

Etude sur un modèle musculaire personnalisé

Dans les deux parties précédentes, les caractéristiques musculaires des patients avec une scoliose lombaire et les relations avec l'alignement du rachis ont été explorées. Afin d'essayer de mieux comprendre les contraintes exercées sur le rachis, dans cette dernière étude, nous avons utilisé un modèle musculosquelettique personnalisé en combinant les données de la stéréoradiographie et de l'IRM musculaire. Ce travail a été réalisé en étroite collaboration avec l'équipe d'ingénieurs de l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, tout particulièrement : M. Van den Abbeele, P. Sudres, C. Amabile et B. Moal.

6.1. Comparaison des forces et moments exercés en L4L5 chez les adultes avec et sans déformations rachidiennes, à partir d'un modèle spécifique personnalisé

6.1.1. Introduction

Dans la chirurgie de correction des scolioses de l'adulte, les complications mécaniques sont fréquentes (jusqu'à 40% dans certaines séries) (15,59,182). La scoliose dégénérative est un processus multifactoriel lié à plusieurs phénomènes dégénératifs sur le disque, les muscles et les tissus mous, mais aussi le système nerveux. Lors d'un défaut de l'alignement rachidien, des mécanismes de compensation sont mis en jeu et le système musculaire est activé afin de maintenir une posture équilibrée avec un regard horizontal. Mais ceci est responsable d'une importante consommation d'énergie avec un système musculaire potentiellement altéré par les phénomènes dégénératifs. Par ailleurs, la chirurgie de correction des scolioses de l'adulte est associée à de fréquentes complications mécaniques (59,61,62).

Afin d'analyser les forces exercées, plusieurs types de modèles musculaires ont été développés : modèles d'optimisation qui permettent de simplifier la formule, modèles EMG mais qui ne permettent pas une analyse des muscles profonds ou des modèles associant les deux. Néanmoins, il existe une grande variabilité interindividuelle en termes de morphologie, de caractéristiques de la déformation et de mise en jeu des mécanismes de compensation (154,177,183–186). Devant cette variabilité interindividuelle et pour mieux comprendre les forces et moments exercés, il semblait donc nécessaire d'avoir un modèle musculaire personnalisé, tel celui développé par Pomero, Vital et Skalli, qui a ensuite été réactualisé par Amabile (183).

L'objectif de cette étude était de décrire les forces et moments exercés en L4L5 chez les sujets asymptomatiques et les adultes avec déformation rachidienne.

6.1.2. Matériel et méthodes

Patients

Dans cette étude prospective, menée entre 2016 et 2018, dans 3 centres, deux groupes de sujets ont été constitués à partir de cohortes d'études en cours. Un groupe de sujets asymptomatiques sans déformation de plus de plus de 60 ans issus du travail de master de C. Maillot (2017) et un groupe de patients de plus de 50 ans avec une déformation du rachis (angle de Cobb de plus de 20°, et/ou SVA de plus de 4 cm, et/ou version pelvienne de plus de 20°) issus de ce travail de thèse et de la thèse de B. Moal (2014) (132). Les critères d'exclusion comprenaient les patients avec un antécédent de chirurgie de la colonne vertébrale et les autres causes de scolioses (c.-à-d. neurologique, congénitale, traumatique, néoplasique).

Analyse radiographique

Tous les patients avaient des radiographies biplanaires du rachis entier, debout, avec le système EOS (EOS imaging, Paris, France). Les radiographies étaient réalisées selon le protocole standardisé décrit précédemment (figure 55).

Dans le plan coronal, l'angle de Cobb de la courbure lombaire principale a été mesuré. L'alignement coronal global était mesuré avec la gîte coronale de T1 (GCT1). Dans le plan axial, la rotation axiale intervertébrale (RAI) était définie comme la rotation de la vertèbre supérieure par rapport à la vertèbre sous-jacente. Dans le plan sagittal, les paramètres rachidiens mesurés étaient la lordose L1S1, la cyphose T1T12, et les paramètres pelviens avec l'incidence pelvienne (IP), la version pelvienne (VP), et la pente sacrée (PS). L'alignement sagittal global était mesuré avec la gîte sagittale de T1 (GST1) (78).

