

EOS Revue de la Littérature

Jean Claude de Mauroy, Clinique du Parc - Lyon

Introduction

La radiologie à visée diagnostique est la principale source d'exposition aux radiations dans la population générale. On l'estime à 14 % de l'exposition annuelle totale mondiale. Au Royaume Uni, le risque supplémentaire de cancer à l'âge de 75 ans lié au radiodiagnostic est d'au moins 0,6 % soit environ 700 cas par an. Dans 13 autres pays développés le risque est évalué entre 0,6 et 1,8 %. Au Japon ce risque est estimé à plus de 3%. (Berrington de Gonzales, 2004)

Les patients scoliotiques qui sont soumis à de fréquentes expositions aux rayons X doublent le risque de cancer du sein par rapport aux patients non scoliotiques. Une réponse linéaire à la dose d'irradiation a été observée $ERR/Gy = 2.9$. On n'a pas noté de différence statistiquement significative en fonction du stade de développement pubertaire de la poitrine au moment de l'exposition (Ronckers, 2008).

De nombreuses méthodes pour la quantification des scoliozes ont été proposées durant les 30 dernières années. Malheureusement, elles n'ont pas survécu à l'épreuve du temps du fait de nombreuses raisons : (1) les techniques non radiologiques ne peuvent pas remplacer complètement la radiographie, car les patients présentant une double courbure ont une déformation thoracique beaucoup moins importante que les patients présentant une courbure unique de même angulation. (2) les indices mesurés dans les différents plans ne sont pas corrélés entre eux par exemple angle de Cobb et scoliomètre, angle de Cobb et gibbosité... (3) Les coûts d'implantation de ces nouvelles technologies sont importants ainsi que les coûts récurrents du personnel et de formation du personnel. (4) Ces techniques prennent plus de temps que la radiologie traditionnelle. (5) En définitive, la majorité de ces méthodes a montré peu de corrélation avec l'angle de Cobb. (Patias & Grivas, 2010)



Fig. 1 - EOS system

EOS Definition

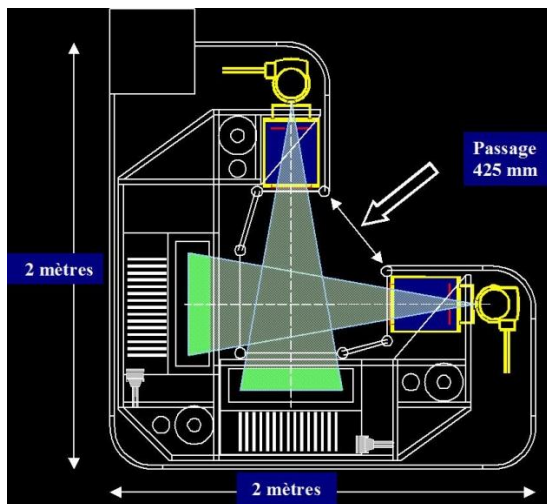


Fig. 2 - exploded view of the EOS system

EOS est une radiographie biplane utilisant une basse dose de rayons X et produisant une image de face et de profil de qualité supérieure à la radiologie traditionnelle.

Bases physiques de la diminution de l'irradiation

Georges Charpak (prix Nobel de physique 1992) a inventé un détecteur en phase gazeuse pour les rayons-X. Ce système est basé sur l'utilisation d'un détecteur de particules à haute sensibilité au xénon. Ce détecteur est couplé mécaniquement à un tube à rayons X dans un portique. Les détecteurs gazeux permettent en effet la conversion, dans un gaz sous pression tel que le xénon, de photons X en électrons. Ces électrons sont amplifiés par effet d'avalanche, c'est-à-dire une multiplication du nombre des électrons dans le champ électrique et détectés par une chaîne électronique adaptée. L'utilisation simultanée de deux tubes à rayons X et deux détecteurs, placés dans deux plans orthogonaux dans le portique permet une acquisition simultanée de vues latérales et frontales.



