

.Analyse radiographique de la déformation

La scoliose est une déformation dans les 3 plans de l'espace. Il semble donc indispensable de caractériser cette déformation par l'analyse de l'alignement coronal et sagittal, mais également par l'analyse de la rotation axiale.

3.1.1. Analyse coronale

3.1.1.1. Paramètres rachidiens

Les patients sans déformation rachidienne, ont une colonne vertébrale rectiligne dans le plan frontal : la tête et le rachis sont alignés avec le milieu de l'axe bicoxo-fémoral. Chaque courbure de la scoliose est caractérisée par l'angle de Cobb (mesuré entre les 2 vertèbres les plus inclinées) et par son apex (vertèbre horizontale, la plus tournée et la plus éloignée de la ligne médiane) (figure 13) (63).

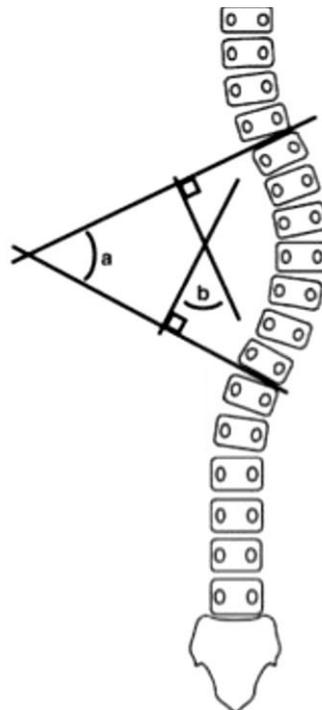


Figure 13. Mesure de l'angle de Cobb.

3.1.1.2. Paramètres de l'alignement global

L'alignement global du tronc est évalué par l'écart entre la verticale abaissée de C7 et le centre du plateau sacré ou le milieu de l'axe bicoxo-fémoral. Les patients sont considérés

en situation de gîte coronale (ou déséquilibre) si cette distance est de plus de 2 cm, avec des conséquences fonctionnelles importantes au-delà de 4cm (10,64). Cette gîte peut également être évaluée par la mesure de l'angle entre la verticale et la droite reliant C7 et le centre du plateau sacré (65,66). Un angle supérieur à 3° est considéré comme pathologique (figure 14).

Plus récemment, certains auteurs se sont intéressés à l'analyse de l'équilibre global avec le sommet de l'odontoïde, montrant une variabilité moins importante de ce paramètre entre les individus (67,68).

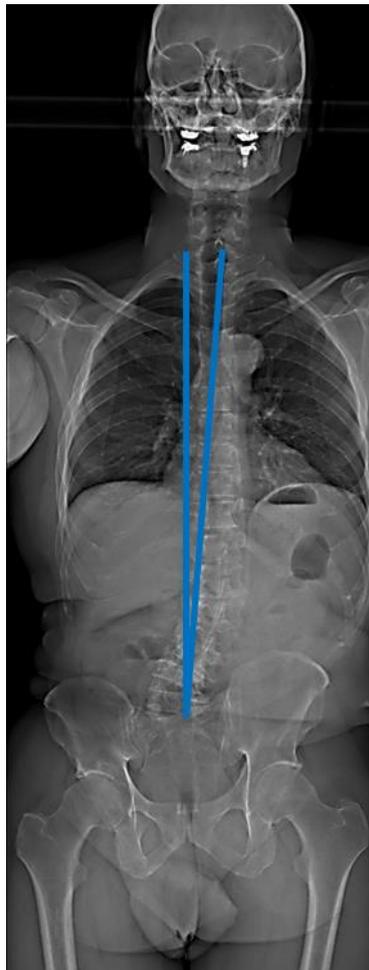


Figure 14. Mesure de la gîte coronale de C7.

3.1.2. Analyse sagittale

L'étude de l'équilibre sagittal correspond à l'analyse de l'ensemble des paramètres rachidiens, pelviens et d'équilibre global, avec le centre du corps de C7, souvent utilisé comme point de référence par rapport à un point du plateau sacré ou de l'axe bicoxo-fémoral (69,70). Dans le traitement des pathologies lombaires dégénératives, la

considération des différents paramètres pelvi-rachidiens et de l'équilibre sagittal global est essentielle. Les relations entre ces données permettent de mieux définir les objectifs de traitement (11,71) (Tableau 2).

3.1.2.1. Paramètres pelviens (figure 15)

Duval-Beaupère et al., en 1992, ont caractérisé les paramètres morphologiques et positionnels permettant d'étudier l'équilibre pelvi-rachidien dans le plan sagittal (72). En 1998, Legaye et Duval-Beaupère décrivent l'incidence pelvienne (IP), paramètre de la forme du pelvis, déterminant pour l'équilibre sagittal du rachis. L'incidence pelvienne est liée à 2 paramètres positionnels du pelvis, la pente sacrée (PS) et la version pelvienne (VP) selon la relation : $IP = VP + PS$ (73).

- Incidence pelvienne (IP)

L'incidence pelvienne est l'angle formé par la droite joignant le centre des 2 têtes fémorales et le milieu du plateau supérieur de S1, avec la perpendiculaire au plateau supérieur de S1 en son milieu. L'IP est un paramètre morphologique, qui dépend de la forme du bassin. L'IP est, en principe, invariable pour un même individu, après la fin de sa croissance (74). L'IP n'est modifiée ni par la posture du sujet, ni l'orientation du bassin, ni par les pathologies dégénératives du rachis (73).

- Version pelvienne (VP)

La version pelvienne est l'angle formé par la droite joignant le centre des 2 têtes fémorales et le milieu du plateau sacré, avec la verticale. La VP est, avec la pente sacrée, un paramètre positionnel qui définit l'orientation du bassin. Le bassin bascule autour de l'axe des têtes fémorales. En antéversion, le bassin est tourné en avant des têtes fémorales : la version pelvienne diminue. En rétroversion, le bassin est tourné en arrière des têtes fémorales : la version pelvienne augmente. Ce mécanisme permet de compenser un déséquilibre antéro-postérieur en ajustant l'orientation du plateau sacré.