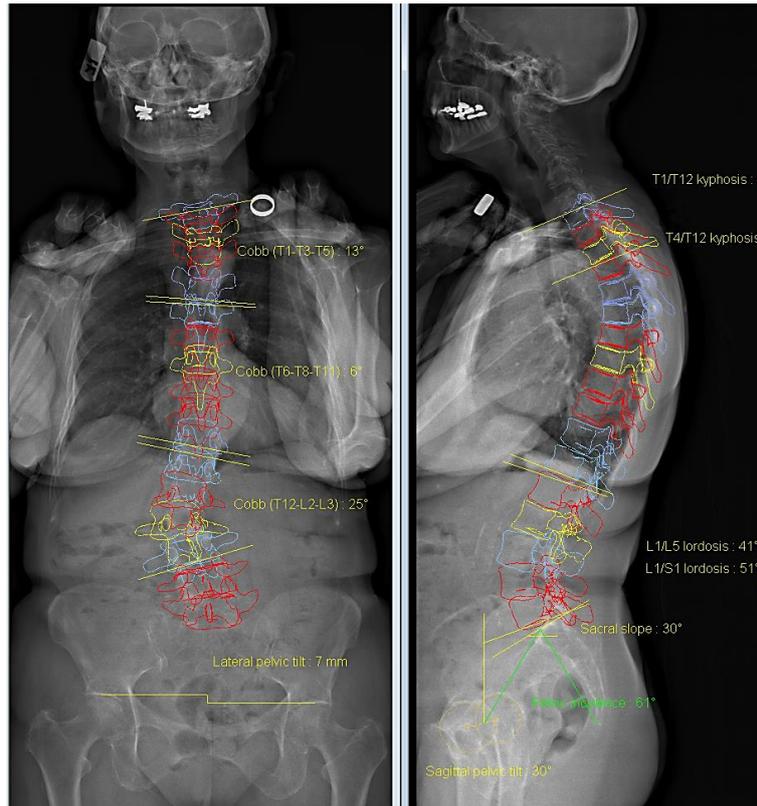


Figure 55. Reconstructions 3D avec le logiciel Stéeros.

Analyse IRM

Tous les patients avaient une IRM de la vertèbre C7 jusqu'aux condyles fémoraux, selon le protocole DIXON 2 points et en utilisant la méthode DPSO présentés dans les études précédentes.

Les muscles suivants ont été étudiés chez les patients : trapèze, rhomboïde, grand dorsal, les érecteurs du rachis (spinalis, longissimus et iliocostalis), droits abdominaux, psoas-iliaques, carrés des lombes, obliques (externes, internes et transverses), long et court biceps fémoral, semi-tendineux, semi-membraneux, quadriceps (vaste latéral, vaste médial, droit antérieur), sartorius, gracilis, tenseur du fascia lata, adducteurs et pectoraux (petit et grand). Afin d'être comparable aux deux populations asymptomatiques, le volume musculaire des patients a été calculé à partir de la vertèbre T12 et le volume relatif de chaque muscle par rapport au volume musculaire total a aussi été calculé.

Ensuite, les enveloppes corporelles ont également été reconstruites à partir des images EOS et IRM (160). Puis, la fusion entre les images EOS debout et IRM en position couchée a été faite à partir de l'acquisition points de référence visibles sur les 2 images (figure 56) (179).

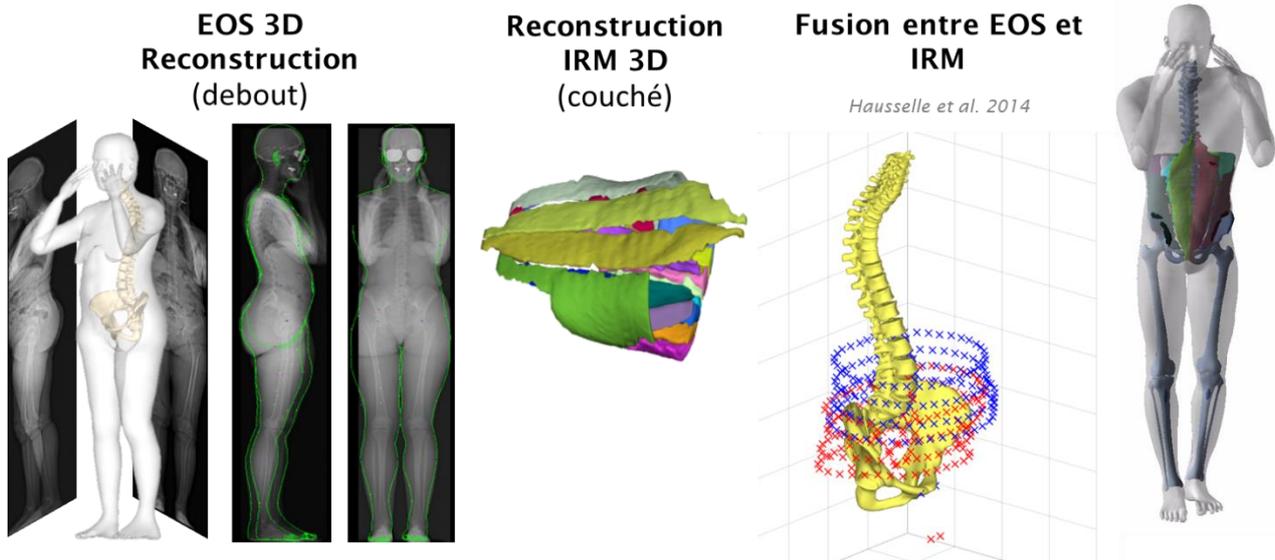


Figure 56. Explication du processus de fusion entre les données de l'EOS et de l'IRM : 1/ reconstruction 3D du rachis et de l'enveloppe corporelle avec EOS, 2/ reconstruction 3D des muscles à l'IRM, 3/ acquisition de points de repères anatomiques identiques sur EOS et IRM, 4/ fusion des données (W. Skalli).

