C. Le Huec et al., (2019)

Par l'étude des courbures du rachis et les mouvements possibles des membres inférieurs, nous comprendrons aisément que le maintien de ce centre de gravité en place est plus complexe dans le plan sagittal qu'il ne l'est dans les autres plans. On parle alors de balance sagittale lorsque l'on étudie la posture dans ce plan. Cette balance sagittale est un équilibre relativement fragile qui existe grâce à la présence d'interactions osseuses (principalement liées au rachis et au bassin), d'un équilibre de forces et de résistances musculaires, du comportement d'autres structures de soutien telles que les disques et les ligaments et de mécanismes de compensation pouvant être mis en place permettant de conserver cet équilibre. Il n'existe donc pas à proprement parler de balance sagittale « standard » applicable à l'ensemble d'une population. Il y a seulement des cohérences optimales entre le rachis, le bassin et les membres inférieurs pour adopter une position la plus économe en énergie possible (Berthonnaud et al., 2005).

### **1.3.2 Description de la balance sagittale**

Aujourd'hui, les études liées à la balance sagittale ne cessent de gagner de l'intérêt tant il a été démontré que les déformations rachidiennes sagittales étaient davantage corrélées à la baisse de qualité de vie de la population que les déformations dans le plan coronal (Hallager et al., 2014; Harroud et al., 2013; J.-C. Le Huec et al., 2015a).

Pour pouvoir en parler, il est alors indispensable de s'accorder sur les différents paramètres anatomiques qui caractérisent cette balance sagittale relativement complexe. Car alors que dans le plan coronal la colonne est simplement alignée par rapport au sacrum et ne présente aucune courbure, il existe dans le plan sagittal un large éventail de profils différents pour chaque courbure. Avec le temps et une meilleure compréhension de l'importance de la fondation sacro-pelvienne, les valeurs absolues fixes utilisées pour décrire ces alignements régionaux ont laissé place à une large gamme de normales. Chaque sujet a donc des exigences particulières pour ses courbures lombaires, thoraciques et cervicales selon des relations pelviennes uniques dans le but d'équilibrer le crâne sur l'axe du sacrum afin d'adopter une position énergétiquement efficace.

Pour mieux définir ces exigences de courbures, il est important de décrire chacun des segments de cette balance sagittale afin de comprendre les paramètres qui les conditionnent.

### 1.3.2.1 Le rachis cervical :

Le rachis cervical est plus rarement impliqué dans les déformations de la colonne vertébrale (Michael F. O'Brien, MD et al., 2008). Cela explique probablement le fait que la lordose cervicale soit un paramètre assez peu étudié. Toutefois, celle-ci peut être décrite dans le plan sagittal selon deux angles principaux (Figure 1.7) (J. C. Le Huec et al., 2015; Ling et al., 2018; Roussouly & Pinheiro-Franco, 2011) :

- L'angle cervical haut, aussi appelé O-C2 (occipito – C2 vertebra), représente l'angle entre la ligne McGregor (ligne reliant le bord postérieur du palais osseux au bord inférieur de l'occiput) et le plateau inférieur de C2. Il a dans la population générale une valeur moyenne de  $15,81^\circ (\pm 7,15)$  et est toujours lordosique.
- L'angle cervical bas est lui mesuré entre les plateaux inférieurs de C2 et C7 et varie inversement à O-C2. Lorsque l'un augmente, l'autre diminue. De plus, bien que la courbure cervicale soit admise comme lordosique, cet angle peut être cyphotique pour un tiers de la population asymptomatique.

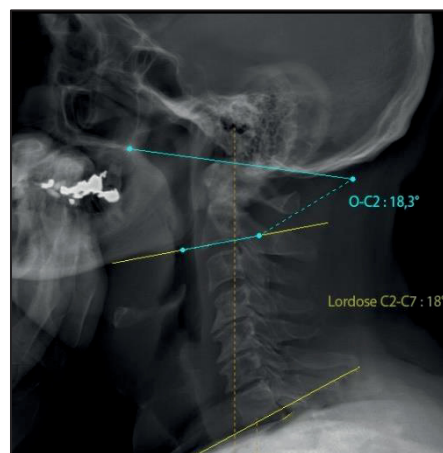


Figure 1.7 Angle cervical haut O-C2 et cervical bas C2-C7

Un autre paramètre important à observer est la pente de C7. Il peut être une valeur prédictive de la forme du rachis cervical. En effet, une pente de C7 supérieure à 20° prédira d'un rachis cervical lordosique entre C2 et C7 et une pente inférieure à 20° traduira d'un rachis cervical neutre ou cyphotique.

### 1.3.2.2 Le rachis thoracique

La cyphose du rachis thoracique est évaluée conventionnellement comme l'angle entre le plateau supérieur de T1 (première vertèbre associée à une paire de côtes) et le plateau inférieur de T12, ou de la dernière vertèbre accueillant les côtes flottantes. Nous retrouvons également de nombreuses études qui évaluent la cyphose thoracique de T4 à T12. Cela est en partie dû au fait qu'il est très souvent difficile d'observer correctement le plateau supérieur de T1 à cause des superpositions de structures telles que les têtes humérales sur les radiographies. Cette pratique commune entraîne toutefois une sous-estimation de la cyphose thoracique de 8 à 10° comme le démontrent des études comme celle de (Hasegawa et al., 2016).

D'autres approches telles que celle établie par (Roussouly & Pinheiro-Franco, 2011) ne définissent pas la cyphose thoracique de la même façon et introduisent la notion de « point d'inflexion » (Figure 1.8). Les courbures de la colonne servent à adapter la forme du rachis dans le but de garder un certain équilibre et cela signifie donc que le passage entre la cyphose thoracique et la lordose lombaire, ou point d'inflexion, ne se situe pas systématiquement entre T12 et L1. Celui-ci peut en effet varier de T10 à L2 selon l'orientation du bassin. Cette approche, qui s'éloigne un peu des définitions classiques retrouvées dans les manuels d'anatomie a pour avantage de considérer les courbes dans leur ensemble et de ne pas les sur ou sous-évaluer. La colonne vertébrale n'est alors plus simplement séparée en segments anatomiques mais en segments biomécaniques. Ces deux approches différentes seront envisagées dans la suite de ces travaux, nous distinguerons alors la cyphose totale TK de la cyphose T1-T12.



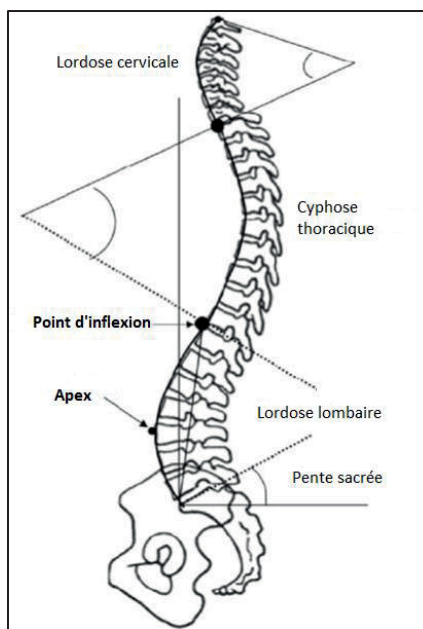


Figure 1.8 Segmentation du rachis en cyphose dorsale et lordose lombaire selon une approche mécanique.  
Adaptée de Roussouly, (2011)

### 1.3.2.3 Le rachis lombaire

Le rachis lombaire se définit principalement par sa lordose. Cependant, tout comme le rachis thoracique, l'étude de sa lordose peut varier selon la méthodologie employée. L'approche peut être purement anatomique en mesurant l'angle entre le plateau supérieur de L1 et le plateau inférieur de L5 ou le supérieur de S1. Tout comme la cyphose thoracique, on peut parler de lordose totale LL, qui est alors basée sur le point d'inflexion comme cité précédemment (Figure 1.8).

En suivant l'approche par définition du point d'inflexion, de nombreuses études menées chez des patients sains ont pu démontrer que l'arc lombaire inférieur (segment L4-S1) représentait jusqu'à 70% de la lordose lombaire totale (Faundez et al., 2011; Jackson & McManus, 1994; Roussouly et al., 2005).

Ainsi, selon (Roussouly et al., 2003) :

$$L4S1 = 0.66 \times L1S1 \quad (1.1)$$

L'arc supérieur lui reste alors assez constant pour l'ensemble de la population saine avec une valeur comprise entre 15 et 21°. Cela veut alors dire que l'arc lombaire inférieur influence majoritairement l'ensemble de la colonne sus-jacente. C'est entre autres la raison pour laquelle il représente la cible la plus fréquente pour les traitements du rachis lombaire lorsque l'on cherche à rétablir de la lordose lombaire.

Cependant, il a été décrit une très grande variabilité dans les mesures de lordose lombaire selon les sujets, ce qui la rend difficile à analyser seule. L'étude de Roussouly (2005) portant sur 160 sujets sains relève par exemple des lordoses lombaires comprises entre 41 et 81°, impliquant entre 2 et 8 vertèbres. Il est ainsi indispensable de la mettre en relation avec d'autres paramètres issus de la balance sagittale, et notamment avec les paramètres issus du bassin (Barrey et al., 2011; R. Lafage et al., 2016).

#### 1.3.2.4 Le bassin

Le bassin est le segment clé sur lequel repose l'ensemble de la balance sagittale. Son lien étroit avec le rachis a amené (Dubousset, 1994) à le considérer comme une « vertèbre pelvienne » à part entière pour mettre en avant son importance dans la conformation du rachis et le maintien d'une balance équilibrée. Pour l'étudier de façon significative et reproductible, des paramètres pelviens ont été proposés au début des années 1990 au travers des travaux de (Duval-Beaupère et al., 1992; Legaye et al., 1993).

Le paramètre clé reliant la forme du bassin à l'équilibre sagittal est l'incidence pelvienne (pelvic incidence (PI)) (Dubousset, 1994). L'incidence pelvienne représente la dimension antéropostérieure du bassin dans le plan sagittal et correspond à l'angle entre la perpendiculaire passant par le centre du plateau de S1 et la ligne reliant ce point à l'axe des têtes fémorales

(Figure 1.9.a). Ainsi, un petit PI est synonyme de bassin étroit et inversement. Cet angle augmente chez le jeune enfant lors de l'acquisition de la marche et reste en théorie constant une fois adulte indépendamment de l'orientation du bassin ou d'éventuelles chirurgies du rachis. Les seules variations de l'incidence pelvienne peuvent provenir d'un relâchement des ligaments stabilisant l'articulation sacro-iliaque avec l'âge ou dans certains cas spécifiques de fusions vertébrales longues.

Le second paramètre pelvien est la version pelvienne (pelvic tilt (PT)) qui correspond à la rotation du pelvis autour des têtes fémorales. Ce paramètre se mesure dans le même plan comme étant l'angle entre la droite passant par le centre du plateau sacré et le centre des têtes fémorales et la verticale passant par ce même dernier point (Figure 1.9.b) (Dubousset, 1994). Une faible bascule pelvienne se traduit par un bassin antéversé, qui est la position la plus économe en énergie, car il rapproche l'axe de charge du tronc sur le bassin de l'axe de charge du bassin sur les membres inférieurs. À contrario, un pelvis rétroversé consommera plus d'énergie, mais peut permettre de compenser un déséquilibre de la balance sagittale (Barrey et al., 2013; Roussouly et al., 2005). Les angles PT importants sont d'ailleurs corrélés avec la perte de qualité de vie. Une étude de (J.-C. Le Huec et al., 2015) s'appuyant sur des reconstructions 3D de rachis et de bassin en position debout a permis de déterminer un PT théorique au sein d'une population asymptomatique selon l'équation :

$$PT_{\text{théorique}} = 0.44PI - 11^{\circ} \quad (1.2)$$

Le troisième et dernier paramètre pelvien est la mesure de la pente sacrée (sacral slope (SS)). Cet angle traduit également de l'orientation du bassin et représente l'angle compensatoire du PT. Il se mesure comme l'angle entre le plateau supérieur de S1 et l'horizontale (Figure 1.9.c) et ne peut être négatif chez l'humain en position debout (Dubousset, 1994).

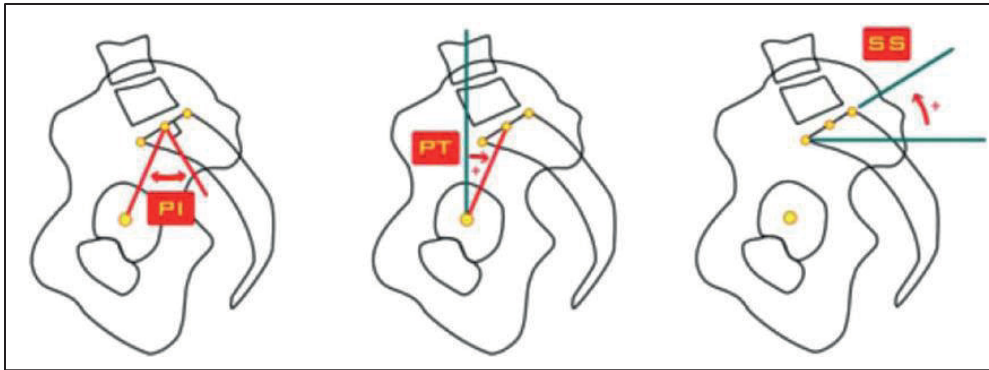


Figure 1.9 Paramètres pelviens : Incidence pelvienne (PI); Version pelvienne (PT); Pente sacrée (SS).  
Tirée de Le Huec et al., (2015)

Il existe donc une relation arithmétique entre ces différents angles tels que pour chaque patient :

$$PI = PT + SS \quad (1.3)$$

Cela signifie également qu'un sujet avec un haut PI peut adopter un PT plus important et donc a plus de possibilités de rétroversion du bassin afin de mieux lutter contre un éventuel déséquilibre rachidien.

### 1.3.2.5 Les types rachidiens

Autre que sur les valeurs théoriques, c'est également sur la forme du rachis que va influencer le bassin. Tandis que les premières études considéraient le rachis thoracique et lombaire comme une seule et même unité fonctionnelle, (Roussouly et al., 2005) ont mis en avant l'importance des relations dans l'ensemble de la colonne, du sacrum et du pelvis. Les descriptions des différents segments et l'utilisation des paramètres pelviens ont permis de déduire quatre types de formes du rachis sur lesquelles peut se baser encore aujourd'hui la classification des patients (Figure 1.10). Au-delà de la pertinence de cette classification, celle-ci illustre bien l'influence du bassin sur le rachis, entraînant des différences biomécaniques sensibles et ne présentent également pas les mêmes syndromes dégénératifs :

- Rachis de type 1: les rachis de type 1 sont caractérisés par une cyphose thoracolombaire et un arc inférieur de lordose lombaire court et un apex bas au niveau de L5. La pente sacrée (SS) et l'incidence pelvienne (PI) sont faibles ( $SS < 35^\circ$ ), ce qui ne permet que très peu de rétroversion pelvienne permettant de compenser les zones de contraintes mécaniques.
- Rachis de type 2: les rachis de type 2 ont une répartition de la cyphose et de la lordose plus harmonieuse, mais l'arche inférieure de la lordose lombaire ne présente que très peu de courbure. On parle de « dos plat ». L'incidence pelvienne et la pente sacrée restent faibles ( $SS < 35^\circ$ ), et les disques intervertébraux sont horizontaux.
- Rachis de type 3: les rachis de type 3 adoptent la forme la plus équilibrée. Les courbes thoraciques et lombaires sont harmonieuses avec un apex de la lordose lombaire en L4 qui permet de répartir équitablement les deux arches. L'incidence pelvienne et la pente sacrée sont elles aussi équilibrées ( $35^\circ < SS < 45^\circ$ ).
- Rachis de type 4: ce dernier type de rachis présente une grande lordose lombaire qui inclut plus de vertèbres que les autres. À l'inverse, la cyphose thoracique est beaucoup plus courte. La pente sacrée et l'incidence pelvienne sont fortes ( $SS > 45^\circ$ ) et l'angle de la lordose lombaire est donc plus important. Avec une incidence pelvienne importante, ce type de rachis est toutefois capable de compenser longuement d'éventuels déséquilibres rachidiens.

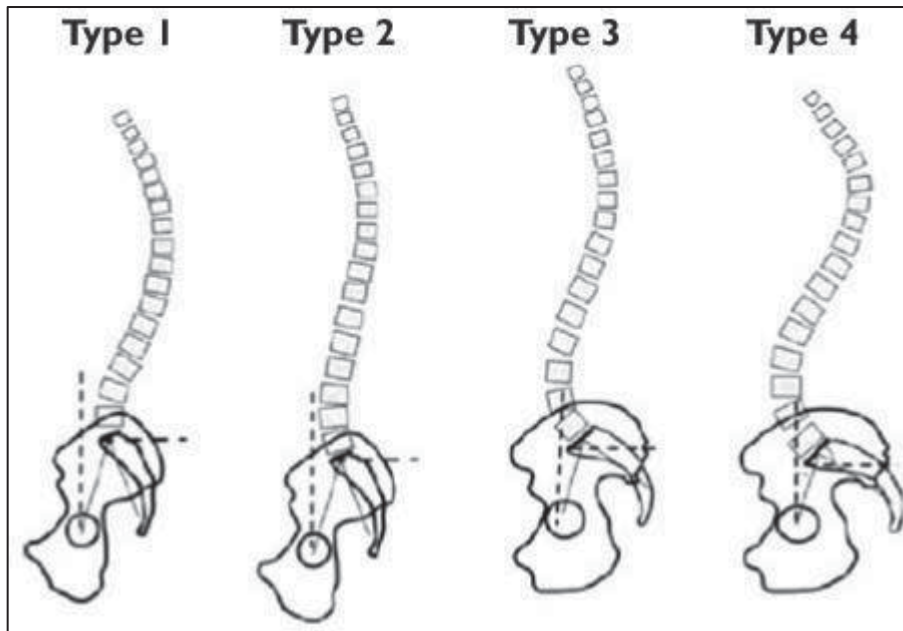


Figure 1.10 Types de conformation de l'équilibre sagittal.  
Adaptée de Roussouly et al., (2005)

Cette classification permet de mieux comprendre les différentes contraintes mécaniques sur le rachis et permet aussi de prédire différentes pathologies dégénératives. Cependant, cette classification ne s'attarde pas sur les variations liées à l'âge, comme la perte de lordose ou la dégénérescence des disques vertébraux qui affectent grandement les courbes rachidiennes comme l'a démontré l'étude de Lafage (R. Lafage et al., 2016). Cet impact de l'âge affecte donc également les capacités à définir l'alignement dit sain. De plus, la classification de Roussouly laisse de côté l'analyse des membres inférieurs qui peuvent pourtant influencer sur l'équilibre de la balance sagittale. Cette omission peut s'expliquer par la disponibilité limitée de radiographies sagittales du corps entier à cette époque.

### 1.3.2.6 Les membres inférieurs

L'utilisation de paramètres au niveau des membres inférieurs se fait plus rare dans la description de la balance sagittale, et ces derniers sont rarement pris en considération dans les

études sur le sujet. Pourtant, la flexion ou l'extension des genoux et la dorsiflexion des chevilles sont les paramètres importants dans le plan sagittal.

Pour le genou, l'angle est défini dans le plan sagittal entre l'axe mécanique du fémur et celui du tibia (Figure 1.11.A). On parle de flexion lorsque l'angle est positif (Figure 1.11.D), ou d'extension lorsque celui-ci est négatif (Figure 1.11.B). Cette valeur est d'environ  $2,5^\circ$  dans une population asymptomatique (Itoi, 1991).

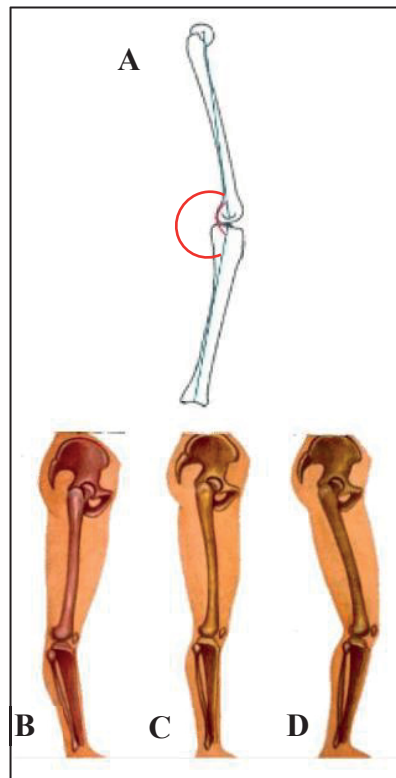


Figure 1.11 Angle de flexion de genou dans le plan sagittal (A). Genou en extension (B), neutre (C) ou en flexion (D). Adaptée de Itoi., (1991)

Pour la cheville, l'angle de dorsiflexion est mesuré comme l'angle entre le sol et l'axe mécanique du tibia (Figure 1.12 angle a). Il est aussi courant de mesurer l'angle entre le tibia et la verticale passant par le centre de la cheville (Figure 1.12 angle b). Bien que l'on retrouve la même logique et les mêmes mesures, il est parfois plus logique et simple d'utiliser cette seconde manière de faire, ainsi lorsque la flexion du genou diminue, l'angle de la cheville diminue lui aussi.

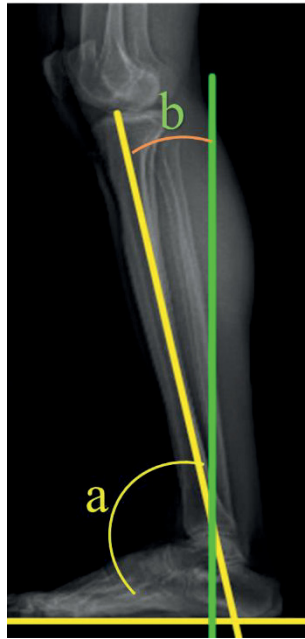


Figure 1.12 Angles de dorsiflexion de la cheville

### 1.3.2.7 Autres paramètres globaux :

Il existe une multitude d'autres paramètres décrivant avec plus ou moins de pertinence la balance sagittale. Nombre d'entre eux servent à refléter un état global de la balance sagittale et ne se concentrent pas sur un segment précis comme ceux évoqués plus haut, prenant parfois même en considération les membres inférieurs, très souvent délaissés dans la littérature. Parmi les paramètres dans le plan sagittal décrivant au mieux l'état général de cette balance nous pouvons par exemple citer :



- L'axe vertical sagittal (SVA): il s'agit de la distance entre la verticale passant par le centre de C7 et la verticale passant par le bord postérosupérieur du plateau sacré (Figure 1.13). Cette mesure bien que simpliste et hautement variable selon la position du patient, donne une bonne idée du débalancement antérieur du tronc et est directement corrélé à la qualité de vie reliée à la santé (Health Related Quality of Life HRQOL) (Hallager et al., 2014; V. Lafage et al., 2009; J.-C. Le Huec et al., 2015b).
- L'axe des canaux auditifs médians (medial auditory canals CAM): tout comme la SVA, cette distance illustre le débalancement antérieur du tronc, tout en prenant en considération la position de la tête. Il se mesure comme la distance entre la verticale passant par les canaux auditifs et celle passant par l'axe acétabulaire, ou centre des têtes fémorales, au niveau des hanches (Figure 1.13).
- L'angle pelvien T1 (T1 pelvic angle TPA): l'angle TPA ou T1PA est défini comme l'angle entre l'axe reliant le centre des têtes fémorales au centre de T1 et l'axe reliant le centre des têtes fémorales au milieu du bord postérosupérieur de S1 (Figure 1.13). Bien que beaucoup moins utilisé dans la littérature, cet angle retranscrit comme la SVA le débalancement antérieur du tronc, mais a l'avantage d'être moins sensible aux différents mécanismes de compensation des membres inférieurs que nous aborderons plus tard (Pratali et al., 2017; Protopsaltis et al., 2014; Yang et al., 2016).

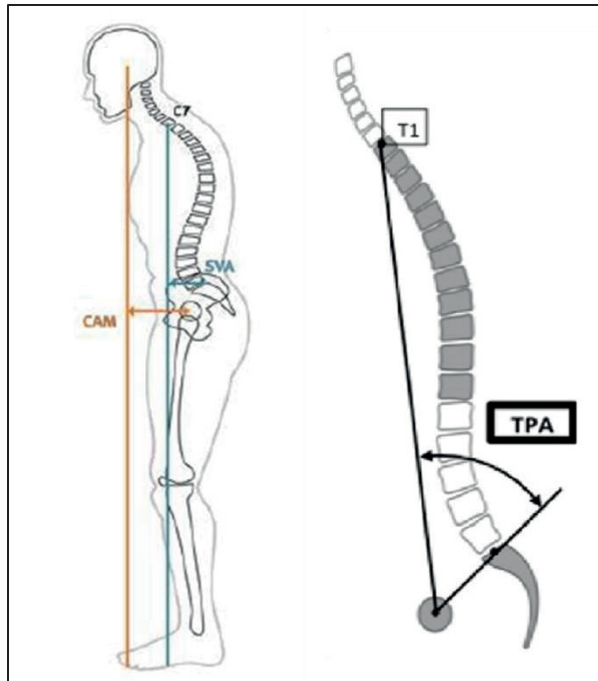


Figure 1.13 Axe vertical sagittal (SVA) et axe des canaux auditifs médians (CAM) à gauche et angle pelvien T1 (TPA) à droite.  
Adaptée de Pratali et al. (2017)

## 1.4 La perte de la balance sagittale

### 1.4.1 Étiologie

La compréhension des déformations rachidiennes chez l'adulte représente aujourd'hui un enjeu de taille tant une partie importante de la population est concernée. Les derniers rapports l'indiquent : près de 32% de la population de plus de 50 ans et 68% chez les plus de 70 ans présentent des déformations rachidiennes pouvant affecter leurs conditions de vie (Carter & Haynes, 1987; Salomon et al., 2015; F. Schwab et al., 2005). Plus particulièrement, la perte de la balance sagittale s'avère être le facteur qui entraîne le plus d'impacts significatifs sur les différents tests mesurant la douleur quotidienne et l'incapacité à réaliser certaines tâches du quotidien (Glassman et al., 2005; F. J. Schwab et al., 2013; Yoshihara et al., 2018). Cependant, il reste difficile de décrire avec précision ce phénomène, tant il est complexe de prendre en considération toutes les causes concernées.

La première cause évidente relevée est la dégénérescence naturelle du rachis avec l'âge (Faundez et al., 2011; R. Vialle et al., 2005). Lorsque l'on vieillit, les disques intervertébraux se déshydratent et perdent donc en hauteur, le tonus musculaire diminue, et les structures de soutien du rachis se détendent. Ainsi, la lordose lombaire diminue, la cyphose thoracique augmente et la ligne de gravité se retrouve donc projetée en avant. Des syndromes douloureux chroniques commencent à apparaître tels que des lombalgies ou des claudications neurogènes qui réduisent la distance maximale de marche possible.

Autres que la vieillesse, de nombreux troubles dégénératifs entraînent une perte de la balance sagittale. Ces pathologies dégénératives n'apparaissent pas de façon homogène dans la population, mais varient grandement selon le type de rachis que nous avons pu décrire précédemment (Barrey et al., 2007; Roussouly et al., 2005; Roussouly & Berthonnaud, 2008). Le type 1 qui ne présente qu'une faible lordose basse sera par exemple plus à risque de spondylolisthésis (glissement antérieur d'une vertèbre par rapport à l'autre (Figure 1.14.A)) au niveau de L5-S1, favorisant alors l'apparition de syndrome de canal lombaire étroit (rétrécissement du canal vertébral provoquant le pincement de la moelle épinière et des nerfs rachidiens). Le type 2 qui présente un manque de lordose, allant même jusqu'à une cyphose lombaire (Figure 1.14.B), voit ses contraintes mécaniques se répercuter davantage sur la colonne antérieure, favorisant alors une dégénérescence accélérée des disques intervertébraux comme les hernies discales qui sont les plus courantes. Le type 3 lui est la conformation rachidienne la plus harmonieuse, et présente donc moins de risques de dégénérescence prématurée. Le type 4 qui présente des courbures importantes contraint les articulations postérieures des vertèbres de façon excessive, les faisant vieillir prématurément et favorisant l'apparition d'arthrose et également de spondylolisthésis.

Dans tous les cas, ces dégénérescences, quelles qu'elles soient entraînent la plupart du temps une réduction significative de la lordose lombaire (Pratali et al., 2017; Roussouly & Berthonnaud, 2008). Cette perte de lordose se répercute sur la balance sagittale qui se voit être déséquilibrée vers l'avant. Ce phénomène est significativement associé à l'apparition de douleurs et d'invalidités et le serait même plus que les déséquilibres dans le plan coronal tels

que les scolioses (Hira et al., 2021; V. Lafage et al., 2009; Pellisé et al., 2015; Smith et al., 2013).

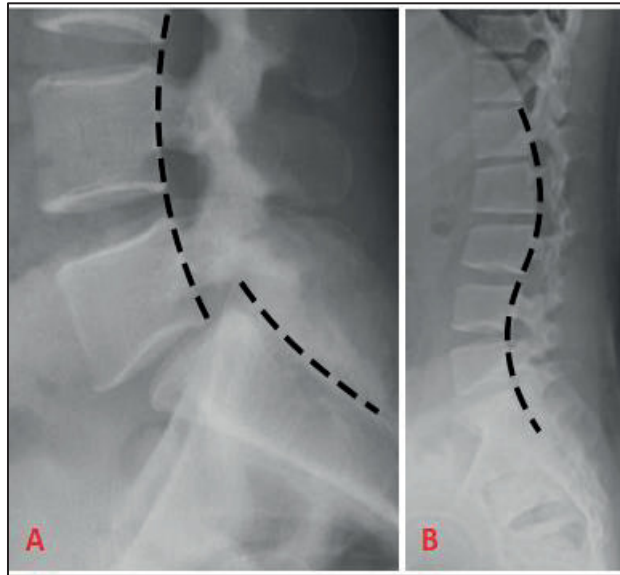


Figure 1.14 Radiographies lombaires de profil avec pathologies : A) spondylolisthésis L5/S1; B) cyphose lombaire

#### 1.4.2 Mécanismes de compensation

L'organisme ne reste pas inactif face au déséquilibre antérieur. En effet, comme décrit plus tôt, le but premier de la posture est de maintenir la tête à l'aplomb du sacrum et d'avoir un regard le plus horizontal possible. Pour y parvenir en cas de perte de la balance sagittale, l'ensemble du corps va alors mettre en place différents mécanismes de compensation (Barrey et al., 2013; Cheng et al., 2017; Diebo et al., 2015; Ferrero et al., 2016; Pellisé et al., 2015; Shimizu et al., 2021).

En premier lieu, de nombreux mécanismes de compensation vont se mettre en place au niveau du rachis. La cyphose thoracique (TK) va chercher à se réduire grâce au travail des muscles érecteur du rachis, alors que la lordose cervicale (C2-C7) et lombaire (LL) vont être augmentées. Cependant, bien qu'efficace, ce mécanisme s'amointrit avec l'âge, à mesure que le tonus musculaire diminue et que la fatigue se fait ressentir.

De façon simultanée, le bassin va effectuer une rotation postérieure et une hyperextension des hanches, toujours dans le but de ramener la tête au-dessus du sacrum. Ce mécanisme se traduit par l'augmentation de la version pelvienne (PT) et une horizontalisation (ou diminution) de la pente sacrée (SS). Il est également très efficace, mais se voit être limité par l'incidence pelvienne (PI). En effet, on comprend que plus PI (qui ne varie pas) est importante, plus le patient sera en mesure de rétroverser son bassin. Ainsi, les patients avec un bassin étroit ne peuvent que très peu compter sur ce mécanisme de compensation.

Enfin, lorsque ces mécanismes au niveau du rachis et du bassin ne suffisent plus, le patient n'a plus d'autres choix que de plier les genoux pour redresser le regard (Barrey et al., 2011; Faundez et al., 2011; J.-C. Le Huec et al., 2011; Roussouly et al., 2005). Cela se traduit par une augmentation de la flexion des genoux et une dorsiflexion des chevilles. C'est pourquoi il est important d'évaluer la balance sagittale de la tête au pied à l'aide de radiographie corps entier (V. Lafage et al., 2008). Cependant, bien qu'unaniment reconnus, peu d'études ont pu décrire précisément ces mécanismes au niveau des membres inférieurs. Cela s'explique notamment du fait de la faible utilisation de la radiographie biplane à travers le monde.

Toutefois, la mise en place de ces mécanismes de compensation n'est pas sans conséquence. Au-delà d'une consommation d'énergie beaucoup plus importante, des douleurs lombaires dues à la fois à la contracture musculaire prolongée, mais également à l'augmentation des pressions sur les surfaces articulaires postérieures des vertèbres peuvent apparaître. Cela favorise l'arthrose et le risque de glissement des vertèbres l'une par rapport à l'autre. Au niveau du bassin et des cuisses, la rétroversion pelvienne et la flexion continue des genoux peut engendrer des douleurs au niveau des muscles glutéaux et des quadriceps et de ce fait limiter considérablement le périmètre de marche. Il n'est d'ailleurs pas rare que ces symptômes soient assimilés à des syndromes de canal lombaire étroit, conduisant parfois à un traitement médical au niveau lombaire qui sera alors sans conséquence (J. C. Le Huec et al., 2019; Legaye et al., 1993).

Ces mécanismes de compensation apparaissent donc en cascade, à mesure que le déséquilibre de la balance sagittale se fait ressentir. On peut donc classiquement regrouper les patients selon trois grandes catégories :

- Patient balancé : aucun trouble de la balance sagittale (Figure 1.15.A);
- Patient balancé avec compensation : les mécanismes de compensation mis en place permettent le maintien d'une balance adéquate, bien que moins économique en énergie (Figure 1.15.C);
- Patient déséquilibré : les mécanismes de compensation ne suffisent plus au maintien d'un équilibre sagittal, et le patient penche en avant (Figure 1.15.B).

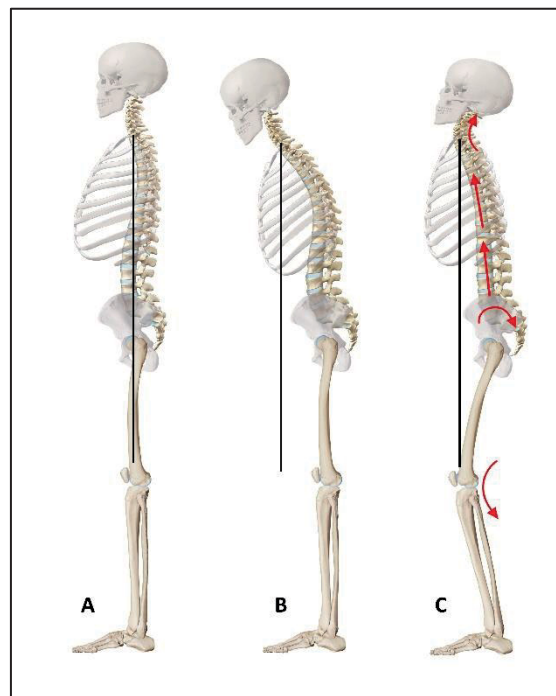


Figure 1.15 A) Patient balancé ; B) Patient déséquilibré; C) Patient balancé avec compensation.  
Tirée de Inselspital Bern, (2022)

Pour terminer, bien qu'il soit courant d'observer tous ces mécanismes chez un seul et même individu, il ne faut pas oublier que ceux-ci peuvent être mis en place à différents degrés, selon

la condition physique, les douleurs ou encore la force musculaire de chaque patient (Barrey et al., 2013)

### 1.4.3 Traitements des pathologies affectant la balance sagittale

La fusion vertébrale, ou spondylodèse, est la principale technique pour traiter chirurgicalement l'ensemble des pathologies citées précédemment. Cette pratique orthopédique consiste à solidariser entre elles deux ou plusieurs vertèbres, permettant ainsi de limiter leur mouvement et de contraindre leur positionnement l'une par rapport à l'autre (Figure 1.16) (Champagne et al., 2019; Evaniew et al., 2022; Gupta et al., 2020; Harris et al., 2018).