- Pente sacrée (PS)

La pente sacrée est l'angle entre la tangente au plateau sacré avec l'horizontale. La pente sacrée est un paramètre positionnel. Elle reflète la position du sacrum dans le plan sagittal.

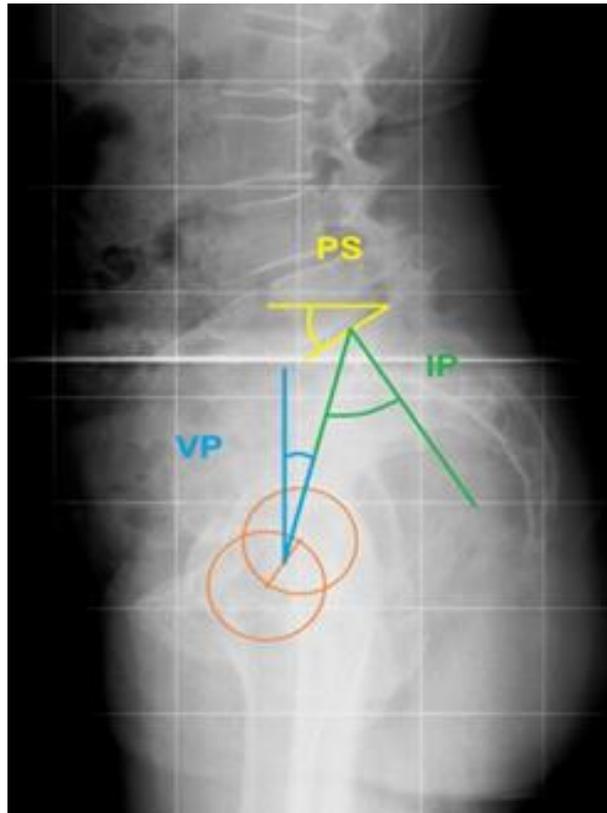


Figure 15. Mesure des paramètres pelviens : incidence pelvienne (IP), version pelvienne (VP), pente sacrée (PS).

3.1.2.2. Paramètres rachidiens (figure 16)

Les angles sont mesurés sur la radiographie de profil selon la méthode de Cobb.

- Cyphose thoracique (CT)

La cyphose thoracique est l'angle entre le plateau supérieur de la 1^e vertèbre thoracique T1 et le plateau inférieur de la 12^e vertèbre thoracique T12. Elle peut aussi se mesurer entre T4 et T12. La CT, courbure du rachis thoracique dans le plan sagittal, est le plus souvent concave en avant et convexe en arrière. La cyphose thoracique maximale (CTmax) est l'angle entre le plateau supérieur de la 1^e vertèbre thoracique et le plateau inférieur de la vertèbre transitionnelle.

- Lordose lombaire (LL)

La lordose lombaire est l'angle entre le plateau supérieur de la 1^e vertèbre lombaire L1 et le plateau sacré (S1). La LL est définie comme la courbure dans le plan sagittal du rachis lombaire, le plus souvent, convexe en avant et concave en arrière. La lordose lombaire

maximale (LLmax) est l'angle entre le plateau supérieur de la vertèbre transitionnelle et le plateau supérieur de S1.

- Vertèbre transitionnelle / point d'inflexion

La vertèbre transitionnelle est située au changement de courbure entre la cyphose thoracique et la lordose lombaire. La situation de la vertèbre transitionnelle est variable selon le profil des individus. Ainsi le nombre de vertèbres incluses dans la lordose est plus ou moins important.

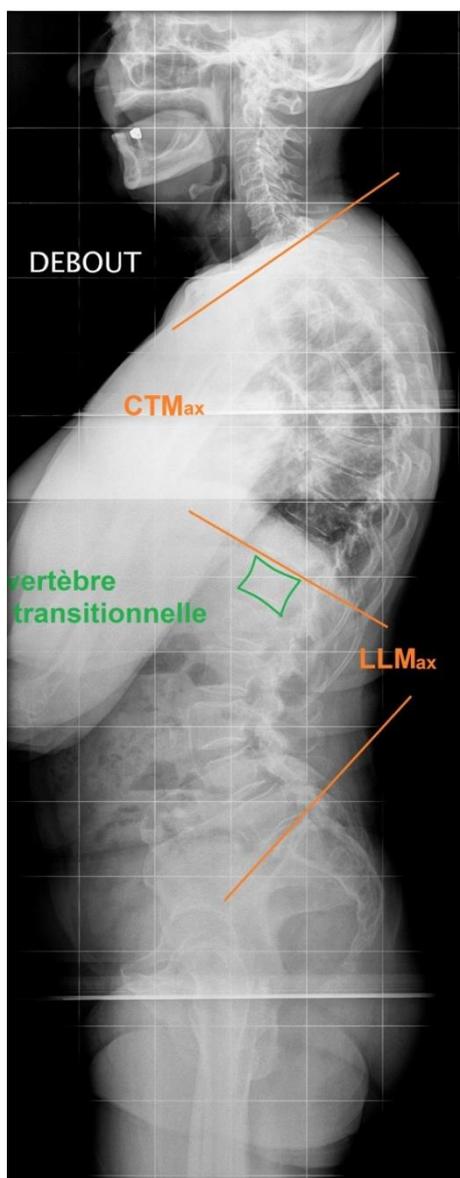


Figure 16. Mesures des paramètres rachidiens sur une radiographie de profil (cyphose thoracique maximale, CTmax ; lordose lombaire maximale, LLmax).

3.1.2.3. Paramètres de l'alignement global (figure 17)

- Gîte sagittale de C7 (GSC7)

La GSC7 est l'angle formé par la droite joignant le centre du corps de la 7^e vertèbre cervicale (C7) et le milieu du plateau sacré, avec la ligne verticale de référence (69,75). Sa valeur est positive lorsque C7 se projette en avant du milieu du plateau sacré, négative en arrière.