Modèle musculaire

Un modèle de régulation musculaire personnalisé a ensuite été utilisé (124,160,187). Ce modèle, initialement développé par Pomero et al. avait pour postulat que les muscles agissaient en protecteurs du rachis afin de diminuer les forces exercées sur le disque et les articulations, pour que celles-ci restent inférieures aux seuils de 5N/m pour les moments, de 1500N pour les forces en compression et de 300N pour les forces en cisaillement (183). Ce modèle permettait ainsi l'analyse des forces externes exercées, F_{ext} (la masse au-dessus du niveau vertébral considéré) et des forces internes réactionnelles des muscles, F_{mu} et des articulations, F_{art} , selon la formule : $F_{ext} = F_{mu} + F_{art}$

Analyse statistique

Les forces et moments exercés en L4L5 ont été comparés avant et après régulation musculaire dans chaque groupe (figure 57). Puis les forces et moments ont été comparés entre les patients et les sujets asymptomatiques. Enfin, les corrélations entre paramètres radiographiques et forces exercées ont été analysées.

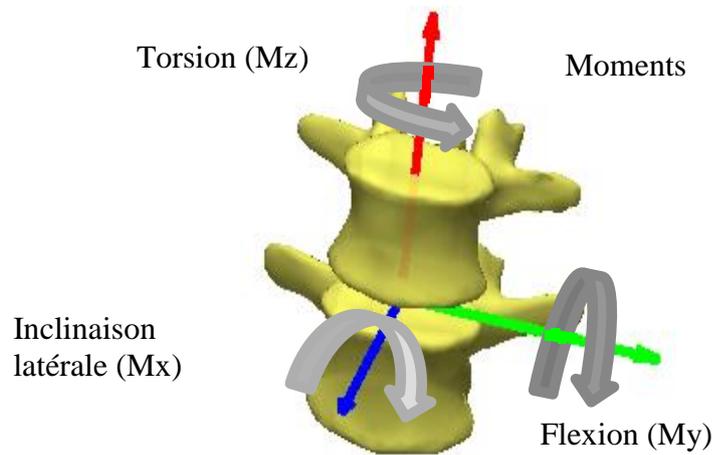
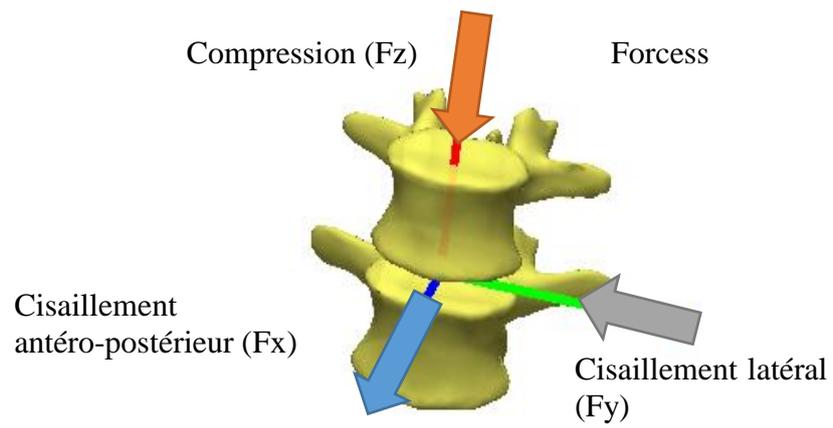


Figure 57. Représentation schématique des forces et moments considérés dans le modèle (W. Skalli).

6.1.3. Résultats

Patients

Douze patients avec déformation rachidienne et onze sujets asymptomatiques sans déformation ont été inclus. L'âge moyen était de 63 ± 8 ans, l'IMC moyen de 24 ± 5 kg/m². Il existait une majorité de femmes (91%), sans différence démographique significative entre les 2 groupes.

Données radiographiques

L'angle de Cobb moyen des patients avec déformations était de $47^\circ \pm 12$. La gîte coronale était plus importante dans le groupe avec déformation ($3,4^\circ \pm 2,5$) que dans le groupe de sujets asymptomatiques ($2,1^\circ \pm 1,4$, $p=0,04$). Les paramètres sagittaux sont résumés dans le Tableau 36. Les patients avec déformation rachidienne avaient une lordose lombaire significativement moins importante et une version pelvienne significativement plus élevée.

	Patients avec déformation (n=12)		Sujets sans déformation (n=11)		P
	Moyenne	DS	Moyenne	DS	
Incidence pelvienne (°)	58	11	54	11	0.35
Version pelvienne (°)	24	7	18	6	0.04
Lordose lombaire (°)	18	31	53	11	0.04
Cyphose thoracique (°)	53	13	58	10	0.18
GST1 (°)	4.5	5.9	4.5	2.4	0.99

Tableau 36. Comparaison des paramètres radiographiques entre les sujets avec et sans déformation (n=23).

