

La stéréoradiographie

Dans la revue de littérature, nous avons vu qu'avec la stéréoradiographie, il est possible de réaliser une analyse tridimensionnelle du squelette, de la tête aux pieds, chez des sujets debout, avec une très faible dose d'irradiation. Cependant, la précision de ces mesures n'a jamais été évaluée dans la scoliose de l'adulte. Ainsi, la première étude de ce travail avait pour objectif d'analyser la reproductibilité des reconstructions 3D dans la scoliose de l'adulte avec la stéréoradiographie. Dans la seconde étude, nous avons étudié l'alignement rachidien des patients avec une scoliose grâce à un nouveau paramètre 3D de l'alignement global, prenant en compte le secteur cervical supérieur, contrairement aux paramètres existants dans la littérature (67).

4.1. Analyse de la déformation rachidienne de l'adulte à partir de reconstructions 3D : étude de reproductibilité

Cet article a été publié dans European Spine Journal en Aout 2017 (PMID : 27817139).

4.1.1. Introduction

La scoliose est une déformation tridimensionnelle, ainsi il est intéressant d'en effectuer l'analyse radiographique dans les 3 plans de l'espace : coronal, sagittal et axial (138). Historiquement, l'angle de Cobb était considéré comme le paramètre principal pour évaluer la sévérité de la déformation scoliotique (139–141). Au cours des dernières décennies, l'importance de l'analyse des paramètres radiographiques dans le plan sagittal a été mise en évidence et leurs corrélations avec la douleur et la gêne fonctionnelle sont maintenant bien reconnues (9,11,12). Bien que l'analyse du plan axial ait été moins explorée, des corrélations significatives ont également été retrouvées entre la présence de dislocations rotatoires et les symptômes des patients avec une déformation rachidienne (9). Compte tenu du fait que la plupart des imageries soient réalisées en 2D, plusieurs méthodes de mesures de la rotation axiale des vertèbres ont donc été développées à partir de la projection de l'image des pédicules ou de l'épineuse sur une radiographie de face (87–89,142). Cependant, dans les déformations sévères, la projection du pédicule ne correspond pas à la réalité (92). L'une des hypothèses pour la genèse de la scoliose dégénérative étant basée sur la faillite discale avec augmentation de la rotation axiale

intervertébrale (AIR), l'analyse du plan transverse à un stade précoce de la scoliose semble d'un intérêt particulier.

Afin d'améliorer l'analyse du plan axial, le bilan radiographique des patients avec une scoliose dégénérative est souvent complété par un examen IRM ou TDM. Un des principaux écueils de ces 2 examens concerne le fait que l'acquisition ne soit pas effectuée dans une position debout. Par conséquent, cela peut rendre plus difficile l'identification des zones pathologiques à l'origine des douleurs. En outre, l'exposition aux rayonnements ionisants lors du scanner pose le problème de la dose d'irradiation cumulée par les patients au cours de leur suivi (143). Depuis 2007, un nouveau système d'imagerie, permet d'obtenir en pratique clinique quotidienne, des radiographies biplanaires, à faible dose d'irradiation, en position debout. Grâce à un algorithme dédié, à partir de ces images biplanaires, des reconstructions 3D de la colonne vertébrale peuvent être effectuées, permettant ainsi une analyse du plan transverse (100,144). La validité de ces mesures 3D a été confirmée en pré- et postopératoire dans le cadre de la scoliose idiopathique de l'adolescent ; la pertinence clinique de l'analyse 3D du plan transverse a aussi été vérifiée (109,141,145).

A notre connaissance aucune étude de validité de ces reconstructions 3D n'a été effectuée dans la scoliose de l'adulte. Le but de cette étude était d'évaluer la fiabilité des mesures 3D obtenues à partir de la stéréoradiographie, chez les patients atteints d'une scoliose de l'adulte.

4.1.2. Matériel et Méthodes

Patients

Dans cette étude rétrospective monocentrique, 30 patients avec une scoliose de l'adulte, sélectionnés au hasard à partir d'une base de données 3D existante, ont été inclus après l'approbation du comité d'éthique local. Etaient inclus les patients avec une scoliose de l'adulte idiopathique vieillie ou dégénérative, avec un angle de Cobb d'au moins 10°, sans antécédent de chirurgie rachidienne. Pour limiter les biais liés à l'échantillon et fournir une série représentative de la population des scolioses de l'adulte, les 30 patients ont été regroupés en 3 groupes en fonction de la valeur de la rotation axiale intervertébrale (RAI) : 10 patients avec une RAI inférieure à 5°, 10 patients avec une RAI entre 5 et 10°, et 10 patients avec une RAI au-dessus de 10°. Les critères d'exclusion comprenaient les patients avec antécédent de chirurgie de la colonne vertébrale, les autres causes de scolioses de l'adulte (c.-à-d. neurologique, congénitale, traumatique, néoplasique).

Stéréoradiographie

Tous les patients avaient des radiographies biplanaires du rachis entier, debout, avec le système EOS[®] (EOS imaging, Paris, France). EOS[®] est un système de radiographie basse dose à balayage, constitué de deux rayons orthogonaux, permettant l'acquisition simultanée de deux images, en évitant la distorsion (101,105). Les radiographies étaient réalisées selon un protocole standardisé : patient debout en position de confort, avec le regard horizontal, et les doigts sur les clavicules pour éviter la superposition des bras avec la colonne vertébrale (146). Toutes les images incluaient au moins le crâne jusqu'aux têtes fémorales.

Paramètres 3D

Quatre observateurs ont effectué indépendamment les mesures 3D, deux fois chacun (à une semaine d'intervalle), pour chacun des trente patients (240 reconstructions). Parmi les quatre observateurs, trois étaient des chirurgiens de la colonne vertébrale (dont un habitué aux reconstructions 3D) et un était un étudiant en médecine.

Les reconstructions 3D du rachis étaient réalisées avec le logiciel SterEOS[®], version 1.2.1 (EOS imaging, Paris, France), à partir de l'identification de points anatomiques précis. Les vertèbres limites de chaque courbure ont été définies, selon la description de Cobb, par les vertèbres les plus inclinées sur la radiographie de face, par un observateur expérimenté (86). La vertèbre apicale était la vertèbre avec le plus de rotation dans le plan axial. Les quatre observateurs ont utilisé les mêmes vertèbres apicales et les mêmes vertèbres limites supérieures et inférieures, pour chaque patient. Dans le plan sagittal, les paramètres rachidiens mesurés étaient la lordose L1S1, la cyphose T1T12 et T4T12, et les paramètres pelviens avec l'incidence pelvienne (IP), la version pelvienne (VP), et la pente sacrée (PS). Une valeur de VP négative correspondait à une antéversion pelvienne, des valeurs de T1T12 ou T4T12 négatives correspondaient à une lordose thoracique (figure 26).