Figure 1.16 Fusion lombaire (de L4 à S1)

Décrite pour la première fois en 1911 par le Dr Russel A. Hibbs, la fusion vertébrale reste aujourd'hui une des procédures orthopédiques les plus communes et qui ne cesse de se populariser. Au Canada par exemple, on comptait 6,2 fusions pour 100 000 habitants en 1993 contre 14,2 en 2012 (Reisener et al., 2020). Cette tendance à la hausse s'explique en partie par son efficacité reconnue ainsi que l'amélioration des techniques opératoires permettant aujourd'hui des chirurgies de plus en plus sûres et minimalement invasives.

Les indications pour une fusion vertébrale sont nombreuses. Parmi celles-ci on retrouve les cyphoses lombaires, les blessures traumatiques, les infections, les tumeurs primaires ou secondaires (métastases) ou encore les pathologies dues à la dégénérescence du rachis et des disques comme les sténoses par exemple (Rajae et al., 2012). Les objectifs de la fusion vertébrale sont donc divers suivant l'indication. Son but peut être de stabiliser le rachis et de limiter le mouvement des niveaux douloureux, de corriger des déformations ou encore de rétablir de la lordose lombaire et restaurer la balance sagittale (Figure 1.17) (Al et al., 2019).

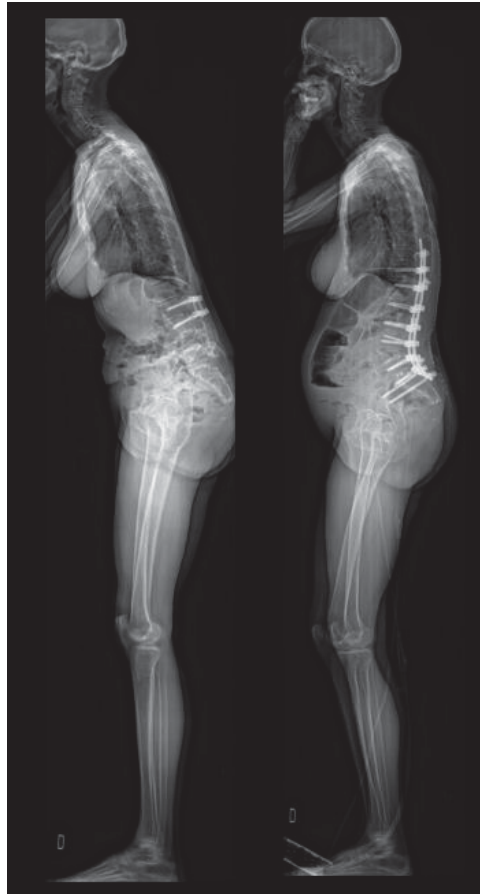


Figure 1.17 Reprise chirurgicale avec fusion lombaire et rétablissement de lordose pour rétablir la balance sagittale



De nombreuses techniques opératoires existent selon l'indication, le niveau à traiter ou encore l'état de santé du patient (Stephens et al., 1996). On retrouve par exemple l'approche antérieure (ALIF), oblique (OLIF), transforaminale (TLIF), latérale (LLIF) ou postérieure (PLIF) qui reste la plus courante dans la réalisation de fusion lombaire. Cette dernière permet entre autres une bonne visualisation des nerfs et permet une restauration importante de la hauteur entre les vertèbres, facilitant alors les décompressions nerveuses. Cependant, il est plus complexe d'évaluer le maintien ou le taux de restauration de lordose lombaire, et comme toutes fixations, cela rigidifie grandement le rachis, limitant alors sa mobilité. Une perte de lordose peut alors se répercuter en une perte de la balance sagittale (Gödde et al., 2003; Goldstein et al., 2001; Stephens et al., 1996).

Dans le cas de perte de la balance sagittale trop sévère, la fusion vertébrale peut s'avérer insuffisante et doit être associée à une ostéotomie (résection d'une partie de l'os). On retrouve alors majoritairement deux types d'opérations (Berjano & Aebi, 2015; Bridwell et al., 2003) (Figure 1.18) :

- L'ostéotomie de Smith Peterson (SPO) où la colonne postérieure est raccourcie et la colonne antérieure est rallongée;
- L'ostéotomie de soustraction pédiculaire (PSO) où la colonne postérieure est raccourcie sans allongement de la colonne antérieure.

Ces techniques permettent un gain de lordose beaucoup plus important pouvant aller jusqu'à 30° ou 40° selon le(s) niveau(x) concerné(s).

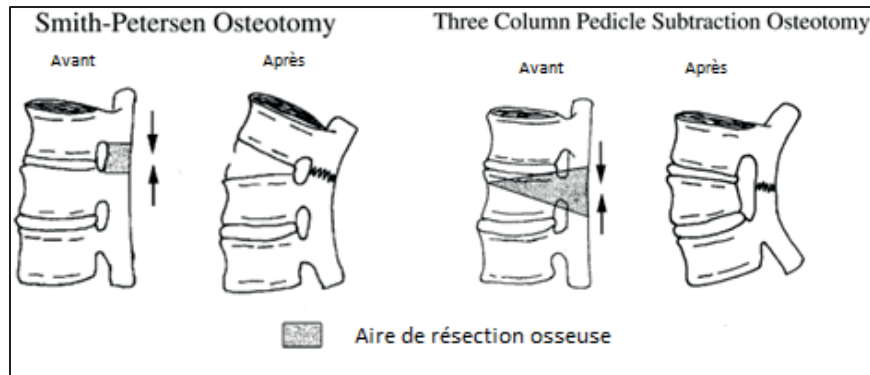


Figure 1.18 Ostéotomie de Smith Petersen (SPO) à gauche et ostéotomie de soustraction pédiculaire (PSO) à droite.  
Tirée de Bridwell et al., (2003)

Dans ce contexte de correction de la balance sagittale, plusieurs méthodes de calculs préopératoires tentent depuis quelques années de proposer la correction de lordose adéquate à chaque patient, mais aucune n'est actuellement reconnue de façon unanime ou n'a été validée à grande échelle (Benson P & Stephen L, 2006; Berjano et al., 2013; V. Lafage et al., 2014; J. C. Le Huec et al., 2011; Neal et al., 2011; Rose et al., 2009). Pourtant, les corrections apportées s'avèrent être insuffisantes chez 45% des patients après deux ans de suivi postopératoire (Lamartina et al., 2012; S.-H. Lee et al., 2011). Ces calculs reposent sur les relations entre les différents paramètres lombo pelviens que nous détaillerons lors de la revue de la littérature ci-après.

## 1.5 Conclusion

Nous avons vu dans cette partie que la balance sagittale est un mécanisme complexe et relativement fragile qui repose principalement sur l'harmonie de l'ensemble des paramètres du rachis et du bassin. Plus précisément, les paramètres pelviens tels que l'incidence pelvienne (PI), la version pelvienne (PT) et la pente sacrée (SS) conditionnent la forme du rachis et plus particulièrement l'amplitude de la lordose lombaire.

Malheureusement, cette harmonie se voit être facilement perturbée, que ce soit par la dégénérescence naturelle des structures anatomiques ou par l'apparition de pathologies

diverses. Majoritairement, ces modifications structurelles résultent en une perte de la lordose lombaire. L'harmonie lombo-pelvienne est alors altérée et la balance sagittale se voit être déséquilibrée vers l'avant, provoquant des douleurs parfois invalidantes.

Ce déséquilibre est cependant freiné par la mise en place naturelle de mécanismes de compensation qu'il est alors très important de prendre en considération afin de ne pas sous-estimer l'ampleur du déséquilibre. On les retrouve principalement au niveau de la cyphose thoracique (réduction de TK), de la lordose lombaire (augmentation de LL) de la rétroversion pelvienne (augmentation du PT) et de la flexion des genoux et des chevilles, qui tentent de ramener la tête à l'aplomb du bassin. Malheureusement, le faible accès à la radiographie corps entier et les pratiques radiologiques actuelles limitent l'analyse de la balance sagittale en position naturelle et ne permettent pas de visualiser l'ensemble des compensations, particulièrement au niveau des membres inférieurs.

Enfin, dans le but de traiter, soulager ou ralentir ces dégénérescences rachidiennes de façon chirurgicale, il est possible de fusionner entre elles deux ou plusieurs vertèbres. Cette pratique permet entre autres de restaurer la hauteur entre vertèbres et de conditionner la forme du rachis traité. Il est donc primordial pour le chirurgien de garder ou de rétablir des courbures adéquates avant de verrouiller la position des vertèbres afin de conserver ou rétablir un équilibre sagittal cohérent avec un minimum de mécanismes de compensation.

Dans le chapitre suivant, nous nous pencherons en détail sur ces relations entre les différents paramètres décrivant la balance sagittale et sur leurs liens avec les mécanismes de compensation. Également, nous passerons en revue certaines des méthodes d'apprentissage automatique de régression et de classification qui pourraient avoir toute leur place dans l'évaluation des paramètres sagittaux.



## CHAPITRE 2

### REVUE DE LA LITTÉRATURE

L'étude de la balance sagittale représente un enjeu majeur dans les traitements orthopédiques liés au rachis tant un éventuel déséquilibre de cette balance impacte le niveau de vie des patients. De nombreuses recherches se sont donc penchées sur les paramètres cliniques idéaux et leurs relations pour décrire une balance sagittale saine (Partie 2.1). Des méthodes d'apprentissage machine (Partie 2.2) sont également de plus en plus populaires pour prédire l'évolution de certains paramètres cliniques en orthopédie, notamment dans le contexte de scoliose ou de l'arthrodèse de genoux par exemple. Nous verrons si celles-ci peuvent avoir un intérêt dans l'évaluation des mécanismes de compensation mis en place dans le cadre d'un déséquilibre sagittal.

#### 2.1 Évaluation de la balance sagittale

Nous avons vu dans le chapitre précédent que la balance sagittale était classiquement décrite cliniquement à l'aide de plusieurs paramètres squelettiques mesurés à l'aide de la radiographie. On retrouve parmi eux principalement les trois angles pelviens (PI, PT, SS), les courbures rachidiennes (lordose lombaire et cervicale, cyphose thoracique), la flexion des genoux et l'extension des chevilles et tous les paramètres associés qui décrivent le débalancement sagittal (SVA, CAM, TPA, SSA...)

Plusieurs auteurs ont tenté d'établir des estimations des valeurs théoriques de ces paramètres en étudiant les relations entre paramètres radiologiques et cliniques (Barrey et al., 2007; Legaye et al., 1993; Roussouly et al., 2005). Cependant, la diversité des morphologies humaines et la dispersion des paramètres rendent difficiles ces estimations dans une population générale. Malgré cela, des chaînes de corrélations entre certains paramètres pelviens et rachidiens chez les sujets en posture debout ont pu être démontrées notamment entre les paramètres posturaux, dont la valeur varie selon la position du patient, et la morphologie du bassin.

### 2.1.1 Le bassin comme élément central de la balance sagittale

Dès les années 1992, (Duval-Beaupère et al., 1992; Legaye et al., 1993) observent et démontrent des corrélations significatives entre les paramètres posturaux et le paramètre fixe qu'est l'incidence pelvienne (PI). Ces relations commencent par le fait que l'incidence pelvienne soit égale à la somme de la pente sacrée (SS) et de la version pelvienne (PT) :

$$PI = SS + PT. \quad (2.1)$$

Plus spécifiquement, de fortes corrélations ont été mises en avant chez des sujets sains par de nombreux auteurs entre PI et SS, allant de  $R=0,68$  à  $R=0,83$  (avec  $R$  = coefficient de corrélation (voir chapitre 2.4.4.11)). Ces corrélations sont légèrement plus faibles avec PT, allant de  $R=0,54$  à  $R=0,65$  (Hyun et al., 2019; Legaye & Duval-Beaupère, 2005; Mac-Thiong et al., 2011; Vaz et al., 2002). Cela induit qu'un patient avec une PI importante ait une SS plus importante et donc également une plus grande possibilité pour le bassin de rétroverser (traduit par l'augmentation du PT) (Figure 2.1) (J. C. Le Huec et al., 2019).

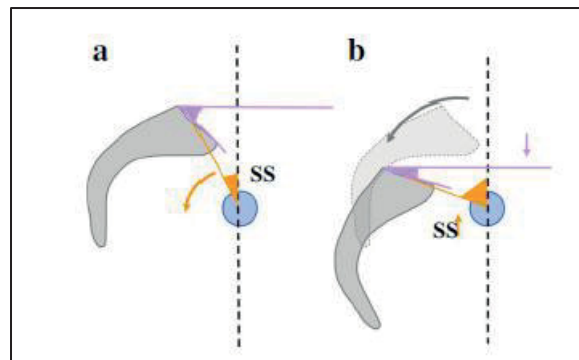


Figure 2.1 a) Version pelvienne neutre; b) Pelvis rétroversé, avec une verticalisation du sacrum qui se traduit par une augmentation du PT et une diminution du SS.  
Adaptée de Le Huec et al., (2019)

### 2.1.2 Relations entre paramètres pelviens et rachidiens

La morphologie du bassin a un impact direct sur le premier segment rachidien auquel il est relié : la lordose lombaire. Cette relation a déjà été abordée précédemment dans la description des différents types de rachis et a pu être précisée au travers de nombreuses études (Barrey et al., 2007; V. Lafage et al., 2012; Roussouly et al., 2005). Les recherches ont ainsi montré que lorsque la pente du plateau sacré était très importante, la lordose lombaire était plus prononcée (dos dynamique). En revanche, si la pente du plateau sacré était plutôt horizontale, la lordose lombaire était moins marquée (dos plat) (Tableau 2.1). Cela se traduit notamment par de fortes corrélations retrouvées entre la pente du plateau sacré et l'angle de lordose lombaire allant de  $R=0,71$  à  $R=0,86$  au sein de la littérature étudiée (J.-C. Le Huec et al., 2011; Legaye & Duval-Beaupère, 2005; Obeid et al., 2011; Vaz et al., 2002). Ainsi, SS et LL sont liés autant que le sont SS et PI.

Tableau 2.1 Classes des incidences pelviennes et paramètres correspondants sur un groupe contrôle de 154 sujets.  
Adapté de Barrey et al., (2007)

PI : incidence pelvienne ; PT : version pelvienne ; SS : pente sacrée et LL : lordose

	<i>n</i>	PI	PT	SS	LL
I	12	35.4 ± 1.3	3.9 ± 4.5	31.5 ± 5.2	53.3 ± 6.6
28° < PI < 37.9°		[33.7 to 37.9]	[-1.5 to 13.3]	[21.2 to 38.5]	[41.2 to 62]
II	44	42.7 ± 2.8	8.9 ± 4.8	33.8 ± 4.8	55.5 ± 8
38° < PI < 47.9°		[37.9 to 47.6]	[-5.1 to 18.2]	[23.1 to 48.4]	[41.5 to 76.5]
III	59	52.6 ± 2.8	12.5 ± 5.6	40.1 ± 5.5	61.5 ± 8.4
48° < PI < 57.9°		[48.2 to 57.4]	[-1.2 to 23.2]	[28.2 to 52.9]	[43.1 to 81.9]
IV	26	62.6 ± 2.8	15.8 ± 4.3	46.8 ± 4.2	68.3 ± 5.1
58° < PI < 67.9°		[58.2 to 67.6]	[7.1 to 26.8]	[37.9 to 58.5]	[60.9 to 76.3]
V	11	72.6 ± 2.8	19.7 ± 5.5	52.9 ± 5.2	74.9 ± 6.8
68° < PI < 77.9°		[69.6 to 77.4]	[12.6 to 27.9]	[46.2 to 59.6]	[62.2 to 81.6]
VI	2	81.4 ± 3.3	21.9 ± 12.3	59.5 ± 9	76 ± 8.3
78° < PI < 87.9°		[79.1 to 81.4]	[13.2 to 30.6]	[53.1 to 65.9]	[70.1 to 81.9]

On retrouve donc également des relations entre PI et LL ( $R=0,75$ ) qui ont permis à certains auteurs de définir des classes d'adéquations entre paramètres pelviens (Tableau 2.1) et lombaire, mais également de définir des mesures théoriques d'une lordose lombaire idéale

selon l'incidence pelvienne mesurée. De nombreuses équations voient alors le jour, toutes différentes les unes des autres selon les valeurs des relations retrouvées entre chaque paramètre, mais deux d'entre elles sont beaucoup plus représentées et sont majoritairement reprises au sein de la communauté.

Tout d'abord (Legaye et al., 1998) proposent d'estimer la lordose lombaire idéale dans des populations saines et scoliotiques selon l'équation :

$$LL_{théo} = (PI * 0.5481 + 12.7) * 1.087 + 21.61 \quad (2.2)$$

(F. Schwab et al., 2009) proposent eux de leur côté une estimation plus large selon laquelle

$$LL_{théo} = PI + 9 \quad (2.3)$$

De ces formules va naître la notion de « mismatch lombo-pelvien », plus classiquement noté PI-LL. Elle transcrit l'idée que la lordose lombaire doit avoir une amplitude cohérente avec la largeur du bassin. Ce mismatch est alors calculé classiquement comme la différence entre  $LL_{théo}$  et LL mesurée, selon la formule de Legaye ou celle de Schwab. Pour cette dernière, l'utilisation en clinique est d'ailleurs plus communément utilisée sous la forme  $PI-LL < 10^\circ$ . Ce seuil de  $10^\circ$  a été reconnu par de nombreux auteurs comme le seuil au-delà duquel les sujets présentent plus de complications et un déséquilibre sagittal plus important (Le Huec et al., 2011; Merrill et al., 2017).

### 2.1.3 Impacts du manque de lordose

Le mismatch lombo pelviens PI-LL, ou simplement manque de lordose, est un paramètre couramment employé dans l'évaluation de l'état de santé ou des résultats cliniques pour des patients atteints de déformation rachidienne. Il a par exemple été démontré, lors d'une étude rétrospective portant sur des patients adultes ayant subi une opération visant à corriger une déformation de la colonne vertébrale, qu'un  $PI-LL \leq 10^\circ$  donne des résultats satisfaisants,



tandis qu'un PI-LL  $> 10^\circ$  est d'avantage lié à un risque accru de dégénérescence du segment adjacent ainsi qu'à une plus grande nécessité de révision chirurgicale (Bourret et al., 2022). Ces répercussions d'un PI-LL  $> 10^\circ$  se retrouvent visibles tant au niveau de la qualité de vie qui est fortement corrélée (V. Lafage et al., 2009), qu'au niveau de la balance sagittale en elle-même. Il a en effet été prouvé que des corrélations importantes ( $R=0,54$  et  $0,67$ ) (Asai et al., 2017; Boissière et al., 2013) existaient entre le PI-LL et la SVA par exemple, ainsi qu'avec l'angle TPA ( $R=0,85$ ) (Bao et al., 2018) qui comme la SVA traduit du débalancement antérieur du patient, mais en s'affranchissant des différents mécanismes de compensation des membres inférieurs.

Pour ces derniers d'ailleurs, un PI-LL trop important induit une augmentation du PT ( $R=0,77$ ), mais semble avoir moins d'incidence sur TK ( $R=-0,33$ ) et la flexion des genoux ( $R=0,29$ ) selon (Asai et al., 2017; Bao et al., 2018). Cependant, il est important de noter que d'autres rares études démontrent des corrélations plus importantes ( $R=0,72$ ) entre le manque de lordose et la flexion des genoux telles que celle de (Obeid et al., 2011) chez des patients présentant des déformations rachidiennes, bien que cette étude ne repose que sur 27 patients, quand celle de Bao et al. En compte 116 asymptomatiques.

#### **2.1.4 Relations entre les autres paramètres rachidiens**

Alors que le segment lombaire est fortement conditionné par les paramètres pelviens, les relations entre la cyphose thoracique et ses segments adjacents sont plus discrètes. (Hyun et al., 2019; Iyer et al., 2016; Legaye & Duval-Beaupère, 2005) démontrent dans leurs recherches des corrélations proches avec des maximales relevées entre TK et C2-C7 de  $R=-0,54$  et entre TK et LL de  $R=-0,44$ .

#### **2.1.5 Implications des membres inférieurs**

À notre connaissance, seule une faible portion de la littérature intègre l'analyse de la flexion des genoux au sein des études portant sur la balance sagittale. Au-delà des corrélations avec le manque de lordose abordé précédemment, on retrouve des corrélations faibles à modérées entre

la flexion des genoux et les paramètres sagittaux. Selon (Bao et al., 2018; Iyer et al., 2016), elle ne serait corrélée que faiblement avec PT ( $R=0,18$  et  $R=0,22$ ) et aurait des corrélations maximales avec l'angle TPA ( $R=0,32$ ) et avec la SVA ( $R=0,47$ ). Toutefois, ces faibles corrélations suffisent à faire apparaître de vraies différences significatives de flexion des genoux entre les patients sains et ceux présentant un déséquilibre sagittal ( $p=0,0002$ ).

## 2.2 Impacts d'une fusion vertébrale

Alors que la balance sagittale est richement étudiée, seule une plus petite portion des études portent sur les effets d'une fusion lombaire sur elle. De plus, parmi la littérature étudiée, celle-ci s'axe majoritairement sur ce qui reste le plus important, à savoir les bénéfices directs apportés et la satisfaction des patients.

Majoritairement, bien que cela varie légèrement selon le type d'opération, les bénéfices d'une fusion lombaire ne sont plus à prouver avec un taux de satisfaction moyen de 70% (Bredow et al., 2022; Christensen, 2004; Evaniew et al., 2022). La fusion lombaire dans ce cas améliore significativement la qualité de vie en réduisant les douleurs lombaires et l'engourdissement et les douleurs au niveau des membres inférieurs dus à une flexion de genoux trop importante. De plus, ces constatations semblent durables sur le long terme comme ont pu le démontrer (Bredow et al., 2022) lors d'un suivi de 41 patients sur une durée moyenne de 11,8 ans. Malgré tout, il n'existe pas aujourd'hui encore de consensus autour du suivi postopératoire. Ainsi comme a pu le démontrer (Christensen, 2004), on retrouve d'importantes disparités de résultats selon la mise en place ou non d'une rééducation postopératoire adaptée. Les patients avec une rééducation plus importante auraient par exemple significativement moins de douleurs et de difficultés à accomplir certaines tâches du quotidien, et ont également sur le plus long terme un besoin moins important de traitements en dehors du système hospitalier.

Du point de vue paramétrique, le suivi postopératoire est plus complexe. Il existe en effet presque autant de résultats que de types d'opérations et indications thérapeutiques et les études menées ont des résultats parfois contradictoires (Christensen, 2004). Avant tout, comme ont

pu le montrer (Coutinho et al., 2016), il n'est pas possible de déterminer précisément le rôle des paramètres postopératoires dans l'analyse du résultat clinique tant leurs corrélations sont faibles. Il est donc plus intéressant de considérer leurs évolutions ( $\Delta$ ) plutôt que leurs valeurs finales.

Dans une étude portant sur une large population, (Hiyama et al., 2022) ne démontrent pas d'évolution significative des paramètres tels que LL ou SVA après une fusion lombaire ( $\Delta$ SVA;  $p = 0.218$  et  $\Delta$ LL;  $p = 0.189$  avec  $\Delta =$  paramètre post – pré opératoire). Cependant, des différences émergent lors de la séparation de la base de données en différents groupes. Le groupe comportant les sujets les plus déséquilibrés avant opération présente par exemple un changement significatif au niveau de LL, SVA et PI-LL dépendamment de la méthode opératoire appliquée. Cette séparation en différents groupes permet alors de mettre en évidence des relations entre l'évolution des paramètres comme entre  $\Delta$ PI-LL et  $\Delta$ SVA ( $R^2=0,726$ ) (avec  $R^2$ =coefficient de détermination (chapitre 2.4.7.2) et  $\Delta P = P_{\text{post-op}} - P_{\text{pré-op}}$ ). Au niveau des paramètres pelviens, plusieurs conclusions intéressantes émergent également. Le PI, a priori constant, peut toutefois changer selon le type de fusion mis en place au niveau lombo-sacré dû potentiellement à l'accroissement des contraintes sur les articulations sacro-iliaques (Sasomboon et al., 2018). Enfin, le PT lui apparaît comme une mesure particulièrement importante dans la prédiction du résultat clinique après fusion lombaire. En effet, une réduction du PT serait directement corrélée à de meilleurs résultats cliniques ainsi qu'une augmentation de la lordose lombaire et de la cyphose thoracique et inversement (Bredow et al., 2022; Fallatah et al., 2021; Kim et al., 2011; Nakajima et al., 2022; Vialle et al., 2015).

### **2.3 Conclusion intermédiaire**

Grâce à l'étude de ces relations, principalement obtenue chez une population saine et asymptomatique, chercheurs et cliniciens ont pu établir de grandes lignes directrices amenant à adopter des paramètres sagittaux cohérents entre eux et signes d'une balance sagittale saine (Aurouer et al., 2009; Berjano et al., 2013; V. Lafage et al., 2014).

De façon pratique, il est en premier lieu essentiel de mesurer le PI de chaque patient et ainsi avoir une idée de l'orientation du sacrum dans le pelvis. Comme nous l'avons vu, ce paramètre fixe conditionne un grand nombre d'autres paramètres : un faible PI est alors synonyme de faible SS et PT et d'une lordose lombaire moins maquée. Un PI important à l'inverse signifie une SS importante et un PT potentiellement important avec de plus grandes possibilités de rétroversion et donc de compensation en cas de déséquilibre. Cependant, cela oblige la lordose lombaire à être plus importante, augmentant également les contraintes sur la jonction lombo-pelvienne.

Pour s'assurer de l'harmonie des courbes spinales, les cliniciens rechercheront donc à satisfaire l'équation  $LL=PI+9^\circ$  ou plus communément  $PI-LL \leq 10^\circ$ . Le non-respect de ces équivalences traduit alors d'un mismatch lombo-pelvien qui se traduit par l'augmentation des contraintes rachidiennes et la perte d'un équilibre sagittal.

L'estimation de ce déséquilibre sagittal est également extrêmement importante. En clinique, l'utilisation de la mesure de la SVA reste encore aujourd'hui majoritaire bien que d'autres paramètres tels que le TPA semblent plus reproductibles et comparables. Cependant, la SVA reste une estimation simple à mettre en œuvre et est suffisamment claire pour visualiser un débalancement antérieur. Au sein de la littérature, une SVA < 4 ou 5 cm selon les sources est systématiquement recherchée (Alqroom, 2018; Iyer et al., 2016; V. Lafage et al., 2008; Roussouly & Pinheiro-Franco, 2011; F. Schwab et al., 2012). Bien que l'on tolère une SVA légèrement plus importante avec l'âge, une SVA < 4 cm traduit un bon alignement de C7 (7ème cervicale) à l'aplomb du sacrum et donc un déséquilibre minimal.

Enfin, une grande attention est portée sur la présence de mécanismes de compensation qui peuvent camoufler un déséquilibre beaucoup plus important. Pour cela, le PT qui est le plus important, est systématiquement mesuré afin de déterminer si la SVA est artificiellement basse ou non. Classiquement, un PT < 25° est recherché (Barrey et al., 2013; Berthonnaud, Labelle, et al., 2005, 2005; Cheng et al., 2017; V. Lafage et al., 2009).

Il n'existe cependant pas à notre connaissance de recommandations précises vis-à-vis des autres mécanismes de compensation tels que la flexion des genoux. Bien que des études démontrent son implication dans le maintien de la balance sagittale (Cheng et al., 2017; Ferrero et al., 2016; Obeid et al., 2011), peu de recommandations vont au-delà de sa simple identification dans le but de ne pas sous-évaluer le débalancement sagittal. Enfin, bien que les douleurs et engourdissements au niveau des jambes soient évalués, il existe un réel manque dans l'analyse des paramètres des membres inférieurs après fusion lombaire.

#### **2.4 Revue des méthodes de prédiction (régression et classification) par apprentissage machine**

Dans le milieu médical et biomédical, les techniques d'apprentissage automatique telles que la classification et la régression, apportent une aide importante en termes de prédiction et de modélisation des tendances de santé (Kunze et al., 2020). Ces méthodes de prédiction offrent un nouveau moyen de comprendre les schémas complexes présents dans les données de santé, améliorant ainsi la précision et la qualité des soins prodigués.

La classification et la régression font partie des tâches de prédiction les plus couramment utilisées en apprentissage automatique. Alors que la classification implique la prédiction de catégories discrètes, la régression se concentre sur la prédiction de variables continues. Ces techniques ont trouvé de nombreuses applications pertinentes en médecine notamment en chirurgie orthopédique où elles sont de plus en plus utilisées (Cabitza et al., 2018).

Dans ce contexte de la balance sagittale, l'application de ces méthodes de prédiction pourrait aider à comprendre et anticiper les mécanismes de compensation du corps face à divers déséquilibres, ce qui pourrait éventuellement à terme améliorer la qualité des interventions thérapeutiques.

### 2.4.1 Reproductibilité des paramètres cliniques

Dans le but de réaliser une étude à partir de mesures et de mettre en place des modèles de façon performante, trois critères doivent être évalués afin de démontrer l'exactitude des résultats et des méthodes de mesure (Figure 2.2), à savoir la reproductibilité, la justesse et la précision tous décrites par la norme ISO 5725-1 (ISO 5725-1:1994, s. d.).

- La reproductibilité : elle est définie par « l'étroitesse de l'accord entre les résultats ». Une méthode reproductible limite donc les erreurs aléatoires.
- La justesse : elle est définie comme « l'accord entre la moyenne arithmétique d'un grand nombre de résultats et la valeur de référence vraie ou acceptée ». On peut également parler d'erreur systématique pour la décrire.
- La précision : on l'utilise pour décrire la proximité d'une mesure avec sa valeur vraie. Elle fait référence à la fois à la justesse et à la reproductibilité.

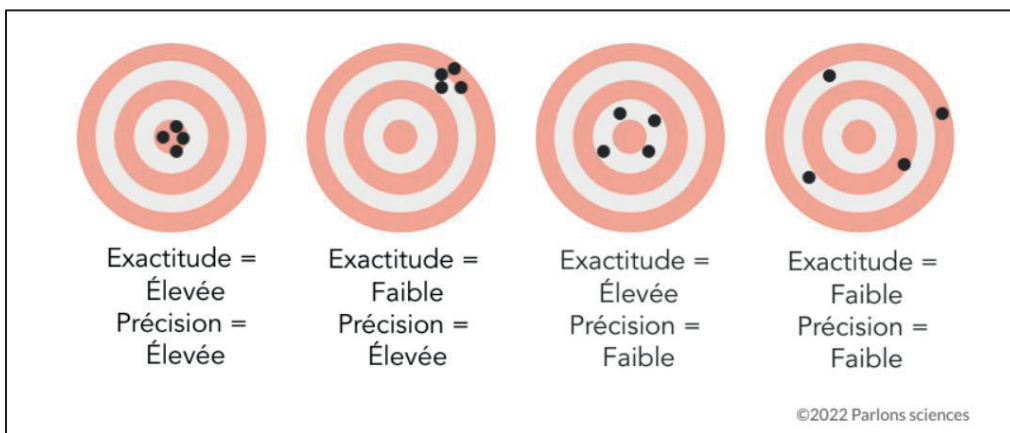


Figure 2.2 Cibles illustrant différents niveaux de précision et d'exactitude.  
Tirée de parlonssciences.ca (2022)

Dans le contexte de mesures radiographiques et plus largement dans un contexte clinique, nous retiendrons principalement les concepts de précision et de reproductibilité. Ces concepts sont validés par l'utilisation de la distance moyenne quadratique des écarts-types (RMSsd) et d'un intervalle de confiance à 95% (Humbert et al., 2009; Ilharreborde et al., 2011; Nérot et al., 2015) selon l'équation :

$$\text{RMSsd} = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_n SD^2} \quad (2.4)$$

Avec  $n$  le nombre d'échantillons,  $SD^2$  la variance des mesures ou le carré de l'écart type. L'intervalle de confiance à 95% est alors défini comme  $\pm 2$  RMSsd (Humbert et al., 2009).

### 2.4.2 Revue des méthodes de prédiction

Définir des paramètres cliniques optimaux et prédire leurs évolutions naturelles ou après chirurgie est aujourd'hui un enjeu de plus en plus présent au sein de la littérature qui axe davantage les recherches sur la santé sur le long terme. En orthopédie, l'utilisation de méthodes prédictives, et plus largement d'apprentissage machine est de plus en plus courante, rendue possible par l'acquisition de volumes de données toujours plus importants (Cabitza et al., 2018). On y retrouve plusieurs grandes applications allant de la reconnaissance d'images à la prédiction de la durée du séjour et des coûts associés, mais également des méthodes liées à la prise de décisions cliniques notamment dans le suivi de la scoliose (Lonstein & Carlson, 1984; Nault et al., 2020) ou la planification d'arthroplasties (El-Galaly et al., 2020; Kotti et al., 2017; Kunze et al., 2020).

Deux grands types d'approches de prédiction existent. Les méthodes de régression permettent d'obtenir une prédiction dite quantitative alors que les méthodes de classification permettent de classer les sujets au sein de groupes homogènes. Dans cette partie nous présenterons les principales méthodes utilisées, leurs métriques, ainsi que les avantages et inconvénients qui incombent à chaque méthode.

## 2.4.3 Méthodes de régression

### 2.4.3.1 Régression linéaire

La régression linéaire (Figure 2.3) permet d'estimer la valeur d'une variable dépendante  $\hat{y}$  grâce à la somme des variables indépendantes  $x_i$  pondérée d'un coefficient  $\beta$  qui estimera au mieux  $\hat{y}$  (Hastie et al., 2009). On distinguera la régression simple à une seule variable indépendante, à la régression linéaire multiple qui possède plusieurs variables indépendantes (équation 2.5).

$$\hat{y} = \beta_0 + \beta_1 x_1 + \beta_2 x_2 + \dots + \beta_n x_n \quad (2.5)$$

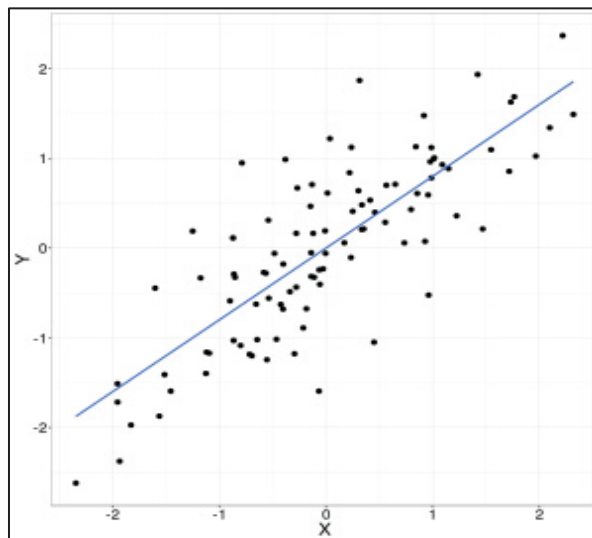


Figure 2.3 Exemple de régression linéaire

### 2.4.3.2 Régression par les moindres carrés PLS

La régression PLS (Partial Least Squares) est une méthode de modélisation statistique qui vise à établir une relation linéaire entre deux ensembles de variables, souvent appelées variables X et Y (Hastie et al., 2009).