Fig. 3 - Georges Charpak - Nobel Physic price 1992

Principales caractéristiques d'EOS

Basse irradiation

L'irradiation à faible dose est de 8 à 10 fois moindre (facteur de réduction) pour l'imagerie 2D et de 800 à 1000 moindre pour l'imagerie 3D par rapport au scanner multi barrette.

TABLEAU I

Paramètres radiographiques utilisés et dosimétrie au niveau de la peau.
Radiographic parameters used and dosimetry on the skin.

	KVp		Dose de peau (μGy)		Facteur de réduction
	Film	EOS	Film	EOS	
Face (moyenne)	71	69	1196	127	9,4
Profil (moyen)	83	84	1618	192	8,4

Fig. 4 - Basse irradiation – Dubousset 2005

Imagerie en coupe comme l'IRM et le Scanner

Avec les rayons X classiques, il existe une distorsion des structures étudiées, en raison de la divergence des rayons X émis par une source ponctuelle. Cette divergence projette le plateau vertébral comme une ellipse dont l'axe majeur est difficile à déterminer pour l'angle de Cobb. Le meilleur procédé physique pour limiter la déformation est de donner à la source couplée au récepteur, un mouvement de translation pour couvrir tous les segments à explorer. (Morvan, 2011)

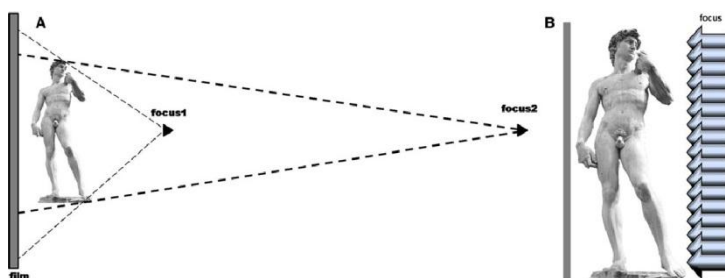


Fig 5 - Classical X-ray imaging and telerradiography – Morvan 2011



Fif. 6 - Orthogonal EOS imaging – Morvan 2011

Imagerie Rachis en totalité (éventuellement avec membres inférieurs)

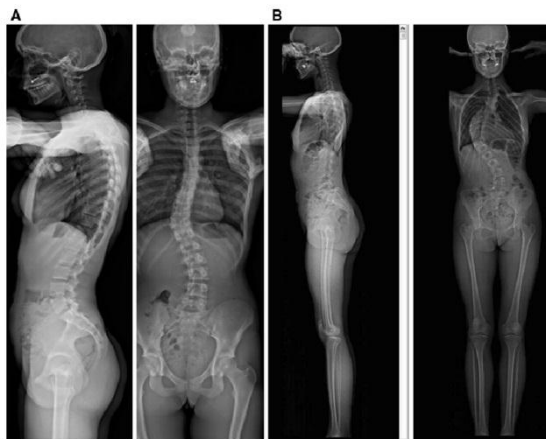


Fig. 7 - full body imaging with lower limbs in the same time

Actuellement la radiographie digitale ne dépasse pas 40 cm de longueur. Ceci est insuffisant en orthopédie. L'alignement sagittal du rachis normalisé est une combinaison de l'équilibre entre les paramètres pelviens, les paramètres de la colonne vertébrale et les paramètres des membres inférieures. (Lazennec, 2011)

Meilleure qualité pour l'étude des paramètres vertébraux et pelviens

Une gamme dynamique importante de 30 000 niveaux de gris (en raison d'un réglage de gain automatique interne) et une taille de pixel de 250 μm donnent des images de bonne qualité avec une visibilité simultanée des régions plus minces (rachis cervical) ainsi que des plus épaisses (rachis scapulo-thoracique, lombaire, bassin). (Deschênes, 2010)