- Gîte sagittale de T1 (GST1)

La GST1 est l'angle formé par la droite joignant le centre du corps de la 1^e vertèbre thoracique (T1) et le milieu de l'axe bicoxo-fémoral, avec la ligne verticale de référence (69,75). Sa valeur est positive lorsque T1 se projette en avant des têtes fémorales, négative en arrière.

- Sagittal vertebral axis (SVA) ou C7 plumb line (C7PL)

La C7PL est la distance entre la projection de la verticale de C7 et le bord postéro-supérieur de la 1^e vertèbre sacrée (S1) (76,77). Ce paramètre linéaire, permettant de décrire l'équilibre sagittal global rachidien, est une valeur de référence dans la littérature internationale. Sa valeur moyenne dans une population de témoins est $0,5 \pm 2,5$ cm, elle est positive lorsque C7 se projette en avant du sacrum, négative en arrière.

Auteurs	IP	VP	PS	LL	LLmax	CT	CTmax	SVA	GST1
LEGAYE (73)	53	12	42	61	-	45	-	-	-
VIALLE (78)	55	13	41	43	60	41	41	-	-1.35
ROUSSOULY (79)	52	12	40	-	61	-	46	-	-
BERTHONNAUD (80)	52	12	40	43	-	48	-	-	-
BOULAY (81)	53	12	41	-	66	-	54	-	-
VAZ (70)	52	12	39	47	-	46	-	-	-
IYER (82)	50	15	35	57	-	46	-	-6.9	-
AMABILE sujets jeunes (68)	51	10	41	58	-	50	-	-9	-
AMABILE sujets âgés (68)	56	17	39	55	-	51	-	15	-

Tableau 2. Valeurs des paramètres radiographiques sagittaux chez les sujets asymptomatiques, sans déformation.

(IP signifie incidence pelvienne, VP version pelvienne, PS pente sacrée, LL lordose lombaire, LLmax lordose lombaire maximale, CT cyphose thoracique, CTmax cyphose thoracique maximale, SVA sagittal vertical axis et GST1 gîte sagittale de T1).

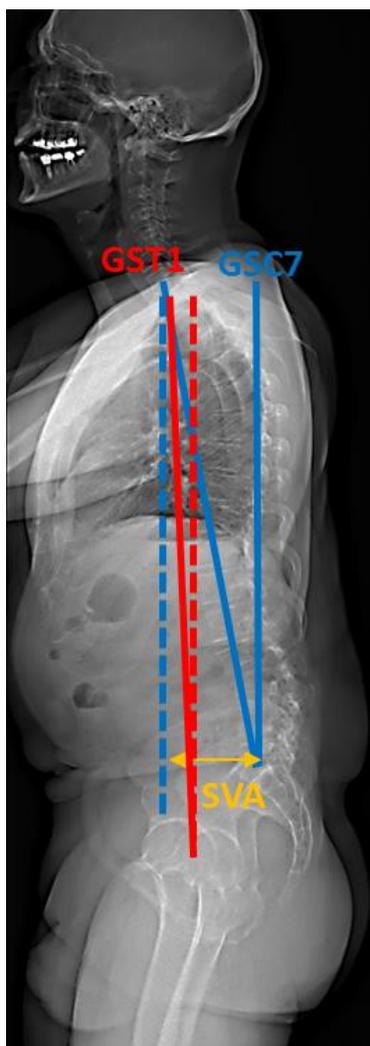


Figure 17. Mesures de l'alignement sagittal global (Gîte sagittal de C7, GSC7 ; gîte sagittale de T1, GST1 ; sagittal vertical axis, SVA).

3.1.3. Analyse de la rotation axiale

- La dislocation rotatoire

La dislocation rotatoire est une des caractéristiques de la scoliose dégénérative de l'adulte (83). Elle associe une rotation selon l'axe vertical, une translation latérale et parfois une translation dans le plan sagittal (42,84,85).

- Mesure de la rotation axiale

Plusieurs méthodes de mesure de la rotation axiale ont été développées au cours du siècle dernier. Cette mesure a été décrite pour la première fois par Cobb en 1945 ; il mesurait le décalage entre l'épineuse et le bord latéral du corps vertébral sur une radiographie de face, mais cette méthode, si elle était simple d'utilisation, sous-estimait la rotation et était peu

applicable en cas de déformation importante car la visibilité de l'épineuse était difficile (86). En 1969, Nash & Moe ont décrit 4 stades de rotation en fonction de la projection de la position du pédicule sur la radiographie de face, ce qui constituait un repère plus fiable que l'épineuse, mais cette méthode surestimait la rotation et était difficilement applicable en cas de rotation importante (figure 18) (87). Perdriolle, en 1981, à partir de la mesure de la rotation vertébrale, proposait une prédiction de la progression des scolioses infantiles (88). A l'aide d'un torsiomètre, il mesurait le décalage entre la projection du pédicule et le bord latéral du corps vertébral (figure 19). Cependant l'erreur de mesure était non négligeable : de 5° de rotation pour 2mm. Stokes et al. en 1987, décrivent une formule utilisant la projection de largeur entre les pédicules et le centre de la vertèbre (89). Ils prenaient ainsi en compte la déformation de la vertèbre mais la formule était complexe à utiliser. Chacune de ces méthodes présente des avantages et inconvénients. Cependant, leur reproductibilité n'est pas parfaite et elles ne rendent compte que de la projection en 2D d'une déformation 3D. Ainsi, Benson et al. dans une étude cadavérique, observaient que la rotation axiale des vertèbres variait de 15 à 45° et mettaient en évidence 2 sources d'erreur principales : différents sujets ont différentes projections du pédicule pour un même degré de rotation et les déformations frontales et sagittales altèrent la projection du pédicule (90).