Le principe de la régression PLS consiste à rechercher des directions linéaires dans l'espace X qui expliquent au mieux la variance des variables Y. Cette approche permet de réduire la dimensionnalité des variables X tout en conservant la variation utile pour expliquer les variables Y.

En d'autres termes, la régression PLS identifie les variables X les plus importantes (VIP) pour prédire les variables Y, en utilisant une approche de réduction de la dimensionnalité. Cette méthode est souvent utilisée pour analyser des données multidimensionnelles, où il y a beaucoup de variables d'entrée et peu d'observations, ou pour prédire des variables de sortie qui sont corrélées avec plusieurs variables d'entrée.

#### **2.4.3.3 Régression LASSO**

La régression LASSO (Least Absolute Shrinkage and Selection Operator) est une méthode de régression linéaire qui utilise une pénalisation pour réduire la taille des coefficients de régression et sélectionner les variables les plus importantes (Tibshirani, 1996). Le principe de la régression LASSO est de minimiser la somme des carrés des erreurs de prédiction, tout en ajoutant une contrainte sur la somme des valeurs absolues des coefficients de régression. Cette contrainte a pour effet de réduire certains coefficients à zéro, ce qui équivaut à ne sélectionner que les variables les plus importantes pour prédire la variable de sortie.

La régression LASSO est particulièrement utile lorsque les données d'entrée contiennent un grand nombre de variables, dont beaucoup peuvent être redondantes ou sans importance pour la prédiction de la variable de sortie. En réduisant la taille des coefficients de régression, la régression LASSO permet de simplifier le modèle et d'améliorer sa capacité de généralisation sur de nouvelles données.

#### **2.4.3.4 Régression Elastic Net**

L'algorithme Elastic net est un algorithme populaire de régression qui combine les forces de deux techniques qui sont la régression Ridge et la régression LASSO (Zou & Hastie, 2005). Cet algorithme permet notamment de résoudre les problèmes de multi colinéarités relativement

fréquents dans les jeux de données présentant de nombreuses variables corrélées tout en permettant une sélection plus limitée de variables. Son objectif est de trouver le meilleur compromis en combinant deux termes de régularisation L1 et L2 : l'un pour contrôler l'amplitude des coefficients permettant de réduire la variance (issu de la régression Ridge) et l'autre pour effectuer une sélection de variables plus limitées (comme dans la régression Lasso).

## **2.4.4 Méthodes de classification**

### **2.4.4.1 KNN**

L'algorithme KNN (K-Nearest Neighbors) permet de classifier des données en se basant sur leur proximité avec les données d'entraînement dont les classes sont connues. Le principe de l'algorithme KNN est de calculer et comparer la distance entre une nouvelle observation (base de test) et toutes les observations du jeu de données (base d'entraînement), puis de sélectionner les K observations les plus proches (Zhang, 2016). L'algorithme attribue ensuite une classe à la nouvelle observation en prenant la classe majoritaire parmi les K voisins sélectionnés (Figure 2.4).

Le choix de la mesure de distance (euclidienne, Manhattan, etc.) et de la valeur de K est crucial pour la performance de l'algorithme. Une valeur de K trop petite peut entraîner un surapprentissage, tandis qu'une valeur de K trop grande peut entraîner une sous-performance.

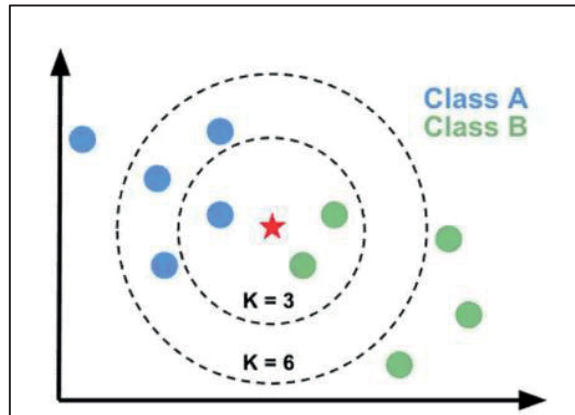


Figure 2.4 Illustration du principe du KNN :  
 lorsque  $k=3$ , la prédiction est verte, et  
 lorsque  $k=6$ , la prédiction est bleue.  
 Tirée de Chouinard, (s.d)

#### 2.4.4.2 SVM

La machine à vecteurs de support (SVM) (Support Vector Machines) est une méthode d'apprentissage supervisé qui permet de classer des données en les séparant par un hyperplan dans un espace de dimension supérieure.

D'après (Evgeniou & Pontil, 2011), le principe de l'algorithme SVM est de trouver l'hyperplan qui maximise la marge, c'est-à-dire la distance entre les points de chaque classe les plus proches de l'hyperplan. Cette approche permet de classer les données en minimisant les erreurs de classification et en maximisant la marge entre les classes. Si les données ne sont pas linéairement séparables, l'algorithme SVM utilise une transformation non linéaire pour projeter les données dans un espace de dimension supérieure où elles sont plus facilement séparables par un hyperplan. Cette technique est appelée noyau (kernel) et permet d'étendre la capacité de l'algorithme SVM à des problèmes de classification plus complexes. Il existe aussi le paramètre  $C$  qui est un paramètre de régularisation qui contrôle la pénalité appliquée aux erreurs de classification. Il définit le compromis entre la complexité du modèle et sa capacité à bien généraliser sur de nouvelles données. Un paramètre  $C$  élevé permet d'obtenir un modèle

plus complexe, capable de s'adapter aux données d'entraînement avec une plus grande précision, mais qui risque de surapprendre et de ne pas généraliser correctement sur de nouvelles données. Un paramètre  $C$  faible permet d'obtenir un modèle plus simple, qui généralise mieux sur de nouvelles données, mais qui peut ne pas être assez précis sur les données d'entraînement (Cervantes et al., 2020).

C'est un modèle robuste aux données apportant du bruit et à la présence de valeurs aberrantes. Il est également efficace pour les jeux de données de petite et moyenne taille, mais peut devenir coûteux en termes de temps de calcul pour les grands ensembles de données.

#### **2.4.4.3 Arbre de décision**

L'algorithme d'arbre de décision (AD) permet de classifier des données ou de prédire des valeurs en se basant sur une série de décisions logiques basées sur les caractéristiques des données (Géron, 2019).

Il commence par construire un arbre (Figure 2.5) où chaque nœud représente une caractéristique des données et chaque branche représente une décision logique basée sur cette caractéristique. Le processus de construction de l'arbre implique de diviser les données en sous-ensembles homogènes à chaque nœud en se basant sur la caractéristique qui donne la meilleure séparation entre les classes ou les valeurs cibles.

Une fois que l'arbre est construit, on peut l'utiliser pour prédire la classe ou la valeur cible d'une nouvelle observation en la faisant passer à travers l'arbre selon les décisions logiques prises à chaque nœud.

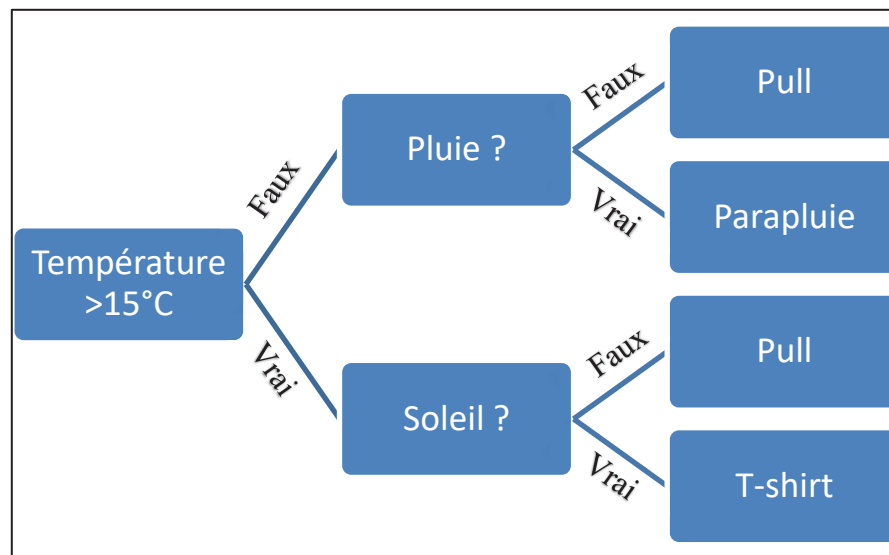


Figure 2.5 Exemple d'arbre de décision

#### 2.4.4.4 Forêt aléatoire

L'algorithme de forêt aléatoire (FA) (Random Forest) combine plusieurs arbres de décision en un modèle pour en améliorer la précision et la robustesse de la classification (Breiman, 2001). L'idée de base du modèle est de construire un grand nombre d'arbres de décision en utilisant des échantillons aléatoires de données d'entraînement et des échantillons aléatoires de variables à chaque nœud de l'arbre. Ces arbres sont construits de manière indépendante, en utilisant des données d'entraînement différentes et des variables différentes, pour éviter la suradaptation et la corrélation entre les arbres. La prédiction est obtenue en se basant sur le vote majoritaire des arbres.

#### 2.4.4.5 Régression logistique

La régression logistique (RL) permet de prédire une variable binaire (0 ou 1) en se basant sur un ensemble de variables explicatives continues ou catégorielles (Schober & Vetter, 2021; Sperandei, 2014). Le but ici est de modéliser la probabilité d'appartenance à la classe 0 ou 1 en utilisant une fonction logistique de la forme :

$$p(y = 1|x) = \frac{1}{1 + e^{-(\beta_0 + \beta_1 x_1 + \dots + \beta_k x_k)}} \quad (2.6)$$

Où  $p(y=1|x)$  est la probabilité d'appartenance à la classe 1 pour une observation  $x$ .  $\beta_k$  sont les coefficients du modèle estimés à partir des données d'entraînement et  $x_k$  les variables explicatives.

Pour estimer les coefficients du modèle, la régression logistique utilise une méthode d'optimisation qui maximise la vraisemblance des données d'entraînement. Une fois que les coefficients sont estimés, on peut utiliser le modèle pour prédire la probabilité d'appartenance à la classe 1 pour de nouvelles observations (Figure 2.6).

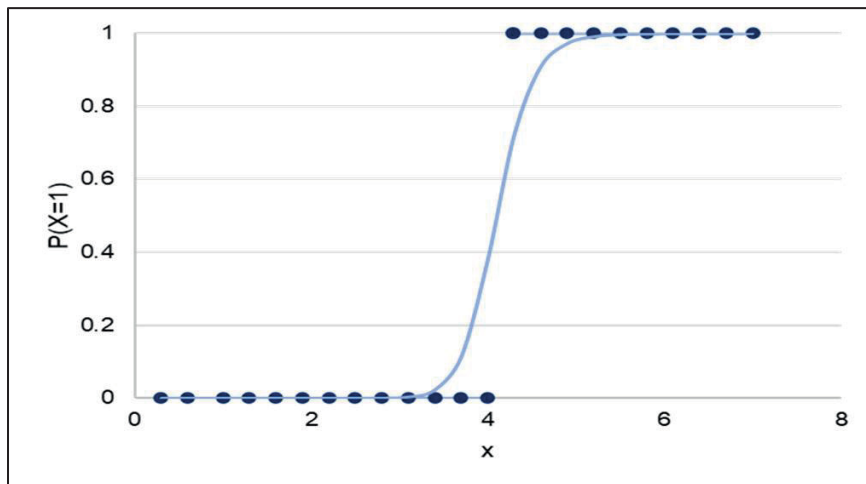


Figure 2.6 Exemple de fonction logistique binaire.  
Tirée de Schober & Vetter, (2021)

#### 2.4.4.6 Classificateur par vote

Un classificateur par vote (ou "ensemble classifier") combine les prédictions de plusieurs modèles pour améliorer la précision de la classification (Cornelio et al., 2021; Géron, 2019). Le principe du classificateur par vote est de faire voter plusieurs modèles entraînés sur des sous-ensembles différents de données d'entraînement. Chaque modèle donne sa propre prédiction, et la classification finale est déterminée en agrégeant les résultats, souvent par

majorité de votes. Par exemple si trois des cinq tests prédisent la même classe, alors celle-ci sera privilégiée par le modèle.

#### 2.4.4.7 Avantages et inconvénients des méthodes de régression et de classification

Si toutes les méthodes présentées ci-dessus semblent être les plus cohérentes et les plus adaptées à notre problématique, il ne faut pas occulter le fait que toutes présentent des avantages et des inconvénients. Les principaux sont présentés ci-après (Tableau 2.2).

Tableau 2.2 Avantages et inconvénients des méthodes d'apprentissage machine

	Avantages	Inconvénients
Régression linéaire (Hastie et al., 2009)	Simple à mettre en œuvre Peu complexe	Fortement impacté par les valeurs extrêmes Suppose une relation linéaire uniquement Ne suffit pas à décrire entièrement des relations entre variables
PLS (Hastie et al., 2009)	Prise en compte de la multicollinéarité Réduit les dimensions lors d'un nombre important de variables	Sorties plus complexes Reste un modèle linéaire
LASSO (Tibshirani, 1996)	Limite le nombre de variables Sélectionne les variables les plus importantes Efficace pour un grand nombre de variables et un petit nombre d'observations	Moins performant avec des variables très corrélées Coefficients biaisés. Ne représente pas l'ampleur réelle des relations. Difficulté d'estimer les erreurs standards
Elastic Net (Zou & Hastie, 2005)	Prise en compte de la multicollinéarité Combine les avantages de Ridge et LASSO	Temps de calcul long Plus difficile à interpréter

	Réduit la complexité du modèle Limite le surapprentissage	Peut introduire un biais lorsqu'il n'y a pas de corrélations entre les variables
	Avantages	Inconvénients
KNN (Zhang, 2016)	Pas de période d'entraînement Implémentation de nouvelles données simple Facilement interprétable	Marche moins bien avec de grandes bases de données Sensible au bruit Nécessite des groupes bien distincts Choix du K
SVM (Evgeniou & Pontil, 2011)	Robuste aux valeurs extrêmes Peut gérer des ensembles de données non linéaires	Sensible au choix de la fonction de noyau Long temps de calcul
AD (Géron, 2019)	Simple à appréhender Peu de préparation des données	Surapprentissage possible De petites variations de données peuvent entraîner des changements significatifs.
FA (Géron, 2019)	Plus performant que l'arbre de décision seul Peu de surapprentissage	Entraînement plus lent De petites variations de données peuvent entraîner des changements significatifs.
RL (Schober & Vetter, 2021)	Facile à mettre en œuvre et à interpréter Fournit des probabilités claires	Repose sur l'hypothèse de linéarité entre la variable dépendante et les variables indépendantes. Nécessite une multi colinéarité faible ou nulle entre les variables indépendantes.



### 2.4.5 Validation des modèles

Afin de valider un modèle et de s'assurer qu'il est bien généralisable sur de nouvelles données, il est important de réaliser une étape de test. La validation classique qui consiste simplement à proposer a posteriori de nouvelles données au modèle et de mesurer la performance de celui-ci est la plus largement utilisée (Géron, 2019; Kunze et al., 2020).

Une autre technique couramment utilisée consiste à valider le modèle pendant sa phase d'apprentissage : la validation croisée (Kofi Nti et al., 2021; Kohavi, 1995). Le but ici est de séparer les données d'apprentissage en différents échantillons pour tester si le modèle formé peut s'adapter à de nouveaux cas. Il y a plusieurs façons de réaliser une validation croisée, notamment la validation "hold out" où les données sont divisées en deux parties, l'une pour l'apprentissage et l'autre pour le test. L'autre méthode, la validation "k-fold", divise les données en  $k$  sous-ensembles de taille égale, où un sous-ensemble est utilisé comme données de test et les  $k-1$  autres sous-ensembles comme données d'apprentissage (Figure 2.7). Le processus est répété  $k$  fois, avec chaque sous-ensemble servant de données de test à tour de rôle. Cette méthode est très coûteuse en ressources de calcul, mais favorise une meilleure performance du modèle. Toutefois, cela n'enlève pas totalement la nécessité d'un test a posteriori avec de nouvelles données qui n'ont jamais servi à l'apprentissage des modèles.

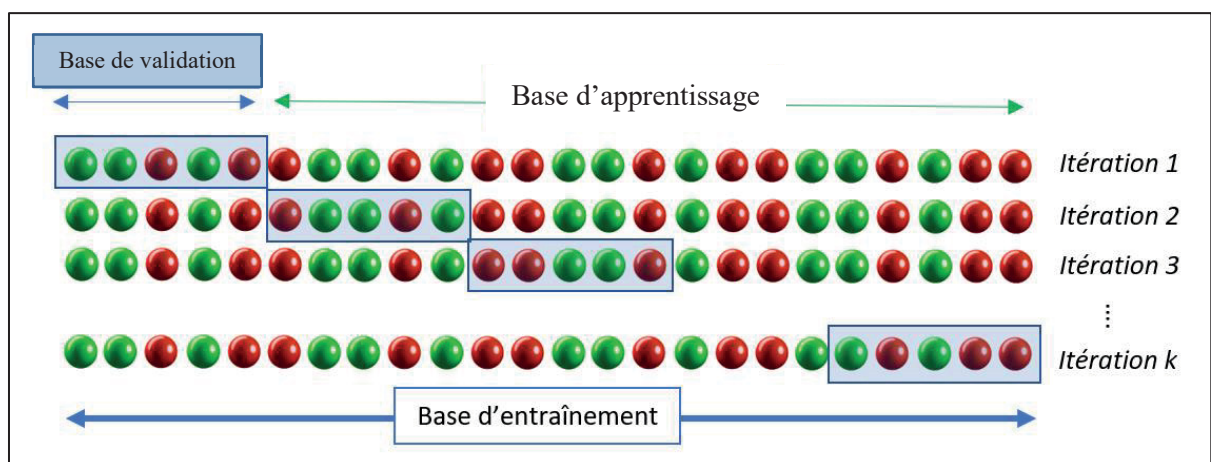


Figure 2.7 Illustration d'une validation croisée k-fold

### 2.4.6 Les métriques de modèles de régression

Pour évaluer les performances d'un modèle de régression, plusieurs métriques peuvent être calculées à partir des prédictions et des valeurs réelles. Les métriques les plus couramment utilisées sont (Azencott, 2019) :

- Erreur moyenne absolue (Mean Absolute Error) (MAE) : Il s'agit de la moyenne des valeurs absolues des erreurs. C'est une mesure directe de la qualité de la prédiction. Une valeur plus petite indique une meilleure précision de prédiction.

$$MAE = \frac{\sum_{i=1}^n |y_i - x_i|}{n} \quad (2.7)$$

- Erreur quadratique moyenne (Mean Squared Error) (MSE) : C'est la moyenne des carrés des erreurs. Cette métrique donne plus de poids aux erreurs plus importantes, donc elle sera plus grande si le modèle fait de grosses erreurs.

$$MSE = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (f(x_i) - y_i)^2 \quad (2.8)$$

- Racine de l'erreur quadratique moyenne (Root Mean Squared Error) (RMSE) : C'est la racine carrée de l'erreur quadratique moyenne. Tout comme le MSE, cette métrique donne plus de poids aux erreurs plus importantes. Elle est dans les mêmes unités que la variable cible, ce qui peut faciliter son interprétation.

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (f(x_i) - y_i)^2} \quad (2.9)$$

## 2.4.7 Les métriques de modèles de classification

Une fois mis en place, il est important de maîtriser les différentes métriques qui ressortent de ces différents modèles prédictifs.

### 2.4.7.1 Matrice de confusion

L'évaluation des modèles de classification passe par la construction de ce que l'on appelle une matrice de confusion (Rémy & Dechamps, 2020; Ting, 2010). Généralement présentée sous la forme d'un Tableau (Tableau 2.3), elle comptabilise le nombre d'occurrences dans les quatre classes possibles qui sont les vrais positifs (VP), vrais négatifs (VN), faux positifs (FP) et faux négatifs (FN).

Tableau 2.3 Matrice de corrélation

		Réalité	
		Positif	Négatif
Prédiction	Positif	VP	FP
	Négatif	FN	VN

À partir de ces valeurs, différentes métriques sont calculées (Azencott, 2019):

- Exactitude =  $\frac{VP+VN}{VP+VN+FP+FN}$  : proportion d'individus bien classés par le test.
- Mauvaise classification =  $\frac{FN+FP}{FN+FP+VP+VN}$  : proportion d'individus mal classés par le test.
- Sensibilité =  $\frac{VP}{VP + FN}$  : proportion d'individus positifs effectivement bien détectés par le test.
- Spécificité =  $\frac{VN}{VN + FP}$  : proportion d'individus négatifs effectivement bien détectés par le test.
- Fraction de faux positifs =  $(1-\text{Spécificité})$  : proportion de négatifs détectés comme des positifs par le test.

- Fraction de faux négatifs =  $(1 - \text{Sensibilité})$  : proportion de positifs détectés comme des négatifs par le test.
- Prévalence =  $(VP + FN) / N$  : fréquence de survenance de l'événement dans l'échantillon total.
- Valeur prédictive positive =  $VP / (VP + FP)$  : proportion de cas effectivement positifs parmi les positifs détectés par le test.
- Valeur prédictive négative =  $VN / (VN + FN)$  : proportion de cas effectivement négatifs parmi les négatifs détectés par le test.
- Rapport de vraisemblance positif =  $\text{Sensibilité} / (1 - \text{Spécificité})$  : ce rapport indique à quel point un individu a plus de chance d'être positif en réalité si le test est positif.
- Rapport de vraisemblance négatif =  $(1 - \text{Sensibilité}) / \text{Spécificité}$  : ce rapport indique à quel point un individu a plus de chance d'être positif en réalité, si le test est négatif.
- Risque relatif =  $VP / (VP + FP) / (FN / (FN + VN))$  : ratio qui mesure à quel point le test se comporte mieux lorsqu'il est positif par rapport au cas où il est négatif. Par exemple, un risque relatif de 2 signifie que le test est 2 fois plus performant lorsqu'il est positif que lorsqu'il est négatif.
- Odds ratio =  $VP * VN / (FP * FN)$  : indique à quel point un individu a plus de chance d'être positif si le test est positif, par rapport au cas où le test est négatif. Par exemple, un odds ratio de 2 signifie que la chance pour que l'événement se produise est 2 fois supérieure si le test est positif.

La sensibilité et la spécificité peuvent également être présentées sous forme d'une courbe ROC (Receiver Operating Characteristic) (Figure 2.8)(Rémy & Dechamps, 2020; Ting, 2010). L'aire sous la courbe (AUC) représente la probabilité qu'un sujet positif soit correctement classé (VP). Une AUC=0,5 est non informative et relève alors du hasard, là où AUC=1 est une classification parfaite (Delacour et al., 2005).

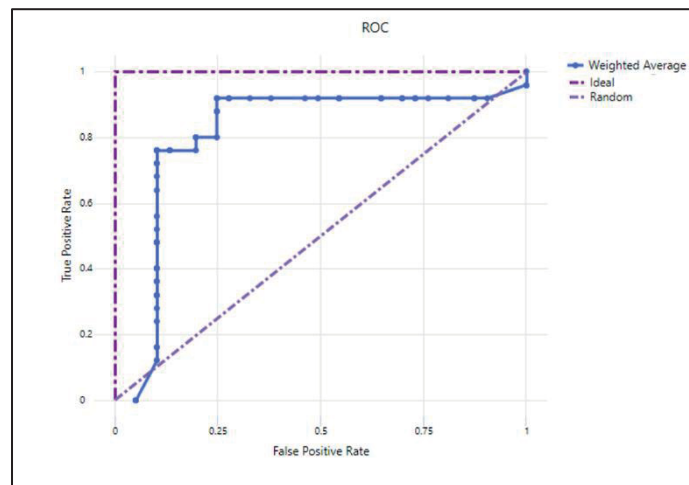


Figure 2.8 Exemple de courbe ROC

#### 2.4.7.2 Les coefficients $R$ , $R^2$ et $R^2_{\text{ajusté}}$

Le coefficient de corrélation  $R$ , le coefficient de détermination  $R^2$  et le coefficient de détermination ajusté  $R^2_{\text{ajusté}}$  sont tous des mesures de la qualité de l'ajustement d'un modèle de régression linéaire (Chicco et al., 2021; Figueiredo et al., 2011).

Le coefficient de corrélation  $R$  mesure la corrélation linéaire entre deux variables, souvent la variable prédite et la variable explicative.  $R$  peut prendre des valeurs entre -1 et 1, où -1 indique une corrélation négative parfaite, 0 indique l'absence de corrélation et 1 indique une corrélation positive parfaite.

Le coefficient de détermination  $R^2$  quantifie la proportion de variances de la variable à prédire qui est expliquée par la variable explicative.  $R^2$  est d'autant plus élevé que le modèle est

performant. Ainsi, un  $R^2$  de 1 (ou 100%) indique que le modèle explique parfaitement la variance de la variable à prédire. Il n'y a pas de valeur minimum, mais un  $R^2$  de 0 (0%) revient à donner systématiquement la valeur moyenne. Ainsi, un  $R^2$  négatif signifie que les prédictions sont moins bonnes que si l'on prédisait simplement la valeur moyenne.

Cependant,  $R^2$  est influencé par le nombre de variables explicatives et peut être biaisé vers des valeurs plus élevées avec l'augmentation du nombre de variables. Le coefficient de détermination ajusté  $R^2_{ajusté}$  tient compte de ce biais en prenant en compte le nombre de variables explicatives et le nombre d'observations.  $R^2$  ajusté est donc une version corrigée de  $R^2$ , qui peut être plus appropriée pour comparer la qualité de l'ajustement entre différents modèles de régression.

$$R^2 = 100 \left( 1 - \frac{\sum_{i=1}^n y_i - \hat{y}_i^2}{\sum_{i=1}^n y_i - \bar{y}_i^2} \right) \quad (2.10)$$

$$R^2_{ajusté} = 1 - \left[ \left( \frac{n-1}{n-k-1} \right) * (1 - R^2) \right] \quad (2.11)$$

Où  $n$  représente le nombre d'observations,  $y_i$  les valeurs réelles,  $\hat{y}_i$  les valeurs prédites,  $\bar{y}_i$  la moyenne et  $k$  le nombre de variables indépendantes.

## 2.5 Conclusion

Alors que les mécanismes de compensation des membres inférieurs tels que la flexion de genoux sont reconnus comme essentiels dans le maintien de la balance sagittale, aucune étude n'a pu encore mettre en avant une quelconque quantification de ces derniers. Pourtant, de nombreuses méthodes de régression et de classification sont aujourd'hui simples d'accès et permettent de répondre à de nombreuses interrogations, notamment en chirurgie orthopédique. (Hyun et al., 2019) par exemple ont essayé de prédire les paramètres de lordose optimaux selon les paramètres pelviens à l'aide de la régression multiple. D'autres ont mis en place certaines des méthodes de classification citées ci-dessus pour la prédiction d'évolution de certaines

pathologies telles que l'arthrose ou la scoliose (Cabitza et al., 2018; Kotti et al., 2017; Nault et al., 2020).

L'application de ces méthodes dans l'évaluation des paramètres sagittaux pourrait alors apporter des connaissances supplémentaires sur les relations entre paramètres sagittaux et enrichir la planification opératoire par exemple grâce aux méthodes de prédiction.





## CHAPITRE 3

### PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS

#### 3.1 Problématique

La littérature nous a permis d'appréhender les concepts clés autour de la balance sagittale et notamment comment il était complexe de la préserver, mais aussi de l'évaluer dans son entièreté. Bien que de nombreux concepts ne soient plus à démontrer, tels que l'importance de l'harmonie lombo-pelvienne par exemple, beaucoup d'autres restent assez peu explorés. C'est le cas par exemple de la contribution des mécanismes de compensation des membres inférieurs dans le maintien de l'équilibre sagittal. Plus particulièrement, c'est dans le contexte de la chirurgie rachidienne que ces derniers restent totalement inexploités. Que ce soit dans la planification préopératoire ou leur évolution après opération, la flexion des genoux est un paramètre très peu considéré et aucune étude à notre connaissance ne s'est penchée sur la répercussion d'une fusion lombaire sur ce dernier. Cela peut s'expliquer par un manque d'intérêt induit des faibles relations retrouvées avec l'ensemble des paramètres spino-pelviens ou tout simplement par l'absence de ces mécanismes sur les radiographies conventionnelles qui n'incluent pas les membres inférieurs dans le champ d'acquisition en plus de fausser la position du patient qui n'est pas représentatif de sa position naturelle.

Pourtant, des chirurgiens orthopédiques du centre hospitalier universitaire de Montréal (CHUM), avec qui est réalisé en partenariat ce travail, ont démontré leur intérêt quant à cette problématique, basée sur leurs observations et pratiques quotidiennes. Plus précisément, les fusions lombaires réalisées semblent entraîner des répercussions sur les membres inférieurs. L'enjeu principal de recherche est alors de proposer une réponse à cette interrogation qui n'a actuellement que pour fondement de simples observations cliniques. Dans quelles mesures les mécanismes de compensation au niveau des membres inférieurs sont-ils impliqués dans le maintien de la balance sagittale, et en quoi leur considération est importante dans le contexte de chirurgie avec une fusion vertébrale ?

## **3.2 Objectifs et hypothèses**

### **3.2.1 Objectif 1**

Décrire l'implication des membres inférieurs dans le maintien de la balance sagittale. Bien que déjà abordées au travers de la littérature, de fortes divergences existent ne permettant pas de statuer clairement sur l'implication de ces mécanismes de compensation dans le contexte de la balance sagittale. Au travers d'une analyse en préopératoire, nous rechercherons quelles sont les relations entre les différents paramètres spino-pelviens sagittaux et comment ceux-ci engendrent la nécessité de mise en place de ces mécanismes. Cette étude apportera donc des précisions sur la question dans un contexte de patients pathologiques, quand la plupart des études sont réalisées à partir de sujets sains asymptomatiques.

### **3.2.2 Objectif 2**

Décrire l'évolution de ces mécanismes de compensation après fusion vertébrale. Alors que de nombreux chercheurs se sont penchés sur la question pour de nombreux paramètres primordiaux tels que la lordose lombaire ou le débalancement antérieur, aucun à notre connaissance n'a évalué les répercussions d'une fusion vertébrale sur les membres inférieurs. Nous chercherons alors à expliquer en quoi une fusion lombaire peut modifier les paramètres spino-pelviens et comment ces changements se répercutent sur la mise en place des mécanismes de compensation des membres inférieurs.

### **3.2.3 Objectifs 3**

Mettre en place et comparer des méthodes supervisées d'apprentissage machine existantes de régression et de classification dans le but de sélectionner la plus performante permettant d'estimer la flexion des genoux à partir des paramètres pelviens et rachidiens uniquement. L'intérêt de cet objectif est double. Premièrement, cela pourrait avoir un intérêt dans l'évaluation de la balance sagittale. En effet, la plupart des centres radiographiques n'ont pas accès à la radiographie corps entier tel que EOS peut le faire. Les membres inférieurs

n'apparaissent donc pas sur les clichés radiographiques qui s'arrêtent selon les pratiques au niveau du toit des cotyles (Figure 3.1) (Lampignano & Kendrick, 2019). Or les planifications préopératoires se font en partie grâce à ces radiographies. L'estimation de la flexion des genoux pourrait alors être importante dans la prise de décision. Deuxièmement, cela pourrait également avoir à terme un intérêt dans la prédiction de flexion des genoux en postopératoire à partir de paramètres estimés.



Figure 3.1 Radio télémétrie du rachis entier après fusion vertébrale de face et de profil

Afin de mieux cerner ces objectifs, deux grandes hypothèses peuvent être établies :

- Hypothèse 1: les mécanismes de compensation des membres inférieurs ont un impact significatif dans l'évaluation de la balance sagittale
- Hypothèse 2 : il est possible d'estimer le mécanisme de compensation de la flexion des genoux uniquement à partir des paramètres pelviens et rachidiens

Nous verrons dans la suite de ces travaux si ces dernières peuvent être validées ou non.



## CHAPITRE 4

### MÉTHODOLOGIE

#### 4.1 Méthode d'analyse des mécanismes de compensation (objectifs 1 et 2)

##### 4.1.1 Données

Cette étude portant sur la place des mécanismes de compensation des membres inférieurs et leur évolution après fusion lombaire est une analyse rétrospective monocentrique. Les données utilisées pour cette étude ont été recueillies après approbation du comité éthique de la recherche du centre hospitalier universitaire de Montréal (CHUM) et de l'école de technologie supérieure de Montréal (ÉTS). Ces données sont des radiographies biplanes EOS (Figure 4.1) de patients du docteur Zhi Wang, chirurgien orthopédiste spécialisé dans le traitement de la colonne vertébrale au CHUM.

Ces 108 patients (65H; 43F), âgés de 63,02 ans en moyenne [min 25; max 89], ont subi une opération avec fusion lombaire ou lombo-sacrée entre 2015 et 2020 pour diverses pathologies dégénératives du rachis. Tous les patients inclus ont passé des examens radiologiques corps entiers en position debout en pré et postopératoire minimum 6 mois après opération. Cette durée minimale de 6 mois classiquement retrouvée dans la littérature (Bredow et al., 2022) est nécessaire pour s'affranchir de la plupart des douleurs postopératoires et donc adopter une position plus naturelle. Les critères d'exclusion sont :

- Patients ayant déjà subi une opération au niveau du rachis;
- Patients ayant une prothèse de genoux;
- Patients adoptant une position très peu représentative d'une position naturelle sur les radiographies ou ayant besoin de se tenir;
- Patients nécessitant une fusion thoracique ou cervicale uniquement;

- Radiographies non conformes (champ d'acquisition incomplet, en deux clichés, ou mouvements trop importants pendant la prise de vues).



Figure 4.1 Radiographie biplane EOS

#### 4.1.2 Paramètres radiographiques

Cette base de données comporte donc 216 radiographies biplanes pré et post opératoires à partir desquelles 27 paramètres sont extraits ou calculés par un seul opérateur formé à l'aide d'une version commerciale de SterEOS® (1.8.99.23R), le logiciel de traitement d'image de EOS. Ce logiciel permet entre autres de réaliser des reconstructions 3D de nombreux segments et de réaliser également tout type de mesures (Figure 4.2).