Comparaison des forces et moments avant et après régulation

Une grande variabilité interindividuelle des forces exercées était observée. Dans les deux groupes, la régulation musculaire permettait une diminution significative des forces de cisaillement antéro-postérieures exercées (figure 58).

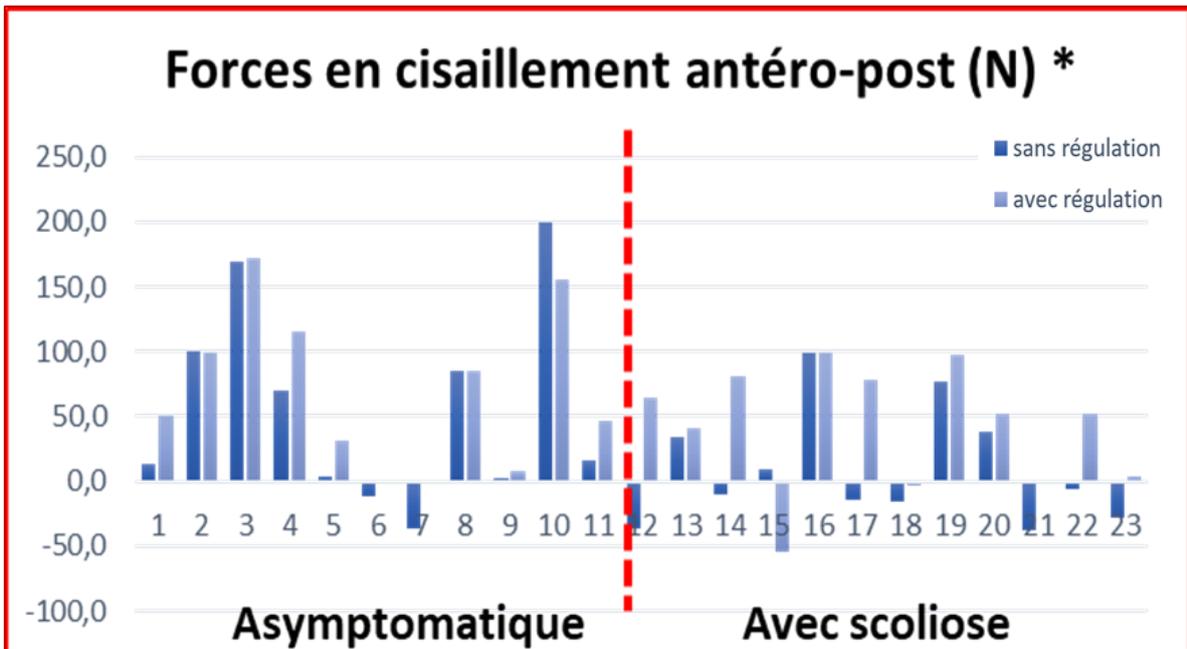


Figure 58. Histogramme des forces en cisaillement antéro-postérieures avant et après régulation.

Les forces en cisaillement latérales étaient également diminuées dans les deux groupes après régulations musculaires mais sans que cela ne soit significatif (figure 59).