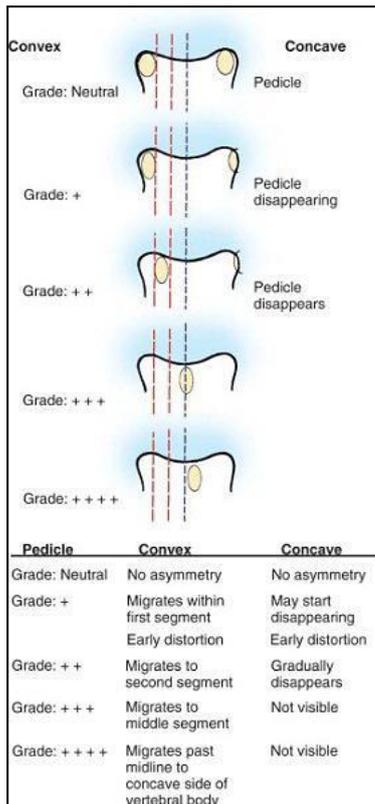


Figure 18. Classification de Nash & Moe.

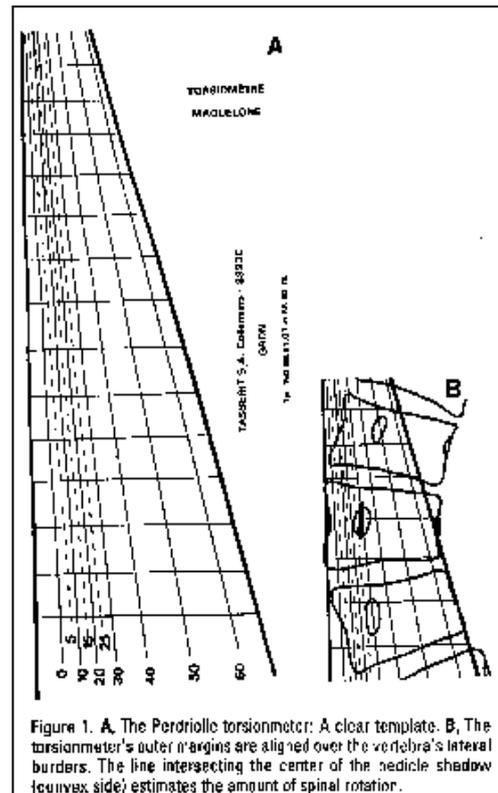


Figure 19. Torsiomètre de Perdriolle.

- Mesure du listhésis latéral (figure 20)

Dans les études plus récentes, les auteurs utilisaient préférentiellement la mesure du listhésis latéral. La plupart mesuraient la distance horizontale entre le coin supéro-latéral de la vertèbre inférieure et la perpendiculaire au coin inféro-latéral de la vertèbre supérieure (9,19,91).

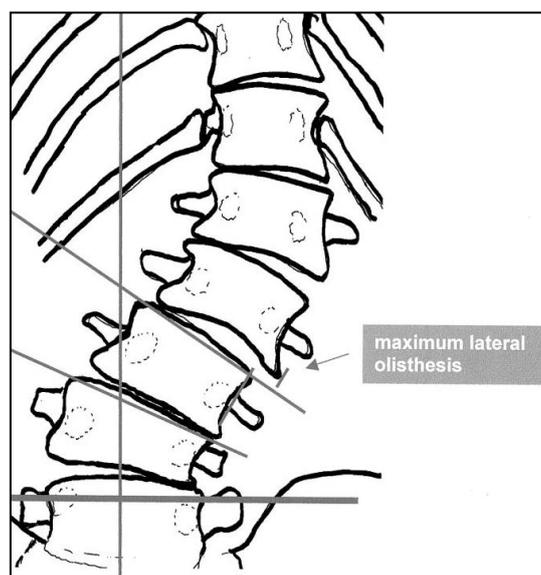


Figure 20. Mesure du listhésis latéral.

Enfin, Ploumis décrit 3 grades de dislocation rotatoire, prenant en compte le listhésis latéral et la rotation (figure 21) (42,85):

- Grade I: listhésis latéral 1–5 mm et rotation intervertébrale 0-1 Nash-Moe,
- Grade II: listhésis latéral 6–10 mm et rotation intervertébrale 0-1 Nash-Moe,
- Grade III: listhésis latéral >10 mm et rotation intervertébrale 1-2 Nash-Moe.

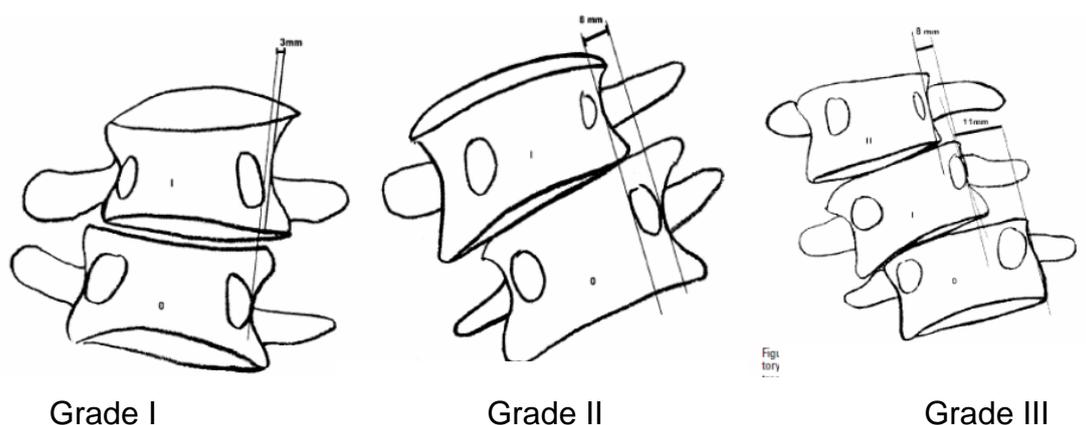


Figure 21. Grades de Ploumis.