Les paramètres extraits des radiographies sont l'incidence pelvienne (PI); la pente sacrée (SS); la version pelvienne (PT); la lordose cervicale (C2-C7); l'angle occipito cervical (O-C2); la cyphose thoracique T1-T12, T4-T12 et la cyphose thoracique totale selon le point d'inflexion (TK), la lordose lombaire L1-L5, L1-S1 et la lordose lombaire totale selon le point d'inflexion

(LL); l'axe vertical sagittal (SVA); la ligne de plomb passant par les conduits auditifs (CAM); l'angle spino-sacral (SSA); le T1 et T9 tilt; l'angle pelvien T1 (TPA); l'index de balance corps entier (FBI); l'angle ODHA; la distance sacro-fémorale (SFD) et l'angle sacro fémoral (SFA); l'angle global sagittal (GSA); le nombre de niveaux fusionnés; la flexion de genoux maximale (KF) et la dorsiflexion des chevilles maximale (AA).

Il est important de noter que l'on retrouve parfois une asymétrie dans la flexion des genoux des deux membres inférieurs. Cette problématique n'a pas été soulevée dans l'ensemble de la littérature étudiée qui ne considère que la flexion maximale sur des structures osseuses parfaitement alignées en vue de profil. Lorsqu'une asymétrie importante entre les deux membres inférieurs est présente, seul le membre qui présente la flexion la plus importante est alors considéré afin de refléter la compensation maximale mise en place.

D'autres paramètres sont calculés à partir de ces mesures telles que le manque de lordose exprimé selon (Legaye et al., 1998) et le PI-LL et d'autres données cliniques propres à chaque patient telles que ses pathologies, ou son âge.

La reproductibilité de l'opérateur pour chacun des paramètres est évaluée selon l'application de la norme ISO 5725-1. Plus précisément, l'opérateur, technologue en imagerie médicale de formation, a mesuré sa répétabilité en réalisant cinq fois dans les mêmes conditions les mêmes mesures sur cinq patients différents. Cette répétition de mesure s'est faite sur une période de trois mois, période nécessaire au traitement de l'ensemble des radiographies. La distance moyenne quadratique des écarts types RMSsd a pu être ensuite calculée selon ces mesures et les intervalles de confiance à 95% sont établis selon la formule  $2RMSsd$ .

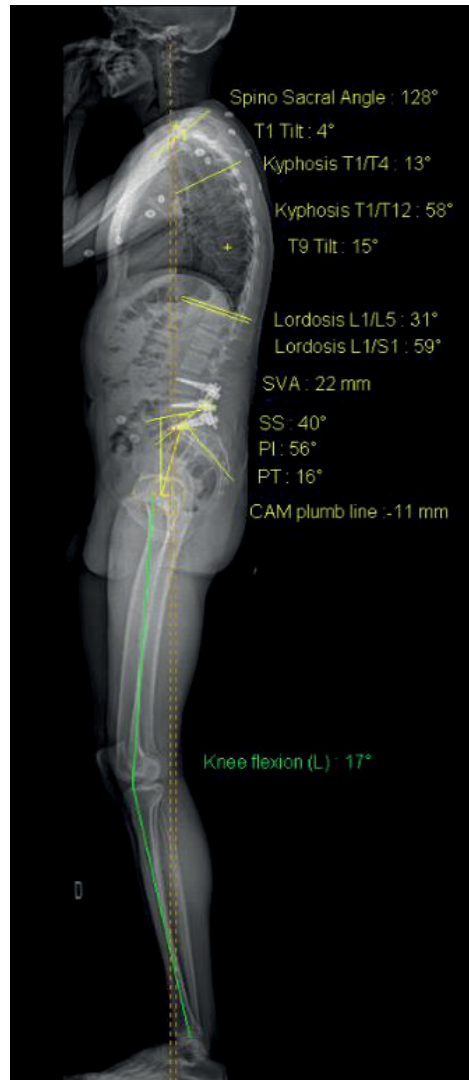


Figure 4.2 Exemples de paramètres sagittaux extraits du protocole "Postural assessment" sous SterEOS

#### 4.1.3 Analyse de la population

Après avoir décrit la population et les différentes pathologies répertoriées dans notre base de données, nous avons estimé la répartition des paramètres posturaux mesurés en préopératoire selon l'incidence pelvienne comme ont pu le faire précédemment (Barrey et al., 2007; Roussouly et al., 2005). La séparation de la population selon l'incidence pelvienne permet en



premier lieu de nous assurer que tous les différents types de rachis, conditionnés par le PI, soient représentés et comparables aux données issues de la littérature. Également, cela permettra de mettre en évidence d'éventuelles différences entre les paramètres sagittaux mesurés.

#### **4.1.4 Séparation des groupes**

Afin de mettre en place certains tests statistiques tels que le test T de Student qui permet de comparer deux populations, il est indispensable de créer différents groupes pour les comparer et mettre en avant d'éventuelles différences statistiquement significatives.

##### **4.1.4.1 Séparation des groupes en préopératoire**

L'un des intérêts de cette étude est de mettre en avant les différences paramétriques dans une population selon le degré de flexion de genoux adopté.

Pour cela, comme pour l'analyse des paramètres selon l'incidence pelvienne, nous avons décrit l'ensemble des paramètres de la population selon différentes classes de KF. Chacune de ces classes, qui sont au nombre de 6, regroupe tous les sujets ayant une flexion de genoux dans un intervalle de 5°. Ce choix d'intervalle permet de répartir la population dans des groupes homogènes tant en termes de degré de flexion de genoux que de nombre de sujets.

D'autre part, dans le but de mettre en évidence ce qui différencie les populations selon la présence excessive de mécanismes de compensation au niveau des membres inférieurs ou non, un seuil critique de degré de flexion des genoux doit être déterminé. Malheureusement, il n'existe pas à notre connaissance de seuil réellement défini au-delà duquel la flexion est jugée excessive pour une position debout statique. La plupart des études réalisées relèvent une flexion de genoux qui oscille entre 0 et 2,5° sur des sujets sains (Bao et al., 2018; Harroud et al., 2013; Itoi, 1991), ce seuil n'est pas applicable dans une population pathologique comme la nôtre dans laquelle seule 19 (17,6%) des participants présentent une flexion inférieure à 5°.

Dans le but de définir un nouveau seuil pertinent cliniquement et d'obtenir des populations de taille comparable, nous avons évalué auprès de chirurgiens orthopédistes quel serait le degré de flexion au-delà duquel celui-ci est considéré comme critique. Pour cela, nous avons proposé aux deux cliniciens encadrant cette étude une sélection de 20 images radiographiques présentant l'ensemble des flexions possibles (au degré près) dans un intervalle de 0° à 20° (Figure 4.3). Le choix du seuil a été défini à l'aide des radiographies non annotées dans un premier temps, avant d'être confirmé par la présentation des mesures dans un second temps.

Un seuil de 10° a donc été retenu par les cliniciens de l'étude comme le seuil critique, au-delà duquel nous jugerons la flexion de genoux comme excessive cliniquement. Ce seuil défini spécifiquement pour cette étude semble cependant cohérent avec l'étude de (Obeid et al., 2011) qui démontre par exemple des relations plus importantes entre le manque de lordose lombaire et la flexion des genoux au-delà de 10°.

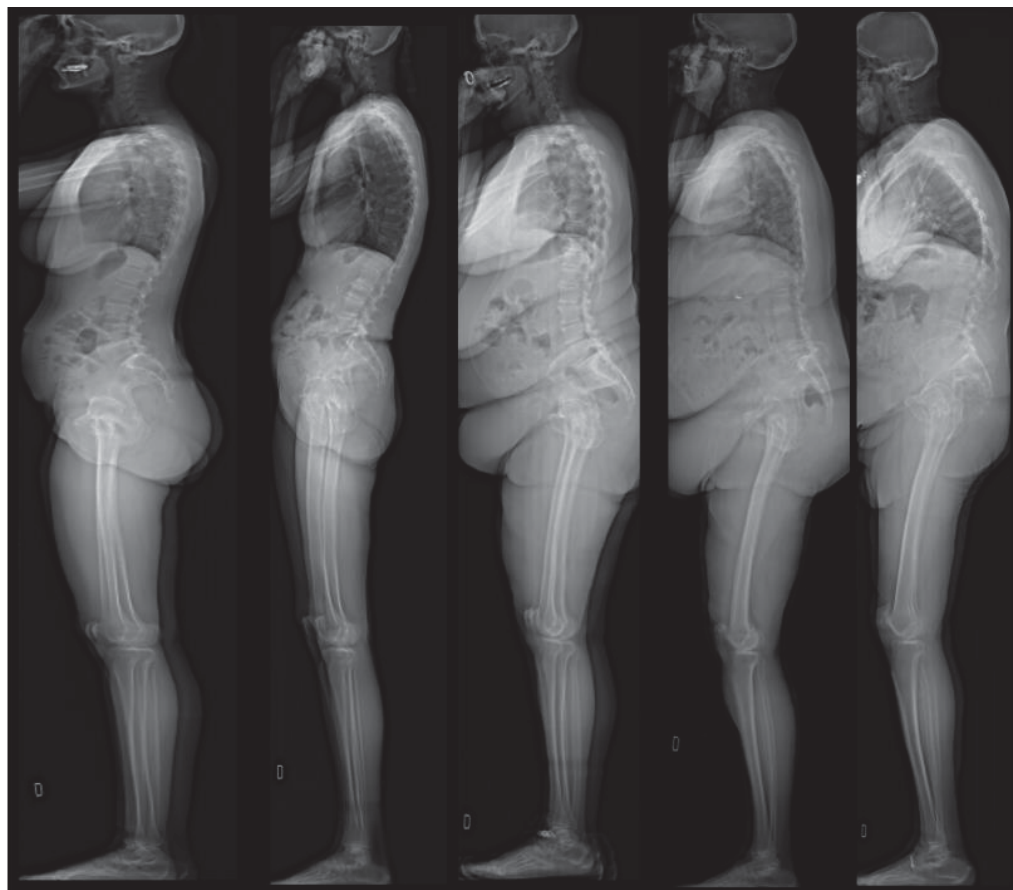


Figure 4.3 Exemple de radiographies de profil présentant divers degrés de flexion des genoux (ici de gauche à droite : 0°;5°;10°;15° et 20°)

#### 4.1.4.2 Séparation des groupes en postopératoire

Afin d'évaluer dans quelle mesure les sujets sont amenés à mettre en place plus de mécanismes de compensation au niveau des membres inférieurs en postopératoire nous nous servons de l'étude de reproductibilité (partie 2.4.1). En effet, l'intervalle de confiance à 95% de la reproductibilité du paramètre clinique est obtenu par  $\pm 2\text{RMSsd}$ . Si une mesure se retrouve hors de cet intervalle, on peut affirmer qu'elle est sensiblement différente de la valeur initiale.

Ainsi dans ces travaux, une flexion des genoux sera par exemple jugée sensiblement plus importante en postopératoire si :

$$\text{Flexion}_{\text{post op}} > \text{Flexion}_{\text{pré op}} + 2 \text{ RMSsd} \quad (4.1)$$

Ou si :

$$\Delta\text{KF} > 0 \text{ avec } \Delta\text{KF} = \text{Flexion}_{\text{post op}} - \text{Flexion}_{\text{pré op}} + 2 \text{ RMSsd} \quad (4.2)$$

Dans le même ordre d'idée, les répercussions d'une évolution de l'angle TPA ont été également analysées. Le choix de cet angle est pertinent, car il traduit du déséquilibre antérieur des patients sans toutefois prendre en considération les mécanismes de compensation des membres inférieurs contrairement à la SVA (Pratali et al., 2017; Protopsaltis et al., 2014; Yang et al., 2016). Comme pour la flexion de genoux, on définit un angle TPA plus important en postopératoire si :

$$\text{TPA}_{\text{post op}} > \text{TPA}_{\text{pré op}} + 2 \text{ RMSsd} \quad (4.3)$$

Ou si :

$$\Delta\text{TPA} > 0 \text{ avec } \Delta\text{TPA} = \text{TPA}_{\text{post op}} - \text{TPA}_{\text{pré op}} + 2 \text{ RMSsd} \quad (4.4)$$

Ainsi, lorsque nous avons cherché à comparer les paramètres sagittaux selon l'évolution de la flexion des genoux ( $\Delta\text{KF}$ ) ou l'évolution de l'angle TPA ( $\Delta\text{TPA}$ ), nous avons séparé la base de données en différents groupes.

Lors de la comparaison selon l'évolution de la flexion de genoux :

- Groupe A : Patients présentant une flexion de genoux moins importante après fusion lombaire ( $\Delta\text{KF} \leq 0$ )
- Groupe B : Patients présentant une flexion de genoux plus importante après fusion lombaire ( $\Delta\text{KF} > 0$ )

Lors de la comparaison selon l'évolution de TPA :

- Groupe C : Patients présentant un déséquilibre sagittal moins important après fusion lombaire ( $\Delta TPA \leq 0$ )
- Groupe D : Patients présentant un déséquilibre plus important après fusion lombaire ( $\Delta TPA > 0$ )

Pour chacun d'entre eux, nous avons comparé d'une part les paramètres posturaux relevés en pré et postopératoire et d'autre part d'éventuelles différences entre les deux groupes selon l'évolution des paramètres

#### **4.1.5 Évaluation de l'impact selon la longueur de la fusion**

Enfin, les patients issus de la base de données ont subi une fusion lombaire ou lombo-sacrée fixant ensemble entre 2 et 12 vertèbres. Nous cherchons donc également à définir s'il existe des différences d'évolution paramétriques selon le nombre de vertèbres fusionnées entre elles.

#### **4.1.6 Analyses statistiques**

L'ensemble des tests statistiques est réalisé à l'aide du logiciel XLSTAT-R 2022 sous Excel et du logiciel GraphPad Prism 9 sous un seuil de significativité de 95%.

Premièrement, un test de normalité (Shapiro-Wilk) est effectué afin de vérifier la normalité de l'ensemble des paramètres (Nornadiah Mohd & Yap Bee, 2011). Pour ceux répondant à ce critère, un test de Grubbs est effectué afin de détecter d'éventuelles valeurs aberrantes.

Les différences entre les paramètres cliniques, que ce soit en pré ou postopératoire sont analysées par des tests T de Student (appariés ou non selon le cas) pour les données suivant une loi normale, et un test de rangs signés de Wilcoxon est réalisé lorsque cela n'était pas le cas. Les différences entre plusieurs groupes sont également analysées grâce à un test ANOVA (Bouyer, 2017).

L'ensemble des corrélations entre les différents paramètres et leurs évolutions sont également recherchées à l'aide du test de corrélation de Spearman. Celui-ci à l'avantage de détecter les relations monotones quelle que soit leurs formes (linéaire ou non) contrairement au test de Pearson qui lui ne peut évaluer uniquement des relations linéaires entre deux variables. (Bouyer, 2017)

## **4.2 Méthodes de classification et régression (objectif 3)**

Des méthodes supervisées d'apprentissage machine de régression et de classification sont mises en place et comparées afin d'essayer de prédire au mieux le degré de flexion des genoux ou une classe d'intensité de flexion à partir de paramètres pelviens et rachidiens uniquement. L'estimation de mécanismes de compensation en tout genre n'a pas été retrouvée dans la littérature, mais semble avoir un intérêt clinique tant dans l'estimation de la flexion des genoux pour les radiographies conventionnelles (sans la présence des membres inférieurs) que, à terme, dans l'estimation des paramètres postopératoires.

### **4.2.1 Données**

Les critères d'exclusions sont moins restrictifs ici, permettant d'obtenir une base de données suffisante à la mise en place de modèles prédictifs. Cette nouvelle base de données nommée « BD prédiction » regroupe 201 radiographies biplanes préopératoires de patients (âge moyen =  $63,3 \pm 12,9$ ) présentant diverses pathologies dégénératives du rachis.

Les critères d'exclusion sont :

- Patients ayant déjà subi une opération au niveau du rachis;
- Patients ayant une prothèse de genoux;
- Patient adoptant une position très peu représentative d'une position naturelle sur les radiographies;
- Radiographies non conformes (champ d'acquisition incomplet, en deux clichés, ou mouvements trop importants pendant la prise de vues).

#### 4.2.2 Séparation de la base de données

Afin d'évaluer les performances des modèles prédictifs et éviter tout biais, la base de données a été séparée au préalable en une base de d'apprentissage (80%) servant à l'apprentissage des différents modèles et une base de test (20%) servant à l'évaluation des différents modèles grâce à la bibliothèque Scikit-learn sous Python. Ensuite, une évaluation de la représentativité des paramètres a été effectuée afin de s'assurer qu'elles soient comparables entre la base de test et celle d'apprentissage. On s'est assuré notamment de l'homogénéité des paramètres selon le groupe en comparant les moyennes et les distributions des paramètres les plus corrélés (âge, SVA, PI-LL) aux paramètres que l'on veut prédire ici : la flexion de genoux.

#### 4.2.3 Paramètres cliniques

Le but de ces modèles prédictifs est d'estimer rapidement la flexion des genoux à partir des paramètres pelviens et rachidiens uniquement. Nous nous sommes donc affranchis de tous paramètres reflétant directement ou indirectement le degré de flexion des genoux tels que le FBI, GSA, SFA, SFD, et bien évidemment l'angle de dorsiflexion des chevilles.

Les paramètres cliniques conservés sont donc l'âge, l'incidence pelvienne (PI); la pente sacrée (SS); la version pelvienne (PT); la lordose cervicale (C2-C7); l'angle occipito cervical (O-C2); la cyphose thoracique totale selon le point d'inflexion (TK), la lordose lombaire totale selon le point d'inflexion (LL); l'axe vertical sagittal (SVA); la ligne de plomb passant par les conduits auditifs (CAM); l'angle spino-sacral (SSA); le T1 et T9 tilt; l'angle pelvien T1 (TPA) et l'angle ODHA.

D'autres paramètres sont calculés à partir de ces mesures tels que le manque de lordose exprimé selon (Legaye et al., 1998) et le PI-LL ainsi que d'autres données cliniques telles que l'âge du patient.

#### 4.2.4 Développement des modèles

Afin de déterminer la meilleure solution permettant d'estimer la flexion des genoux, deux types de modèles prédictifs ont été développés et comparés : les modèles de régression et ceux de classification. Deux issues de prédiction possibles sont alors connues :

- Une prédiction quantitative pour les méthodes de régressions. Des méthodes de régression populaires sont utilisées : PLS, LASSO, Elastic net et la régression linéaire multiple. À partir de quelques paramètres sagittaux sélectionnés (voir 4.2.6) en entrée, le but est ici d'obtenir une estimation quantitative du degré de flexion des genoux en sortie.
- Une prédiction catégorielle selon deux classes binaires connues. Les méthodes de classification sont : KNN, SVM, arbre de décision, régression logistique et la forêt aléatoire. À partir de quelques paramètres sagittaux sélectionnés en entrée, le but est ici d'obtenir une classification selon l'ampleur de la flexion des genoux en sortie. Cette classification est basée sur le seuil de flexion critique défini précédemment (flexion des genoux  $>10^\circ$  et flexion des genoux  $<10^\circ$ ).

Que ce soit pour la régression ou la classification, le choix des algorithmes a été fait principalement en adéquations avec la taille limitée des données, leurs caractéristiques (valeurs manquantes, aberrantes, quantitatives ou catégorielles) ainsi que la rapidité et la facilité de mise en place et d'interprétation des modèles. Tous sont comparés par un classifieur par vote (voir 2.4.4.6). Enfin, une dernière méthode dite factice est également intégrée. L'apprentissage machine n'est pas utilisée pour celle-ci et l'attribution des classes est effectuée au hasard. Cela a pour simple but de comparer les performances des différents modèles de classification face à des résultats liés au hasard.

Ces modèles ont été développés sous Python avec l'utilisation de la bibliothèque destinée à l'apprentissage machine Scikit-Learn.



#### 4.2.5 Standardisation des données

Nombreux des modèles utilisés ici tels que le SVM, le KNN ou encore la régression logistique, se basent sur la minimisation des distances séparant les données pour pouvoir statuer sur la classification finale, contrairement à l'arbre de décision ou la forêt aléatoire par exemple qui eux sont basés sur des seuils de division et ne sont pas sensibles à l'échelle des variables. Il est donc nécessaire pour ces modèles de standardiser les données afin de ne pas fausser le modèle avec des paramètres ayant une étendue de valeurs beaucoup plus importante que d'autres (Azencott, 2019). La standardisation permet à chaque paramètre d'être comparables entre eux, tous avec une moyenne  $\mu = 0$  et une variance  $\sigma^2 = 1$ .

Pour les méthodes de régression, il est également indispensable de standardiser les données, cela permet de traiter toutes les variables de manière égale et de s'assurer que le processus de sélection de variables ne soit pas biaisé par les différences d'échelle ou d'unité entre les variables.

#### 4.2.6 Sélection des paramètres cliniques et hyperparamètres

Les paramètres cliniques impliqués sont donc les paramètres posturaux du rachis et du bassin uniquement afin de déterminer si ces seuls paramètres suffisent à estimer les mécanismes de compensation mis en place au niveau des membres inférieurs.

Dans un premier temps, une validation croisée pour le choix des variables est mise en place. On cherche ici par ajout récursif des variables la meilleure combinaison pour obtenir les meilleures performances prédictives. Ces performances sont jugées ici selon l'exactitude du modèle et les variables sont ajoutées par ordre de corrélation avec la flexion des genoux.

Dans un second temps, une nouvelle validation croisée a été implantée pour l'ajustement des hyperparamètres. Ici aussi, les performances du modèle sont évaluées selon différentes combinaisons d'hyperparamètres propres à chacun des modèles.

Cette approche en deux étapes, rendue possible avec l'utilisation de la fonction GridSearch sous la bibliothèque Scikit-Learn, permet notamment de séparer les deux aspects de la modélisation : la sélection des variables et l'optimisation des hyperparamètres. Cela évite de biaiser les résultats en utilisant les mêmes données pour les deux étapes et permet une évaluation plus fiable des performances du modèle.

#### **4.2.7 Test et comparaison des modèles**

Une fois les différents modèles développés avec un choix des paramètres et des hyperparamètres optimal, nous évaluons et comparons leurs performances sur la base de données de test à laquelle n'a jamais été confronté aucun des modèles.

Pour les modèles de régression, cette évaluation se fait selon l'erreur absolue moyenne (MAE), l'erreur quadratique moyenne (MSE) et sa racine (RMSE). Les modèles de classification sont évalués à partir de la construction d'une matrice de confusion permettant d'en déduire l'exactitude, la sensibilité et spécificité et l'ensemble des métriques associées (voir 2.4.4.10) ainsi que la courbe ROC et l'aire sous la courbe ROC (AUC).

## CHAPITRE 5

### RÉSULTATS

#### 5.1 Évolution des paramètres posturaux

Dans cette partie, une évaluation des paramètres posturaux est présentée dans le but de décrire la place des mécanismes de compensation des membres inférieurs dans le maintien de la balance sagittale dans une population pathologique (objectif 1) ainsi que leur évolution après fusion vertébrale (objectif 2).

##### 5.1.1 Description de la population et des pathologies rencontrées

Tableau 5.1 Caractéristiques de la base de données étudiée

	<i>Population (n=108)</i> <i>n (%)</i>	<i>Moyenne</i>
<b><i>Sexe</i></b>		
<i>Masculin</i>	65 (60,2%)	
<i>Féminin</i>	43 (39,8%)	
<b><i>Âge</i></b>		63,02
<i>20 à 39 ans</i>	8 (7,4%)	
<i>40 à 59 ans</i>	22 (20,4%)	
<i>60 à 79 ans</i>	75 (69,4%)	
<i>80 ans et plus</i>	3 (2,8%)	
<b><i>Pathologies</i></b>		
<i>Scoliose lombaire</i>	33 (30,6%)	
<i>Spondylolisthésis</i>	31 (28,7%)	
<i>Discopathies et sténoses</i>	89 (82,4%)	
<i>Perte de lordose</i>	21 (19,4%)	
<i>Fracture</i>	2 (1,8%)	
<i>Métastases</i>	2 (1,8%)	

L'évaluation de l'évolution des mécanismes de compensation au niveau des membres inférieurs après fusion lombaire repose sur l'analyse des paramètres squelettiques de 108 sujets (65 hommes, 43 femmes, moyenne d'âge : 63,02 ans [25-89ans]) atteints de diverses pathologies (uniques ou associées) nécessitant un traitement chirurgical par fusion vertébrale (Tableau 5.1). Les sténoses spinales sont les pathologies les plus représentées au sein de la base de données, mais il est important de noter que 42,5% d'entre elles sont associées à d'autres pathologies telles que la scoliose ou le spondylolisthésis.

### **5.1.2 Paramètres préopératoires globaux**

Avant de se pencher sur les effets potentiels d'une fusion lombaire sur les membres inférieurs, il est essentiel de prendre le temps de faire un état des lieux des paramètres avant toute intervention chirurgicale. Comme ont pu le faire de nombreux auteurs, nous avons séparé également les sujets selon la valeur de leur incidence pelvienne (Tableau 5.2).

Tableau 5.2 Classes des incidences pelviennes et paramètres posturaux correspondants sur un groupe contrôle de 108 sujets avant fusion lombaire (moyenne  $\pm$  std [min; max])

	<i>n</i>	<i>PI</i> (°)	<i>PT</i> (°)	<i>TK</i> (°)	<i>LL</i> (°)	<i>PI-LL</i> (°)
<i>Population globale</i>	108	54,2 $\pm$ 12,7 [24,0;91,5]	19,0 $\pm$ 7,2 [2,2;36,2]	46,9 $\pm$ 13,1 [8,2;77,6]	50,2 $\pm$ 15,9 [6,6;86,1]	6,1 $\pm$ 12,1 [-31,9;33,5]
<i>I</i> 28° < <i>PI</i> < 37,9°	6	31,5 $\pm$ 4,4 [24,0;36,5]	13,0 $\pm$ 6,0 [5,2;19,5]	41,7 $\pm$ 11,3 [24,6;53,8]	29,0 $\pm$ 8,0 [17,3;39,8]	2,6 $\pm$ 8,3 [-9,4;13,8]
<i>II</i> 38° < <i>PI</i> < 47,9°	29	42,9 $\pm$ 2,7 [38,6;47,7]	14,9 $\pm$ 5,9 [3,3;28,2]	46,5 $\pm$ 11,8 [26,4;70,1]	43,6 $\pm$ 13,4 [6,6;78,1]	1,7 $\pm$ 12,8 [-31,9;33,5]
<i>III</i> 48° < <i>PI</i> < 57,9°	39	53,0 $\pm$ 2,8 [48,3;57,9]	20,4 $\pm$ 6,0 [2,2;34,7]	50,1 $\pm$ 13,9 [27,1;77,6]	46,9 $\pm$ 12,8 [19,7;72,0]	7,5 $\pm$ 12,0 [-15,2;33,0]
<i>IV</i> 58° < <i>PI</i> < 67,9°	13	61,9 $\pm$ 3,2 [58,3;66,9]	22,0 $\pm$ 8,4 [14,7;36,2]	46,9 $\pm$ 12,3 [24,7;69,1]	55,4 $\pm$ 10,8 [37,2;68,9]	7,8 $\pm$ 11,2 [-8,8;26,9]
<i>V</i> 68° < <i>PI</i> < 77,9°	16	70,9 $\pm$ 2,3 [68,2;75,3]	21,0 $\pm$ 8,2 [5,1;30,3]	43,2 $\pm$ 13,7 [8,2;66,6]	66,8 $\pm$ 12,0 [46,6;86,1]	8,3 $\pm$ 12,9 [-12,4;31,1]
<i>VI</i> <i>PI</i> > 78°	5	83,0 $\pm$ 4,8 [79,9;91,5]	24,7 $\pm$ 3,3 [19,5;27,4]	41,3 $\pm$ 14,6 [23,3;63,8]	72,2 $\pm$ 9,8 [57,8;83,0]	12,6 $\pm$ 7,0 [4,1;22,1]
<i>ANOVA</i>	F-test	<b>363,30</b>	<b>5,18</b>	1,11	<b>15,24</b>	1,46
	p-value	<b>&lt;0,0001</b>	<b>0,0003</b>	0,3608	<b>&lt;0,0001</b>	0,2100

PI=incidence pelvienne; PT=version pelvienne; TK=cyphose thoracique; LL=lordose lombaire; SVA=axe sagittal vertical; TPA=angle pelvien T1; KF=flexion des genoux; AA=dorsiflexion des chevilles.

		<i>n</i>	<i>SVA (mm)</i>	<i>TPA (°)</i>	<i>KF (°)</i>	<i>AA (°)</i>
<i>Population globale</i>		108	42,5 ± 44,4 [-91,9;150,9]	17,6 ± 8,6 [-4,7;38,3]	12,0 ± 7,3 [-4,1;28,6]	8,1 ± 3,8 [-4,9;19,2]
<i>I</i>						
<i>28° &lt;PI &lt; 37,9°</i>		6	27,8 ± 35,5 [-12,8;88,1]	10,41 ± 2,3 [3,2;14,9]	8,5 ± 9,0 [-4,1;17,9]	7,1 ± 6,3 [-4,8;12,7]
<i>II</i>						
<i>38° &lt;PI &lt; 47,9°</i>		29	24,3 ± 48,5 [-91,9;129,9]	12,0 ± 7,9 [-4,7;32,2]	11,6 ± 7,6 [-1,3;28,6]	7,9 ± 3,3 [2,2;16,7]
<i>III</i>						
<i>48° &lt;PI &lt; 57,9°</i>		39	51,7 ± 42,7 [-31,3;120,1]	19,5 ± 7,2 [3,8;35,3]	13,6 ± 6,9 [1,9;28,4]	8,9 ± 3,8 [3,1;19,2]
<i>IV</i>						
<i>58° &lt;PI &lt; 67,9°</i>		13	48,1 ± 47,3 [-21,8;150,9]	20,9 ± 9,6 [10,9;38,3]	12,1 ± 7,7 [0,6;27,5]	8,0 ± 3,2 [2,5;14,6]
<i>V</i>						
<i>68° &lt;PI &lt; 77,9°</i>		16	55,3 ± 39,4 [-1,6;123,7]	21,2 ± 8,7 [4,4;34,0]	11,5 ± 6,6 [1,5;24,1]	7,7 ± 3,4 [2,7;12,7]
<i>VI</i>						
<i>PI &gt; 78°</i>		5	37,9 ± 20,1 [7,6;63,5]	22,3 ± 1,8 [20,2;24,7]	7,9 ± 8,3 [0,8;17,3]	5,6 ± 6,3 [-1,6;14,4]
<i>ANOVA</i>	F-test		1,84	<b>6,12</b>	0,97	0,84
	p-value		0,1125	<b>&lt;0,0001</b>	0,4400	0,5245

PI=incidence pelvienne; PT=version pelvienne; TK=cyphose thoracique; LL=lordose lombaire; SVA=axe sagittal vertical; TPA=angle pelvien T1; KF=flexion des genoux; AA=dorsiflexion des chevilles.

Avec la séparation selon la PI, il n'existe pas de différence significative entre les valeurs moyennes des paramètres TK, PI-LL, SVA ainsi qu'au niveau de la flexion de genoux et des chevilles. Cependant, on retrouve des différences de PT, LL et TPA à mesure que la PI augmente.

### 5.1.3 Paramètres préopératoire selon la flexion des genoux

Afin de mettre en évidence d'éventuelles différences au niveau des paramètres pelviens et rachidiens qui pourraient exister selon la flexion des genoux, une description des paramètres est réalisée selon deux méthodes. D'une part selon différentes classes de flexion des genoux

(Tableau 5.3), et d'autre part à l'aide de la comparaison statistique de deux groupes présentant une flexion  $<10^\circ$  et  $>10^\circ$  respectivement (Tableau 5.4 et Figure 5.1).