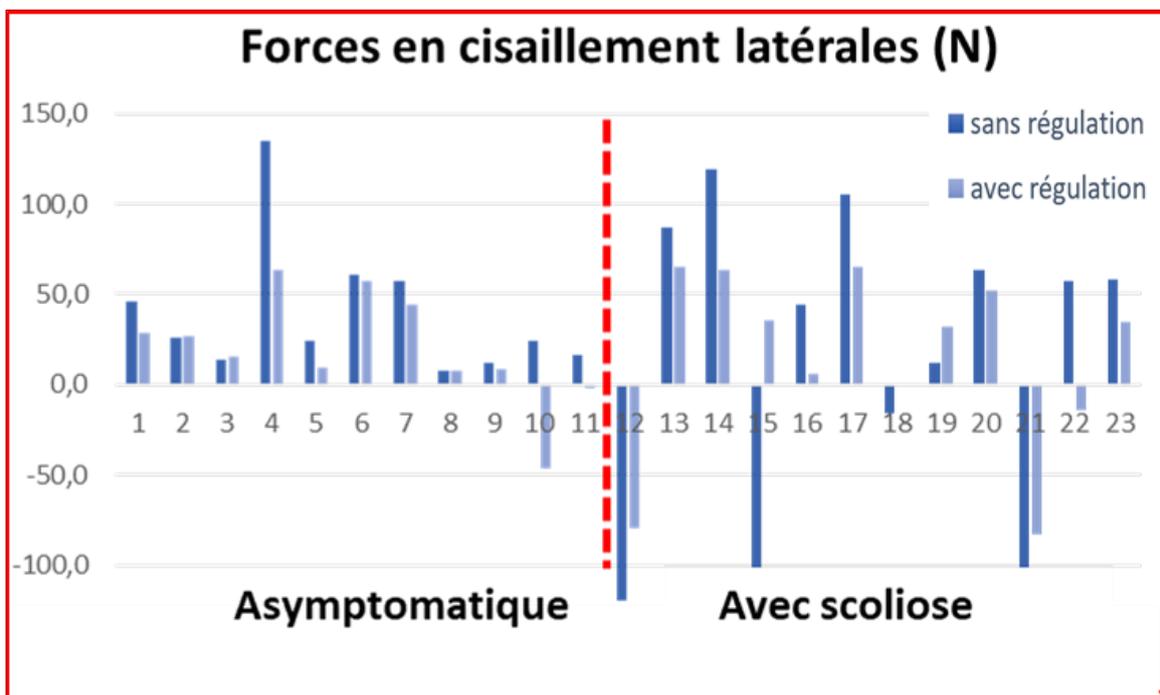


Figure 59. Histogramme des forces en cisaillement latéral avant et après régulation.

En revanche, la régulation musculaire entraînait une augmentation significative des forces en compression et ceci dans les deux groupes (figure 60).

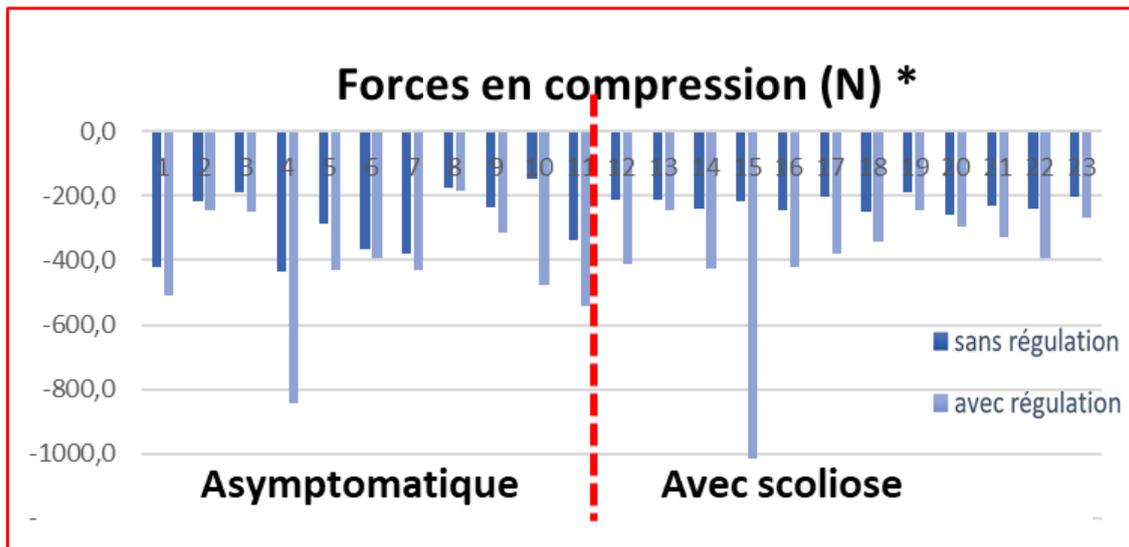


Figure 60. Histogramme des forces en compression avant et après régulation.

La comparaison des moments avant et après régulation ne montrait pas de différence significative. Néanmoins, la variabilité entre les sujets était plus importante avant régulation (figure 61). De plus, pour l'ensemble des sujets, l'ensemble des moments dans les 3 plans étaient diminués et inférieurs à 5 N/m après régulation, excepté pour le sujet 15 dans le plan antéro-postérieur (figure 62).