La précision de ces résultats est limitée, toutes ces mesures étant effectuées sur des images en 2D. En effet, Skalli et al. ont démontré, à partir d'un modèle numérique de vertèbres, que les mesures de rotation sur des radiographies standard en 2D différaient des réelles valeurs en 3D, montrant que la rotation projetée selon un plan axial dépendait de l'inclinaison de la vertèbre dans le plan sagittal et frontal (92). Ces erreurs demeuraient mineures seulement si la rotation n'excédait pas 10°. L'apport d'une imagerie 3D, pour l'analyse de la déformation rachidienne semble donc d'un intérêt certain.

3.1.4. Analyse corps entier

L'analyse du rachis entier est indispensable pour la prise en charge des patients avec une déformation rachidienne. Au cours des dernières décennies, de nombreuses découvertes ont été faites sur ce sujet, notamment, l'importance de la morphologie du pelvis. De plus, des relations ont bien été démontrées entre les paramètres rachidiens et pelviens, mais également avec les scores fonctionnels ou de qualités de vie (28).

Afin de maintenir une posture érigée et un regard horizontal, les êtres humains mettent en jeu différents mécanismes de compensation qui peuvent être associés à une importante dépense énergétique. Dubousset parle ainsi de « cône d'économie ». De fait, plusieurs

auteurs se sont intéressés aux relations entre les membres inférieurs, le rachis et la ligne de gravité. Legaye, dans une étude barycentrométrique a ainsi montré que la ligne de gravité restait proche de la vertèbre T9, alors que la position de la tête par rapport aux pieds pouvait varier (73,93). Plusieurs mécanismes de compensation sont donc recrutés pour maintenir l'équilibre autour du centre de masse du corps, tel la rétroversion pelvienne, la translation pelvienne, la modification de la cyphose thoracique, l'extension de hanche ou la flexion des genoux et des chevilles (94,95). Dans une étude récente, nous avons analysé les relations entre ces différents paramètres à partir de radiographies corps entiers réalisées avec le système EOS[®] (que nous décrirons dans la partie suivante) chez 336 adultes avec une déformation du rachis (94). Trois groupes de patients ont été définis en fonction de l'alignement sagittal global (évalué par la gîte sagittale de T1 décrite ci-dessus). Les patients en situation de gîte postérieure avaient une lordose lombaire adaptée à l'incidence pelvienne, associée à une translation pelvienne antérieure et une hyperextension de hanche. Les patients en situation de gîte antérieure avec perte de lordose lombaire avaient une translation postérieure du pelvis, associée à une rétroversion pelvienne avec extension de hanche et une flexion des genoux. Certains présentaient également un aplatissement de la cyphose thoracique si celle-ci était encore souple. Des corrélations significatives existaient entre les paramètres de compensation des membres inférieurs et les paramètres d'alignement sagittal global du rachis ($0.3 < R < 0.8$, $p=0.001$). Diebo et al., dans une étude sur 161 patients avec un défaut d'alignement sagittal ont confirmé ces résultats et ont bien montré que lorsque la rétroversion pelvienne et la réduction de cyphose thoracique étaient épuisées, les mécanismes de compensation des membres inférieurs étaient alors recrutés (95). A partir de ces analyses, un nouvel angle pour évaluer l'alignement global du corps a été décrit : le global sagittal axis (GSA), mesuré entre le point postéro-supérieur du sacrum, le centre de C7, et le milieu de la ligne joignant les 2 condyles fémoraux (96). Le GSA est un paramètre composite prenant en compte à la fois l'alignement rachidien et les mécanismes de compensation aux membres inférieurs (figure 22). Il existe de bonnes corrélations entre le GSA et les scores de qualité de vie (par exemple avec l'Euro Quol 5D, $R > 0.600$, $p > 0.05$). La stéréoradiographie, avec le système EOS[®], par son acquisition corps entier permet une étude de ces mécanismes de compensation mis en jeu pour maintenir une posture érigée, tels l'extension de hanches, la flexion des genoux ou des chevilles.

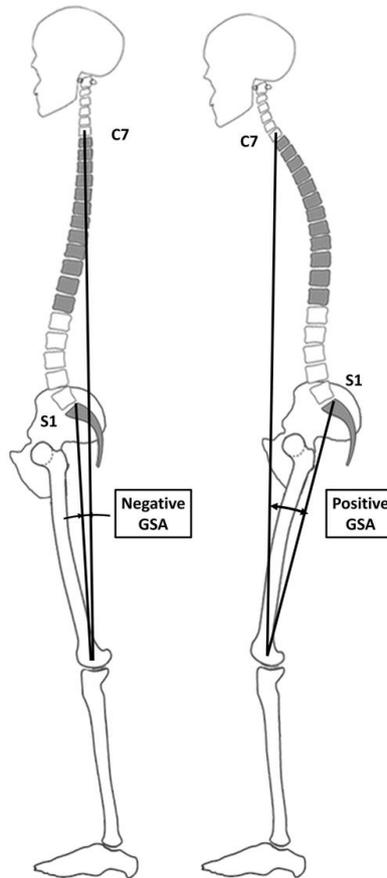


Figure 22. Mesure du GSA (R. Lafage).

3.2. La stéréoradiographie

3.2.1. Généralités

La stéréoradiographie (ou radiographie stéréoscopique) est une technique d'imagerie permettant d'identifier les structures osseuses à partir de 2 clichés radiographiques d'incidence différente (le plus souvent orthogonale) afin de connaître leur position dans l'espace.