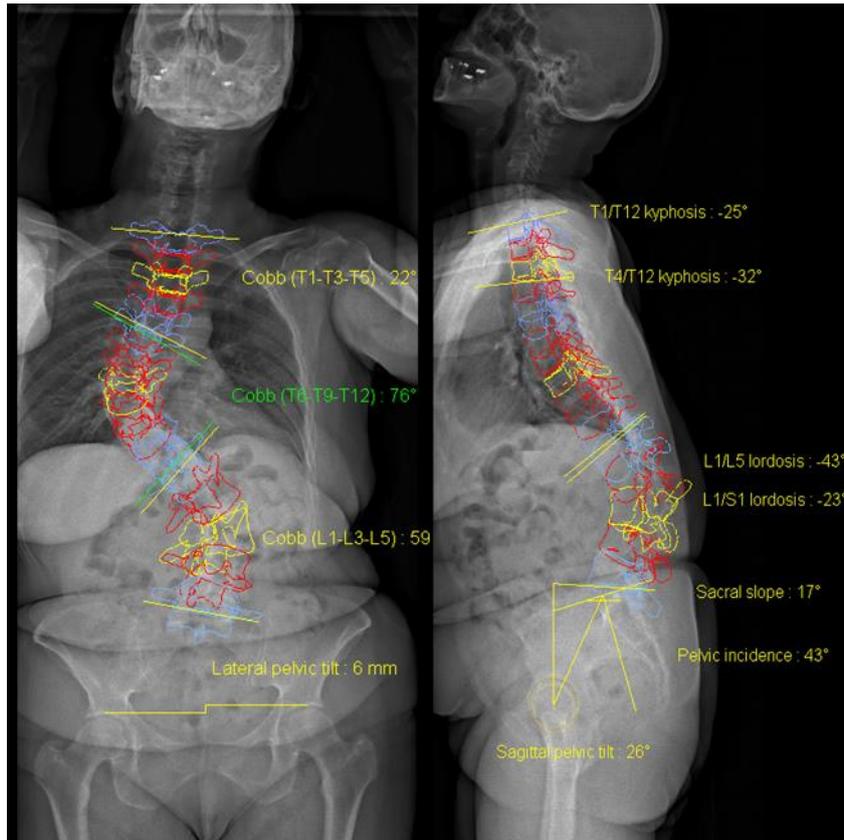


Figure 26. Mesures des paramètres coronaux et sagittaux.

Les paramètres coronaux incluaient l'angle de Cobb de la courbure thoracique (Cobb 1), thoraco-lombaire (Cobb 2) et lombaire (Cobb 3). L'angle de Cobb principal correspondait à la plus importante des trois courbures. Les orientations 3D des vertèbres ont été exprimées dans les plans axial, frontal et sagittal. La rotation intervertébrale était définie comme la rotation de la vertèbre supérieure par rapport à la vertèbre sous-jacente. Les paramètres du plan transversal comprenaient la rotation axiale vertébrale apicale (AVR) et la rotation axiale intervertébrale (RAI), avec la RAI du niveau supérieur de la courbe principale (RAI supérieure) et RAI du niveau inférieur de la courbe (RAI inférieure). L'indice de torsion (somme des RAI dans la courbe principale) a également été calculé (147) (figure 24).

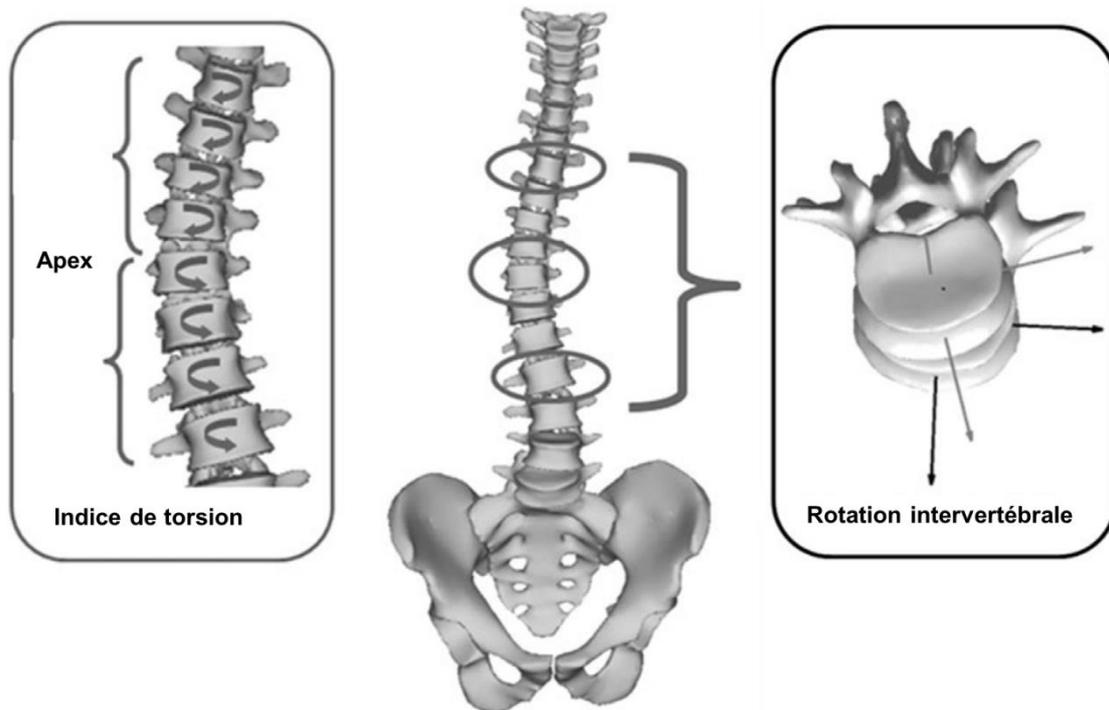


Figure 24. Paramètres du plan transverse.

Reconstructions 3D

Avec le logiciel précédemment décrit, les reconstructions 3D de la colonne vertébrale ont été effectuées (107). La première étape était de repérer le plateau sacré avec une ligne et les cotyles avec deux cercles. Ainsi, le plan patient pouvait être défini à partir de l'axe vertical passant par le milieu de la ligne bicoxo fémorale comme décrit par la Scoliosis Research Society (148). Ensuite, la forme globale de la colonne vertébrale et le plateau inférieur de L5 étaient dessinés sur les vues sagittale et coronale. Troisièmement, le modèle 3D de la colonne vertébrale était généré en utilisant la combinaison d'un modèle géométrique et statistique (149). Ensuite, chaque vertèbre de T1 à L5 était ajustée en utilisant trois points de contrôle sur le plateau supérieur et inférieur et des ellipses pour les pédicules. Enfin, chaque vertèbre était vérifiée par l'observateur.

Analyse statistique

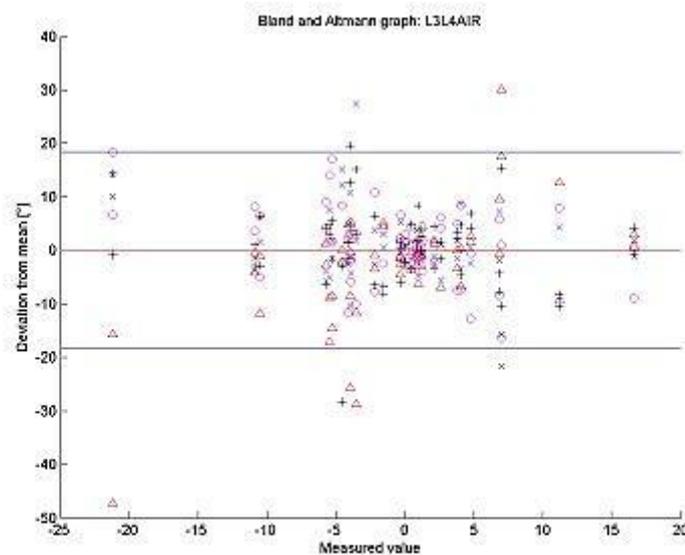
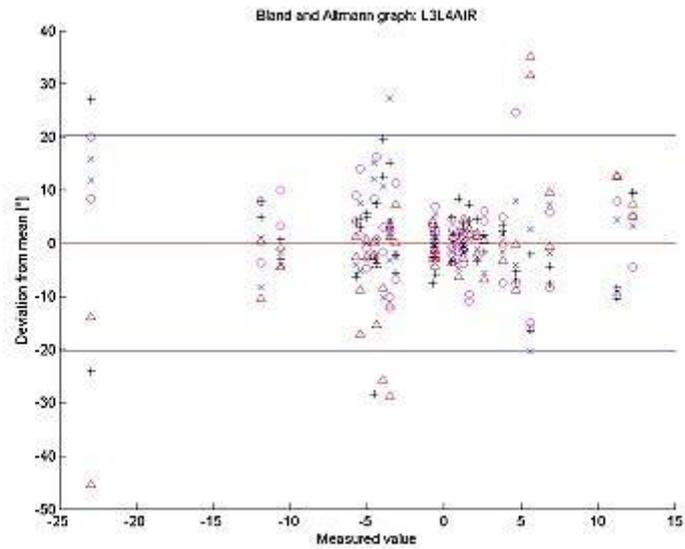
Tout d'abord une analyse descriptive de la cohorte a été réalisée, avec la description des paramètres 3D axiaux, sagittaux et coronaux. Puis, selon les recommandations de l'International Standardization Organisation (ISO), la reproductibilité intra-observateur et inter-observateur des mesures a été analysée (150). La fiabilité des mesures a été calculée en utilisant la norme ISO 5725-2, qui permet l'estimation de l'incertitude par le calcul de la