Tableau 5.3 Classes des flexions de genoux et paramètres posturaux correspondants sur un groupe contrôle de 108 sujets avant fusion lombaire (moyenne  $\pm$  std [min; max])

		<i>n</i>	<i>KF</i> ( $^\circ$ )	<i>PI</i> ( $^\circ$ )	<i>PT</i> ( $^\circ$ )	<i>TK</i> ( $^\circ$ )	<i>LL</i> ( $^\circ$ )
<i>I</i>	<i>KF</i> $< 4,9^\circ$	19	2,0 $\pm$ 2,1	54,6 $\pm$ 19,5	17,4 $\pm$ 7,8	45,6 $\pm$ 15,5	55,8 $\pm$ 17,4
			[-4,1;4,6]	[24,0;91,5]	[3,3;33,8]	[8,2;73,5]	[22,6;83,0]
<i>II</i>	$5^\circ < \textit{KF} < 9,9^\circ$	25	7,3 $\pm$ 1,6	54,3 $\pm$ 9,3	17,0 $\pm$ 7,9	50,3 $\pm$ 13,6	55,5 $\pm$ 14,1
			[5,0;9,9]	[38,8;71]	[2,2;30,9]	[27,0;77,6]	[37,2;81,5]
<i>III</i>	$10^\circ < \textit{KF} < 14,9^\circ$	25	12,0 $\pm$ 1,5	56,0 $\pm$ 10,2	19,4 $\pm$ 6,5	48,7 $\pm$ 10,7	50,8 $\pm$ 14,5
			[10,1;14,6]	[40,0;74,9]	[9,3;36,3]	[26,8;65,2]	[30,0;86,1]
<i>IV</i>	$15^\circ < \textit{KF} < 19,9^\circ$	24	17,2 $\pm$ 1,2	51,4 $\pm$ 12,8	19,2 $\pm$ 5,8	43,2 $\pm$ 13,6	43,5 $\pm$ 14,5
			[15,0;18,9]	[31,1;80,8]	[8,1;28,4]	[23,3;69,1]	[14,3;71,2]
<i>V</i>	$20^\circ < \textit{KF} < 24,9^\circ$	9	21,7 $\pm$ 1,4	58,2 $\pm$ 12,3	23,1 $\pm$ 6,9	47,9 $\pm$ 12,0	50,6 $\pm$ 11,8
			[20,3;24,1]	[39,8;72,6]	[15,1;36,1]	[34,8;66,6]	[37,7;72,0]
<i>VI</i>	<i>KF</i> $> 25^\circ$	6	28,1 $\pm$ 0,4	50,3 $\pm$ 7,2	23,4 $\pm$ 8,4	42,6 $\pm$ 10,7	33,4 $\pm$ 18,6
			[27,5;28,6]	[40,1;58,3]	[12,5;34,7]	[27,1;55,5]	[6,6;58,2]
<i>ANOVA</i>	F-test		<b>468,4</b>	0,61	,689	0,99	<b>3,626</b>
	p-value		<b>&lt;0,0001</b>	0,6896	0,1440	0,4306	<b>0,0046</b>

		<i>n</i>	<i>PI-LL</i> (°)	<i>SVA</i> (mm)	<i>TPA</i> (°)	<i>AA</i> (°)
<i>I</i>		19	0,8 ± 13,3	9,4 ± 36,7	12,6 ± 8,7	4,4 ± 3,3
<i>KF</i> < 4,9°			[-31,9;27,8]	[-91,9;63,5]	[-4,7;27,5]	[-4,9;9,9]
<i>II</i>		25	0,4 ± 11,6	29,4 ± 38,0	14,6 ± 7,9	6,5 ± 2,2
5° < <i>KF</i> < 9,9°			[-15,2;22,3]	[-31,3;150,9]	[2,4;28,8]	[2,5;11,7]
<i>III</i>		25	6,5 ± 9,7	58,5 ± 36,8	19,7 ± 7,8	7,4 ± 2,1
10° < <i>KF</i> < 14,9°			[-12,4;23,1]	[-41,1;115,1]	[3,3;36,6]	[3,1;10,9]
<i>IV</i>	24	9,9 ± 10,3	51,2 ± 45,6	18,5 ± 6,5	10,2 ± 3,0	
15° < <i>KF</i> < 19,9°		[-6,4;30,1]	[-26,2;129,9]	[8,8;32;8]	[2,2;14;6]	
<i>V</i>	9	14,0 ± 8,9	51,8 ± 50,3	22,4 ± 10,0	12,5 ± 2,4	
20° < <i>KF</i> < 24,9°		[7,0;31,1]	[0,2;123,7]	[10,1;38,3]	[8,1;16,7]	
<i>VI</i>	6	17,7 ± 12,4	85,3 ± 34,7	25,3 ± 8,2	14,2 ± 3,2	
<i>KF</i> > 25°		[5,0;33,5]	[36,6;117,8]	[14,5;35,3]	[10,9;19,2]	
<i>ANOVA</i>	F-test		<b>5,00</b>	<b>5,56</b>	<b>4,420</b>	<b>23,38</b>
	p-value		<b>0,0004</b>	<b>0,0001</b>	<b>0,0011</b>	<b>&lt;0,0001</b>

Tableau 5.4 Paramètres posturaux selon l'angle de flexion de genoux

	<i>KF</i> < 10° ( <i>n</i> =44)	<i>KF</i> > 10° ( <i>n</i> =68)	
<i>Paramètres</i>	<i>Moyenne ± sd</i>	<i>Moyenne ± sd</i>	P-value (non apparié)
<i>PI</i> (°)	54,42 ± 14,39	54,07 ± 11,42	0,8898
<i>SS</i> (°)	37,24 ± 13,27	33,85 ± 10,52	0,1419
<i>PT</i> (°)	17,17 ± 7,80	20,23 ± 6,55	<b>0,0299</b>
<i>C2-C7</i> (°)	9,93 ± 12,14	15,03 ± 16,94	0,0893
<i>TK</i> (°)	48,13 ± 14,35	43,90 ± 12,94	0,1132
<i>LL</i> (°)	53,85 ± 15,34	44,20 ± 14,79	<b>0,0039</b>
<i>PI-LL</i>	0,57 ± 12,19	9,88 ± 10,48	<b>&lt;0,0001</b>
<i>TPA</i> (°)	13,73 ± 8,219	20,18 ± 7,85	<b>&lt;0,0001</b>
<i>SVA</i> (mm)	20,79 ± 38,35	57,37 ± 42,26	<b>&lt;0,0001</b>
<i>KF</i> (°)	5,00 ± 3,21	16,84 ± 5,15	<b>&lt;0,0001</b>
<i>AA</i> (°)	5,615 ± 2,86	9,80 ± 3,44	<b>&lt;0,0001</b>



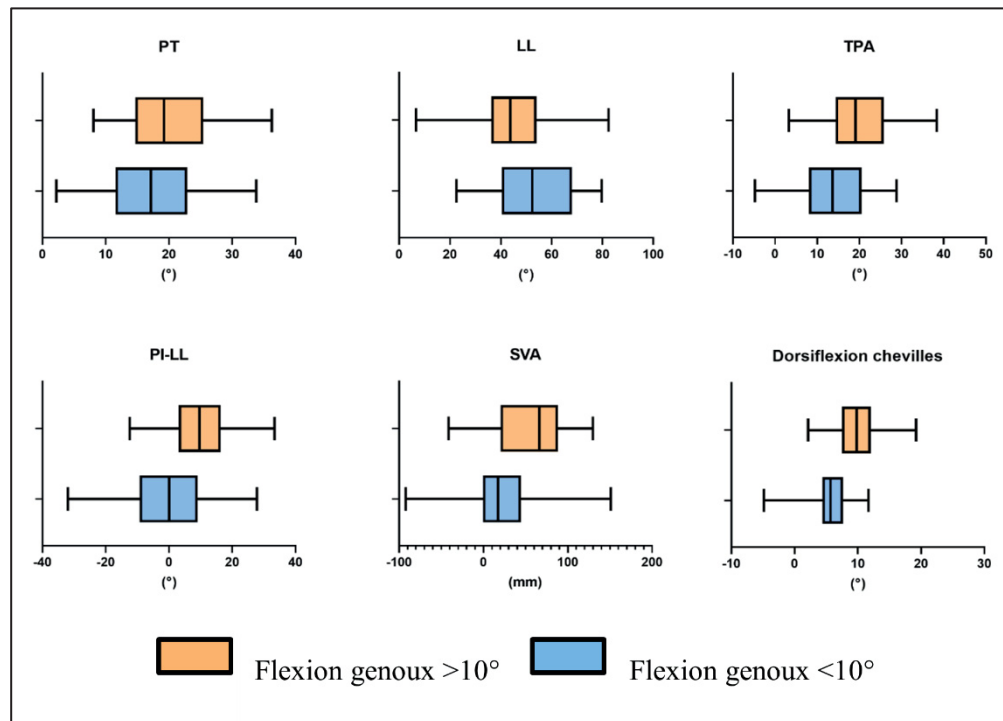


Figure 5.1 Distribution des paramètres posturaux selon l'angle de flexion de genoux

En séparant les participants en six groupes distincts selon le degré de flexion des genoux (Tableau 5.3), seuls PI, PT et TK ne semblent pas montrer de différences, contrairement à PI-LL, SVA, TPA et la dorsiflexion des chevilles qui eux semblent varier.

Lorsque l'on sépare la population en deux groupes distincts selon le degré de flexion des genoux (Tableau 5.4), on peut observer des différences significatives pour plusieurs paramètres. Le PTA, SVA et PI-LL et le PT dans une moindre mesure sont significativement plus importants pour le groupe avec plus de 10° de flexion alors que la LL est significativement plus faible. Ces différences sont d'autant plus visibles sur les diagrammes en boîte (Figure 5.1). Mais outre les médianes des groupes qui diffèrent significativement, il est important de prendre en considération la dispersion importante des variables. Cette dispersion peut s'expliquer par la grande variabilité et hétérogénéité des données traduite par un écart type important. Cela induit un chevauchement des distributions entre les groupes qui indique une similitude entre les valeurs comprises dans ces intervalles pour les deux distributions. Cette similitude est

d'autant plus importante pour le PT pour qui les valeurs diffèrent le moins d'un groupe à l'autre.

#### 5.1.4 Comparaison des paramètres après fusion lombaire

En comparant les paramètres posturaux après fusion lombaire (Tableau 5.5), nous ne retrouvons pas de différence significative par rapport aux paramètres avant opération, excepté pour TK qui semble être significativement plus importante (p-value=0,02).

Tableau 5.5 Paramètres posturaux avant et >6 mois après fusion lombaire (n=108)

Paramètres	Pré opératoire	Post opératoire	P-value (apparié)	Moyenne des évolutions ± sd
	Moyenne ± sd	Moyenne ± sd		[min;max]
PI (°)	54,18 ± 12,70	54,32 ± 12,61	0,8583	-0,17 ± 8,61 [-36,06;29,04]
SS (°)	35,09 ± 11,74	34,56 ± 11,45	0,4658	-1,12 ± 8,90 [-31,17;29,98]
PT (°)	19,00 ± 7,20	19,86 ± 9,17	0,088	0,95 ± 4,46 [-9,69;11,34]
C2-C7 (°)	13,47 ± 15,55	13,25 ± 17,19	0,8376	0,11 ± 11,33 [-30,56;32,44]
TK (°)	46,89 ± 13,08	49,06 ± 13,50	<b>0,0208</b>	2,32 ± 9,33 [-22,60;30,11]
LL (°)	50,16 ± 15,89	49,38 ± 14,35	0,5122	-1,08 ± 11,26 [-33,86;27,37]
PI-LL (°)	6,94 ± 13,46	7,23 ± 11,81	0,7273	0,90 ± 8,19 [-23,88;24,88]
TPA (°)	17,55 ± 8,58	18,49 ± 8,57	0,0954	0,94 ± 5,79 [-14,20;16,32]
SVA (mm)	42,46 ± 44,37	44,49 ± 42,78	0,5737	2,02 ± 37,26 [-98,94;95,14]
KF (°)	12,02 ± 7,34	12,63 ± 7,19	0,2004	0,62 ± 4,97 [-11,13;15,32]
AA (°)	8,10 ± 4,12	8,90 ± 3,63	0,1100	0,81 ± 3,54 [-10,89;8,86]

### 5.1.5 Évolution de la flexion des genoux

Dans un premier temps, une simple description de l'évolution de la flexion des genoux est faite (Figure 5.2) afin d'évaluer dans quelle mesure les sujets sont amenés à mettre en place plus de mécanismes de compensation au niveau des membres inférieurs en postopératoire.

Il s'avère que 52,78% (n=57) des patients de notre base de données opérés avec fusion lombaire possèdent une flexion des genoux plus importante six mois après opération qu'en pré opératoire. De plus, 66% (n=29) des patients initialement sous le seuil critique de 10° voient leur flexion être plus importante après fusion lombaire, et 23% (n=10) se voient dépasser le seuil fixé. À contrario, pour les patients présentant une flexion importante avant opération, 56% (n=36) voient leur flexion des genoux s'amoindrir, repassant même sous le seuil des 10° pour 14% (n=9) d'entre eux.

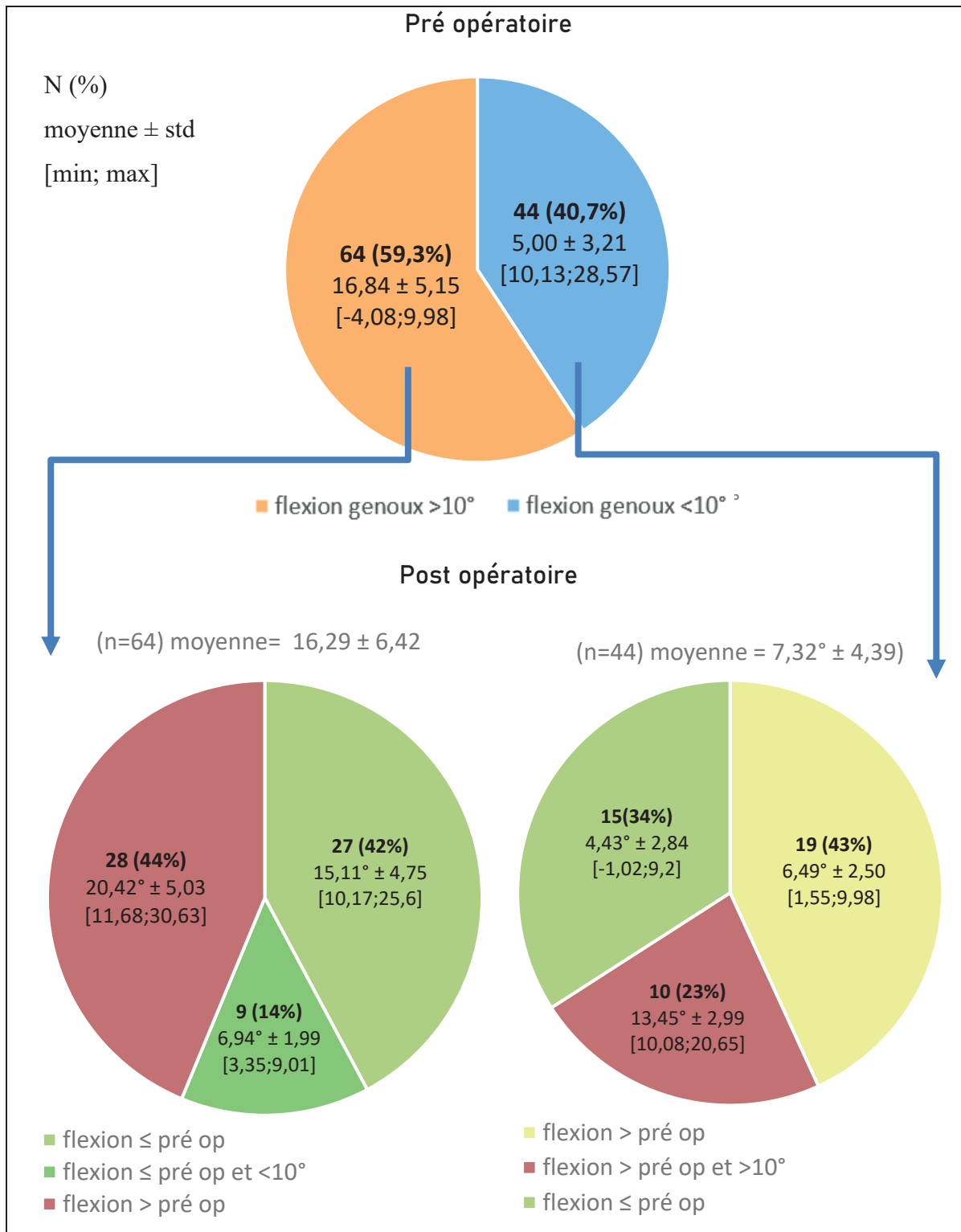


Figure 5.2 Répartition des sujets selon l'évolution de la flexion des genoux après fusion lombaire

### 5.1.6 Paramètres posturaux selon l'évolution de la flexion des genoux

Nous cherchons ici à mettre en avant d'éventuelles différences selon l'évolution de la flexion des genoux. Pour rappel, deux groupes sont créés :

- Groupe A : Patients présentant moins de flexion de genoux après fusion lombaire ( $\Delta KF \leq 0$ , avec  $\Delta KF = KF_{\text{post-op}} - KF_{\text{pré-op}}$ ) ;
- Groupe B : Patients présentant plus de flexion de genoux après fusion lombaire ( $KF > 0$ ).

Pour chacun d'entre eux, nous comparons d'une part les paramètres posturaux relevés en pré et postopératoire (Tableaux 5.6 et 5.7) et d'autre part d'éventuelles différences entre les deux groupes selon l'évolution des paramètres (Tableau 5.8).

Tableau 5.6 Paramètres posturaux en pré et postopératoire chez les sujets ayant moins de flexion de genoux en postopératoire (Groupe A n=51)

$\Delta KF \leq 0$	<i>Pré opératoire</i>	<i>Post opératoire</i>	
Paramètres	Moyenne $\pm$ std	Moyenne $\pm$ std	P-value (apparié)
<i>PI</i> (°)	53,87 $\pm$ 12,07	54,09 $\pm$ 12,11	0,8491
<i>SS</i> (°)	34,49 $\pm$ 11,73	35,43 $\pm$ 11,33	0,4418
<i>PT</i> (°)	19,38 $\pm$ 7,31	18,66 $\pm$ 7,72	0,2177
<i>C2-C7</i> (°)	15,13 $\pm$ 14,60	13,74 $\pm$ 15,22	0,3897
<i>TK</i> (°)	46,16 $\pm$ 15,15	49,22 $\pm$ 13,89	<b>0,0334</b>
<i>LL</i> (°)	47,47 $\pm$ 17,12	48,72 $\pm$ 17,23	0,4297
<i>PI-LL</i> (°)	6,40 $\pm$ 11,45	5,37 $\pm$ 11,83	0,3563
<i>TPA</i> (°)	18,01 $\pm$ 8,35	17,51 $\pm$ 8,43	0,5336
<i>SVA</i> (mm)	44,23 $\pm$ 40,29	45,54 $\pm$ 45,37	0,8069
<i>KF</i> (°)	14,28 $\pm$ 7,14	8,02 $\pm$ 6,36	<b>&lt;0,0001</b>
<i>AA</i> (°)	9,00 $\pm$ 3,52	2,89 $\pm$ 22,90	<b>0,0191</b>

Tableau 5.7 Paramètres posturaux en pré et postopératoire chez les sujets ayant plus de flexion de genoux en postopératoire (Groupe B n=57)

$\Delta KF > 0$	Pré opératoire	Post opératoire	
Paramètres	Moyenne $\pm$ std	Moyenne $\pm$ std	P-value (apparié)
PI (°)	54,74 $\pm$ 13,19	54,75 $\pm$ 13,36	0,9971
SS (°)	35,57 $\pm$ 11,95	33,06 $\pm$ 10,8	<b>0,0369</b>
PT (°)	19,17 $\pm$ 7,73	21,69 $\pm$ 7,87	<b>&lt;0,0001</b>
C2-C7 (°)	10,79 $\pm$ 15,62	11,88 $\pm$ 17,68	0,4608
TK (°)	44,88 $\pm$ 12,52	46,55 $\pm$ 13,61	0,142
LL (°)	48,62 $\pm$ 14,40	45,61 $\pm$ 12,58	<b>0,0439</b>
PI-LL (°)	6,13 $\pm$ 12,90	8,806 $\pm$ 11,5	<b>0,0154</b>
TPA (°)	17,51 $\pm$ 9,41	19,76 $\pm$ 9,13	<b>0,0039</b>
SVA (mm)	40,91 $\pm$ 48,24	43,65 $\pm$ 40,66	0,5733
KF (°)	10,19 $\pm$ 7,31	14,66 $\pm$ 7,43	<b>&lt;0,0001</b>
AA (°)	7,301 $\pm$ 3,93	9,684 $\pm$ 4,08	<b>&lt;0,0001</b>

Tableau 5.8 Évolutions postopératoires des paramètres posturaux selon le gain ou la perte de flexion de genoux (n=108)

Évolution des paramètres ( $\Delta$ =post-pré)	Groupe A $\Delta KF \leq 0$ (n=51)	Groupe B $\Delta KF > 0$ (n=57)	P-value (non apparié)
	Moyenne $\pm$ std	Moyenne $\pm$ std	
$\Delta PI$ (°)	+0,2 $\pm$ 8,30	-0,39 $\pm$ 8,93	0,712
$\Delta SS$ (°)	+0,94 $\pm$ 8,72	-2,93 $\pm$ 8,66	<b>0,0221</b>
$\Delta PT$ (°)	-0,72 $\pm$ 4,14	+2,54 $\pm$ 4,18	<b>&lt;0,0001</b>
$\Delta C2-C7$ (°)	-1,40 $\pm$ 11,61	+1,31 $\pm$ 10,97	0,213
$\Delta TK$ (°)	+3,06 $\pm$ 10,07	+1,78 $\pm$ 8,60	0,4772
$\Delta LL$ (°)	+1,26 $\pm$ 11,37	-3,03 $\pm$ 10,84	<b>0,0465</b>
$\Delta PI-LL$ (°)	-1,04 $\pm$ 8,01	+2,64 $\pm$ 7,94	<b>0,0181</b>
$\Delta TPA$ (°)	-0,50 $\pm$ 5,73	+2,22 $\pm$ 5,55	<b>0,0133</b>
$\Delta SVA$ (mm)	+1,32 $\pm$ 38,66	+2,03 $\pm$ 36,26	0,9205
$\Delta KF$ (°)	-3,71 $\pm$ 2,82	+4,39 $\pm$ 3,15	<b>&lt;0,0001</b>
$\Delta AA$ (°)	-0,98 $\pm$ 2,88	+2,38 $\pm$ 3,32	<b>&lt;0,0001</b>

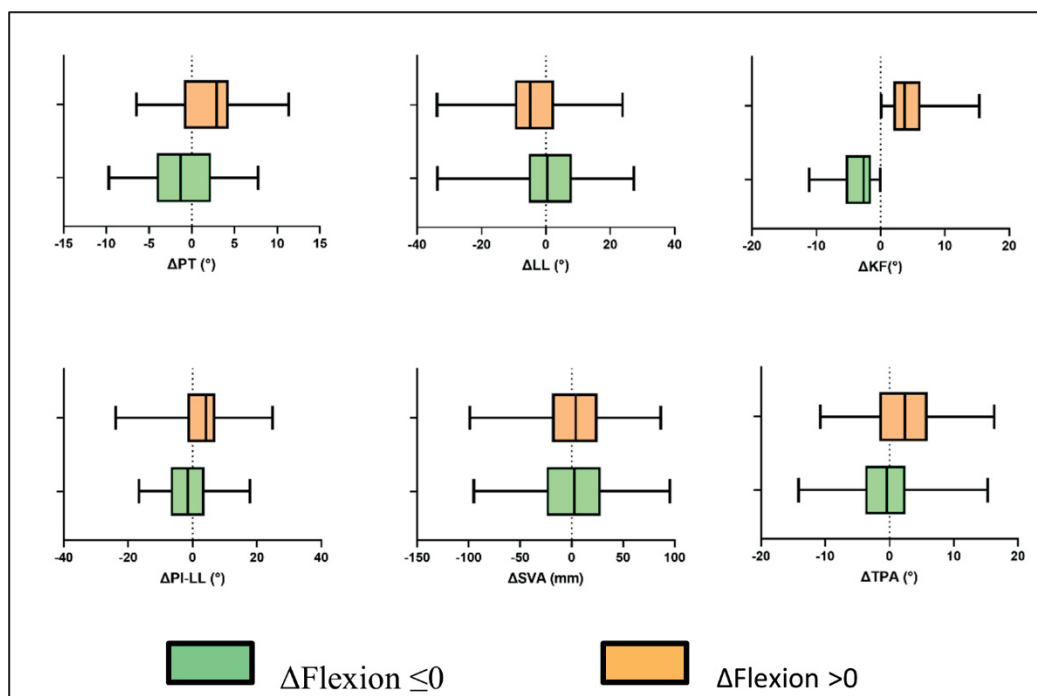


Figure 5.3 Évolution des paramètres selon l'évolution de la flexion des genoux

Il n'existe pas de changements significatifs pour les paramètres posturaux chez les patients présentant moins de flexion des genoux six mois après fusion lombaire (Tableau 5.6). Seule la cyphose thoracique TK est significativement plus importante et la dorsiflexion des chevilles est moins importante après opération.

Ces résultats sont bien différents chez les patients présentant plus de flexion des genoux après opération (Tableau 5.7). Ici nous retrouvons des changements significatifs pour les angles SS, PT, LL, TPA et le manque de lordose PI-LL. En comparant l'évolution des paramètres entre ces deux groupes, il s'avère que le groupe avec une flexion de genoux plus importante gagne significativement plus de PT, PI-LL et TPA et perd en SS et LL que le groupe qui fléchit moins les genoux après fusion vertébrale. Cependant, ces constatations peuvent être tempérées par l'analyse des diagrammes en boîtes (Figure 5.3) qui présentent des étendues importantes qui se chevauchent. Cela signifie qu'il y a une certaine similarité entre les deux distributions,

notamment en ce qui concerne leur variabilité malgré des médianes qui restent sensiblement différentes.

### 5.1.7 Paramètres posturaux selon l'évolution du déséquilibre sagittal (TPA)

Dans la même logique que précédemment, pour l'angle TPA nous avons deux groupes :

- Groupe C : Patients présentant un meilleur équilibre sagittal après fusion lombaire ( $\Delta TPA \leq 0$ , avec  $\Delta TPA = TPA \text{ postopératoire} - TPA \text{ préopératoire}$ ) ;
- Groupe D : Patients présentant un déséquilibre plus important après fusion lombaire ( $\Delta TPA > 0$ ).

Pour chacun d'entre eux, nous comparons d'une part les paramètres posturaux relevés en pré et post opératoire (Tableaux 5.9 et 5.10) et d'autre part d'éventuelles différences entre les deux groupes selon l'évolution des paramètres (Tableau 5.11).

Tableau 5.9 Paramètres posturaux en pré et post opératoire chez les sujets ayant un TPA plus faible en postopératoire (Groupe C n=51)

$\Delta TPA \leq 0$	Pré opératoire	Post opératoire	
Paramètres	Moyenne $\pm$ std	Moyenne $\pm$ std	P-value (apparié)
PI (°)	56,51 $\pm$ 13,84	55,27 $\pm$ 13,44	0,2504
SS (°)	35,96 $\pm$ 13,01	36,44 $\pm$ 11,24	0,6561
PT (°)	20,55 $\pm$ 8,022	18,83 $\pm$ 8,24	<b>0,0029</b>
C2-C7 (°)	13,90 $\pm$ 14,19	11,59 $\pm$ 15,30	0,1369
TK (°)	44,96 $\pm$ 13,97	49,36 $\pm$ 11,67	<b>0,002</b>
LL (°)	47,51 $\pm$ 17,61	51,15 $\pm$ 15,17	<b>0,0174</b>
PI-LL (°)	9,00 $\pm$ 11,9	4,12 $\pm$ 10,84	<b>&lt;0,0001</b>
TPA (°)	20,59 $\pm$ 8,522	16,87 $\pm$ 8,19	<b>&lt;0,0001</b>
SVA (mm)	57,96 $\pm$ 37,8	37,33 $\pm$ 38,2	<b>&lt;0,0001</b>
KF (°)	12,27 $\pm$ 7,849	11,75 $\pm$ 7,29	0,4118
AA (°)	7,348 $\pm$ 4,31	8,61 $\pm$ 3,84	<b>0,0181</b>



Tableau 5.10 Paramètres posturaux en pré et post opératoire chez les sujets ayant un TPA plus important en postopératoire (Groupe D n=57)

$\Delta TPA > 0$	Pré opératoire	Post opératoire	
Paramètres	Moyenne $\pm$ std	Moyenne $\pm$ std	P-value (apparié)
PI (°)	52,31 $\pm$ 11,05	53,56 $\pm$ 12,02	0,3237
SS (°)	34,23 $\pm$ 10,55	31,99 $\pm$ 10,56	0,086
PT (°)	17,93 $\pm$ 6,74	21,38 $\pm$ 7,29	<b>&lt;0,0001</b>
C2-C7 (°)	12,46 $\pm$ 16,56	14,41 $\pm$ 17,98	0,1896
TK (°)	46,19 $\pm$ 13,71	46,90 $\pm$ 15,67	0,5319
LL (°)	48,56 $\pm$ 13,72	43,35 $\pm$ 13,85	<b>0,0003</b>
PI-LL (°)	3,73 $\pm$ 11,86	9,87 $\pm$ 11,83	<b>&lt;0,0001</b>
TPA (°)	15,20 $\pm$ 8,40	20,36 $\pm$ 9,06	<b>&lt;0,0001</b>
SVA (mm)	28,58 $\pm$ 45,73	51,42 $\pm$ 45,19	<b>&lt;0,0001</b>
KF (°)	12,05 $\pm$ 7,13	13,53 $\pm$ 7,02	<b>0,0398</b>
AA (°)	8,87 $\pm$ 3,21	9,33 $\pm$ 3,60	0,3041

Tableau 5.11 Évolutions postopératoire des paramètres posturaux selon l'évolution de TPA (n=108)

Évolution des paramètres	Groupe C	Groupe D	P-value (non apparié)
	$\Delta TPA \leq 0$ (n=51)	$\Delta TPA > 0$ (n=57)	
	Moyenne $\pm$ std	Moyenne $\pm$ std	
$\Delta PI$ (°)	-1,23 $\pm$ 7,65	+1,25 $\pm$ 9,56	0,1386
$\Delta SS$ (°)	+0,48 $\pm$ 7,75	-2,24 $\pm$ 9,76	0,1109
$\Delta PT$ (°)	-1,72 $\pm$ 3,95	+3,49 $\pm$ 3,32	<b>&lt;0,0001</b>
$\Delta C2-C7$ (°)	-2,31 $\pm$ 11,03	+1,96 $\pm$ 11,23	<b>0,0473</b>
$\Delta TK$ (°)	+4,40 $\pm$ 9,73	+0,71 $\pm$ 8,59	<b>0,0369</b>
$\Delta LL$ (°)	+3,65 $\pm$ 10,69	-4,52 $\pm$ 11,32	<b>0,0002</b>
$\Delta PI-LL$ (°)	-4,88 $\pm$ 6,32	+5,77 $\pm$ 6,36	<b>&lt;0,0001</b>
$\Delta TPA$ (°)	-3,72 $\pm$ 3,42	+5,31 $\pm$ 4,03	<b>&lt;0,0001</b>
$\Delta SVA$ (mm)	-20,63 $\pm$ 32,53	+22,84 $\pm$ 29,12	<b>&lt;0,0001</b>
$\Delta KF$ (°)	-0,52 $\pm$ 4,54	+1,70 $\pm$ 5,52	<b>0,0241</b>
$\Delta AA$ (°)	+1,26 $\pm$ 3,73	+0,48 $\pm$ 3,30	0,2442

En prenant en considération l'évolution de la balance sagittale traduite dans ce cas-ci par l'angle TPA, on constate que les patients plus équilibrés (Tableau 5.9), avec un TPA donc moins important, ont une baisse significative du PT, PI-LL et SVA ainsi qu'une augmentation de TK, LL et de la dorsiflexion des chevilles.

Les patients avec un TPA plus important après opération (Tableau 5.10) ont une augmentation significative de PT, PI-LL, SVA et de la flexion des genoux et une diminution significative de LL. En comparant l'évolution des paramètres entre ces deux groupes (Tableau 5.11), il s'avère que le groupe avec un TPA plus important gagne significativement plus de PT, C2-C7, PI-LL, SVA et de flexion des genoux, et perd davantage de LL que le groupe avec un TPA plus rééquilibré.

### **5.1.8 Impact de la longueur de la fusion**

Nous cherchons ici à définir s'il existe des relations entre le nombre de vertèbres fusionnées et les modifications de paramètres (Tableau 5.12).

Tableau 5.12 Évolution des paramètres selon le nombre de vertèbres incluses dans la fusion (moyenne  $\pm$  std [min; max])

Nombre de vertèbres fusionnées		n (=108)	$\Delta PI$ (°)	$\Delta PT$ (°)	$\Delta TK$ (°)	$\Delta LL$ (°)	$\Delta PI-LL$ (°)
2 vertèbres		23	-2,6 $\pm$ 7,9	-0,9 $\pm$ 4,4	1,1 $\pm$ 7,3	-2,5 $\pm$ 9,6	0,0 $\pm$ 6,6
			[-36,1;2,5]	[-6,5;9,2]	[-14,9;11,9]	[-33,7;12,7]	[-11,7;13,9]
3 et 4 vertèbres		43	0,3 $\pm$ 7,9	1,5 $\pm$ 4,1	2,5 $\pm$ 8,7	-0,7 $\pm$ 9,7	1,0 $\pm$ 6,7
			[-13,2;28,8]	[-6,9;11,3]	[-12,8;18,3]	[-18,0;23,8]	[-12,8;15,8]
5 et 6 vertèbres		25	-0,4 $\pm$ 10,5	0,7 $\pm$ 4,7	2,2 $\pm$ 9,5	-1,3 $\pm$ 13,8	0,9 $\pm$ 8,2
			[-27,0;29,0]	[-9,7;9,7]	[-10,6;30,1]	[-33,9;27,4]	[-16,7;17,0]
7 et 8 vertèbres		8	2,3 $\pm$ 4,0	-0,3 $\pm$ 4,0	3,1 $\pm$ 7,9	3,9 $\pm$ 13,7	-1,6 $\pm$ 13,8
			[-2,3;9,3]	[-6,0;6,0]	[-5,2;17,6]	[-16,7;21,6]	[-23,9;15,1]
$\geq 9$ vertèbres		9	2,2 $\pm$ 10,9	5,0 $\pm$ 3,7	4,5 $\pm$ 16,7	-3,0 $\pm$ 13,3	5,2 $\pm$ 11,9
			[-11,1;27,7]	[-1,5;9,5]	[-22,6;25,1]	[-20,4;17,8]	[-10,9;24,9]
ANOVA	F-test		/	<b>3,506</b>	0,2317	0,5536	0,8752
	p-value		0,4380	<b>0,0100</b>	0,9200	0,6968	0,4815

Nombre de vertèbres fusionnées		n (=108)	$\Delta SVA$ (mm)	$\Delta TPA$ (°)	$\Delta KF$ (°)	$\Delta AA$ (°)
2 vertèbres		23	5,1 $\pm$ 30,4	-0,2 $\pm$ 4,3	0,1 $\pm$ 4,1	0,9 $\pm$ 3,8
			[-63,7;55,5]	[-7,4;9,4]	[-6,7;9,7]	[-10,9;7,3]
3 et 4 vertèbres		43	-1,8 $\pm$ 35,1	1,0 $\pm$ 5,1	0,7 $\pm$ 4,7	1,4 $\pm$ 3,1
			[-98,9;95,1]	[-9,6;15,3]	[-10,2;9,5]	[-7,6;8,9]
5 et 6 vertèbres		25	2,2 $\pm$ 44,6	0,8 $\pm$ 6,9	0,0 $\pm$ 5,6	-0,5 $\pm$ 3,0
			[-94,9;84,1]	[-14,2;11,5]	[-8,6;13,9]	[-6,1;6,7]
7 et 8 vertèbres		8	-0,5 $\pm$ 46,4	-0,5 $\pm$ 7,9	2,4 $\pm$ 3,9	1,5 $\pm$ 3,9
			[-78,3;50,7]	[-10,7;9,5]	[-3,1;8,2]	[-3,7;8,2]
$\geq 9$ vertèbres		9	14,0 $\pm$ 37,9	5,5 $\pm$ 5,7	1,8 $\pm$ 7,6	1,1 $\pm$ 5,4
			[-44,0;86,3]	[-0,4;16,3]	[-11,1;15,3]	[-7,8;7,1]
ANOVA	F-test		0,3852	1,785	0,5403	1,312
	p-value		0,8188	0,1374	0,7064	0,2704

Il n'existe pas de différences significatives dans les évolutions des paramètres selon le nombre de vertèbres concernées par la fusion. Seuls les groupes avec 2 ou  $\geq 9$  vertèbres fusionnées diffèrent significativement pour l'évolution du PT (p-value = 0,01).

### **5.1.9 Relations entre paramètres**

Toutes les corrélations entre les paramètres sagittaux ont été calculées. La chaîne de corrélation entre les différents paramètres sagittaux est illustrée ci-dessous (Figure 5.4). Le test de corrélation de Spearman présente des relations importantes entre LL et SS ( $R=0,78$ ), SS et PI ( $R=0,80$ ) et entre la flexion des genoux et la dorsiflexion de la cheville ( $R=0,75$ ). De plus, des relations fortes sont présentes également pour les paramètres relatifs au déséquilibre de la balance sagittale comme entre le manque de lordose défini par le PI-LL et l'angle TPA ( $R=0,81$ ). Les relations entre la flexion des genoux ou la dorsiflexion des chevilles et le reste des paramètres restent relativement faibles avec une très forte dispersion des données (Figure 5.5). On notera une corrélation maximale entre la flexion des genoux et SVA ( $R=0,41$ ) (Tableaux 5.13 et 5.14).