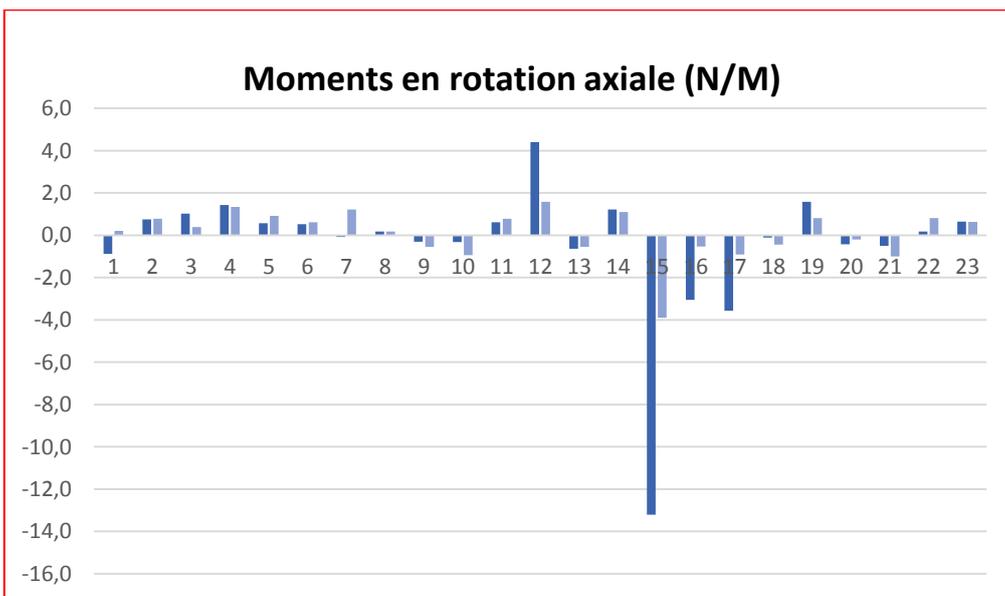
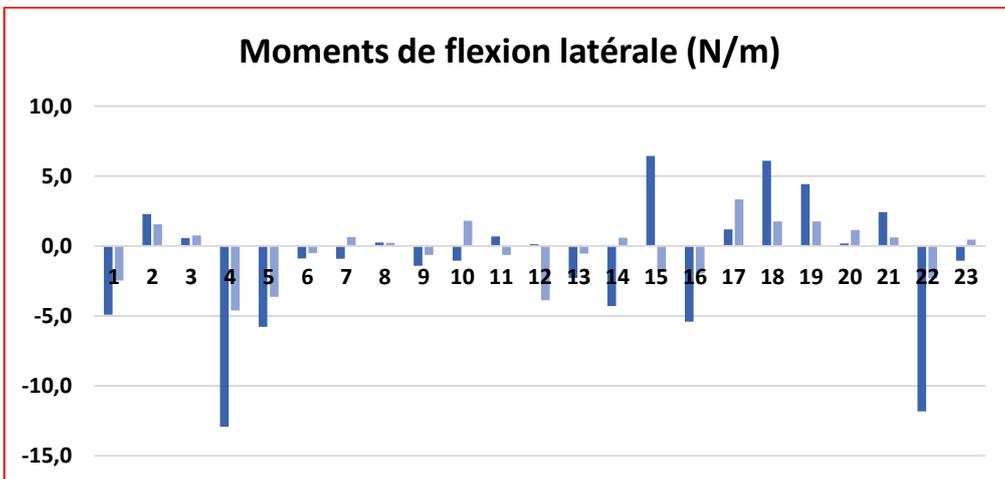
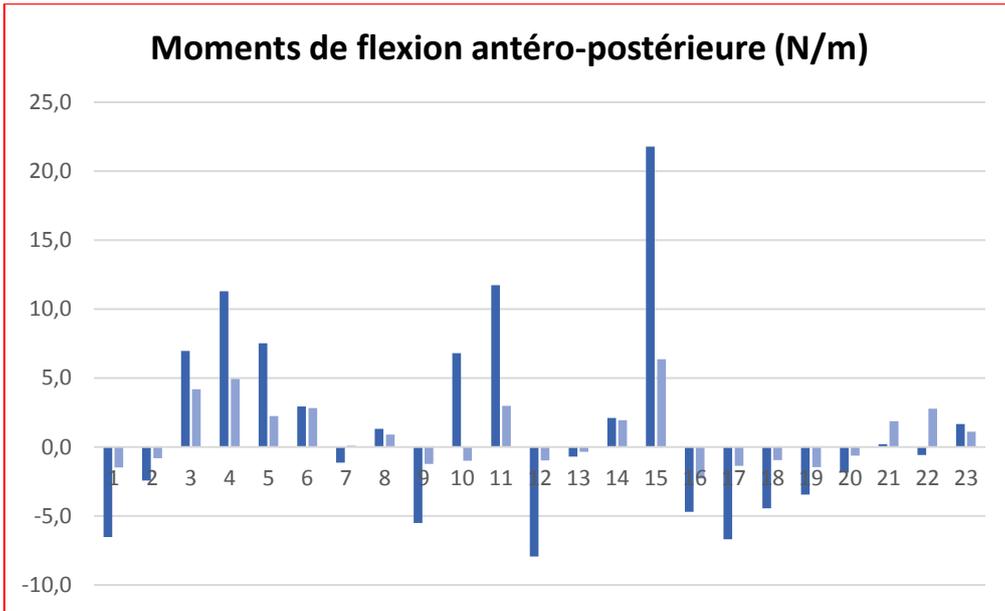


Figure 61. Histogrammes des 3 types de moments avant et après régulation musculaire.