variance de reproductibilité (SR^2) qui est la somme des moyennes de la variance des mesures intra-observateur (Sr^2) et de la variance des mesures inter-observateurs (Si^2) :

$$SR^2 = Sr^2 + Si^2$$

Comme recommandé par la norme ISO, les potentielles valeurs aberrantes ont été identifiées en utilisant les graphes de Bland et Altman (151)(figure 27). Un examen approfondi des mesures a été effectué par un jury d'experts et les erreurs de mesure inhérentes aux observateurs ou inhérentes à la méthode étaient identifiées. Les valeurs aberrantes avec des erreurs résultant de la méthode ont été conservées, alors qu'un troisième cycle de mesure était effectué pour les patients avec une erreur liée à l'observateur.

Le coefficient de corrélation intraclass (ICC) a également été calculé comme un autre moyen d'évaluer la répétabilité intra-observateur et la reproductibilité inter-observateur. Un ICC plus grand que 0,91 était considéré comme très bon, un ICC entre 0,90 et 0,71 comme bon, un ICC entre 0,70 et 0,51 comme moyen et un ICC inférieur à 0,50 comme faible (152). Afin d'analyser la reproductibilité en fonction de la sévérité de la déformation, une analyse en sous-groupe a été réalisée. Les patients ont été divisés en deux groupes selon l'angle de Cobb : au-dessus ou au-dessous de 30°. L'analyse statistique était effectuée à l'aide du logiciel Stata 13.0 (Statacorp, College Station, Texas) et Matlab (Mathworks, Natick, Massachusetts).



Δ corresponds to observer measurements, + to observer 2, x to observer 3, o to observer 4. Each observer performed two times the measurements.

Figure 27. Exemple de graphe de Bland et Altman avec et sans les erreurs inhérentes aux observateurs.

4.1.3. Résultats

Analyse descriptive

L'âge moyen des 30 patients était de 55 ± 13 ans, avec une majorité de femmes (70%). La déformation était modérée avec un angle de Cobb moyen de 12° pour les courbures thoraciques (Cobb 1), de 25° pour les courbures thoraco-lombaires (Cobb 2) et de 27° pour

les courbures lombaires (Cobb 3). L'angle de Cobb le plus important était de 79°. L'AVR de l'apex était le plus élevé pour les courbures lombaires. L'étendue des valeurs d'AVR à l'apex pour les courbures thoraciques, thoraco-lombaires et lombaires étaient, respectivement, faible, moyenne et très large (0° - 98,9°) (Tableau 3).

	Cobb 1	Cobb 2	Cobb 3	AVR Cobb 1	AVR Cobb 2	AVR Cobb 3
Moyenne	12.1	25.1	27.6	4.9	8.7	19.5
DS	12.3	18.9	19.9	4.1	9.4	20.3
Min	0.0	0.1	0.0	0.0	0.1	0.0
Max	49.1	65.7	79.2	19.4	47.9	98.9

Tableau 3. Angle de Cobb et AVR de l'apex (en degré). (AVR signifie rotation axiale de l'apex).

L'angle de Cobb moyen de la courbure principale était de 31°. Les valeurs des paramètres du plan transverse étaient de 15,7° pour l'AVR à l'apex, de 29,9° pour l'index de torsion et de 6,2° pour la RAI inférieur (Tableau 4). La rotation axiale intervertébrale la plus importante était rapportée à l'étage L2L3 (8,3° ± 8,9) et L3L4 (7,3° ± 8,7). L'étendue de valeur de RAI la plus importante était mesurée à l'étage L3L4 (0 – 68°).

	Angle de Cobb principal	AVR principal	Index de torsion	RAI supérieure	RAI inférieure
Moyenne	31.0	15.7	29.9	6.2	4.8
DS	18.3	15.7	25.2	5.6	4.5
Min	10.2	0.1	1.4	0.0	0.0
Max	71.8	98.9	190	26.9	21.1

Tableau 4. Paramètres du plan transverse (en degré). (AVR signifie rotation axiale de l'apex, RAI rotation axiale intervertébrale).

Les valeurs moyennes des paramètres sagittaux rachidiens et pelviens sont rapportées dans le Tableau 5. L'étendue des valeurs d'incidence pelvienne était très large avec une valeur moyenne de 54,9°. La version pelvienne moyenne était de 20,5°. La lordose lombaire était de 47,0° en moyenne et la cyphose thoracique T1T12 était de 38,2°.

	IP	PS	VP	L1S1	T4T12	T1T12
Moyenne	54.9	34.4	20.5	47.0	31.7	38.2
DS	12.4	10.8	10.8	16.6	17.4	16.1
Min	35.0	16.7	-0.1	4.2	-7.8	-2.2
Max	83.3	60.1	45.9	79.2	67.8	70.9

Tableau 5. Paramètres sagittaux (en degré).

Analyse de fiabilité

La validité des mesures des paramètres sagittaux était bonne avec un SR entre 3 et 4° et un ICC correspondant à une très bonne reproductibilité ($R > 0,930$, $p < 0,05$). Concernant l'angle de Cobb et l'AVR apical, le SR était inférieur à 5° pour les angles de Cobb, autour de 5° pour l'AVR apical des courbures thoraciques et thoraco-lombaires, près de 10° pour AVR apicale de la courbure lombaire.

La fiabilité des paramètres du plan transverse de la courbure principale est rapportée dans le Tableau 6. Les valeurs de SR des paramètres du plan transverse étaient différentes pour chaque groupe de patients selon l'angle de Cobb (Tableau 6). Pour un angle de Cobb < 30°, le SR était de 7,8°, 9,6°, 4,5° et 4,9°, respectivement, pour l'AVR apicale de la courbure principale, l'indice de torsion, la RAI supérieure et inférieure. La fiabilité était la moins bonne dans le groupe de patients avec un angle de Cobb supérieur à 30°. En termes de rotation intervertébrale, la répétabilité et la reproductibilité des mesures était plus faible pour la rotation axiale intervertébrale que la rotation intervertébrale coronale ou sagittale.