Récemment développé, le système EOS[®] (EOS Imaging, Paris, France) est le fruit de la collaboration entre Georges Charpak (prix Nobel de Physique en 1992), le Laboratoire de Biomécanique (LBM) de l'École Nationale des Arts et Métiers (ParisTech, Paris), le Pr Jean Dubousset, le Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie (LIO) du Centre Hospitalier de l'Université de Montréal et la société EOS Imaging (Paris, France) (97–101). Il s'agit d'un système de radiographie biplanaire numérique, réalisant simultanément deux vues orthogonales de face et de profil en position debout, de la tête aux pieds, et à très faible dose d'irradiation (102). La dose est réduite d'un facteur 6 à 9 par rapport à des radiographies conventionnelles (103). La dose efficace d'un EOS[®] du rachis entier est de 290 μ Sv (soit environ 7 fois l'irradiation lors d'un vol Paris- New-York qui est de 40 μ Sv)

(104). De plus, l'acquisition s'effectue par un balayage effectué en quelques secondes, évitant ainsi la distorsion (l'effet d'agrandissement lié à la distance source-récepteur) (figure 23).

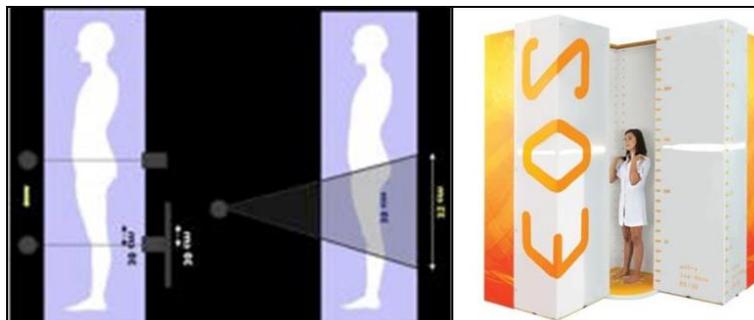


Figure 23. Schéma du balayage lors de l'acquisition, limitant l'effet d'agrandissement et cabine EOS®.

Le système EOS® offre plusieurs avantages. Il permet une analyse radiographique des sujets en position debout, donc avec l'effet de la gravité contrairement aux imageries 3D (IRM et scanner) effectuées en position couchée (100,105). En plus de la grande résolution des images (résolution pixel de 254 μm), grâce au système de radiographies biplanaires simultanées des reconstructions 3D du squelette ont été développées (106–108). La reproductibilité intra et inter-observateur de ces reconstructions 3D a été validée dans la scoliose idiopathique : en préopératoire, la reproductibilité variait de 4° à 7° selon le plan, elle variait de 4° à 10° en postopératoire (109). D'autres auteurs ont comparé la mesure de paramètres axiaux entre EOS et scanner, bien que la méthodologie soit imparfaite, ils observaient des valeurs comparables entre les 2 systèmes (110).

3.2.2. Analyse du plan axial

Avec le système EOS®, une reconstruction 3D du rachis est également possible permettant une analyse des paramètres du plan transverse : telle que la rotation axiale intervertébrale, la rotation axiale de la vertèbre apicale et l'indice de torsion (figure 24) (111,112).

Dans un récent travail de master, nous avons montré que 10% des patients avec une rotation intervertébrale de plus de 10° n'avaient pas de listhésis latéral visible sur la radiographie standard. Peut-être était-ce la phase précoce de la dislocation avant la faillite discale ? De plus, la gêne fonctionnelle liée à la lombalgie était significativement plus importante chez les patients avec le plus de rotation intervertébrale. Dans la scoliose

idiopathique de l'adolescent, Skalli et al. avec l'index de sévérité ont montré l'intérêt de l'analyse de la rotation vertébrale apicale pour prédire le potentiel évolutif de la déformation et donc adapter le traitement (113).

Compte tenu de la faible dose d'irradiation, de l'acquisition des images en position debout et de la reconstruction 3D du squelette, le système EOS[®] a été utilisé dans cette thèse pour l'analyse posturale des patients. Cependant, la reproductibilité de ces mesures 3D n'a jamais été analysée dans la scoliose de l'adulte ; ceci constituera une des études de cette thèse. De plus, la position de C2 chez les adultes avec une déformation rachidienne n'a pas été décrite ; cette analyse sera abordée dans la thèse.

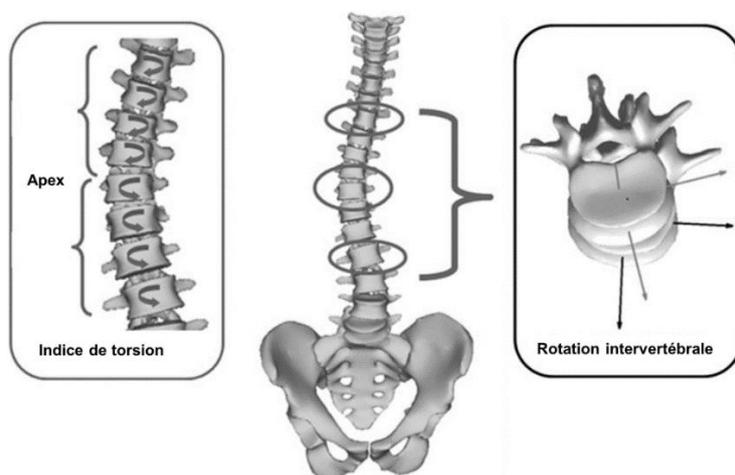


Figure 24. Paramètres du plan transverse (JP. Steib).

3.3. Analyse musculaire

L'analyse de l'alignement du rachis est essentielle dans la compréhension de la déformation rachidienne de l'adulte et a bien été explorée au cours des dernières décennies. Le système musculaire a aussi un rôle important dans le maintien de la posture mais il reste peu étudié. Néanmoins, plusieurs méthodes d'analyse musculaire existent.

3.3.1. Différentes méthodes d'analyse musculaire

- Electromyographie

L'électromyographie permet l'étude de l'activité musculaire en enregistrant l'activité électrique du muscle grâce à des électrodes de surface ou des aiguilles placées dans celui-ci. Elle permet d'analyser le recrutement des fibres musculaires. Cependant, afin de ne pas étudier l'activité de plusieurs muscles simultanément, la mise en place des électrodes est complexe et l'enregistrement est long. De plus, l'électromyographie ne permet pas l'étude

des muscles profonds et ne fournit pas d'information quant aux caractéristiques morphologiques des muscles (volume, infiltration graisseuse).