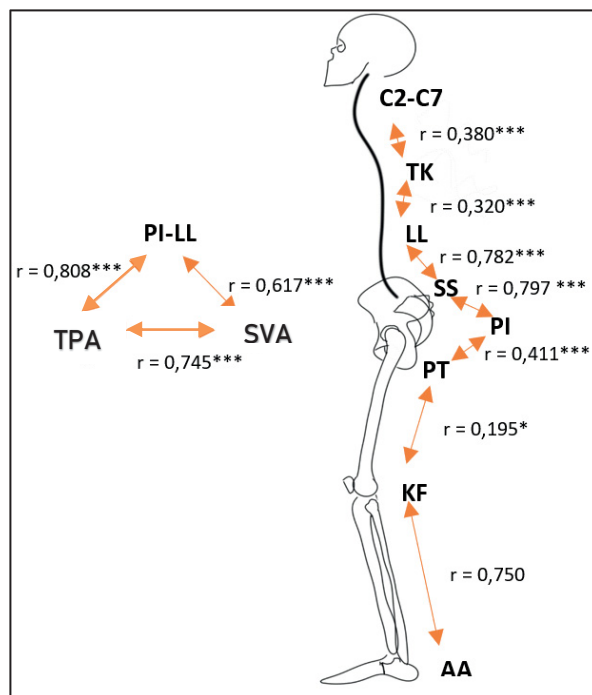


Figure 5.4 Chaîne de corrélation des paramètres principaux caractérisant la balance sagittale dans son entièreté  
 \* :  $p < 0,01$  : faiblement significatif ; \*\* :  $p < 0,005$  : significatif ; \*\*\*  $p \leq 0,005$  : fortement significatif

Tableau 5.13 Corrélation entre la flexion des genoux et les autres paramètres sagittaux  
(n=108)

Paramètres	R (Spearman)	p-value
Âge	<b>0,424</b>	<b>&lt;0,0001</b>
PI	-0,004	0,969
PT	<b>0,195</b>	<b>0,044</b>
TK	-0,159	0,100
LL	<b>-0,324</b>	<b>0,001</b>
PI-LL	<b>0,405</b>	<b>&lt;0,0001</b>
SVA	<b>0,409</b>	<b>&lt;0,0001</b>
TPA	<b>0,358</b>	<b>&lt;0,0001</b>
Dorsiflexion chevilles	<b>0,750</b>	<b>&lt;0,0001</b>

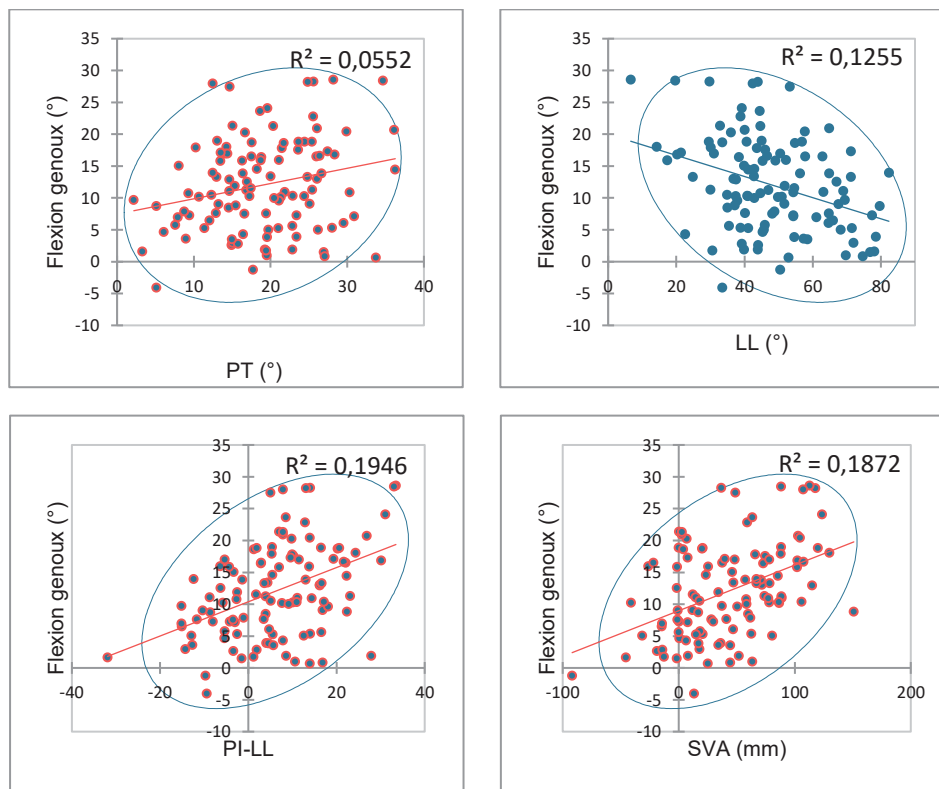


Figure 5.5 Corrélations entre la flexion des genoux, PT, LL, PI-LL et SVA

Tableau 5.14 Corrélation entre la dorsiflexion des chevilles et d'autres paramètres sagittaux (n=108)

<i>Paramètres</i>	<i>R (Spearman)</i>	<i>p-value</i>
<i>Âge</i>	<b>0,252</b>	<b>0,009</b>
<i>PI</i>	-0,046	0,638
<i>PT</i>	<b>0,213</b>	<b>0,027</b>
<i>TK</i>	-0,081	0,405
<i>LL</i>	<b>-0,218</b>	<b>0,024</b>
<i>PI-LL</i>	<b>0,216</b>	<b>0,025</b>
<i>SVA</i>	-0,003	0,979
<i>TPA</i>	0,107	0,269

#### 5.1.10 Relation selon l'évolution des paramètres

Les relations entre les évolutions des paramètres sont également recherchées et présentées dans la matrice de corrélation ci-dessous (Tableau 5.15). On peut en déduire qu'il existe des corrélations importantes entre  $\Delta SS$  et  $\Delta LL$  ( $R=0,80$  ;  $p\text{-value} < 0,0001$ ),  $\Delta PI-LL$  et  $\Delta TPA$  ( $R=0,85$  ;  $p\text{-value} < 0,0001$ ) et entre  $\Delta PT$  et  $\Delta TPA$  ( $R=0,75$  ;  $p\text{-value} < 0,0001$ ) (Figure 5.6).

Les évolutions de flexion des genoux et de dorsiflexion des chevilles sont très faiblement corrélées à l'ensemble des autres paramètres, avec une corrélation maximale entre la flexion des genoux et  $PT$  ( $R=0,37$  ;  $p\text{-value} < 0,0001$ ).

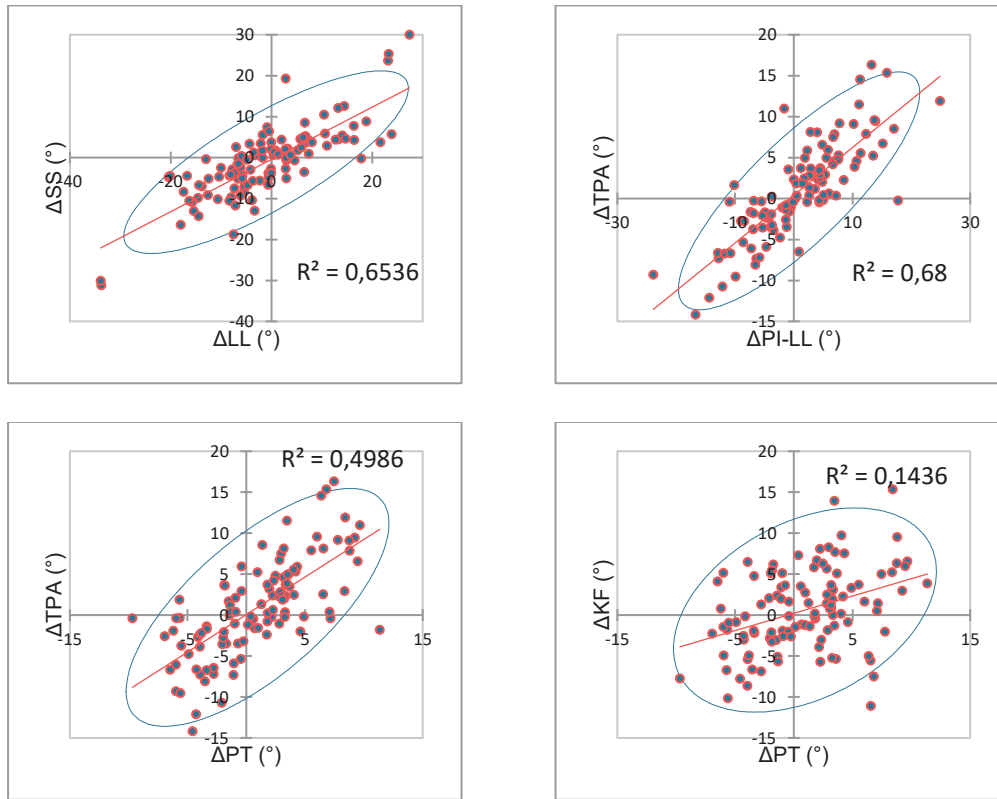


Figure 5.6 Corrélations les plus importantes entre l'évolution des différents paramètres posturaux



Tableau 5.15 Matrice de corrélations des variations paramétriques

Variables	$\Delta P1$ (°)	$\Delta SS$ (°)	$\Delta PT$ (°)	$\Delta C2-C7$ (°)	$\Delta TK$ (°)	$\Delta LL$ (°)	$\Delta P1-LL$	$\Delta TPA$ (°)	$\Delta SVA$ (mm)	$\Delta KF$ (°)	$\Delta AA$ (°)
$\Delta P1$ (°)	1	0,738	0,056	-0,173	-0,0154	0,622	-0,016	0,062	0,006	-0,129	0,060
$\Delta SS$ (°)		1	-0,504	-0,128	-0,091	0,804	-0,375	-0,360	-0,072	-0,275	0,154
$\Delta PT$ (°)			1	0,020	-0,148	-0,396	0,634	0,746	0,166	0,372	-0,151
$\Delta C2-C7$ (°)				1	0,080	-0,188	0,109	0,215	0,332	0,162	0,048
$\Delta TK$ (°)					1	0,197	-0,455	-0,261	-0,180	-0,053	0,001
$\Delta LL$ (°)						1	-0,716	-0,552	-0,443	-0,205	0,059
$\Delta P1-LL$ (°)							1	0,847	0,600	0,234	-0,021
$\Delta TPA$ (°)								1	0,748	0,272	0,085
$\Delta SVA$ (mm)									1	0,047	0,295
$\Delta KF$ (°)										1	-0,619
$\Delta AA$ (°)											1

Les valeurs en gras sont différentes de 0 à un niveau de signification  $\alpha=0,05$

## 5.2 Prédiction de la flexion des genoux

Dans cette partie, des modèles de régression et de classification sont comparés dans le but d'estimer la flexion de genoux mise en place comme mécanisme de compensation dans le cadre de la balance sagittale à partir des paramètres rachidiens et pelviens (objectif 3).

### 5.2.1 Description de la population et des pathologies rencontrées

Tableau 5.16 Description de la base de données de prédiction

	<i>Population (n=201)</i> <i>n (%)</i>	<i>Moyenne</i>
<b><i>Sexe</i></b>		
<i>Masculin</i>	104 (51,7%)	
<i>Féminin</i>	97 (48,3%)	
<b><i>Âge</i></b>		63,57
<i>20 à 39 ans</i>	11 (5,5%)	
<i>40 à 59 ans</i>	46 (22,9%)	
<i>60 à 79 ans</i>	137 (68,2%)	
<i>80 ans et plus</i>	7 (3,5%)	
<b><i>Pathologies</i></b>		
<i>Scoliose</i>	65 (32,3%)	
<i>Spondylolisthésis</i>	39 (19,4%)	
<i>Discopathies et sténoses</i>	154 (76,6%)	
<i>Perte de lordose</i>	34 (16,9%)	
<i>Fracture</i>	4 (2,0%)	
<i>Métastases</i>	6 (3,0%)	

La prédiction des mécanismes de compensation au niveau des membres inférieurs repose sur l'analyse des paramètres squelettiques de 201 sujets (104 hommes, 97 femmes, moyenne d'âge : 63,57 ans [25-89ans]) atteints de diverses pathologies (uniques ou associées) nécessitant un traitement chirurgical par fusion vertébrale (Tableau 5.16). Les discopathies et sténoses spinales sont les pathologies les plus représentées au sein de la base de données.

### 5.3 Développement des modèles

#### Séparation des bases d'apprentissage et de test

Les 201 sujets de la BD prédiction sont séparés en base d'entraînement (161 sujets) et de test (40 sujets). Les répartitions des variables sont présentées ci-dessous (Figures 5.7 et 5.8).

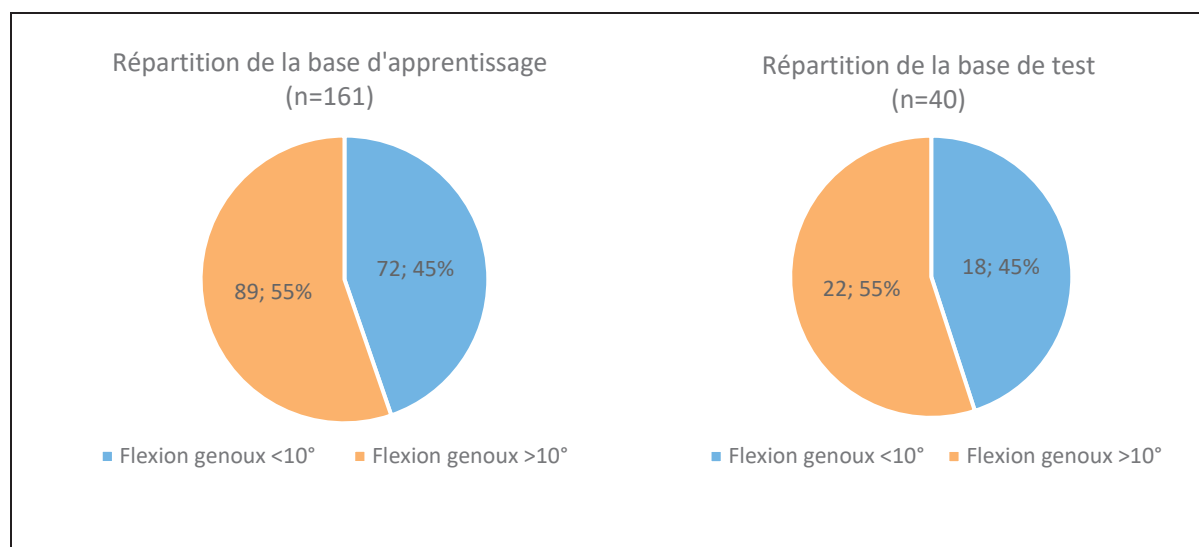
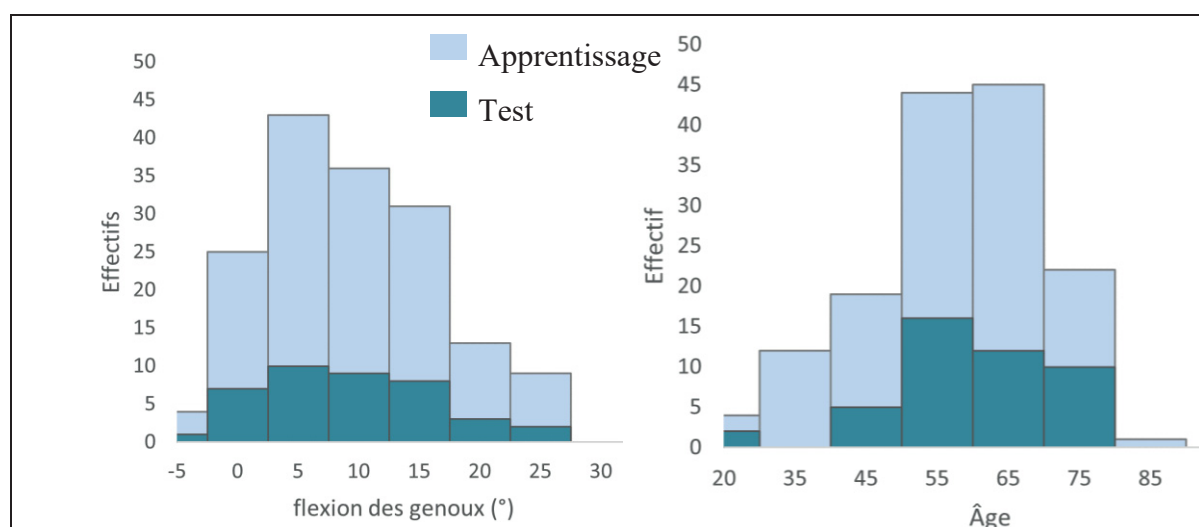


Figure 5.7 Division de la base de données en base d'apprentissage et de test



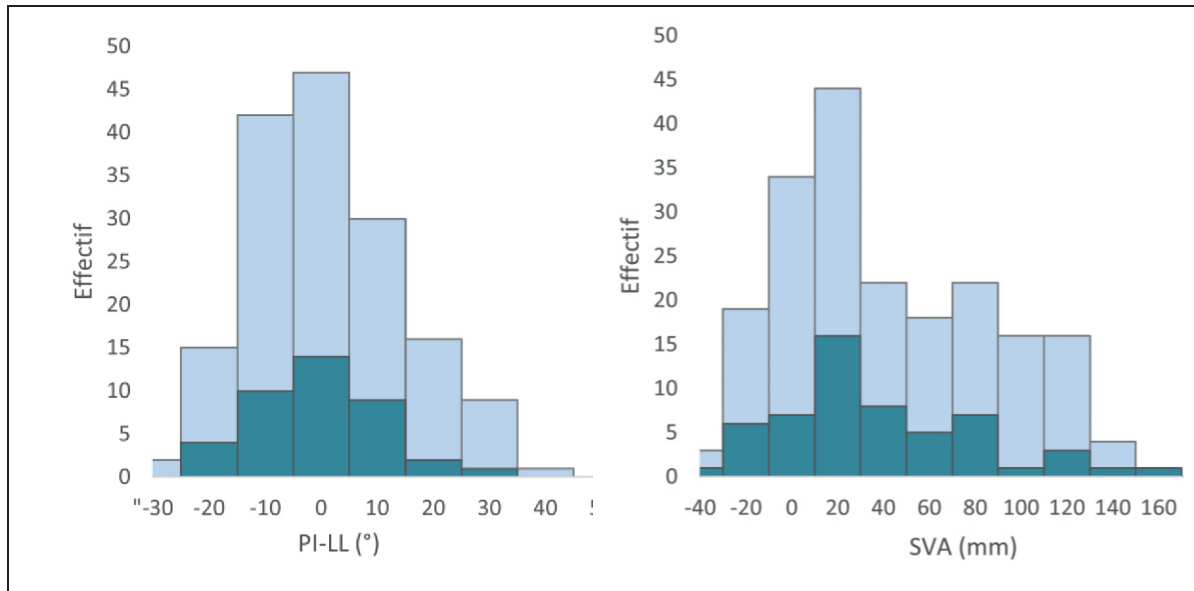


Figure 5.8 Répartition des données entre la base d'apprentissage et la base de test

## 5.4 Comparaison de méthodes de régression pour la prédiction de KF

Pour chaque modèle de régression permettant d'estimer la flexion de genoux KF, la sélection des variables et des hyperparamètres est faite par la mise en place de deux validations croisées successives. Les résultats détaillés des performances pour chacun des modèles sont présentés ci-dessous.

### 5.4.1 Régression PLS

Après l'application de l'algorithme de régression des moindres carrés partiels (PLS) sur notre jeu de données, nous avons évalué ses performances en utilisant plusieurs mesures statistiques. Voici une analyse détaillée de ces résultats et de leurs implications pour notre modèle.

Tableau 5.17 Performances du modèle PLS

Variable Importance in the Projection VIP : – variable (score)	LL (1,39) PI-LL (1,37) SVA (1,32) SSA (1,32) TPA (1,14) CAM (1,13) Âge (1,05)
Performances sur la base d'apprentissage	R <sup>2</sup> : 0,39
Performances sur la base de test	MAE: 5.75 MSE: 53.09 RMSE: 7.29 R <sup>2</sup> : -0.05

Tableau 5.18 Qualité du modèle PLS

<i>Statistiques</i>	<i>Composante 1</i>	<i>Composante 2</i>	<i>Composante 3</i>	<i>Composante 4</i>
<i>Q<sup>2</sup> cumulé</i>	0,25	0,17	0,06	-0,01
<i>R<sup>2</sup>Y cumulé</i>	0,28	0,29	0,30	0,31
<i>R<sup>2</sup>X cumulé</i>	0,38	0,51	0,62	0,71

Le  $Q^2$  cumulé (Tableau 5.18) indique la capacité du modèle à prédire de nouvelles observations. Alors que nous remarquons des bons premiers résultats pour la première composante (0,25), l'ajout de nouvelles composantes fait diminuer la capacité prédictive du modèle (0,17, 0,06, -0,01). Cela est inhabituel pour ce type de modèle prédictif et indique que les composantes supplémentaires n'apportent pas d'amélioration à la capacité prédictive du modèle. Plus précisément, cela pourrait présumer d'un surajustement du modèle par rapport aux données (overfitting) et est donc trop complexe pour capturer les tendances générales en s'adaptant trop aux différents bruits ou fluctuations aléatoires dans les données d'apprentissage.

Le  $R^2Y$  cumulé lui indique la proportion de la variance dans la variable dépendante  $Y$  qui est expliquée par les composantes retenues. Ici, on peut voir que l'ajout de chaque composante supplémentaire n'apporte qu'une très faible augmentation de la variance expliquée (passant uniquement de 0,28 pour la composante n° 1 à 0,31 pour la composante n° 4). Cela suggère que les composantes supplémentaires n'apportent pas beaucoup d'informations supplémentaires pour expliquer la variance de  $Y$ .

Enfin, le  $R^2X$  cumulé décrit la quantité d'information contenue dans les variables  $X$  (variables indépendantes ou prédictives) qui est utilisée par le modèle. Ici, on voit que l'ajout de chaque composante supplémentaire apporte une augmentation plus significative de la variance expliquée (de 0,38 pour composante n° 1 à 0,71 pour la composante n° 4). Cela signifie que les composantes supplémentaires contribuent à expliquer la variance de  $X$ .

Quant aux métriques de performances réalisées sur la base de données de test (Tableau 5.17), l'erreur absolue moyenne (MAE) est de 5,75 et l'erreur quadratique moyenne (MSE) et sa racine (RMSE) sont de 53,09 et 7,29 respectivement. Ces valeurs élevées indiquent que le modèle a tendance à commettre des erreurs assez importantes. En particulier, une valeur élevée du RMSE, qui est plus sensible aux erreurs plus grandes, suggère que le modèle commet parfois des erreurs significatives. Enfin, un  $R^2$  inférieur à 0 indique que le modèle est arbitrairement pire que simplement prédire la moyenne de la variable cible. Ces résultats témoignent également d'un important surapprentissage.

#### 5.4.2 Régression LASSO

Dans le cadre de notre analyse utilisant la régression Lasso, nous avons exploré l'évolution de l'erreur quadratique moyenne (MSE) en fonction du paramètre de régularisation  $\lambda$  (Figure 5.9). L'objectif était d'identifier le meilleur compromis entre la performance prédictive du modèle et sa complexité, mesurée par le nombre de variables actives. Les résultats montrent que la MSE diminue initialement lorsque  $\lambda$  diminue, atteignant un minimum de 49,17 pour  $\lambda = 0,48$ . À ce stade, le modèle inclut 5 variables actives. Au-delà de cette valeur

de lambda, la MSE commence à augmenter, indiquant une sur adaptation possible du modèle aux données d'apprentissage.

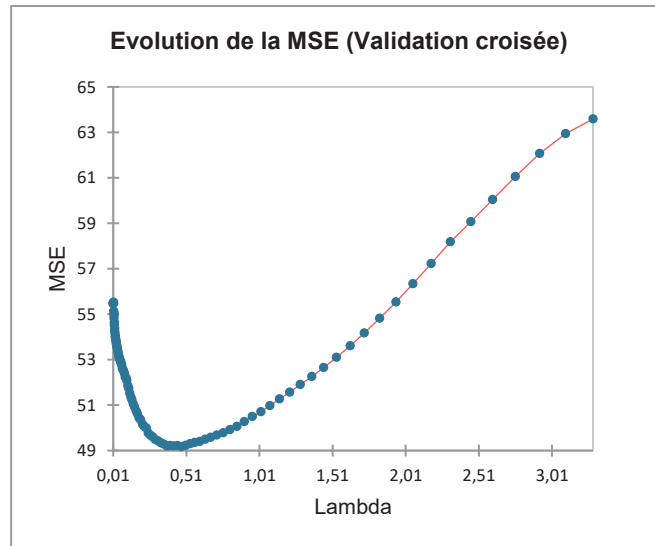


Figure 5.9 Évolution de la MSE (LASSO)

Tableau 5.19 Performances du modèle LASSO

Variables les plus influentes (coefficient normalisé)	Âge (0,19) PI-LL (0,16) CAM (0,14) L1/L5 (0,09) LL (0,05)
Performances sur la base d'apprentissage	$R^2$ : 0,29
Performances sur la base de test	MAE: 5.95 MSE: 52.60 RMSE: 7.25 $R^2$ : -0.05

L'erreur absolue moyenne (MAE) est ici de 5,95 et l'erreur quadratique moyenne (MSE) et sa racine (RMSE) sont de 52,60 et 7,25 respectivement (tableau 5,19).

### 5.4.3 Régression Elastic Net

Les mêmes performances sont évaluées pour le modèle de régression Elastic Net (Tableau 5.20)

Tableau 5.20 Performances du modèle Elastic Net

Variables les plus influentes (coefficient normalisé)	CAM (0,17) Âge (0,12) PI-LL (0,08) LL (0,07) L1/L5 (0,06) L1/S1(0,05) SVA (0,04)
Performances sur la base d'apprentissage	$R^2$ : 0,27
Performances sur la base de test	MAE: 5,66 MSE : 48,98 RMSE: 7,00 $R^2$ : 0,07

Les MAE, MSE et RMSE (5,66 ; 48,98 et 7,00) pour Elastic Net sont inférieures à celle obtenue avec LASSO, ce qui signifie que le modèle Elastic Net semble avoir de meilleures performances que le modèle LASSO. Cependant, le coefficient de détermination  $R^2$  reste très faible (0,07) et les erreurs trop importantes pour obtenir quelconques résultats pertinents.

### 5.4.4 Régression linéaire multiple

Enfin, la régression linéaire multiple démontre également des performances extrêmement faibles avec une erreur moyenne (MAE) de 6,69° et un  $R^2$  de -0,21 (Tableau 5.21). Cela signifie une fois de plus que le modèle est moins performant que le hasard et qu'il est préférable de prendre en considération la moyenne générale de notre variable à considérer pour avoir de meilleurs résultats.



Tableau 5.21 Performances de la régression linéaire multiple

Variables les plus influentes (coefficient normalisé)	SVA (3,16) SS (-2,89) Âge (1,73) LL (1,40) PI-LL (1,26)
Performances sur la base d'apprentissage	$R^2$ : 0,289
Performances sur la base de test	MAE : 6.69 MSE : 60.73 RMSE : 7.79 $R^2$ : -0.21

## 5.5 Comparaison des méthodes de classification

La sélection des variables et hyperparamètres s'effectue sous le même modèle de validation croisée que pour les méthodes de régressions citées plus haut. Les paramétrages optimaux pour chacune des méthodes de classification (KNN, SVM, AD, FA, RL) sont présentés ci-contre (Tableau 5.22). Sur la base de données d'apprentissage, le modèle KNN semble être le plus performant avec une exactitude de 0,80. La régression logistique possède le moins bon score avec 0,64. L'ensemble des modèles utilisent entre 3 et 5 paramètres sélectionnés pour obtenir les meilleurs performances. Parmi ces paramètres, nous retrouvons essentiellement l'âge, le SVA et la lordose lombaire LL ou le manque de lordose PI-LL.

Tableau 5.22 Paramètres et hyperparamètres optimaux

Modèle	Paramètres principaux	Exactitude	AUC pondérée	Hyperparamètres finaux
<b>KNN</b>	Âge TK LL TPA SVA	0,80	0,82	"metric": "manhattan", "n_neighbors": 8, "weights": "distance"
<b>SVM</b>	SVA Âge CAM PI-LL	0,72	0.68	"C": 2.559547922699533, "class_weight": "balanced", "kernel": "rbf"
<b>Arbre de décision AD</b>	SVA LL PI-LL	0,76	0.73	""bootstrap": false, "class_weight": "balanced", "criterion": "entropy", "max_features": "log2", "min_samples_leaf": 0.01, "min_samples_split": 0.01, "n_estimators": 400, "oob_score": false
<b>Forêt aléatoire FA</b>	SVA LL CAM	0,72	0.73	"bootstrap": true, "class_weight": null, "criterion": "entropy", "max_features": "sqrt", "min_samples_leaf": 0.03578947 3684210524, "min_samples_split": 0.05684210 5263157895, "n_estimators": 50, "oob_score": true

Modèle	Paramètres principaux	Exactitude	AUC pondérée	Hyperparamètres finaux
Régression logistique RL	Âge SVA LL PI-LL CAM	0.64	0,71	"C": 1.7575106248547894, "class_weight": "balanced", "multi_class": "ovr", "penalty": "l2", "solver": "lbfgs"

### 5.5.1 Comparaison des performances des modèles de classification

D'après les résultats obtenus (Tableau 5.23), il semble que le SVM soit l'algorithme ayant obtenu les meilleurs résultats en matière de test, avec une exactitude de 0,68. Il possède entre autres des taux de sensibilité (0,86) et de valeur prédictive négative (0,73) les plus élevés ainsi que le plus faible taux de faux négatif (0,14). Cela signifie que le SVM semble très efficace pour identifier correctement les vrais positifs (à savoir les patients ayant des mécanismes de compensation supérieurs au seuil critique défini) et les vrais négatifs (les patients ne franchissant pas le seuil). Il convient également de noter que l'algorithme SVM a obtenu le taux le plus élevé pour le risque relatif (2,40) et l'odds ratio (5,07), ce qui indique une relativement forte association entre la prédiction et la classe réelle.

Par ailleurs, le modèle KNN a obtenu le meilleur score en matière d'exactitude d'apprentissage (0,80), mais son score d'exactitude s'effondre face à de nouvelles données (0,63).

L'algorithme avec le taux le plus élevé de mauvaise classification est l'arbre de décision (0,45), ce qui indique qu'il a le plus souvent mal classé les sujets par rapport aux autres algorithmes.

Enfin, l'algorithme de régression logistique semble avoir obtenu les résultats les moins favorables dans l'ensemble, avec la plus faible exactitude d'apprentissage (0,64), la plus faible exactitude de test (0,58), et le plus faible taux de sensibilité (0,64).

Tableau 5.23 Statistiques prédictives des différents modèles prédictifs

		<b>KNN</b>	<b>SVM</b>	<b>AD</b>	<b>FA</b>	<b>RL</b>	<b>Vote</b>	<b>Factice</b>
<b>App.</b>	<b>Exactitude</b>	<b>0,80</b>	0,72	0,76	0,72	0,64	0,70	/
<b>Test.</b>	<b>Exactitude</b>	0,63	<b>0,68</b>	0,55	0,65	0,58	0,63	0,55
	<b>Mauvaise classification</b>	0,38	<b>0,33</b>	0,45	0,35	0,43	0,38	0,45
	<b>Sensibilité</b>	0,73	<b>0,86</b>	0,68	0,77	0,64	0,73	0,68
	<b>Spécificité</b>	<b>0,50</b>	0,44	0,39	0,50	0,50	0,50	0,39
	<b>Taux de faux positifs</b>	<b>0,50</b>	0,56	0,61	<b>0,50</b>	<b>0,50</b>	<b>0,50</b>	0,61
	<b>Taux de faux négatifs</b>	0,27	<b>0,14</b>	0,32	0,23	0,36	0,27	0,32
	<b>Valeur prédictive positive</b>	0,55	<b>0,66</b>	0,55	0,55	0,55	0,55	0,58
	<b>Valeur prédictive négative</b>	0,64	<b>0,73</b>	0,58	0,65	0,61	0,64	0,50
	<b>Taux de vraisemblance positive</b>	0,60	<b>1,55</b>	0,50	0,64	0,53	0,60	1,12
	<b>Taux de vraisemblance négative</b>	1,45	0,31	1,12	<b>1,55</b>	1,27	1,45	0,82
	<b>Risque relatif</b>	0,55	<b>2,40</b>	0,82	0,45	0,73	0,55	1,15
	<b>Odds ratio</b>	1,60	<b>5,07</b>	1,15	1,83	1,29	1,60	1,36

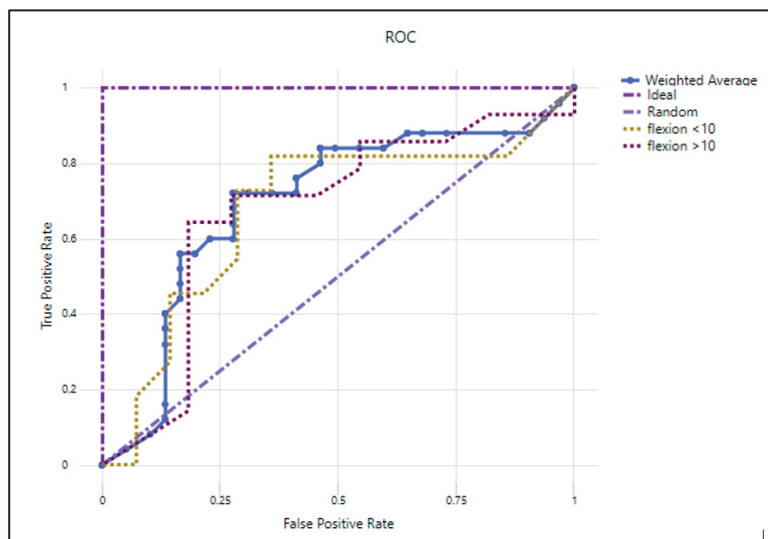


Figure 5.10 Courbe ROC du modèle SVM



## CHAPITRE 6

### DISCUSSION

#### 6.1 Critique de la base de données

L'étude portant sur l'évolution des mécanismes de compensation des membres inférieurs s'appuie sur l'analyse d'une base de données de 108 sujets dont la répartition des pathologies (Tableau 5.1) nécessitant une fusion lombaire semble relativement semblable aux pathologies les plus fréquemment retrouvées dans la littérature (Rajaei et al., 2012; Reisener et al., 2020).

Nous retrouvons donc également majoritairement des discopathies et des sténoses lombaires qui touchaient 16% de la population âgée de plus de 65 ans en 2019 et dont les estimations avoisineraient les 22% en 2050 (Al et al., 2019). Dans leurs études (Pritchett & Bortel, 1993) soulèvent l'augmentation importante du nombre de patients présentant des sténoses lombaires avec des déformations coexistantes telles que des scoliose lombaires ou des listhésis. Cela peut expliquer l'importance de la part de scoliose lombaire (30,6%) et des spondylolisthésis (28,7%) dans notre échantillon.