		AVR principal	Index de torsion	RAI supérieure	RAI inférieure
Cobb < 30° (n=14)	S_R (°) ICC INTER	7.8 0.8	9.6 0.745	4.5 0.731	4.9 0.427
Cobb > 30° (n=16)	S_R (°) ICC INTER	8.8 0.725	20.3 0.561	5.4 0.46	6.4 0.358
Cohorte totale (n=30)	S_R (°) ICC INTER	8.3 0.762	14.2 0.653	5.8 0.595	5.3 0.392

Tableau 6. Valeur du SR et de l'ICC pour les paramètres du plan transverse. (AVR signifie rotation axiale de l'apex, RAI rotation axiale intervertébrale).

4.1.4. Discussion

L'analyse des paramètres radiographiques est essentielle pour comprendre et traiter les patients présentant une déformation rachidienne. Récemment, l'importance de l'analyse 3D a été soulignée, en particulier avec les paramètres du plan transverse (92,112,144,147,153,154). Dans cette étude, la fiabilité des reconstructions 3D de la colonne vertébrale des patients atteints de scoliose dégénérative de l'adulte a été évaluée quantitativement, apportant de nouvelles données sur la reproductibilité des paramètres du plan transverse.

Au cours de la dernière décennie, le rôle de l'alignement sagittal sur les résultats cliniques des patients a été mis en évidence (9,11,12). En plus des paramètres sagittaux, des corrélations significatives ont été observées entre les résultats des patients et des paramètres 3D tels que la rotation vertébrale (155). Dans un travail précédent, les auteurs ont montré que la dislocation rotatoire chez les patients atteints de scoliose dégénérative était significativement associée à la lombalgie et à la radiculalgie (112). Cependant, dans cette étude, la dislocation rotatoire était définie avec une mesure de listhésis latéral sans évaluation exacte de la rotation axiale. Ils ont également observé que 10% des patients avec une rotation axiale au-dessus de 10° n'avaient pas de listhésis latéral visible sur les images radiographiques 2D. Par conséquent, l'évaluation 3D des scolioses dégénératives semble nécessaire. De plus, le disque intervertébral est au centre de la biomécanique de la colonne vertébrale, et il est souvent impliqué dans la cascade dégénérative menant à la déformation de la colonne vertébrale (l'une des hypothèses de la genèse de la scoliose

dégénérative étant la dégénérescence discale avec augmentation de la rotation vertébrale et intervertébrale) (156,157). Par conséquent, l'analyse du plan transversal à un stade précoce de la scoliose semble d'un intérêt particulier, pour diagnostiquer les patients avec un risque élevé de progression.

La stéréoradiographie peut être utilisée dans de nombreuses applications ; son utilité dans la scoliose et l'analyse du plan sagittal en pédiatrie a bien été mis en évidence avec son acquisition biplanaire, en position debout et sa capacité à déterminer les relations entre les différents segments de la colonne vertébrale en 3D. Plusieurs études sur la scoliose idiopathique de l'adolescent ont montré l'importance de l'analyse du plan transverse pour évaluer le potentiel évolutif de la déformation (144,153,156). Une étude prospective comparant les adolescents avec le même âge et le même angle de Cobb a montré que les patients avec une rotation intervertébrale plus importante avaient une aggravation plus importante de la déformation. Ces mesures pourraient être effectuées à l'IRM et au scanner; cependant, le scanner implique une irradiation plus élevée pour les patients et ces examens sont effectués en décubitus dorsal, ce qui ne permettrait pas l'analyse des facteurs anatomiques responsables de douleur ou de gêne fonctionnelle en position debout (158). Le système de stéréoradiographie biplanaire permet d'obtenir des images en position debout avec 6 à 9 fois moins d'irradiation que les radiographies conventionnelles (103,158). Quelques auteurs ont analysé la reproductibilité des mesures 3D dans la scoliose idiopathique de l'adolescent (101,109,144,147). Cependant, seulement deux études se sont intéressées à ces mesures chez l'adulte et une seule analysait la rotation axiale à l'aide de radiographies biplanaires (147,154). Une étude récente comparait les mesures à partir de radiographies biplanaires et du scanner (110). Les auteurs concluaient que les résultats de la rotation vertébrale n'étaient pas significativement différents entre les radiographies biplanaires et le scanner. Cependant, cette étude a été réalisée sur une faible cohorte (seulement sept patients inclus).

Notre étude a montré la fiabilité des mesures 3D pour l'angle de Cobb et les paramètres sagittaux. La reproductibilité de la RAI était moins précise pour les niveaux lombaires que thoraciques, même en changeant le contraste et la luminosité pour mieux visualiser les vertèbres. Néanmoins, les résultats étaient proches des valeurs précédemment rapportées pour les adolescents avec un écart-type de reproductibilité de $\pm 1,6^\circ$ en coronal, $\pm 2,0^\circ$ en sagittal et $\pm 3,8^\circ$ pour la rotation vertébrale apicale (109). Le SR et les valeurs d'ICC apportaient des informations complémentaires. Les valeurs d'ICC correspondent à une reproductibilité bonne, modérée et médiocre pour, respectivement, l'AVR apex, l'indice de

torsion ou la RAI supérieure, et la RAI inférieure. Néanmoins, Bland et Altman ont souligné les limites de l'évaluation de l'ICC, alors que le SR permet une estimation quantitative de l'incertitude de mesure, ± 2 SR [27]. Dans notre étude, la plus grande incertitude de mesure de la RAI inférieure par rapport à la RAI supérieure pourrait être expliquée par la difficulté pour visualiser distinctement le secteur lombo-sacré chez ces patients âgés (Tableau 6). Dans la scoliose lombaire dégénérative, la dislocation rotatoire se produit souvent à l'étage L3L4 et est associée à une mauvaise visibilité du niveau disloqué (9,111). Dans notre série, l'étendue des valeurs de RAI était la plus large à ce niveau. Une autre découverte importante est la diminution de la répétabilité et de la reproductibilité lorsque l'angle de Cobb augmente comme indiqué dans le Tableau 6. Ces résultats concordent avec ceux de Barsanti, utilisant un torsiomètre (159). Il est important de noter que sans les erreurs aberrantes dues à l'observateur, une amélioration de 2° dans la mesure de la RAI lombaire était observée. Ainsi, l'attention de l'observateur faisant l'analyse 3D est essentielle comme le montre le graphique de Bland et Altman, puisque certaines erreurs inhérentes à l'observateur doivent être évitées (figure 27). Dans l'ensemble, ces résultats ont mis en évidence la validité de l'analyse du plan transversal pour les déformations modérées et suggèrent donc que la stéréoradiographie pourrait être un outil utile pour le suivi de ces patients afin d'évaluer l'aggravation dans le plan coronal et sagittal ainsi que l'aggravation de la rotation.

Cette étude présente certaines limites. La cohorte était peu importante. L'influence de l'indice de masse corporelle sur l'exactitude des mesures n'a pas été évaluée. De plus, l'analyse radiographique détaillée de certaines structures anatomiques (foramen, articulation) était difficile pour certains patients, tandis que les changements dégénératifs tels que la perte de hauteur discale et listhésis étaient bien distingués. Ces difficultés pourraient être expliquées par la sévérité de la déformation associée à l'arthrose et l'ostéoporose, fréquemment observées chez ces patients (figure 28). En outre, la reconstruction 3D du rachis des patients atteints de scoliose dégénérative prend du temps (15-25 min). Ce problème pourrait être évité en utilisant un protocole de « reconstruction rapide », mais aux dépens de mesures moins précises pour certains paramètres. Des travaux sont en cours pour améliorer la méthode de reconstruction. Par exemple, une méthode récemment développée avec la stéréoradiographie offre la possibilité de la reconstruction de l'enveloppe du corps en plus du squelette (160). De telles avancées devraient aussi aboutir à l'amélioration de la fiabilité dans un avenir proche.