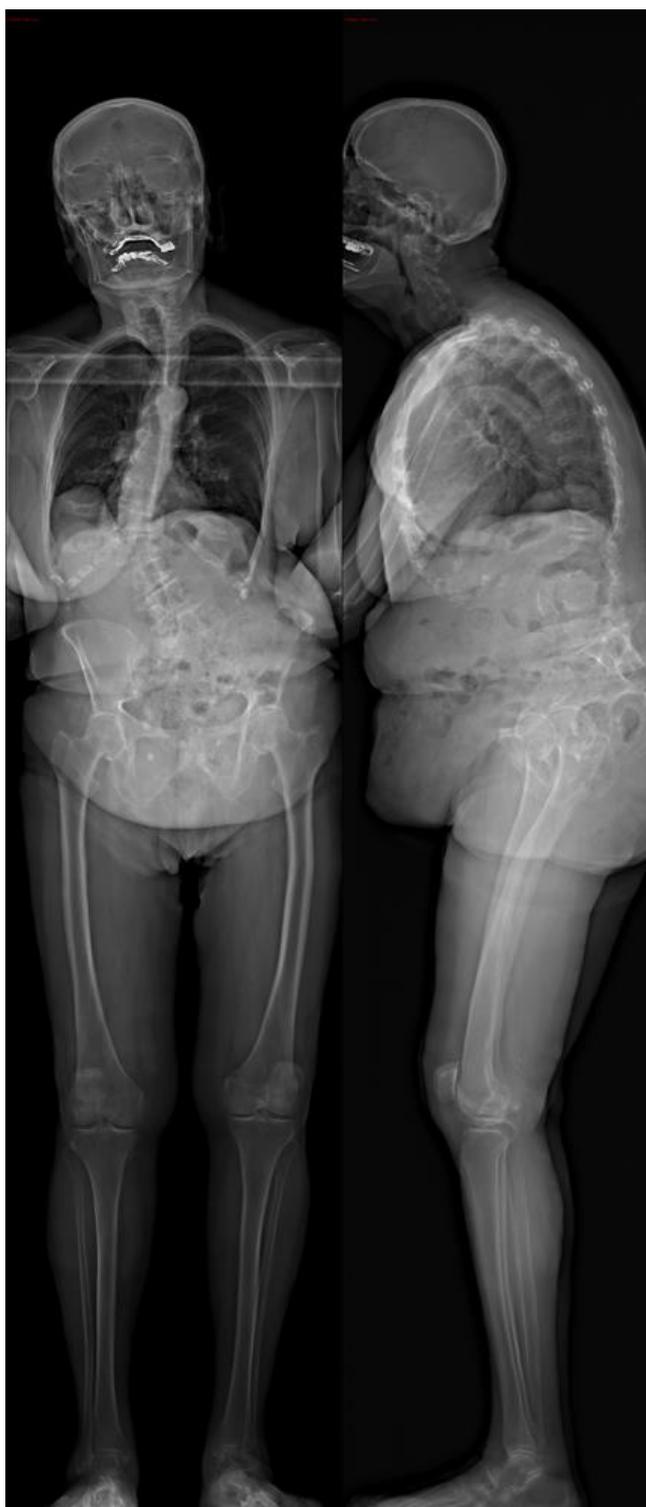


Figure 62. Radiographies de face et de profil de la patiente 15, 82 ans, en déséquilibre sagittal et coronal, malgré la mise en jeu des mécanismes de compensation : GST1 11°, ODHA 16°, manque de lordose 23°, version pelvienne 24°, angle de Cobb 53°, dislocation rotatoire L3L4.

Comparaison des forces et moments après régulation entre les groupes (Tableau 37)

Il n'existait pas de différence significative entre les groupes en termes compression axiale, de forces en flexion-extension ou en inclinaison latérale, après régulation ($p > 0,05$).

Il en était de même pour les moments ($p > 0,05$).

	Patients avec déformation (n=12)		Sujets sans déformation (n=11)		P
	Moyenne	DS	Moyenne	DS	
Force antéro-postérieure (N)	69	60	43	47	0.25
Force médio-latérale (N)	19	30	15	52	0.80
Force en compression (N)	420	182	397	205	0.78
Moment de flexion latéral (N/m)	0.7	2.1	0.1	2.1	0.49
Moment de flexion antéro-postérieure (N/m)	1.2	2.3	0.5	2.4	0.47
Moment de rotation (N/m)	0.4	0.7	0.2	1.4	0.17

Tableau 37. Comparaison des forces et moments après régulation entre les patients avec et sans déformation (n=23).

Corrélation des paramètres radiographiques avec les forces et moments exercés.

De tous les paramètres radiographiques, seul l'équilibre sagittal global avec la GST1 était bien corrélé aux forces en compression axiale ($R=0,514$, $p<0,05$), aux moments en flexion-extension ($R=0,829$, $p<0,05$) et en compression ($R=0,591$, $p<0,05$). L'IMC était également corrélé aux forces en compression axiale et aux moments en flexion-extension ($R>0,620$, $p<0,05$).

6.1.4. Discussion

Ce modèle personnalisé a permis d'étudier les relations entre troubles posturaux et les contraintes appliquées au rachis. Bien qu'il s'agisse d'un travail préliminaire, les résultats montraient que l'importante variabilité interindividuelle des forces et moments exercés avant régulation était diminuée après régulation. De plus, la régulation musculaire diminuait les forces exercées en cisaillement mais augmentait les forces en compression et diminuait les 3 types de moments exercés.