Cette hétérogénéité au sein de notre base de données tant au niveau des pathologies que des techniques opératoires nous oblige à prendre du recul sur les résultats. Ceux-ci seront donc plus représentatifs d'une population générale pathologique que d'un type précis de déformation rachidienne comme c'est souvent le cas au sein de la littérature.

#### 6.2 La place des mécanismes de compensation

La littérature a su nous démontrer l'importance de PI au sein de la balance sagittale et comment celui-ci conditionnait les autres paramètres lombo-pelviens. L'analyse des paramètres selon différentes classes de PI comme ont pu le faire (Barrey et al., 2007) reste donc plus pertinente que la simple analyse de la population générale (Tableau 5.2). Ces résultats illustrent parfaitement la tendance à devoir adopter une lordose lombaire plus importante à mesure que

le PI augmente comme ont pu le démontrer à de multiples reprises Legaye et Roussouly. Cette tendance se répercute logiquement également sur PT et SS ainsi que sur l'angle TPA.

Cependant il n'existe pas de différence significative dans la répartition d'autres paramètres tels que la cyphose thoracique (TK), le manque de lordose (PI-LL), le débalancement sagittal (SVA) ou encore les mécanismes de compensation des membres inférieurs (KF et AA).

Bien qu'elles suivent les mêmes tendances, nous pouvons également remarquer que nos valeurs diffèrent sensiblement de celles retrouvées par Barrey (Tableau 2.1). Le PT mesuré dans son étude est significativement moins important pour chacune des classes de PI que celui mesuré dans notre étude, de même que la lordose lombaire que nous avons mesurée qui elle est significativement plus faible. Ces différences s'expliquent du fait de la différence de population des deux études. En effet, les études issues de la littérature traitant de la balance sagittale se basent essentiellement sur des sujets sains asymptomatiques. Ainsi, les valeurs qui en ressortent jouent plus le rôle d'objectifs à atteindre pour garder ou rétablir une balance sagittale saine. Notre base de données étant composée exclusivement de pathologies liées à la dégénérescence du rachis, il est logique que nous en retrouvions les marqueurs essentiels d'une balance sagittale altérée comme à une augmentation de la version pelvienne mis en place pour compenser une lordose insuffisante.

### **6.2.1 Mise en avant des différences paramétriques selon la flexion des genoux**

L'un des objectifs de cette étude est de mettre en avant les différences paramétriques qui incitent un sujet à mettre en place davantage de mécanismes de compensation au niveau des membres inférieurs, principalement via la flexion de genoux. Pour cela, des classifications des sujets selon le degré de flexion des genoux sont mises en place. Une selon l'accroissement des moyennes des flexions de genoux à l'image de la classification du PI réalisée précédemment (Tableau 5.3), l'autre selon un seuil de flexion de 10° défini comme seuil critique au-delà duquel la flexion de genoux en station debout est considérée comme trop importante (Tableau 5.4). L'intérêt de ce seuil est double. Il permet de faciliter la visualisation des



différences entre un nombre de groupes limité d'une part et permet d'augmenter la force des tests statistiques utilisés en augmentant drastiquement le nombre de sujets au sein de chaque groupe.

Ces séparations des sujets selon le degré de flexion (Tableaux 5.3 et 5.4) mettent en évidence une augmentation significative des paramètres SVA, TPA et PI-LL ainsi qu'une diminution de LL à mesure que la flexion croît. Cette affirmation est renforcée par la répartition homogène et comparable des PI selon les groupes. En effet, comme ont pu le démontrer Schwab ou Legaye, à chaque gamme de PI correspond une lordose lombaire adaptée. Ainsi, alors que les PI sont comparables selon les groupes, nous retrouvons un manque de lordose significativement bien plus important selon le degré de flexion des genoux (0,57 pour les flexions  $<10^\circ$  contre 9,88 pour les flexions  $>10^\circ$ ).

Ces constatations corrélerent avec la logique derrière la littérature selon laquelle les mécanismes de compensation, dont la flexion des genoux, se mettent en place en réponse à une détérioration de la balance sagittale à mesure que le manque de lordose lombaire devient important (Barrey et al., 2013; V. Lafage et al., 2008). Toutefois, la littérature explique la mise en place des mécanismes de compensation au niveau des jambes au fait que le bassin ait atteint sa limite de rétroversion transcrite par un PTmax (Bao et al., 2018; Barrey et al., 2013; V. Lafage et al., 2008). Or le PT est le paramètre pour qui la différence significative entre les groupes de flexion inférieure et supérieure à  $10^\circ$  est la plus faible ( $p=0,03$ ) et les moyennes sont même comparables lorsque l'on divise davantage les classes (Tableau 5.3). Cette différence paraît d'autant plus timide que PI et SS sont comparables ( $p=0,89$  et  $p=0,14$ ) et que tous sont en théorie directement liés par l'équation  $PI=PT+SS$  (J.-C. Le Huec et al., 2011; Roussouly et al., 2003). Alors que la littérature sur les mécanismes de compensation voudrait que la flexion des genoux n'apparaisse en théorie qu'une fois le PT maximal atteint sans pour autant que cela repose sur des études chiffrées, ces résultats décrivent une bien plus grande variabilité dans leur mise en place. Pour un même PI, les réserves de version pelviennes ne seraient donc pas systématiquement les mêmes selon les individus (Tableau 5.3). Ces constatations sont abordées également dans l'étude de (C. S. Lee et al., 2013) qui évalue chez 30 participants dans quelles

mesures les paramètres spino-pelviens changent lors de la simulation d'une flexion de genoux chez des patients sains. Les résultats de leur étude montrent une réduction significative de la lordose au-delà de 15° de flexion, cependant aucun changement significatif n'a pu être retrouvé pour les paramètres pelviens, dont le PT. L'étude de la version pelvienne ne suffit donc pas à établir quelconques conclusions quant à l'ampleur des mécanismes de compensation mis en place au niveau de membres inférieurs.

## **6.2.2 Évaluation des paramètres posturaux postopératoires**

Un autre objectif propre à l'étude est de décrire les impacts d'une fusion vertébrale lombaire sur les mécanismes de compensation des membres inférieurs. L'analyse de la population globale de notre base de données ne montre pas de changement significatif des paramètres excepté pour TK qui est plus importante en postopératoire d'une moyenne de  $2,32^\circ \pm 9,33$  ( $p=0,02$ ). Ces résultats sont partagés avec (Hiyama et al., 2022) qui ne retrouvent également aucun changement. Cependant, des différences émergent lorsqu'ils divisent leur base de données selon la balance sagittale préopératoire.

### **6.2.2.1 Évolution des paramètres selon la flexion des genoux**

En nous inspirant de cette étude (Hiyama et al., 2022), nous avons étudié l'évolution de la flexion des genoux après opération chez des patients présentant une flexion inférieure ou supérieure à 10°. Il en résulte que 52,78% ( $n=57$ ) des patients voient leur flexion augmenter significativement après opération (Figure 5.2). Ce pourcentage monte à 66% ( $n=29$ ) chez les patients ne présentant pas de flexion excessive en préopératoire, les faisant parfois dépasser le seuil critique de 10° pour près d'un quart d'entre eux (23%;  $n=10$ ). En parallèle, 56 % des patients initialement supérieurs à 10° fléchissent moins en postopératoire, repassant même sous le seuil des 10° pour 9 d'entre eux (14%).

L'étude des changements de paramètres selon l'évolution de la flexion des genoux se voit être beaucoup plus pertinente que l'étude de la population globale. En effet, bien que l'ensemble des paramètres ne varie pas pour les patients dont la flexion des genoux diminue hormis TK

qui est plus importante ( $p=0,03$ ), il en est tout autre pour les patients qui voient leur flexion augmenter (Tableau 5.7 et 5.8). On remarque en effet dans ce cas une baisse significative de la lordose lombaire entraînant une augmentation du PT, PI-LL et TPA. Il est important de noter que TPA semble augmenter significativement ( $p=0,013$ ) alors que la SVA reste inchangée ( $p=0,92$ ). Cela laisse penser que la flexion de genoux supplémentaire mise en place suffise à compenser un déséquilibre antérieur plus important dû à la perte de lordose lombaire et montre les limites de l'utilisation de la SVA. Le TPA étant moins influencé par les mécanismes de compensation, son utilisation semble plus pertinente dans l'évaluation de la balance sagittale.

Pour l'ensemble des patients ayant une flexion plus importante après fusion lombaire, ils perdent en moyenne  $3,03 \pm 10,84$  degrés de lordose. Cela peut être expliqué par le fait que les fusions vertébrales sont majoritairement réalisées dans la partie basse des lombaires où se développent majoritairement les dégénérationes comme nous avons pu le voir en partie 1.4.1. Or nous savons également que cette partie basse représente la majorité de la lordose lombaire, entre 60 à 70% selon les études. Cette perte de lordose lombaire après fusion a d'ailleurs déjà été décrite dans les études de (Lamartina et al., 2012; S.-H. Lee et al., 2011).

Cette accentuation du déséquilibre spino-pelvien entraîne un besoin de rétroversion PT plus important ( $+ 2,54 \pm 4,18$ ) et une augmentation du TPA ( $+2,22 \pm 5,55$ ). Cette perte de balance sagittale n'est cependant pas répercutée sur la SVA ( $p=0,92$ ), mais est compensée par une flexion de genoux plus importante ( $4,39 \pm 3,15$ ) ainsi qu'une dorsiflexion des chevilles ( $+2,38 \pm 3,32$ ). Pour les patients présentant une flexion moins importante ou identique, nous retrouvons le phénomène inverse où ils gagneraient en moyenne ( $+1,26 \pm 11,37$ ) degrés de lordose. Cela entraîne un besoin de rétroversion PT moins important ( $-0,72 \pm 4,14$ ) et une diminution du TPA ( $-0,50 \pm 5,73$ ). Ce rééquilibre de la balance sagittale permet une flexion de genoux ainsi qu'une dorsiflexion des chevilles moins importantes ( $-3,71 \pm 2,82$  et  $-0,98 \pm 2,88$ ). Les changements de paramètres dans ce sens sont moins visibles, car ils sont aussi légèrement masqués par quelques patients ( $n=9$ ) pour qui leur flexion de genoux n'évolue pas significativement. En les retirant de l'étude, on observe par exemple une moyenne de lordose gagnée de  $+2,07^\circ \pm 10,71$ .

Nous pourrions rattacher ces résultats à la littérature qui décrit l'évolution du PT comme marqueur important dans l'évaluation des résultats cliniques. Pour (Bredow et al., 2022; M. K. Kim et al., 2011), une diminution du PT est en effet corrélée à une meilleure perception des bénéfices de l'opération de la part du patient avec notamment moins de douleurs lombaires et au niveau des jambes. Mais cela ne signifie pas pour autant qu'une diminution du PT est forcément corrélée à une diminution de la flexion des genoux comme nous avons pu le voir dans notre étude.

### **6.2.3 Évolution des paramètres selon l'équilibre sagittal**

Une nouvelle approche similaire, mais comparant l'évolution du TPA est également possible (Tableau 5.9 à 5.11). Celle-ci nous permet de définir si la réciproque est vraie et si la correction d'un débalancement antérieur ( $\Delta TPA < 0$ ) après fusion vertébrale entraîne une répercussion sur les membres inférieurs. Pour cela, comme pour l'évolution de la flexion de genoux une séparation des patients est faite selon l'évolution de TPA. Attention, il est important de noter que bien que la répartition du nombre de sujets au sein des groupes soit similaire avec celle pour la flexion, celle-ci semble être due au hasard et ne retranscrit pas nécessairement une parfaite concordance entre l'évolution de la flexion des genoux et celles de TPA comme nous les verrons après. En effet, contre toute attente certains patients présentent moins de flexion des genoux, mais un TPA plus important et inversement.

Une réduction de TPA après fusion lombaire est associée à un gain de lordose lombaire ( $+3,65 \pm 10,69$ ) et donc à une réduction significative de PT, PI-LL et SVA ainsi qu'une augmentation de TK. Cette dernière s'explique par le fait que TK a une place également importante dans les mécanismes de compensation (Amabile et al., 2018; Barrey et al., 2013; J.-C. Le Huec et al., 2011). En cas de déséquilibre sagittal, les muscles paraspinaux se contractent et tentent de réduire TK pour ramener le crâne à l'aplomb du bassin. Or lorsque ce déséquilibre est moins important comme ici, moins de mécanismes de compensation sont mis en place et donc il y a un relâchement de TK qui augmente. Au niveau de la flexion des genoux, aucune différence

significative n'est remarquée ( $p=0,41$ ). On remarque même une dorsiflexion des chevilles légèrement plus importante ( $p=0,18$ ).

Une augmentation de TPA est associée à une perte de lordose ( $-4,52 \pm 11,32$ ) et donc une augmentation du PI-LL, PT, et SVA. Cette altération de l'équilibre spino-pelvien se fait également ressentir sur les membres inférieurs avec une augmentation significative, mais légère de la flexion des genoux ( $+1,70 \pm 5,52$ ). L'évolution de la flexion des genoux est significative et diffère selon le gain ou la perte de balance sagittale, mais reste plus discrète que pour l'ensemble des autres paramètres.

#### **6.2.4 Mise en perspective des résultats**

Bien que les résultats discutés précédemment sont cohérents et suivent majoritairement la logique avec la littérature, il est important de prendre du recul et de ne pas faire de conclusion trop hâtive. En effet, bien que des différences significatives entre les différents paramètres existent selon l'évolution de la flexion des genoux ou de la balance sagittale, l'étendue des dispersions de l'évolution des paramètres (Figure 5.3) ou les corrélations entre l'évolution des paramètres (Figure 5.6) nous montre bien les limites d'une telle comparaison. Ainsi, les résultats exprimés jusqu'à présent n'apparaissent que comme des tendances globales et non des certitudes. Il n'est pas possible d'être aussi catégorique que la littérature étudiée et ainsi de conclure de façon franche qu'un patient qui gagnerait en lordose lombaire lors d'une fusion fléchirait forcément moins des genoux. Cela traduit une fois de plus la forte variabilité de la mise en place des mécanismes de compensation selon les individus au sein de notre base de données. Il serait intéressant d'observer ces résultats sur des populations homogènes selon le type de pathologie et les méthodes opératoires appliquées.

#### **6.2.5 Impact de la longueur de fusion**

Comme ont pu le décrire avant nous (Nakajima et al., 2022), les fusions courtes (2 niveaux) ne semblent pas avoir d'incidence sur le manque de lordose PI-LL ( $\Delta\text{PI-LL}=0,0 \pm 6,6$ ) au sein de la population générale et aucune différence significative n'émerge à mesure que le nombre de

niveaux fixés augmente (Tableau 5.12). Cela est également le cas pour l'ensemble des paramètres. Seuls deux groupes (2 et  $\geq 9$  vertèbres fusionnées) présentent des différences significatives pour le PT ( $p$ -value = 0,01). Cependant cette différence peut s'expliquer par une normalité des résidus et une égalité des variances (homoscédasticité) plus faible pour le groupe «  $\geq 9$  vertèbres » qui ne comporte que 9 sujets. Le risque de commettre une erreur de Type I (rejet à tort de l'hypothèse nulle) augmente alors.

Toutefois, l'hétérogénéité de la base de données pourrait masquer l'apparition de réelles différences. (Hiyama et al., 2022; E. Vialle et al., 2015) démontrent par exemple dans leurs études que certaines techniques opératoires n'avaient pas les mêmes répercussions sur la balance sagittale comme la chirurgie LLIF (partie 1.4.3) qui semble ne pas modifier de façon visible la balance sagittale.

### **6.3 Prédiction de la flexion des genoux**

L'étude de l'évolution des paramètres après fusion lombaire a mis en avant le fait que près de la moitié des patients opérés présentaient une flexion de genoux supérieure encore 6 mois après l'opération. Cette augmentation est en partie associée à une perte de la lordose lombaire qui altère l'équilibre spino-pelvien. Le PT et la flexion des genoux augmentent alors pour tenter de contrer le déséquilibre de la balance sagittale qui apparaît. Tout l'intérêt à présent est de quantifier précisément ces mécanismes afin de prévenir de leur apparition. Pour cela, les relations entre paramètres sont évaluées et des méthodes prédictives sont testées.

#### **6.3.1 Relations entre paramètres**

L'ensemble des corrélations entre les différents paramètres liés à la balance sagittale ont été calculées (Figure 5.4 et Tableau 5.13). Au niveau des paramètres lombo-pelviens, de fortes corrélations sont observées entre PI et SS ( $R=0,80$ ) ainsi que SS et LL ( $R=0,78$ ). D'autres sont plus faibles comme entre PI et PT ( $R=0,41$ ) ou entre PI et LL ( $R=0,63$ ). Elles sont comparables à ce qui existe dans la littérature, alors même lorsque celles-ci portent essentiellement sur des

sujets sains (Hyun et al., 2019; Iyer et al., 2016; Legaye & Duval-Beaupère, 2005; Mac-Thiong et al., 2011; Vaz et al., 2002).

D'autres fortes corrélations apparaissent également entre les paramètres qui traduisent d'un déséquilibre sagittal, notamment pour l'angle TPA avec le manque de lordose PI-LL ( $R=0,81$ ) ou avec la SVA ( $R=0,75$ ). Cependant, ces relations fortes ne se répercutent pas autant sur la mise en place des différents mécanismes de compensation. La rétroversion pelvienne PT par exemple est le plus fortement corrélée avec PI-LL ( $R=0,63$ ), mais que très faiblement avec SVA ( $R=0,24$ ). Nous ne nous arrêtons pas trop sur la relation forte entre PT et TPA ( $R=0,80$ ), car celle-ci est attendue, TPA intégrant géométriquement l'angle PT dans sa mesure.

Au niveau des membres inférieurs, cela est beaucoup plus discret et les relations restent relativement faibles. Au-delà de son lien étroit avec la dorsiflexion des chevilles ( $R=0,75$ ), la flexion des genoux est le plus corrélée avec l'âge ( $R=0,42$ ), SVA ( $R=0,41$ ) et PI-LL ( $R=0,40$ ) et très faiblement avec PT ( $R=0,20$ ). La dorsiflexion des chevilles ne comporte également que de très faibles relations avec les autres paramètres, avec une corrélation maximale avec l'âge ( $R=0,25$ ). Nos résultats restent assez éloignés de ceux retrouvés par (Obeid et al., 2011) qui mettent en avant des corrélations modérées entre la flexion de genoux et le manque de lordose lombaire ( $R=0,63$ ) ou avec le PT ( $R=0,55$ ). Nous pouvons expliquer ces différences par le fait que leur étude ne porte que sur 27 participants présentant tous une perte de balance sagittale sévère quand notre étude porte sur 108 participants aux équilibres sagittaux divers. Il serait intéressant de construire une base de données alliant le nombre de participants et homogénéisation des pathologies et des balances sagittale pour expliquer ces divergences dans les résultats.

Bien que légèrement supérieures, ces relations avec les membres inférieurs restent également relativement faibles lorsque l'on étudie les changements de paramètres avec une corrélation maximale ( $R=0,37$ ) entre  $\Delta KF$  et  $\Delta PT$ . Pour l'ensemble des autres paramètres, les corrélations retrouvées entre leurs évolutions sont comparables avec leurs relations initiales (Tableau 5.15).

### 6.3.2 Prédications de la flexion des genoux

Alors que les relations simples entre les membres inférieurs et le reste des paramètres spino-pelviens restent extrêmement limitées, nous proposons au travers d'un dernier objectif d'évaluer si une estimation de la flexion des genoux reste envisageable notamment grâce aux méthodes de régression (PLS, LASSO, Elastic net, linéaire multiple) et de classification (KNN, SVM, AD, FA et RL). Le but étant d'estimer la mise en place du mécanisme de flexion des genoux uniquement à partir des paramètres spino-pelviens. Cette estimation est sous forme quantitative (degré de flexion) pour les méthodes de régression et qualitative (supérieure ou inférieure au seuil de  $10^\circ$ ) pour les méthodes de classification.

L'utilisation de modèles de régression pour l'obtention d'une prédiction quantitative ne semble pas être adaptée à notre problématique comme le laissent supposer les résultats portant sur les relations entre les différents paramètres (Tableau 5.13 et Figure 5.5). En effet, l'algorithme donnant les meilleurs résultats sur de nouvelles données tests est l'Elastic Net. Ces résultats ne sont cependant pas exploitables tant les erreurs peuvent être importantes ( $MAE = 5,66$ ). Ces valeurs élevées indiquent que le modèle a tendance à commettre des erreurs assez importantes.

En particulier, une valeur élevée du RMSE, qui est plus sensible aux erreurs plus grandes, suggère que le modèle commet parfois des erreurs significatives. Enfin, un  $R^2$  inférieur à 0 indique que le modèle est arbitrairement pire que simplement prédire la moyenne de la variable cible. Ces résultats témoignent une fois de plus d'un important surapprentissage et d'une trop grande tendance générale de ces modèles à s'adapter excessivement aux bruits ou fluctuations aléatoires des données. Dans l'ensemble, tous les résultats obtenus sont relativement pires que le hasard et il est même préférable d'utiliser simplement la moyenne du groupe pour quantifier la flexion. Cette faible capacité à quantifier avec précision la flexion de genoux est la conséquence d'une trop grande variabilité dans la mise en place des mécanismes de compensation, particulièrement au niveau des membres inférieurs.



Cependant, l'utilisation de méthodes de classification semble elle comme étant la plus adaptée à notre problématique, avec notamment le modèle SVM qui à l'issue de la comparaison des différents modèles de classification (Tableau 5.23) présente les meilleurs résultats. Avant tout, il reste le modèle présentant le moins d'écart entre son exactitude à partir des données d'apprentissage et celle à partir des données de test (0,72 vs 0,68) à l'inverse du KNN par exemple qui propose les meilleurs résultats en apprentissage, mais qui s'effondre lors de la phase de test (0,80 vs 0,63), révélant un surapprentissage important. De plus, le SVM propose la sensibilité la plus importante avec 0,86. Sa spécificité est cependant relativement faible à 0,44 ce qui signifie qu'il a plus de difficultés à bien classer les patients qui présentent une flexion inférieure à 10°. Toutefois, le taux de faux négatif lui est également faible à 0,14 ce qui traduit une très bonne capacité du test à repérer et classer les patients avec une flexion importante. Le SVM pourrait donc répondre à l'intérêt premier de ces tests qui est de détecter tous les patients susceptibles de mettre en place une flexion excessive. Il est alors statistiquement préférable d'avoir plus de faux positifs que de faux négatifs. Cela permettrait de prendre cette flexion en considération dans la planification préopératoire, notamment lorsque les membres inférieurs qui n'apparaissent pas sur les bilans radiographies.

Le modèle SVM repose en grande majorité sur les paramètres les plus corrélés initialement avec la flexion des genoux qui sont la SVA, CAM et PI-LL. Ces paramètres sont facilement mesurables et ne nécessitent pas de radiographies biplanaires, ce qui rend sa mise en place potentielle très simple. De plus, le choix des hyperparamètres montre un paramètre C relativement faible qui démontre un modèle plus simple susceptible d'un sous apprentissage, mais capable de meilleurs résultats avec de nouvelles données. Malheureusement, aucune étude comparable n'est disponible à notre connaissance pour mettre en perspective ces résultats.

#### **6.4 Forces et limites de l'étude**

Il existe actuellement de gros manques d'études évaluant les répercussions d'une fusion lombaire sur les membres inférieurs et notre étude semble être la première à y répondre avec également l'utilisation d'une base de données importante.

Cependant cette étude n'est pas dénuée de limites qui pourraient être corrigées dans les recherches à venir, dont la principale est l'hétérogénéité de notre base de données. Tous types de balances sagittales ou de pathologies nécessitant diverses approches thérapeutiques composaient notre étude. Cela a pu probablement gommer quelques relations entre différents paramètres qui pourraient se révéler plus pertinentes avec des groupes homogènes. Cependant, cette hétérogénéité est également une force qui nous a permis de recueillir une base de données assez importante en comparaison avec la littérature et qui surtout donne des résultats transposables sur une population générale et non pas spécifique à une catégorie de patients ou de techniques opératoires précises.

Également, il reste de nombreux facteurs pouvant influencer la balance sagittale et la mise en place des mécanismes de compensation qui ne sont pas pris en compte ici et qui démontrent toute la complexité du sujet. La présence d'arthrose au niveau de la hanche ou des genoux qui pourrait affecter les capacités d'extension de hanche et de rétroversion pelvienne, la douleur ou encore le tonus musculaire en sont des exemples qui ne sont pas considérés ici.

## CONCLUSION

### 6.5 Conclusion

Les objectifs principaux de cette étude étaient d'évaluer l'implication des mécanismes de compensation des membres inférieurs dans le maintien de la balance sagittale et leur évolution après fusion lombaire (objectif 1) ce qui était un manque au sein de la littérature.

Nous avons pu montrer à travers les résultats de ce travail qu'il existait un réel intérêt à utiliser l'imagerie corps entier pour évaluer l'alignement des membres inférieurs en relation avec les paramètres spino-pelviens sagittaux globaux et régionaux. L'angle de flexion du genou peut aider à quantifier la compensation des membres inférieurs en relation avec le décalage spino-pelvien induit par un manque de lordose chez les patients subissant une chirurgie pour des pathologies dégénératives. Cependant, alors que les mécanismes de compensation sont souvent décrits au sein de la littérature comme apparaissant en cascade, nous avons pu mettre en avant une grande variabilité dans la mise en place de la flexion de genoux et de faibles corrélations avec l'ensemble des paramètres. De plus celle-ci ne semble pas si dépendante de la version pelvienne PT et n'interviendrait pas uniquement en réponse à une limite de rétroversion comme théorisé dans la littérature.

Nous avons également montré (objectif 2) que plus de la moitié des patients subissant une fusion lombaire avaient une flexion plus importante après opération. Cela est en partie expliqué par une perte de lordose lombaire lors de la fusion, mais la grande variabilité dans les résultats ne permet pas de définir de relation concrète et quantifiable de ce phénomène.

À travers ces résultats, nous pouvons également valider notre hypothèse selon laquelle les mécanismes de compensation des membres inférieurs ont un impact significatif dans l'évaluation de la balance sagittale.

Il fut également proposé dans ce mémoire une méthode permettant d'estimer le degré de mécanismes de compensation au niveau des membres inférieurs à partir des paramètres pelviens et rachidiens uniquement (objectif 3). Alors qu'aucune relation franche ne nous permette de prédire avec précision une quelconque flexion de genoux, il semblerait que l'approche par méthode de classification par apprentissage machine supervisé soit la meilleure approche. Cette méthode permet en effet de définir avec une sensibilité de 86% si les paramètres issus de la posture globale du haut du corps entraîneraient une mise en place excessive des mécanismes de compensation au niveau des genoux chez une large population. Ces résultats valident donc en partie seulement notre seconde hypothèse selon laquelle il est possible d'estimer le mécanisme de compensation de la flexion des genoux uniquement à partir des paramètres pelviens et rachidiens.

Ces méthodes n'ont jamais été utilisées dans l'estimation des paramètres sagittaux à notre connaissance, mais elles pourraient potentiellement avoir un réel intérêt dans la prédiction d'évolution des paramètres après fusion lombaire. Cela nécessiterait toutefois de valider cette pratique sur une base de données plus importante et plus homogène selon le type de rachis et le type de déformation. D'autres méthodes d'intelligence artificielles plus modernes telles que l'apprentissage profond pourraient également être évaluées si la quantité de données le permet.

Enfin, bien que l'étude du modèle squelettique ne suffise pas actuellement à prédire de façon quantitative les mécanismes de compensation tels que la flexion des genoux, d'autres composantes pourraient être prises en compte à l'avenir permettant de construire un modèle plus robuste. L'utilisation de plateformes de force couplées à des électromyogramme pour mesurer les efforts musculaires lors de l'étude radiographique pourrait par exemple être pertinente pour de futures études portant sur l'équilibre sagittal qui reste encore complexe à évaluer.

## BIBLIOGRAPHIE

- Al, J., Omar M, B., & Maguire, K. (2019). National Trends in the Surgical Management of Lumbar Spinal Stenosis in Adult Spinal Deformity Patients—PubMed. *Spine*, 44. <https://doi.org/10.1097/BRS.00000000000003155>
- All Nobel Prizes in Physics*. (s. d.). NobelPrize.Org. Consulté 22 novembre 2022, à l'adresse <https://www.nobelprize.org/prizes/lists/all-nobel-prizes-in-physics>
- Amabile, C., Le Huec, J.-C., & Skalli, W. (2018). Invariance of head-pelvis alignment and compensatory mechanisms for asymptomatic adults older than 49 years. *European Spine Journal*, 27(2), 458-466. <https://doi.org/10.1007/s00586-016-4830-8>
- Azencott, C.-A. (2019). *Introduction au Machine Learning*. Dunod.
- Bao, H., Lafage, R., Liabaud, B., Elysée, J., Diebo, B. G., Poorman, G., Jalai, C., Passias, P., Buckland, A., Bess, S., Errico, T., Lenke, L. G., Gupta, M., Kim, H. J., Schwab, F., & Lafage, V. (2018). Three types of sagittal alignment regarding compensation in asymptomatic adults : The contribution of the spine and lower limbs. *European Spine Journal*, 27(2), 397-405. <https://doi.org/10.1007/s00586-017-5159-7>
- Barrey, C., Jund, J., Nosedá, O., & Roussouly, P. (2007). Sagittal balance of the pelvis-spine complex and lumbar degenerative diseases. A comparative study about 85 cases. *European Spine Journal: Official Publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 16(9), 1459-1467. <https://doi.org/10.1007/s00586-006-0294-6>
- Barrey, C., Roussouly, P., Le Huec, J.-C., D'Acunzi, G., & Perrin, G. (2013). Compensatory mechanisms contributing to keep the sagittal balance of the spine. *European Spine Journal*, 22(6), 834-841. <https://doi.org/10.1007/s00586-013-3030-z>
- Barrey, C., Roussouly, P., Perrin, G., & Le Huec, J.-C. (2011). Sagittal balance disorders in severe degenerative spine. Can we identify the compensatory mechanisms? *European Spine Journal*, 20(5), 626. <https://doi.org/10.1007/s00586-011-1930-3>
- Battié, M. C., Videman, T., & Parent, E. (2004). Lumbar disc degeneration : Epidemiology and genetic influences. *Spine*, 29(23), 2679-2690. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000146457.83240.eb>

- Benson P, Y., & Stephen L, O. (2006). *A method for calculating the exact angle required during pedicle subtraction osteotomy for fixed sagittal deformity : Comparison with the trigonometric method—PubMed*. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17041517/>
- Berge, C. (1998). Heterochronic processes in human evolution : An ontogenetic analysis of the hominid pelvis. *American Journal of Physical Anthropology*, 105(4), 441-459. [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1096-8644\(199804\)105:4<441::AID-AJPA4>3.0.CO;2-R](https://doi.org/10.1002/(SICI)1096-8644(199804)105:4<441::AID-AJPA4>3.0.CO;2-R)
- Berjano, P., & Aebi, M. (2015). Pedicle subtraction osteotomies (PSO) in the lumbar spine for sagittal deformities. *European Spine Journal*, 24(1), 49-57. <https://doi.org/10.1007/s00586-014-3670-7>
- Berjano, P., Cecchinato, R., Damilano, M., Morselli, C., Sansone, V., & Lamartina, C. (2013). Preoperative calculation of the necessary correction in sagittal imbalance surgery : Validation of three predictive methods. *European Spine Journal: Official Publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 22 Suppl 6(Suppl 6), S847-852. <https://doi.org/10.1007/s00586-013-3025-9>
- Berthonnaud, E., Dimnet, J., Roussouly, P., & Labelle, H. (2005). Analysis of the sagittal balance of the spine and pelvis using shape and orientation parameters. *Journal of Spinal Disorders & Techniques*, 18(1), 40-47. <https://doi.org/10.1097/01.bsd.0000117542.88865.77>
- Bittersohl, B., Freitas, J., Zaps, D., Schmitz, M. R., Bomar, J. D., Muhamad, A. R., & Hosalkar, H. S. (2013). EOS Imaging of the Human Pelvis : Reliability, Validity, and Controlled Comparison with Radiography. *JBJS*, 95(9), e58. <https://doi.org/10.2106/JBJS.K.01591>
- Bourret, S., Cerpa, M., Kelly, M. P., Hasegawa, K., Hey, H. W. D., Wong, H.-K., Liu, G., Sardar, Z. M., Riahi, H., Lenke, L. G., & Le Huec, J. C. (2022). Correlation analysis of the PI-LL mismatch according to the pelvic incidence from a database of 468 asymptomatic volunteers. *European Spine Journal*, 31(6), 1413-1420. <https://doi.org/10.1007/s00586-021-07087-6>
- Bouyer, J. (2017). *Méthodes statistiques*. Vuibert. <https://www.cairn-sciences.info/methodes-statistiques--9782311660074.htm>

- Bredow, J., Meyer, C., Oikonomidis, S., Kernich, C., Kernich, N., Hofstetter, C. P., Heck, V. J., Eysel, P., & Prasse, T. (2022). Long-term Radiological and Clinical Outcome after Lumbar Spinal Fusion Surgery in Patients with Degenerative Spondylolisthesis: A Prospective 6-Year Follow-up Study. *Orthopaedic Surgery, 14*(8), 1607-1614. <https://doi.org/10.1111/os.13350>
- Breiman, L. (2001). Random Forests. *Machine Learning, 45*(1), 5-32. <https://doi.org/10.1023/A:1010933404324>
- Bridwell, K. H., Lewis, S. J., Lenke, L. G., Baldus, C., & Blanke, K. (2003). Pedicle subtraction osteotomy for the treatment of fixed sagittal imbalance. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume, 85*(3), 454-463. <https://doi.org/10.2106/00004623-200303000-00009>
- Cabitza, F., Locoro, A., & Banfi, G. (2018). Machine Learning in Orthopedics: A Literature Review. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology, 6*, 75. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2018.00075>
- Carter, O., & Haynes, S. (1987). Prevalence Rates for Scoliosis in US Adults: Results from the First National Health and Nutrition Examination Survey | *International Journal of Epidemiology* | Oxford Academic. <https://academic.oup.com/ije/article-abstract/16/4/537/684315?redirectedFrom=fulltext>
- Cervantes, J., Garcia-Lamont, F., Rodríguez-Mazahua, L., & Lopez, A. (2020). A comprehensive survey on support vector machine classification: Applications, challenges and trends. *Neurocomputing, 408*, 189-215. <https://doi.org/10.1016/j.neucom.2019.10.118>
- Champagne, P.-O., Walsh, C., Diabira, J., Plante, M.-É., Wang, Z., Boubez, G., & Shedid, D. (2019). Sagittal Balance Correction Following Lumbar Interbody Fusion: A Comparison of the Three Approaches. *Asian Spine Journal, 13*(3), 450-458. <https://doi.org/10.31616/asj.2018.0128>
- Cheng, X., Zhang, K., Sun, X., Zhao, C., Li, H., & Zhao, J. (2017). Analysis of compensatory mechanisms in the pelvis and lower extremities in patients with pelvic incidence and lumbar lordosis mismatch. *Gait & Posture, 56*, 14-18. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.04.041>