Figure 28. Exemple de radiographie d'un patient avec une analyse difficile du secteur lombo-sacré.

4.1.5. Conclusion

Cette étude a étudié la reproductibilité et la répétabilité des mesures 3D des patients atteints de scoliose de l'adulte. L'analyse 3D était fiable pour les paramètres rachidiens de toute la cohorte. Il existait une grande fiabilité des paramètres sagittaux et coronaux. Pour les paramètres du plan transverse, la fiabilité était plus précise lorsque l'angle de Cobb était inférieur à 30°. Ces valeurs inférieures peuvent être expliquées par la sévérité de la déformation et la difficulté à distinguer certaines corticales en raison de la densité osseuse

faible. Néanmoins, malgré une déformation plus complexe chez l'adulte, les résultats actuels sont proches de ceux d'études de reproductibilité précédentes.

Avec la stéréoradiographie, les reconstructions 3D de la colonne vertébrale pourraient être intéressantes afin de mieux comprendre la déformation 3D de la colonne vertébrale en position debout. Ainsi, cela pourrait aider le chirurgien à anticiper l'apparition de dislocation rotatoire, en évaluant l'évolution de la rotation axiale intervertébrale des patients ayant une faible déformation. De même, l'analyse du plan transverse pourrait apporter des informations intéressantes sur ces déformations légères pour empêcher la progression de la courbure et choisir le meilleur délai pour un traitement chirurgical, en fonction de la gravité de la rotation axiale.

4.2. Analyse de la position de C2 chez les patients avec une déformation rachidienne de l'adulte

4.2.1. Introduction

Chez l'homme, lors d'une posture équilibrée, la tête est située au-dessus du bassin dans le plan coronal et sagittal. Dubousset a ainsi introduit le concept du « cône d'économie » pour décrire la position idéale du centre de gravité du corps (figure 29)(83). Lorsque le centre de gravité du corps se situe en dehors de cette zone de stabilité, plusieurs mécanismes de compensation sont alors mis en jeu au niveau du rachis, du bassin et des membres inférieurs pour l'y ramener. Bien que différent du centre de gravité, le plus souvent sur les radiographies, pour l'analyse de l'alignement global du rachis, le centre du corps de C7 est utilisé comme point de référence par rapport au milieu ou au bord postéro-supérieur du plateau sacré (69,70,78,80).

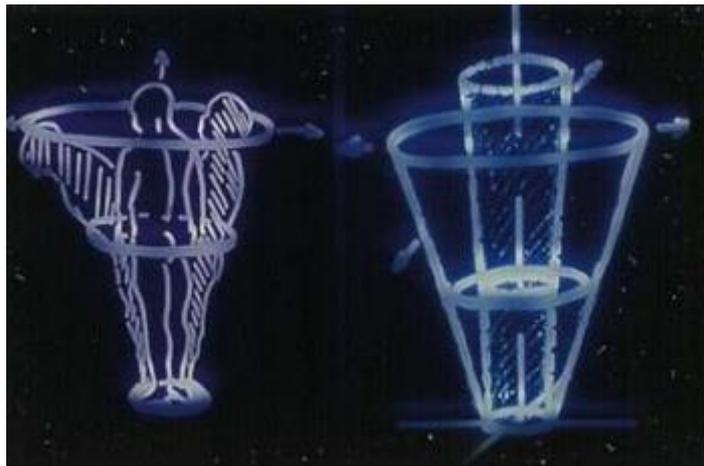


Figure 29. Le cône d'économie (J. Dubousset).

De nombreuses études ont analysé l'alignement sagittal global du rachis en utilisant différents paramètres avec la vertèbre C7 ou T1 comme point de référence : la gîte sagittale de C7, la gîte sagittale de T1, le sagittal vertical axis (SVA), le spino-sacral angle (SSA), le T1 pelvic angle (TPA) (figure 17) (28,78,161–163). Des corrélations significatives ont été trouvées entre ces paramètres et les scores fonctionnels des patients, mettant ainsi en évidence l'importance de l'analyse sagittale dans la déformation rachidienne (9–12). Néanmoins ces paramètres présentent certaines limites. Le SVA, par exemple, mesurant le porte-à-faux de C7 par rapport au plateau sacré est influencé par la taille, de plus, il se mesure en mm et est donc difficilement exploitable lors d'études multicentriques avec des

radiographies non calibrées. D'autres paramètres sont composites (SSA, TPA) ; s'ils prennent en compte les mécanismes de compensation, ils nécessitent une analyse plus complexe.

Si, au cours des 2 dernières décennies, plusieurs travaux ont étudié l'équilibre sagittal spino-pelvien à partir de l'alignement de C7 ou T1, seulement 4 études ont analysé l'alignement global avec la position du rachis cervical supérieur ou de la tête (73,78,96,164). Or, la position de la tête est essentielle pour maintenir un regard horizontal, et la modification de la position céphalique est rendue possible entre autres par une modification de l'alignement du rachis cervical supérieur et inférieur. De plus, parmi ces 4 études, aucune n'a porté sur des patients scoliotiques (67,68,154,165). Avec le développement des radiographies corps entier, notamment de la stéréoradiographie basse dose, l'analyse de l'ensemble du rachis avec le rachis cervical, la tête et les membres inférieurs est possible (67,68,83). Avec ce système, Amabile et al. ont récemment montré que l'angle entre C2, le milieu de l'axe bicoxo-fémoral et la ligne verticale de référence était quasi invariant chez les sujets jeunes et âgés asymptomatiques.

Ainsi, l'objectif de ce travail était de décrire l'alignement global en 2D et 3D, des patients adultes avec une scoliose, et d'analyser dans cette population un nouveau paramètre de l'alignement global à partir de C2.

4.2.2. Matériel et méthodes

Etudes et patients

Quatre-vingt-dix patients avec une scoliose lombaire de l'adulte ont été consécutivement inclus entre 2014 et 2017 après approbation par les comités d'éthique locaux de 2 centres. Il s'agissait soit d'une scoliose idiopathique vieillie soit d'une scoliose dégénérative (apparue sur un rachis préalablement axé), avec un angle de Cobb minimum de 20°. Etaient exclus les patients avec un antécédent de chirurgie rachidienne ou avec une autre cause de scoliose. La douleur lombaire et la gêne fonctionnelle liée à la lombalgie étaient évaluées par l'Echelle visuelle Analogique (EVA) et l'Oswestry Disability Index (ODI) (166,167).

Acquisition radiographique

Tous les patients avaient des radiographies du crâne jusqu'aux têtes fémorales au minimum, à partir d'un système de stéréoradiographie, basse dose (EOS imaging, Paris, France) (105). L'acquisition radiographique était effectuée selon un protocole standardisé :

debout, position libre, regard le plus horizontal possible et main sur les clavicules ou les pommettes pour éviter la superposition des bras avec la colonne vertébrale (146).

A partir des acquisitions radiographiques bi-planaires, à l'aide d'un logiciel validé (décrit ci-dessus), un modèle 3D spécifique au patient a été reconstruit, comprenant le rachis de C3 à S1, la pointe de l'odontoïde et le bassin (107). Les 2 têtes fémorales ont aussi été reconstruites permettant d'obtenir l'axe bicoxo-fémoral.

Paramètres d'analyse

Les paramètres démographiques classiques ont été recueillis avec l'âge, le sexe et l'indice de masse corporelle.