- Echographie

L'échographie est une technique d'imagerie employant des ultrasons, dans laquelle les signaux des ultrasons sont convertis en signal vidéo. Elle est basée sur la réflexion par les tissus d'une onde sonore. Les différents tissus de l'organisme peuvent apparaître de diverses façons : liquide, solide, air, gaz et les autres tissus mous. Cependant, s'agissant d'échographie de surface, l'exploration des muscles profonds est difficile. Les précédentes études utilisant l'échographie pour l'investigation des muscles se sont principalement intéressées au comportement dynamique du muscle avec l'analyse des contractions, mais cette technique ne permet pas d'analyse volumique des muscles (114,115).

- Tomodensitométrie

La tomodensitométrie (TDM) ou scanner est une technique d'imagerie médicale qui consiste à mesurer l'absorption des rayons X par les tissus du patient ; elle permet d'obtenir une image 3D à partir d'une série d'images 2D acquises autour d'un axe de rotation. Le scanner est utilisé en routine clinique en pathologie rachidienne, il est particulièrement intéressant pour l'analyse des structures osseuses, notamment la morphologie des vertèbres et l'évaluation de la sténose canalaire lombaire. Goutallier et al. ont également décrit une méthode d'évaluation de l'infiltration graisseuse des muscles (116). Cependant, celle-ci a été développée pour les muscles de l'épaule et il s'agissait d'une évaluation qualitative en 5 catégories. De plus, l'irradiation de cet examen n'est pas négligeable : 1.5 mSv pour un scanner du rachis lombaire (0.2 mSv pour un EOS[®] du rachis entier).

- Imagerie par résonance magnétique

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) est une technique d'imagerie médicale permettant d'obtenir des vues en deux ou en trois dimensions du corps humain. L'IRM repose sur le principe de la résonance magnétique nucléaire et nécessite un champ magnétique produit par un aimant qui crée une magnétisation des tissus. Des champs magnétiques oscillants plus faibles, dits « radiofréquence », sont alors appliqués de façon à légèrement modifier cet alignement et produire un signal électromagnétique mesurable. Il est alors possible de reconstruire une image en fonction de la composition chimique et

donc de la nature des tissus biologiques explorés. Grâce aux différentes séquences, on peut observer les tissus mous avec des contrastes plus élevés qu'avec la tomodensitométrie. Par ses propriétés non irradiantes et ses possibilités d'analyse volumique, l'IRM a été souvent utilisée pour étudier le système musculaire (117–122). Un autre point important est l'analyse de l'infiltration graisseuse. L'inhomogénéité du champ magnétique IRM peut rendre difficile la quantification de l'infiltration des graisses. Par conséquent, Dixon a développé un protocole d'acquisition basé sur la différence de la fréquence de Larmor des protons de graisse et d'eau (123). En acquérant le signal à différents temps d'écho, la modulation de l'intensité du signal peut être ajustée et la teneur en graisse et en eau peut être séparée. Avec cette méthode, appelée méthode Dixon à deux points, deux images sont alors obtenues : l'une dans laquelle l'intensité de chaque voxel est corrélée à la quantité de graisse et l'autre dans laquelle l'intensité de chaque voxel est corrélée avec la quantité d'eau.

3.3.2. Analyse du volume musculaire et de l'infiltration graisseuse

Peu d'études dans la littérature s'intéressent à l'analyse des muscles du tronc ou du pelvis (124–126). La plupart des études sont uniquement des analyses de surface, et elles portent sur un seul muscle ou groupe musculaire. Avec cette méthode, plusieurs analyses des muscles paravertébraux ont été effectuées chez les sujets asymptomatiques ou lombalgiques, sans déformation du rachis. Les résultats montrent une infiltration graisseuse plus importante des érecteurs du rachis (particulièrement le multifidus) chez les sujets lombalgiques (127–129). De plus, il est communément admis qu'une asymétrie de 10% d'infiltration graisseuse ou de surface entre le côté droit et le côté gauche n'est pas pathologique. Lube et al. se sont intéressés au volume des muscles du pelvis et des membres inférieurs à partir d'un groupe de 6 sujets jeunes asymptomatiques (130). A partir de reconstructions volumiques à l'IRM, ils apportaient les premières valeurs de référence. Mais rares sont les études qui fournissent une analyse 3D des muscles : celle d'Albracht et al. portait sur la cuisse, celle de Li et al. sur la région cervicale (131,132).

En 2007, Jolivet a développé un modèle de mesure du volume musculaire, appelée déformation d'objets spécifiques paramétriques (DPSO) (124). La construction de ce modèle paramétrique est fondée sur l'interpolation d'ellipses, elles-mêmes réalisées par segmentation manuelle de l'objet considéré (figure 25). Ainsi, pour chaque muscle, un échantillon de plusieurs coupes est délimité manuellement. En ajustant le contraste, ses délimitations sont optimisées. Ces contours sont ensuite approximés par des ellipses, puis

grâce à une interpolation cubique, les ellipses sont « fusionnées » entre elles permettant un recouvrement total du muscle et générant donc un objet 3D paramétrique. Une fois la reconstruction de tous les muscles effectuée, un algorithme est utilisé pour corriger l'interpénétration de toutes les coupes. Avec cette technique, Jolivet, puis Zhang et Moal, se sont intéressés aux muscle spino-pelviens mais il s'agissait d'études de validation avec au maximum cinq patients (124,133).