Des relations entre le défaut d'alignement sagittal et des forces en compression ou des moments en flexion extension plus élevés ont été observées, mettant en évidence des

contraintes plus importantes exercées sur le disque, les articulations et une sollicitation musculaire plus importante dans ces situations de gîte antérieure. Ceci pourrait être une explication à la dégénérescence plus rapide de certains niveaux rachidiens lors d'un défaut d'alignement, notamment en postopératoire. De plus, l'augmentation des forces en compression en cas de défaut d'alignement sagittal permet d'expliquer, lorsque ces forces s'appliquent sur un disque oblique (comme dans le cas d'une déformation coronale), l'apparition d'un listhésis latéral associé à une rotation, correspondant au faux spondylolisthésis sur les projections radiographique 2D et illustrant par là-même l'intérêt d'une analyse 3D.

Dans cette étude, les forces de compression avant régulation variaient de 148 N à 433 N, elles étaient inférieures aux valeurs retrouvées par Gagnon et al. et Hajihosseinali et al. de 420 N et 475 N, respectivement. Ces différences peuvent être due à la fois à la morphologie des patients, au niveau vertébral considéré mais aussi à l'orientation spatiale du disque (179,186). Après régulation, les forces de compression étaient augmentées et variaient de 181 N à 1014 N.

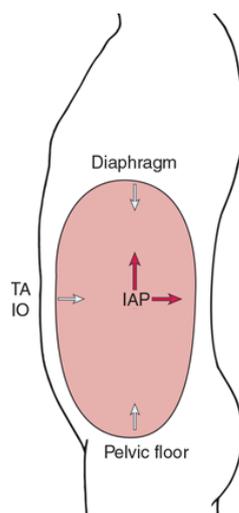
Sur la série globale, la variabilité interindividuelle était plus grande avant régulation. La régulation musculaire permettait aussi une diminution des moments et dans cette série, après régulation, l'ensemble des moments est inférieur à la valeur seuil de 5N/m, excepté pour les moments de flexion antéro-postérieur et de rotation axiale du patient 15 en grande gîte antérieure. Ainsi, ces résultats renforcent le postulat de protection du rachis par le système musculaire.

Concernant la méthodologie de cette étude, le système de régulation musculaire proposé par Pomero et al. a été utilisé car il représente une approche intéressante pour la modélisation des muscles de la colonne vertébrale : en utilisant comme postulat de départ une stratégie de contrôle des contraintes rachidiennes par les muscles (183). Pour l'utilisation de ce modèle, la fusion des données entre reconstructions EOS et IRM, telle que proposée par Hausselle et al. mise en œuvre pour le rachis ne présentait pas de difficultés particulières, à la seule condition qu'un nombre suffisant de points de contrôle soit défini sur les vertèbres et les enveloppes corporelles EOS et IRM, puisque l'IRM était réalisée en position couchée (179).

Limites

Cette étude a plusieurs limites. Il s'agit d'une étude préliminaire et une analyse sur une plus grande série de patients avec une déformation rachidienne semble indispensable. De plus,

une validation supplémentaire du modèle basée sur des mesures EMG serait nécessaire, même si la validité du modèle avait été vérifiée dans l'étude initiale (183). De plus, l'analyse du modèle était limitée à un seul niveau. La combinaison d'un modèle à plusieurs niveaux avec un modèle d'élément fini permettrait une étude plus complète de la posture et du mouvement. Cependant, l'analyse posturale est une première étape essentielle vers une meilleure compréhension de la relation entre alignement postural et contrainte vertébrale. Cette étude montre que même certains sujets asymptomatiques avaient une posture non économique, nécessitant une régulation musculaire permanente, pouvant être aussi responsable de fatigue musculaire et douleurs (188). Par ailleurs, chez les sujets âgés la diminution de l'activité des muscles antagonistes n'a pas été prise en compte (189). Enfin, le rôle de la pression abdominale sur les mouvements de flexion-extension (avec un maximum de 24 kPa) n'a pas été évaluée (figure 63). Il manque également l'analyse de l'influence de la masse et de la position des membres supérieurs.



FA Davis PT Collection - McGraw-Hill Medical.

Figure 63. Représentation schématique de la pression abdominale.

6.1.5. Conclusion

En plus de l'analyse clinique et radiographique, l'analyse de la régulation musculaire dans la scoliose apparaît intéressante pour mieux comprendre les contraintes exercées sur le rachis. Ce modèle pourrait donc être intéressant à la fois pour la prévention et la compréhension des complications mécaniques de la chirurgie en relation avec un défaut d'alignement rachidien en permettant de mieux anticiper les contraintes exercées et donc

les risques de faillite mécanique en fonction de la dégénérescence musculaire et de la déformation rachidienne de chaque patient.