Les paramètres radiographiques sagittaux comprenaient les 3 paramètres pelviens (incidence pelvienne IP, version pelvienne VP et pente sacrée PS). Les paramètres rachidiens suivants étaient mesurés : la lordose lombaire L1S1, la cyphose thoracique T1T12, la lordose cervicale C3C7. L'alignement global était évalué par le SVA, la GST1, la GST9 et l'OD-HA (figure 17). L'OD-HA était l'angle mesuré entre la pointe de l'odontoïde (OD), le milieu de l'axe bicoxo-fémoral (HA) et la ligne verticale de référence (figure 30). Ce paramètre était mesuré en 2D dans le plan coronal (OD-HA coro), dans le plan sagittal (OD-HA sag) et en 3D dans le plan patient (OD-HA 3D). Dans le plan coronal, l'angle de Cobb de la courbure principale était mesuré. Le déséquilibre coronal était mesuré en cm entre la verticale abaissée de C7 et le centre du plateau sacré (CC7PL).

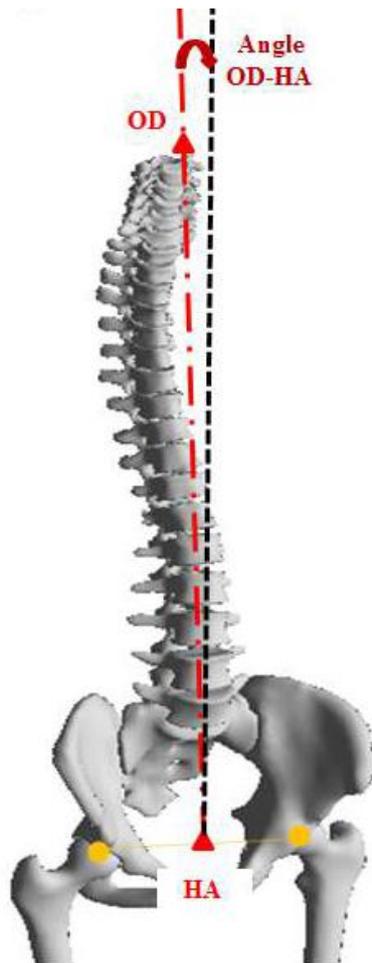


Figure 30. Mesure de l'ODHA (C. Amabile).

Analyse statistique

L'analyse statistique était réalisée avec le logiciel Stata 15.0 (Statacorp LP, Lakeway Drive, College Station, Texas). Dans un premier temps, une analyse descriptive de l'ensemble des paramètres de la série a été réalisée. La distribution et l'étendue des paramètres de l'alignement global ont été étudiées. Dans un second temps, les valeurs des paramètres de l'alignement sagittal global des patients de notre cohorte ont été comparées à celles de témoins. Les valeurs moyennes utilisées étaient celles des études d'Amabile et al. pour l'OD-HA ($2,9 \pm 1,6^\circ$) et de Vialle et al. pour la GST1 ($-1,35 \pm 2,7^\circ$) et la GST9 ($-10,35 \pm 3,0^\circ$) (67,78). A partir des valeurs moyenne (M) et des écart-types (SD) de la série de témoins, dans le but de mieux caractériser l'alignement global de nos patients, nous avons défini la notion de paramètre « normal » si la valeur était comprise entre plus ou moins 1 écart-type par rapport à la moyenne des témoins ; « subnormal + » entre +1 et +2 écart-types, « subnormal - » entre -1 et -2 écart-types, « élevé » au-delà de 2 écart-types et « bas » en deçà de 2 écart-types. A partir de cette analyse, nous avons comparé les paramètres

radiographiques et cliniques des patients avec une valeur élevée d'ODHA au reste de la cohorte. Enfin, nous avons analysé les corrélations entre les différents paramètres.

4.2.3. Résultats

Données démographiques

Parmi les 90 patients inclus, il existait une majorité de femme (n=79, 88%). L'âge moyen était de 56 ± 19 ans, l'IMC moyen de 24 ± 4 kg/m².

L'EVA moyenne était de $4,9 \pm 2,5$ (n=65), l'ODI moyen était de 35 ± 21 (n=41).

Données radiographiques

Les paramètres radiographiques sont rapportés dans le Tableau 7. Une dislocation rotatoire était présente chez 54 des 90 patients (le plus souvent en L3L4, 64%). Il existait une grande étendue des valeurs des paramètres pelviens et rachidiens au sein de la cohorte. La dispersion était moins importante pour les valeurs angulaires de l'alignement sagittal global que pour le SVA. L'étendue des valeurs était moins importante pour l'ODHA que la GST1 et GST9. L'ODHA coro était moins variable que l'ODHA sag avec des écart-types de 1.9° et 3.6° . La même tendance était retrouvée avec la mesure de la distance de la verticale de C7 au sacrum en coronal et en sagittal, avec un écart-type de 17mm pour la CC7PL et de 48mm pour le SVA. La GST1 était peu variable avec une valeur moyenne de $2,2 \pm 5,6^\circ$ mais cette mesure étant effectuée par rapport à l'axe vertical des têtes fémorales, c'est l'ODHA 3D avec une valeur moyenne de $5 \pm 3,6^\circ$ qui était donc le moins variable. Aucun patient n'avait de valeur négative de l'ODHA sag.

	Moyenne	DS	Minimum	Maximum
Angle de Cobb (°)	39	15	20	81
CC7PL (mm)	20	17	0	79
Incidence pelvienne (°)	54	13	20	84
Version pelvienne (°)	20	11	-16	52
Pente sacrée (°)	34	11	13	60
L1S1 (°)	48	18	-11	89
T1T12 (°)	41	18	2	115
C3C7 (°)	14	18	-29	69
IP-LL (°)	5	17	-41	52
GST9 (°)	5.9	12.1	-21.5	32
GST1 (°)	2.2	5.6	-12.8	18
SVA (mm)	33	48	-71	153
ODHA 3D (°)	5	3.6	0.4	18.8
ODHA sag (°)	4	3.6	0.0	16.1
ODHA coro (°)	2.3	1.9	0.1	10.1

Tableau 7. Valeurs moyennes des différents paramètres radiographiques de la cohorte (n=90).

La GST1 moyenne de la série de Vialle était de $-1,35 \pm 2^\circ$. Dans notre série, la GST1 était considérée comme «normale» si elle était comprise dans un intervalle de plus ou moins 1 écart-type par rapport à la moyenne des témoins, soit entre $-4,1^\circ$ et $1,4^\circ$ (n=25). Trente-cinq patients (39%) avaient une GST1 élevée (au-delà de 2 écart-types) (Tableau 8).

	Limite inférieure (°)	Limite supérieure (°)	n
-1SD < GST1 normale < 1SD	-4.1	1.35	25
1SD < GST1 subnormale + < 2SD	1.35	4.1	17
-2SD < GST1 subnormale - < -1SD	-6.8	-4.1	7
GST1 élevée > 2SD	4.1	-	35
GST1 basse < -2SD	-	-6.8	6

Tableau 8. Distribution des valeurs de GST1 (n=90).

La GST9 moyenne de la série de Vialle était de $-10,4 \pm 3^\circ$. Dans notre série, la GST9 était considérée comme «normale» si elle était comprise dans un intervalle de plus ou moins 1 écart-type par rapport à la moyenne des témoins, soit entre $-13,4^\circ$ et $-7,4^\circ$ (n=34). Seulement six patients (7%) avaient une GST9 élevée (au-delà de 2 écart-types) mais 20 patients avaient un GST9 basse (Tableau 9).