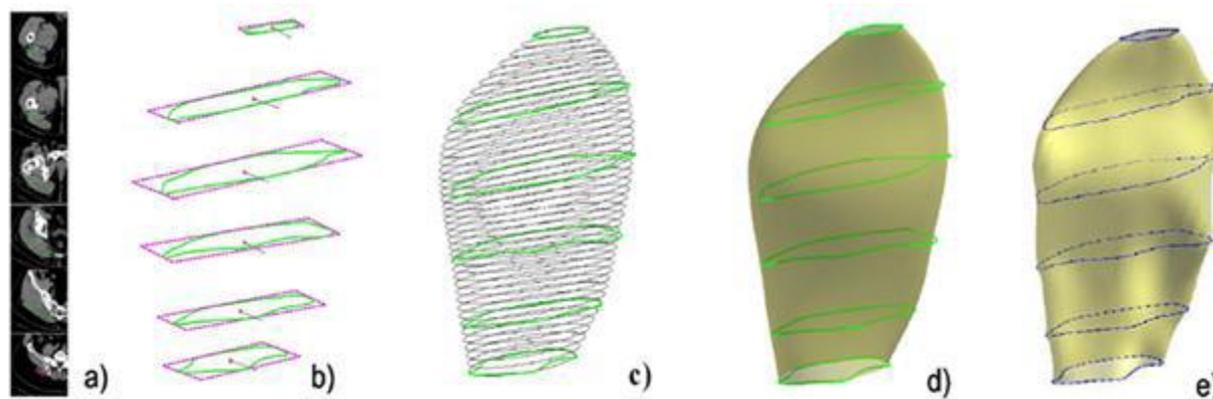


Figure 25. Représentation de la méthode de déformation d'objets spécifiques paramétriques. (a) images IRM, b) dessin des ellipses, c) interpolation cubique, d) objet paramétrique 3D, e) déformation non linéaire par la segmentation manuelle) (B. Moal).

En effet, l'analyse musculaire dans les populations de patients avec une pathologie dégénérative du rachis est rare. Moal et al., dans une étude sur 19 patientes avec une déformation rachidienne, en utilisant les méthodes Dixon et DPSO, ont observé que l'infiltration graisseuse des érecteurs du rachis ($32 \pm 14\%$) était significativement plus importante que celle des extenseurs de hanche ($14 \pm 8\%$) ou des fléchisseurs du genou ($12 \pm 8\%$) (125). Dans cette série, la diminution de volume semblait être moins un facteur de dégénérescence que l'infiltration graisseuse. De plus, il n'existait pas de corrélation entre l'âge et les volumes musculaires sauf pour les extenseurs du genou, contrairement à l'infiltration graisseuse qui était corrélée à l'âge pour la plupart des groupes musculaires sauf pour les extenseurs du rachis. Cependant, l'ensemble des muscles extenseurs du rachis n'ont pas été reconstruits dans cette étude et les relations entre les paramètres radiographiques et les paramètres musculaires n'ont pas été recherchées.

Yagi et al. s'intéressèrent également au multifidus et au psoas, en comparant la surface de ces 2 muscles entre les patients avec une scoliose lombaire dégénérative et ceux avec une sténose canalaire lombaire (n=120) (134). Ils mirent en évidence une surface musculaire

significativement moins importante chez les patients avec une scoliose. De plus, en analysant les relations avec les paramètres radiologiques, ils observèrent des corrélations modérées mais significatives entre la surface de ces deux muscles et l'angle de Cobb ou la perte de lordose lombaire ($R > 0.37$, $p < 0.01$). Eguchi et al. corroboraient ces résultats en observant que la sarcopénie était plus fréquente chez les sujets avec une scoliose lombaire qu'une sténose canalaire (135). Ils retrouvaient également des corrélations négatives entre la masse relative des muscles du tronc (mesurée par absorptiométrie) et l'angle de Cobb ou les paramètres de l'alignement sagittal (SVA et version pelvienne). Dans une analyse IRM en tranche de section, Shafaq et al. obtenaient des résultats similaires en comparant 57 patients avec une scoliose lombaire et 50 patients avec une sténose canalaire : la surface du multifidus était inférieure en cas de scoliose (136). Un résultat intéressant était l'infiltration graisseuse plus importante des muscles de la concavité de la déformation. Dans une étude IRM de surface à l'étage L4L5, Lee et al. rapportaient également une infiltration graisseuse plus importante et une surface des érecteurs rachidiens diminuée chez 11 sujets avec une perte de lordose lombaire comparativement à 10 asymptomatiques du même âge (119).

L'analyse du rôle des muscles dans les complications postopératoires est également intéressante. Dans une étude récente, Hyun et al. comparaient l'infiltration graisseuse et le volume des érecteurs rachidiens et des multifidus, chez 44 patients ayant eu une arthrodèse jusqu'à la charnière thoraco-lombaire avec et sans cyphose jonctionnelle (137). La surface des érecteurs rachidiens était significativement plus faible dans le groupe avec cyphose jonctionnelle et l'infiltration graisseuse significativement plus élevée. En plus de l'importance de la correction sagittale apportée, ils mirent en évidence qu'une infiltration graisseuse des érecteurs du rachis de plus de 60% était un facteur de risque de cyphose jonctionnelle proximale. La principale limite de cette étude était l'absence d'analyse volumique, mais une estimation à partir d'une analyse en tranche de section. De plus, seuls les segments de T10 à L2 étaient étudiés.

Nous avons vu précédemment l'importance de l'analyse radiographique dans la scoliose. Si le système EOS[®] a montré l'intérêt d'une analyse 3D dans la SIA, les explorations sont encore en cours chez l'adulte, notamment l'analyse de la reproductibilité de ces mesures. Or chez ces patients, la mesure radiographique est souvent plus difficile du fait de la plus faible densité osseuse et de l'arthrose modifiant les reliefs anatomiques. De plus, malgré de nombreuses études sur l'alignement global et les mécanismes de compensation en cas de

déséquilibre, peu de travaux se sont intéressés à l'alignement rachidien global à partir du rachis cervical supérieur et au plan axial chez l'adulte avec une scoliose. Enfin, une des grandes limites d'une analyse radiographique pure est l'absence de considération du système musculaire qui semble pourtant essentiel puisque le maintien d'une posture érigée est aussi permis par un contrôle musculaire. Ces différents points seront abordés dans la suite de la thèse.