- Chicco, D., Warrens, M. J., & Jurman, G. (2021). The coefficient of determination R-squared is more informative than SMAPE, MAE, MAPE, MSE and RMSE in regression analysis evaluation. *PeerJ Computer Science*, 7, e623. <https://doi.org/10.7717/peerj-cs.623>
- Cornelio, C., Donini, M., Loreggia, A., Pini, M. S., & Rossi, F. (2021). Voting with random classifiers (VORACE): Theoretical and experimental analysis. *Autonomous Agents and Multi-Agent Systems*, 35(2), 22. <https://doi.org/10.1007/s10458-021-09504-y>
- D'Amico, S., Batigne, S., Bourbonnière, J., & Fredette, N. (2014). *Le corps humain : Comprendre notre organisme et son fonctionnement* (Québec Amérique).
- Delacour, H., Servonnet, A., Perrot, A., Vigezzi, J., & Ramirez, J. (2005). ROC (receiver operating characteristic) curve: Principles and application in biology. *Annales de biologie clinique*, 63, 145-154.
- Delin, C., Silvera, S., Bassinet, C., Thelen, P., Rehel, J.-L., Legmann, P., & Folinais, D. (2014). Ionizing radiation doses during lower limb torsion and anteversion measurements by EOS stereoradiography and computed tomography. *European Journal of Radiology*, 83(2), 371-377. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2013.10.026>
- Diebo, B. G., Ferrero, E., Lafage, R., Challier, V., Liabaud, B., Liu, S., Vital, J.-M., Errico, T. J., Schwab, F. J., & Lafage, V. (2015). Recruitment of compensatory mechanisms in sagittal spinal malalignment is age and regional deformity dependent: A full-standing axis analysis of key radiographical parameters. *Spine*, 40(9), 642-649. <https://doi.org/10.1097/BRS.0000000000000844>
- Drake, R. L., Mitchell, A. W. M., & Duparc, F. (2020). *Gray's Anatomie—Les fiches*. Elsevier Masson SAS.
- Dubousset, J. (1994). Three-dimensional analysis of the scoliotic deformity. The pediatric spine: Principles and practice. *Raven Press Ltd, New York*.
- Dubousset, J., Charpak, G., Skalli, W., de Guise, J., Kalifa, G., & Wicart, P. (2008). [Skeletal and spinal imaging with EOS system]. *Archives De Pédiatrie: Organe Officiel De La Société Française De Pédiatrie*, 15(5), 665-666. [https://doi.org/10.1016/S0929-693X\(08\)71868-2](https://doi.org/10.1016/S0929-693X(08)71868-2)
- Duval-Beaupère, G., Schmidt, C., & Cosson, P. (1992). A Barycentremetric study of the sagittal shape of spine and pelvis: The conditions required for an economic standing position. *Annals of Biomedical Engineering*, 20(4), 451-462. <https://doi.org/10.1007/BF02368136>



- El-Galaly, A., Grazal, C., Kappel, A., Nielsen, P. T., Jensen, S. L., & Forsberg, J. A. (2020). Can Machine-learning Algorithms Predict Early Revision TKA in the Danish Knee Arthroplasty Registry? *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 478(9), 2088-2101. <https://doi.org/10.1097/CORR.0000000000001343>
- Escott, B. G., Ravi, B., Weathermon, A. C., Acharya, J., Gordon, C. L., Babyn, P. S., Kelley, S. P., & Narayanan, U. G. (2013). EOS Low-Dose Radiography: A Reliable and Accurate Upright Assessment of Lower-Limb Lengths. *JBJS*, 95(23), e183. <https://doi.org/10.2106/JBJS.L.00989>
- Evaniew, N., Swamy, G., Jacobs, W. B., Bouchard, J., Cho, R., Manson, N. A., Rampersaud, Y. R., Paquet, J., Bailey, C. S., Johnson, M., Attabib, N., Fisher, C. G., McIntosh, G., & Thomas, K. C. (2022). Lumbar Fusion Surgery for Patients With Back Pain and Degenerative Disc Disease: An Observational Study From the Canadian Spine Outcomes and Research Network. *Global Spine Journal*, 12(8), 1676-1686. <https://doi.org/10.1177/2192568220985470>
- Evgeniou, T., & Pontil, M. (2011). *Support Vector Machines: Theory and Applications*. [https://doi.org/DOI:10.1007/3-540-44673-7\\_12](https://doi.org/DOI:10.1007/3-540-44673-7_12)
- Faundez, A., Roussouly, P., & Le Huec, J.-C. (2011). Analyse de l'équilibre sagittal du rachis: Une révolution dans les approches thérapeutiques des pathologies dégénératives lombaires. *Revue médicale suisse*, 7(322), 2470.
- Ferrero, E., Liabaud, B., Challier, V., Lafage, R., Diebo, B. G., Vira, S., Liu, S., Vital, J. M., Ilharreborde, B., Protopsaltis, T. S., Errico, T. J., Schwab, F. J., & Lafage, V. (2016). Role of pelvic translation and lower-extremity compensation to maintain gravity line position in spinal deformity. *Journal of Neurosurgery. Spine*, 24(3), 436-446. <https://doi.org/10.3171/2015.5.SPINE14989>
- Figueiredo, D., Júnior, S., & Rocha, E. (2011). What is R2 all about? *Leviathan-Cadernos de Pesquisa Política*, 3, 60-68. <https://doi.org/10.11606/issn.2237-4485.lev.2011.132282>
- Fusellier, M., Clouet, J., Gauthier, O., Tryfonidou, M., Le Visage, C., & Guicheux, J. (2020). Degenerative lumbar disc disease: In vivo data support the rationale for the selection of appropriate animal models. *European Cells & Materials*, 39, 18-47. <https://doi.org/10.22203/eCM.v039a02>
- Gangnet, N., Dumas, R., Pomeroy, V., Mitulescu, A., Skalli, W., & Vital, J.-M. (2006). Three-dimensional spinal and pelvic alignment in an asymptomatic population. *Spine*, 31(15), E507-512. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000224533.19359.89>

- Géron, A. (2019). *Hands-On Machine Learning with Scikit-Learn, Keras, and TensorFlow, 2nd Edition* (O'Reilly Media). O'Reilly Media, Inc. <https://www.oreilly.com/library/view/hands-on-machine-learning/9781492032632/>
- Glaser, D. A., Doan, J., & Newton, P. O. (2012). Comparison of 3-dimensional spinal reconstruction accuracy: Biplanar radiographs with EOS versus computed tomography. *Spine*, 37(16), 1391-1397. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3182518a15>
- Glassman, S. D., Bridwell, K., Dimar, J. R., Horton, W., Berven, S., & Schwab, F. (2005). The impact of positive sagittal balance in adult spinal deformity. *Spine*, 30(18), 2024-2029. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000179086.30449.96>
- Gödde, S., Fritsch, E., Dienst, M., & Kohn, D. (2003). Influence of cage geometry on sagittal alignment in instrumented posterior lumbar interbody fusion—PubMed. *Spine*. <https://doi.org/10.1097/01.BRS.0000083167.78853.D5>
- Goldstein, J. A., Macenski, M. J., Griffith, S. L., & McAfee, P. C. (2001). Lumbar sagittal alignment after fusion with a threaded interbody cage. *Spine*, 26(10), 1137-1142. <https://doi.org/10.1097/00007632-200105150-00009>
- Gupta, M. C., Gupta, S., Kelly, M. P., & Bridwell, K. H. (2020). Pedicle Subtraction Osteotomy. *JBJS Essential Surgical Techniques*, 10(1), e0028.1-11. <https://doi.org/10.2106/JBJS.ST.19.00028>
- Hallager, D., Hansen, L., Dragsted, C., Gehrchen, M., & Dahl, B. (2014, juillet 16). *Clinical correlation of SRS-Schwab Classification with HRQOL measures in a prospective non-US cohort of ASD patients*.
- Harcourt-Smith, W. H. E. (2010). The First Hominins and the Origins of Bipedalism. *Evolution: Education and Outreach*, 3(3), Article 3. <https://doi.org/10.1007/s12052-010-0257-6>
- Harris, I. A., Traeger, A., Stanford, R., Maher, C. G., & Buchbinder, R. (2018). Lumbar spine fusion: What is the evidence? *Internal Medicine Journal*, 48(12), 1430-1434. <https://doi.org/10.1111/imj.14120>
- Harroud, A., Labelle, H., Joncas, J., & Mac-Thiong, J.-M. (2013). Global sagittal alignment and health-related quality of life in lumbosacral spondylolisthesis. *European Spine Journal*, 22(4), 849-856. <https://doi.org/10.1007/s00586-012-2591-6>

- Hasegawa, K., Okamoto, M., Hatsushikano, S., Shimoda, H., Ono, M., & Watanabe, K. (2016). Normative values of spino-pelvic sagittal alignment, balance, age, and health-related quality of life in a cohort of healthy adult subjects. *European Spine Journal*, 25(11), 3675-3686. <https://doi.org/10.1007/s00586-016-4702-2>
- Hastie, T., Tibshirani, R., & Friedman, J. (2009). *The Elements of Statistical Learning Data Mining, Inference, and Prediction* (2nd ed. 2009, Corr. 9th printing 2017). Springer.
- Hira, K., Nagata, K., Hashizume, H., Asai, Y., Oka, H., Tsutsui, S., Takami, M., Iwasaki, H., Muraki, S., Akune, T., Iidaka, T., Kawaguchi, H., Nakamura, K., Yoshida, M., Tanaka, S., Yoshimura, N., & Yamada, H. (2021). Relationship of sagittal spinal alignment with low back pain and physical performance in the general population. *Scientific Reports*, 11(1), Article 1. <https://doi.org/10.1038/s41598-021-00116-w>
- Hiyama, A., Katoh, H., Sakai, D., Sato, M., & Watanabe, M. (2022). Effects of preoperative sagittal spinal imbalance on pain after lateral lumbar interbody fusion. *Scientific Reports*, 12(1), Article 1. <https://doi.org/10.1038/s41598-022-06389-z>
- Humbert, L., De Guise, J. A., Aubert, B., Godbout, B., & Skalli, W. (2009). 3D reconstruction of the spine from biplanar X-rays using parametric models based on transversal and longitudinal inferences. *Medical Engineering & Physics*, 31(6), 681-687. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2009.01.003>
- Hyun, S.-J., Han, S., Kim, Y. B., Kim, Y. J., Kang, G.-B., & Cheong, J.-Y. (2019). Predictive formula of ideal lumbar lordosis and lower lumbar lordosis determined by individual pelvic incidence in asymptomatic elderly population. *European Spine Journal: Official Publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 28(9), 1906-1913. <https://doi.org/10.1007/s00586-019-05955-w>
- Ilharreborde, B., Steffen, J. S., Nectoux, E., Vital, J. M., Mazda, K., Skalli, W., & Obeid, I. (2011). Angle measurement reproducibility using EOS three-dimensional reconstructions in adolescent idiopathic scoliosis treated by posterior instrumentation. *Spine*, 36(20), E1306-1313. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3182293548>
- Illés, T., & Somoskeöy, S. (2012). The EOS™ imaging system and its uses in daily orthopaedic practice. *International Orthopaedics*, 36(7), 1325-1331. <https://doi.org/10.1007/s00264-012-1512-y>
- Itoi, E. (1991). Roentgenographic analysis of posture in spinal osteoporotics. *Spine*, 16(7), 750-756. <https://doi.org/10.1097/00007632-199107000-00011>

- Iyer, S., Lenke, L. G., Nemani, V. M., Albert, T. J., Sides, B. A., Metz, L. N., Cunningham, M. E., & Kim, H. J. (2016). Variations in Sagittal Alignment Parameters Based on Age : A Prospective Study of Asymptomatic Volunteers Using Full-Body Radiographs. *Spine*, *41*(23), 1826-1836. <https://doi.org/10.1097/BRS.0000000000001642>
- Jackson, R. P., & McManus, A. C. (1994). Radiographic analysis of sagittal plane alignment and balance in standing volunteers and patients with low back pain matched for age, sex, and size. A prospective controlled clinical study. *Spine*, *19*(14), 1611-1618. <https://doi.org/10.1097/00007632-199407001-00010>
- Jones, S., Martin, R. D., & Pilbeam, D. (1997). *The Cambridge Encyclopedia of Human Evolution*. Cambridge University Press.
- Kim, M. K., Lee, S.-H., Kim, E.-S., Eoh, W., Chung, S.-S., & Lee, C.-S. (2011). The impact of sagittal balance on clinical results after posterior interbody fusion for patients with degenerative spondylolisthesis : A Pilot study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, *12*(1), 69. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-12-69>
- Kim, S. B., Heo, Y. M., Hwang, C. M., Kim, T. G., Hong, J. Y., Won, Y. G., Ham, C. U., Min, Y. K., & Yi, J. W. (2018). Reliability of the EOS Imaging System for Assessment of the Spinal and Pelvic Alignment in the Sagittal Plane. *Clinics in Orthopedic Surgery*, *10*(4), 500-507. <https://doi.org/10.4055/cios.2018.10.4.500>
- Klein, P., & Sommerfeld, P. (2008). *Biomécanique des membres inférieurs : Bases et concepts, bassin, membres inférieurs* (Elsevier Masson).
- Kofi Nti, I., Nyarko-Boateng, O., & Aning, J. (2021). Performance of Machine Learning Algorithms with Different K Values in K-fold Cross-Validation. *International Journal of Information Technology and Computer Science*. <https://doi.org/10.5815/ijitcs.2021.06.05>
- Kohavi, R. (1995). A study of cross-validation and bootstrap for accuracy estimation and model selection. *Proceedings of the 14th international joint conference on Artificial intelligence - Volume 2*, 1137-1143.
- Kotti, M., Duffell, L. D., Faisal, A. A., & McGregor, A. H. (2017). Detecting knee osteoarthritis and its discriminating parameters using random forests. *Medical Engineering & Physics*, *43*, 19-29. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2017.02.004>

- Kunze, K. N., Karhade, A. V., Sadauskas, A. J., Schwab, J. H., & Levine, B. R. (2020). Development of Machine Learning Algorithms to Predict Clinically Meaningful Improvement for the Patient-Reported Health State After Total Hip Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*, 35(8), 2119-2123. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2020.03.019>
- Lafage, R., Schwab, F., Challier, V., Henry, J. K., Gum, J., Smith, J., Hostin, R., Shaffrey, C., Kim, H. J., Ames, C., Scheer, J., Klineberg, E., Bess, S., Burton, D., Lafage, V., & International Spine Study Group. (2016). Defining Spino-Pelvic Alignment Thresholds : Should Operative Goals in Adult Spinal Deformity Surgery Account for Age? *Spine*, 41(1), 62-68. <https://doi.org/10.1097/BRS.0000000000001171>
- Lafage, V., Blondel, B., Smith, J. S., Boachie-Adjei, O., Hostin, R. A., Burton, D., Mundis, G., Klineberg, E., Ames, C., Akbarnia, B., Bess, S., Schwab, F., & International Spine Study Group. (2014). Preoperative Planning for Pedicle Subtraction Osteotomy : Does Pelvic Tilt Matter? *Spine Deformity*, 2(5), 358-366. <https://doi.org/10.1016/j.jspd.2014.05.006>
- Lafage, V., Schwab, F., Patel, A., Hawkinson, N., & Farcy, J.-P. (2009). Pelvic tilt and truncal inclination : Two key radiographic parameters in the setting of adults with spinal deformity. *Spine*, 34(17), E599-606. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181aad219>
- Lafage, V., Schwab, F., Skalli, W., Hawkinson, N., Gagey, P.-M., Ondra, S., & Farcy, J.-P. (2008). Standing balance and sagittal plane spinal deformity : Analysis of spinopelvic and gravity line parameters. *Spine*, 33(14), 1572-1578. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e31817886a2>
- Lamartina, C., Berjano, P., Petruzzi, M., Sinigaglia, A., Casero, G., Cecchinato, R., Damilano, M., & Bassani, R. (2012). Criteria to restore the sagittal balance in deformity and degenerative spondylolisthesis. *European Spine Journal*, 21(1), 27-31. <https://doi.org/10.1007/s00586-012-2236-9>
- Lampignano, J. P., & Kendrick, L. E. (2019). *Positions et incidences*. Elsevier Masson. <https://www.elsevier.com/fr-fr/connect/imagerie-medicale/positions-et-incidences-en-radiologie-conventionnelle>
- Law, M., Ma, W.-K., Lau, D., Cheung, K., Ip, J., Yip, L., & Lam, W. (2018). Cumulative effective dose and cancer risk for pediatric population in repetitive full spine follow-up imaging : How micro dose is the EOS microdose protocol? *European Journal of Radiology*, 101, 87-91. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2018.02.015>

- Le Huec, J. C., Demezon, H., & Aunoble, S. (2015). Sagittal parameters of global cervical balance using EOS imaging: Normative values from a prospective cohort of asymptomatic volunteers. *European Spine Journal: Official Publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 24(1), 63-71. <https://doi.org/10.1007/s00586-014-3632-0>
- Le Huec, J. C., Leijssen, P., Duarte, M., & Aunoble, S. (2011). Thoracolumbar imbalance analysis for osteotomy planification using a new method: FBI technique. *European Spine Journal*, 20(Suppl 5), 669-680. <https://doi.org/10.1007/s00586-011-1935-y>
- Le Huec, J. C., Thompson, W., Mohsinaly, Y., Barrey, C., & Faundez, A. (2019). Sagittal balance of the spine. *European Spine Journal: Official Publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 28(9), 1889-1905. <https://doi.org/10.1007/s00586-019-06083-1>
- Le Huec, J.-C., Aunoble, S., Pellet, N., Sibilla, F., Saddiki, R., & Roussouly, P. (2011). Importance de l'analyse de l'équilibre sagittal dans les lombalgies. Rôle de la balance spino-pelvienne dans les indications chirurgicales. *Revue du Rhumatisme*, 78, S92-S100. [https://doi.org/10.1016/S1169-8330\(11\)70019-9](https://doi.org/10.1016/S1169-8330(11)70019-9)
- Le Huec, J.-C., Faundez, A., Dominguez, D., Hoffmeyer, P., & Aunoble, S. (2015a). Evidence showing the relationship between sagittal balance and clinical outcomes in surgical treatment of degenerative spinal diseases: A literature review. *International Orthopaedics*, 39(1), 87-95. <https://doi.org/10.1007/s00264-014-2516-6>
- Le Huec, J.-C., Faundez, A., Dominguez, D., Hoffmeyer, P., & Aunoble, S. (2015b). Evidence showing the relationship between sagittal balance and clinical outcomes in surgical treatment of degenerative spinal diseases: A literature review. *International Orthopaedics*, 39(1), 87-95. <https://doi.org/10.1007/s00264-014-2516-6>
- Lee, C. S., Park, S. J., Chung, S. S., & Lee, K. H. (2013). The effect of simulated knee flexion on sagittal spinal alignment: Novel interpretation of spinopelvic alignment. *European Spine Journal*, 22(5), 1059-1065. <https://doi.org/10.1007/s00586-013-2661-4>
- Lee, S.-H., Kim, K.-T., Suk, K.-S., Lee, J.-H., Seo, E.-M., & Huh, D.-S. (2011). Sagittal decompensation after corrective osteotomy for lumbar degenerative kyphosis: Classification and risk factors. *Spine*, 36(8), E538-544. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181f45a17>



- Legaye, J., & Duval-Beaupère, G. (2005). Sagittal plane alignment of the spine and gravity : A radiological and clinical evaluation. *Acta Orthopaedica Belgica*, 71(2), 213-220.
- Legaye, J., Duval-Beaupère, G., Hecquet, J., & Marty, C. (1998). Pelvic incidence : A fundamental pelvic parameter for three-dimensional regulation of spinal sagittal curves. *European Spine Journal: Official Publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 7(2), 99-103. <https://doi.org/10.1007/s005860050038>
- Legaye, J., Hecquet, J., Marty, C., & Duval-Beaupère. (1993). *Equilibre sagittal du rachis. Relations entre bassin et courbures rachidiennes sagittales en position debout.*
- Lepetit, K. (2018). *Évaluation biomécanique des capacités musculo-squelettiques lors de la transition assis / debout au moyen d'une centrale inertielle en situation écologique.*
- Ling, F. P., Chevillotte, T., leglise, A., Thompson, W., Bouthors, C., & Le Huec, J.-C. (2018). Which parameters are relevant in sagittal balance analysis of the cervical spine? A literature review. *European Spine Journal*, 27(1), 8-15. <https://doi.org/10.1007/s00586-018-5462-y>
- Lonstein, J. E., & Carlson, J. M. (1984). The prediction of curve progression in untreated idiopathic scoliosis during growth. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 66(7), 1061-1071.
- Lovejoy, C. O. (2005). The natural history of human gait and posture. Part 1. Spine and pelvis. *Gait & Posture*, 21(1), 95-112. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.01.001>
- Mac-Thiong, J.-M., Roussouly, P., Berthonnaud, E., & Guigui, P. (2011). Age- and sex-related variations in sagittal sacropelvic morphology and balance in asymptomatic adults. *European Spine Journal: Official Publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 20 Suppl 5, 572-577. <https://doi.org/10.1007/s00586-011-1923-2>
- Mc Fadden, S., Roding, T., de Vries, G., Benwell, M., Bijwaard, H., & Scheurleer, J. (2018). Digital imaging and radiographic practise in diagnostic radiography : An overview of current knowledge and practice in Europe. *Radiography (London, England: 1995)*, 24(2), 137-141. <https://doi.org/10.1016/j.radi.2017.11.004>

- Merrill, R., Kim, J., Leven, D., Kim, J., & Cho, S. (2017). Beyond Pelvic Incidence–Lumbar Lordosis Mismatch : The Importance of Assessing the Entire Spine to Achieve Global Sagittal Alignment. *Global Spine Journal*, 7, 219256821769940. <https://doi.org/10.1177/2192568217699405>
- Michael F. O'Brien, MD, Timothy R. Kuklo, MD, Kathy M. Blanke, RN, & Lawrence G. Lenke, MD. (2008). *Radiographic Measurement Manual—Spinal Deformity Study Group* (Medtronic Sofamor Danek). Medtronic.
- Nakajima, H., Matsuo, H., Naruse, H., Watanabe, S., Honjoh, K., Shoji, K., Kubota, A., & Matsumine, A. (2022). Clinical impact of short limited lumbar fusion for adult spinal deformity with postural and radiological abnormalities. *Scientific Reports*, 12(1), Article 1. <https://doi.org/10.1038/s41598-022-23933-z>
- Nakashima, J., & Duong, H. (2022). Radiology, Image Production and Evaluation. In *StatPearls*. StatPearls Publishing. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK553145/>
- Nault, M.-L., Beauséjour, M., Roy-Beaudry, M., Mac-Thiong, J.-M., de Guise, J., Labelle, H., & Parent, S. (2020). A Predictive Model of Progression for Adolescent Idiopathic Scoliosis Based on 3D Spine Parameters at First Visit. *Spine*, 45(9), 605-611. <https://doi.org/10.1097/brs.00000000000003316>
- Neal, C. J., McClendon, J., Halpin, R., Acosta, F. L., Koski, T., & Ondra, S. L. (2011). Predicting ideal spinopelvic balance in adult spinal deformity. *Journal of Neurosurgery. Spine*, 15(1), 82-91. <https://doi.org/10.3171/2011.2.SPINE1018>
- Nérot, A., Choisne, J., Amabile, C., Travert, C., Pillet, H., Wang, X., & Skalli, W. (2015). A 3D reconstruction method of the body envelope from biplanar X-rays : Evaluation of its accuracy and reliability. *Journal of Biomechanics*, 48(16), 4322-4326. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.10.044>
- Netter, F. H. (2019). *Atlas of Human Anatomy* (5th édition). Elsevier Saunders.
- Nornadiah Mohd, R., & Yap Bee, W. (2011). Power Comparisons of Shapiro-Wilk, Kolmogorov-Smirnov, Lilliefors and Anderson-Darling Tests. *Journal of statistical modeling and analytics*. [https://www.researchgate.net/publication/267205556\\_Power\\_Comparisons\\_of\\_Shapiro-Wilk\\_Kolmogorov-Smirnov\\_Lilliefors\\_and\\_Anderson-Darling\\_Tests](https://www.researchgate.net/publication/267205556_Power_Comparisons_of_Shapiro-Wilk_Kolmogorov-Smirnov_Lilliefors_and_Anderson-Darling_Tests)



- Obeid, I., Hauger, O., Aunoble, S., Bourghli, A., Pellet, N., & Vital, J.-M. (2011). Global analysis of sagittal spinal alignment in major deformities : Correlation between lack of lumbar lordosis and flexion of the knee. *European Spine Journal*, *20*(5), 681. <https://doi.org/10.1007/s00586-011-1936-x>
- Pedersen, P. H., Petersen, A. G., Østgaard, S. E., Tvedebrink, T., & Eiskjær, S. P. (2018). EOS Micro-dose Protocol: First Full-spine Radiation Dose Measurements in Anthropomorphic Phantoms and Comparisons with EOS Standard-dose and Conventional Digital Radiology. *Spine*, *43*(22), E1313-E1321. <https://doi.org/10.1097/BRS.0000000000002696>
- Pellisé, F., Vila-Casademunt, A., Ferrer, M., Domingo-S bat, M., Bag , J., Pérez-Grueso, F. J. S., Alanay, A., Mannion, A. F., Acaroglu, E., & European Spine Study Group, ESSG. (2015). Impact on health related quality of life of adult spinal deformity (ASD) compared with other chronic conditions. *European Spine Journal: Official Publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, *24*(1), 3-11. <https://doi.org/10.1007/s00586-014-3542-1>
- Pratali, R., Diebo, B., & Schwab, F. (2017). Adult spine deformity—An overview of radiographic and clinical considerations. *Coluna/Columna*, *16*, 149-152. <https://doi.org/10.1590/s1808-185120171602166754>
- Pritchett, J. W., & Bortel, D. T. (1993). Degenerative symptomatic lumbar scoliosis. *Spine*, *18*(6), 700-703. <https://doi.org/10.1097/00007632-199305000-00004>
- Protopsaltis, T., Schwab, F., Bronsard, N., Smith, J. S., Klineberg, E., Mundis, G., Ryan, D. J., Hostin, R., Hart, R., Burton, D., Ames, C., Shaffrey, C., Bess, S., Errico, T., Lafage, V., & International Spine Study Group. (2014). TheT1 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. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, *96*(19), 1631-1640. <https://doi.org/10.2106/JBJS.M.01459>
- Rajaei, S. S., Bae, H. W., Kanim, L. E. A., & Delamarter, R. B. (2012). Spinal fusion in the United States: Analysis of trends from 1998 to 2008. *Spine*, *37*(1), 67-76. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e31820cccfb>
- Reisener, M.-J., Pumberger, M., Shue, J., Girardi, F. P., & Hughes, A. P. (2020). Trends in lumbar spinal fusion-a literature review. *Journal of Spine Surgery (Hong Kong)*, *6*(4), 752-761. <https://doi.org/10.21037/jss-20-492>

- Rémy, N., & Dechamps, F. (2020, octobre 12). *Confiance des processus de codécision Homme-IA dans les applications de classification supervisée*. Congrès Lambda Mu 22 « Les risques au cœur des transitions » (e-congrès) - 22e Congrès de Maîtrise des Risques et de Sécurité de Fonctionnement, Institut pour la Maîtrise des Risques. <https://hal.science/hal-03347880>
- Rose, P. S., Bridwell, K. H., Lenke, L. G., Cronen, G. A., Mulconrey, D. S., Buchowski, J. M., & Kim, Y. J. (2009). Role of pelvic incidence, thoracic kyphosis, and patient factors on sagittal plane correction following pedicle subtraction osteotomy. *Spine*, 34(8), 785-791. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e31819d0c86>
- Roussouly, P., & Berthonnaud, E. (2008). *Analyse géométrique et mécanique de la lordose lombaire dans une population de 160 adultes asymptomatiques : Essai de classification—EM consulte*. <https://www.em-consulte.com/article/147604/analyse-geometrique-et-mecanique-de-la-lordose-lom>
- Roussouly, P., Berthonnaud, E., & Dimnet, J. (2003). [Geometrical and mechanical analysis of lumbar lordosis in an asymptomatic population : Proposed classification]. *Revue De Chirurgie Orthopedique Et Reparatrice De L'appareil Moteur*, 89(7), 632-639.
- Roussouly, P., Gollogly, S., Berthonnaud, E., & Dimnet, J. (2005). Classification of the normal variation in the sagittal alignment of the human lumbar spine and pelvis in the standing position. *Spine*, 30(3), 346-353. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000152379.54463.65>
- Roussouly, P., & Pinheiro-Franco, J. L. (2011). Sagittal parameters of the spine : Biomechanical approach. *European Spine Journal: Official Publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 20 Suppl 5, 578-585. <https://doi.org/10.1007/s00586-011-1924-1>
- Salomon, J. A., Haagsma, J. A., Davis, A., de Noordhout, C. M., Polinder, S., Havelaar, A. H., Cassini, A., Devleeschauwer, B., Kretzschmar, M., Speybroeck, N., Murray, C. J. L., & Vos, T. (2015). Disability weights for the Global Burden of Disease 2013 study. *The Lancet. Global Health*, 3(11), e712-723. [https://doi.org/10.1016/S2214-109X\(15\)00069-8](https://doi.org/10.1016/S2214-109X(15)00069-8)
- Schober, P., & Vetter, T. R. (2021). Logistic Regression in Medical Research. *Anesthesia & Analgesia*, 132(2), 365. <https://doi.org/10.1213/ANE.0000000000005247>

- Schwab, F., Dubey, A., Gamez, L., El Fegoun, A. B., Hwang, K., Pagala, M., & Farcy, J.-P. (2005). Adult scoliosis : Prevalence, SF-36, and nutritional parameters in an elderly volunteer population. *Spine*, 30(9), 1082-1085. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000160842.43482.cd>
- Schwab, F. J., Blondel, B., Bess, S., Hostin, R., Shaffrey, C. I., Smith, J. S., Boachie-Adjei, O., Burton, D. C., Akbarnia, B. A., Mundis, G. M., Ames, C. P., Kebaish, K., Hart, R. A., Farcy, J.-P., Lafage, V., & International Spine Study Group (ISSG). (2013). Radiographical spinopelvic parameters and disability in the setting of adult spinal deformity : A prospective multicenter analysis. *Spine*, 38(13), E803-812. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e318292b7b9>
- Schwab, F., Lafage, V., Boyce, R., Skalli, W., & Farcy, J.-P. (2006). Gravity line analysis in adult volunteers : Age-related correlation with spinal parameters, pelvic parameters, and foot position. *Spine*, 31(25), E959-967. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000248126.96737.0f>
- Shimizu, T., Cerpa, M., & Lenke, L. G. (2021). Understanding sagittal compensation in adult spinal deformity patients : Relationship between pelvic tilt and lower-extremity position. *Journal of Neurosurgery: Spine*, 1(aop), 1-8. <https://doi.org/10.3171/2021.1.SPINE201660>
- Skoyles, J. R. (2006). Human balance, the evolution of bipedalism and dysequilibrium syndrome. *Medical Hypotheses*, 66(6), 1060-1068. <https://doi.org/10.1016/j.mehy.2006.01.042>
- Smith, J. S., Klineberg, E., Schwab, F., Shaffrey, C. I., Moal, B., Ames, C. P., Hostin, R., Fu, K.-M. G., Burton, D., Akbarnia, B., Gupta, M., Hart, R., Bess, S., Lafage, V., & International Spine Study Group. (2013). Change in classification grade by the SRS-Schwab Adult Spinal Deformity Classification predicts impact on health-related quality of life measures : Prospective analysis of operative and nonoperative treatment. *Spine*, 38(19), 1663-1671. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e31829ec563>
- Smith-Bindman, R., Kwan, M. L., Marlow, E. C., Theis, M. K., Bolch, W., Cheng, S. Y., Bowles, E. J. A., Duncan, J. R., Greenlee, R. T., Kushi, L. H., Pole, J. D., Rahm, A. K., Stout, N. K., Weinmann, S., & Miglioretti, D. L. (2019). Trends in Use of Medical Imaging in US Health Care Systems and in Ontario, Canada, 2000-2016. *JAMA*, 322(9), 843-856. <https://doi.org/10.1001/jama.2019.11456>
- Sperandei, S. (2014). Understanding logistic regression analysis. *Biochimica Medica*, 24(1), 12-18. <https://doi.org/10.11613/BM.2014.003>

- Stephens, G. C., Yoo, J. U., & Wilbur, G. (1996). Comparison of lumbar sagittal alignment produced by different operative positions. *Spine*, *21*(15), 1802-1806; discussion 1807. <https://doi.org/10.1097/00007632-199608010-00016>
- Tibshirani, R. (1996). Regression Shrinkage and Selection via the Lasso. *Journal of the Royal Statistical Society. Series B (Methodological)*, *58*(1), 267-288.
- Ting, K. M. (2010). Confusion Matrix. In C. Sammut & G. I. Webb (Éds.), *Encyclopedia of Machine Learning* (p. 209-209). Springer US. [https://doi.org/10.1007/978-0-387-30164-8\\_157](https://doi.org/10.1007/978-0-387-30164-8_157)
- Vaz, G., Roussouly, P., Berthonnaud, E., & Dimnet, J. (2002). Sagittal morphology and equilibrium of pelvis and spine. *European Spine Journal: Official Publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, *11*(1), 80-87. <https://doi.org/10.1007/s005860000224>
- Vernazza, S., Alexandrov, A., & Massion, J. (1996). Is the center of gravity controlled during upper trunk movements? *Neuroscience Letters*, *206*(2-3), 77-80.
- Vialle, E., Schleifer, D., Carneiro, A., Colina, O., & Vialle, L. R. (2015). CHANGES IN RADIOGRAPHIC PARAMETERS AFTER MINIMALLY INVASIVE LUMBAR INTERBODY FUSION. *Coluna/Columna*, *14*, 265-267. <https://doi.org/10.1590/S1808-185120151404152744>
- Vialle, R., Levassor, N., Rillardon, L., Templier, A., Skalli, W., & Guigui, P. (2005). Radiographic analysis of the sagittal alignment and balance of the spine in asymptomatic subjects. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, *87*(2), 260-267. <https://doi.org/10.2106/JBJS.D.02043>
- Yang, M., Yang, C., Ni, H., Zhao, Y., & Li, M. (2016). The Relationship between T1 Sagittal Angle and Sagittal Balance : A Retrospective Study of 119 Healthy Volunteers. *PLoS ONE*, *11*(8), e0160957. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0160957>
- Yoshihara, H., Hasegawa, K., Okamoto, M., Hatsushikano, S., & Watanabe, K. (2018). Relationship between sagittal radiographic parameters and disability in patients with spinal disease using 3D standing analysis. *Orthopaedics & Traumatology, Surgery & Research: OTSR*, *104*(7), 1017-1023. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2018.07.009>
- Zhang, Z. (2016). Introduction to machine learning : K-nearest neighbors. *Annals of Translational Medicine*, *4*(11), 218. <https://doi.org/10.21037/atm.2016.03.37>

Zou, H., & Hastie, T. (2005). Regularization and Variable Selection via the Elastic Net. *Journal of the Royal Statistical Society. Series B (Statistical Methodology)*, 67(2), 301-3