	Limite inférieure (°)	Limite supérieure (°)	n
-1SD < GST9 normale < 1SD	-13.35	-7.35	34
1SD < GST9 subnormale + < 2SD	-7.35	-4.35	15
-2SD < GST9 subnormale - < -1SD	-16.35	-13.35	15
GST9 élevée > 2SD	-4.35	-	6
GST9 basse < -2SD	-	-16.35	20

Tableau 9. Distribution des valeurs de GST9 (n=90).

Le SVA moyen de la série d'Amabile était de $-8,9 \pm 26\text{mm}$. Dans notre série, le SVA était considérée comme «normal» s'il était compris dans un intervalle de plus ou moins 1 écart-type par rapport à la moyenne des témoins, soit entre $-34,9\text{mm}$ et $17,1\text{mm}$ (n=36). Trente-deux patients (36%) avaient un SVA élevé (au-delà de 2 écart-types) (Tableau 10).

	Limite inférieure (mm)	Limite supérieure (mm)	n
-1SD < SVA normal < 1SD	-34.9	17.1	36
1SD < SVA subnormal + < 2SD	17.1	43.1	19
-2SD < SVA subnormal - < -1SD	-60.9	-34.9	2
SVA élevé > 2SD	43.1	-	32
SVA bas < -2SD	-	-60.9	1

Tableau 10. Distribution des valeurs du SVA (n=90).

L'ODHA moyen de la série d'Amabile était de $2,8^\circ \pm 1,6^\circ$. Dans notre série, l'ODHA était considéré comme «normal» s'il était compris dans un intervalle de plus ou moins 1 écart-

type par rapport à la moyenne des témoins, soit entre 1,3° et 4,5° (n=43). Vingt-deux patients (24%) avaient un ODHA élevé (au-delà de 2 écart-types) (Tableau 11). L'analyse des variances montrait une dispersion moins importante pour l'ODHA que la GST1 et le SVA (respectivement, variance de l'ODHA 3D 12,6, de l'ODHASag 12,8, de la GST1 32,9 et du SVA 2386).

	Limite inférieure	Limite supérieure	n
	(°)	(°)	
-1SD < ODHA normal < 1SD	1.3	4.5	43
1SD < ODHA subnormal + < 2SD	4.5	6.1	20
-2SD < ODHA subnormal - < -1SD	-0.3	1.3	5
ODHA élevé > 2SD	6.1	-	22
ODHA bas < -2SD	-	-0.3	0

Tableau 11. Distribution des valeurs d'ODHA (n=90).

Comparaison des patients avec un ODHA>2SD au reste de la cohorte

Les 22 patients avec une valeur élevée d'ODHA étaient significativement plus âgés (68 ± 9 ans vs 53 ± 14 ans, $p=0,001$). Il n'existait pas de différence de sexe et d'IMC entre les 2 groupes. Parmi les 39 patients qui avaient un ODI, les 11 patients avec un ODHA élevé avait un ODI significativement plus mauvais que les 28 autres patients de la cohorte (50 ± 23 vs 30 ± 18 , $p=0,005$). Le taux de dislocation rotatoire dans chaque groupe n'était pas différent (54% , $n=12$ vs 62% , $n=42$, $p=0,06$). Les patients avec un ODHA élevé avaient une déformation plus importante, à la fois dans le plan coronal, avec un angle de Cobb et une gîte coronale plus élevés et dans le plan sagittal, avec une lordose plus faible pour une incidence pelvienne similaire, une rétroversion pelvienne, une lordose cervicale et un SVA plus importants (Tableau 12).

	ODHA élevé (n=22)		Cohorte (n=68)		p
	Moyenne	DS	Moyenne	DS	
Angle de Cobb (°)	44	17	37	14	0.06
CC7PL (mm)	28	24	18	14	0.03
Incidence pelvienne (°)	56	11	54	13	0.41
Version pelvienne (°)	25	10	18	11	0.004
Pente sacrée (°)	31	10	36	10	0.04
L1S1 (°)	39	19	52	17	0.003
T1T12 (°)	45	24	41	16	0.38
C3C7 (°)	23	19	11	16	0.008
IP-LL (°)	16	15	1	17	0.0004
GST9 (°)	-13.5	7.7	-11.9	4.5	0.24
GST1 (°)	2.3	9.3	2.2	4.0	0.96
SVA (mm)	70	71	20	32	0.000

Tableau 12. Comparaison des paramètres radiographiques entre les patients avec un ODHA élevé ($> 6,1^\circ$) et le reste de la cohorte.

Analyse des corrélations

Concernant les relations entre les paramètres de l'alignement global, des corrélations modérées étaient observées entre l'ODHA 3D, ODHASag et le SVA ($R > 0,450$, $p < 0,05$) mais aucune corrélation n'existait avec la GST1 ou GST9. En revanche, dans le plan coronal, l'ODHAcoro était très bien corrélé à la CC7PL ($R = 0,815$, $p < 0,05$).

Les corrélations entre l'ODHA et les paramètres sagittaux étaient proches de celles de la GST1 et du SVA. Elles étaient modérées entre l'ODHA 3D et la lordose lombaire ($R = 0,401$, $p < 0,05$), elles étaient faibles avec la version pelvienne ($R = 0,318$, $p < 0,05$) (Tableau 13).

Il existait une corrélation significative entre l'ODHA et l'ODI ($R = 0,401$, $p < 0,05$). Le SVA était bien corrélé à l'ODI et l'EVA dans cette série (respectivement, $R = 0,585$ et $R = 0,416$, $p < 0,05$).

	ODHA 3D	ODHA sag	GST1	GST9	SVA
VP	0.318	0.241	-	-	0.367
SS	0.207	-	-	0.202	-
IP-LL	0.468	0.426	-	-	0.584
T1T12	-	-	-	0.264	-
L1S1	0.401	0.362	-	-	0.452
C3C7	0.218	-	0.222	-	0.482

Tableau 13. Analyse des corrélations entre les paramètres de l'alignement global et les paramètres rachidiens.

4.2.4. Discussion

Dans cette étude, nous avons décrit l'alignement de 90 patients avec une scoliose et utilisé une nouvelle mesure : la position de la pointe de l'odontoïde par rapport aux têtes fémorales. L'alignement des patients adultes avec une scoliose a été maintes fois analysé. Dans cette étude, les paramètres sagittaux pelviens et rachidiens sont semblables aux cohortes déjà décrites dans la littérature (9,111).

Longtemps oublié, l'alignement du rachis cervical dans la déformation de l'adulte a été plus exploré au cours de ces dernières années. Néanmoins, peu d'auteurs ont utilisé des mesures de l'alignement global à partir de points anatomiques du rachis cervical supérieur ou du crâne (165,168). Amabile et al. ont récemment montré que l'ODHA était un

paramètre de l'alignement global avec une faible dispersion (67,68). Dans une cohorte de 41 sujets âgés sans scoliose, ils observaient que près de 50% des sujets avaient une gîte antérieure avec un SVA anormalement haut, alors que seulement 12% de ceux-ci avaient un ODHA anormal. Les résultats sont similaires dans notre série avec 36% de patients avec un SVA élevé, alors que l'ODHA 3D n'était élevé que pour 24% des patients. Le taux de patients en gîte antérieure en utilisant la mesure de la GST1 était proche de celle du SVA : 39%. Il est intéressant de noter que la valeur seuil de défaut d'alignement antérieur que nous avons utilisé (SVA > 43mm) est similaire à la valeur utilisée dans la classification SRS-Schwab (SVA > 40mm). Un autre point intéressant est la faible dispersion de la GST9 avec seulement 6 patients avec des valeurs élevées de GST9. Ceci montre une faible variabilité de la position du centre gravité du tronc même en cas de déformation (72).

Ainsi, il semble que si la mesure de la gîte antérieure avec C7 ou T1 comme vertèbre de référence puisse être de grande amplitude, l'étendue des mesures avec l'odontoïde soit plus réduite, comme le montre la variance et la dispersion des trois paramètres ODHA, GST1 et SVA. De plus, il est à noter que, dans cette série, l'ODHA sagittal n'avait pas de valeur négative, ceci renforce l'idée d'une compensation au niveau du rachis cervical pour maintenir une situation d'équilibre. En effet, T1 et C7 sont parfois situés en arrière des têtes fémorales, mais il est exceptionnel qu'un individu ait la tête en arrière des têtes fémorales et pour éviter cela en cas de projection postérieure du rachis, notamment en postopératoire, il est fréquent d'observer une cyphose jonctionnelle cervico-thoracique (169). Ceci évoque la mise en place d'un mécanisme de compensation au niveau cervical, afin de maintenir au maximum la tête au-dessus du bassin et le regard horizontal, comme le montre la valeur significativement plus élevée de lordose cervicale dans le groupe de patients avec un ODHA élevé par rapport au reste de la cohorte (figure 31). Les corrélations existantes entre l'ODHA, VP, L1S1, C3C7 et IP-LL renforcent cette idée de phénomène global de compensation pour maintien de l'équilibre avec des corrélations significatives (bien que parfois faibles) entre l'ODHA et les différents paramètres rachidiens ou pelviens.

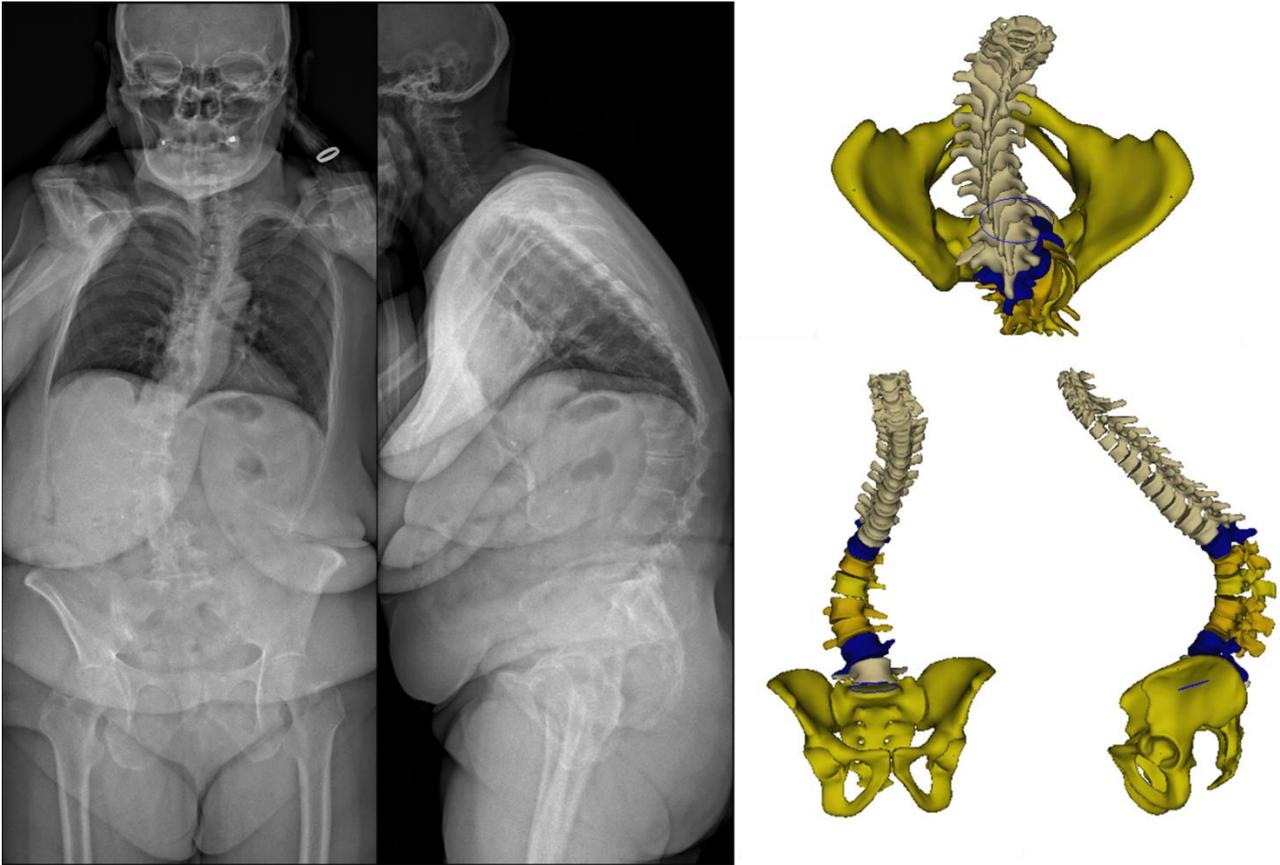


Figure 31. Radiographies de face et de profil et reconstructions 3D d'une patiente avec une importante gîte antérieure : ODHA 13,7°, GST1 9,7°, SVA 146mm, LL 10°, VP 30°, IP 47°, lordose cervicale 44°.

Limites

Une des limites de cette étude était l'absence d'analyse des mécanismes de compensation mis en jeu avec les membres inférieurs (extension de hanche, flexion de genou, flexion de cheville) pour maintenir une situation d'équilibre et de l'analyse de la position du regard (94,95). En effet, la plupart des patients ayant des radiographies du rachis entier et non pas du corps entier, cette analyse n'a pas été possible. Il serait intéressant d'étudier les relations de la position de C2 avec les phénomènes de compensation des membres inférieurs et avec la ligne de gravité du corps. Une autre limite est la position des patients dans la cabine EOS ; si cette position est dite libre, elle est néanmoins contrainte par la position des mains et des pieds, elle peut ainsi ne pas refléter la position naturelle des sujets. Enfin, il s'agit principalement d'une analyse radiographique et seulement 43% des sujets avaient des scores cliniques, limitant donc l'analyse des relations avec les scores fonctionnels ou de qualité de vie. Enfin, nous avons utilisé la

pointe de C2 plutôt que les conduits auditifs externes, initialement utilisés dans les reconstructions avec le système EOS, car elle est plus facilement visualisable sur les radiographies et son analyse 3D plus simple, ce d'autant que la littérature a montré que les résultats étaient similaires entre les deux paramètres (67,68).

4.2.5. Conclusion

Les résultats de cette étude sur l'alignement de 90 patients avec une scoliose ont permis de montrer que la position de la pointe de l'odontoïde par rapport aux têtes fémorales était un des paramètres les moins variables de l'alignement global. Les valeurs extrêmes d'ODHA sont observées chez des patients significativement plus âgés avec une gêne fonctionnelle importante. De plus, chez ces patients avec défaut d'alignement sagittal, avec une perte de lordose lombaire, et mise en jeu de mécanisme de compensation comme la rétroversion pelvienne, le secteur cervical est également recruté avec une posture en hyperlordose pour maintenir la tête au-dessus du bassin. En revanche, la présence de dislocation rotatoire ne semble pas influencer la position de C2.

Ainsi, il s'agit d'un paramètre intéressant permettant une mesure de l'alignement plus globale prenant en compte les mécanismes de compensation du rachis cervical au pelvis, qui pourrait permettre de mieux prédire les patients à risque de déséquilibre car ayant déjà recruté au maximum leurs capacités de compensation.