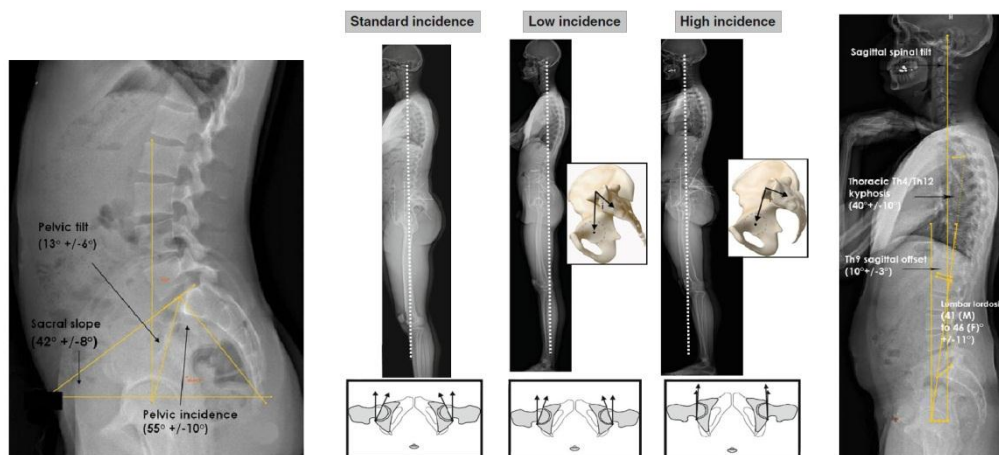


Fig. 8 - Pelvic and spinal parameters – Morvan 2011 & Lazennec 2011

Reconstruction 3D

La scoliose est une déviation vertébrale en trois dimensions (3D) avec déformation rachidienne se développant dans les plans frontal, sagittal et horizontal. Les classifications et les méthodes actuelles de diagnostic reposent sur deux dimensions (2D) avec rayons X dans le plan frontal et

sagittal ; aucune méthode de routine n'est disponible pour la visualisation et l'évaluation quantitative des déviations dans le plan horizontal. L'appréciation de la rotation s'effectue à l'aide d'un torsiomètre.

Un logiciel spécial pour la reconstruction en 3D a conduit à une amélioration dans le diagnostic de scoliose de haute qualité, la visualisation 3D réaliste et précise permet une analyse paramétrique quantitative. Un nouveau concept compare un modèle vertébral connu aux points caractéristiques réels de la projection vertébrale de face et de profil. La reconstruction a été validée d'autant plus facilement qu'il existe une liaison physique entre source-détecteur dans les 2 plans frontaux et sagittaux. Il est alors possible de réaliser une "vue d'en haut" qui complète l'imagerie traditionnelle; (Humbert, 2009; Illes, 2011)

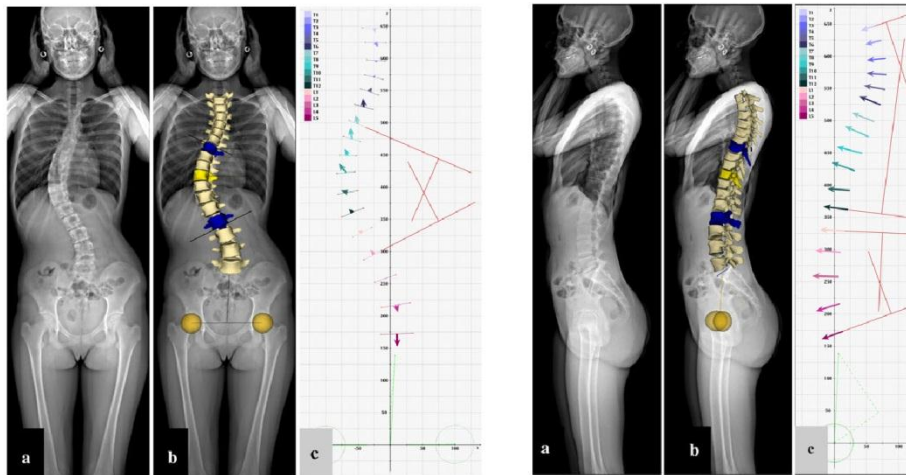


Fig. 9 - Reconstruction 3D – Illes 2011

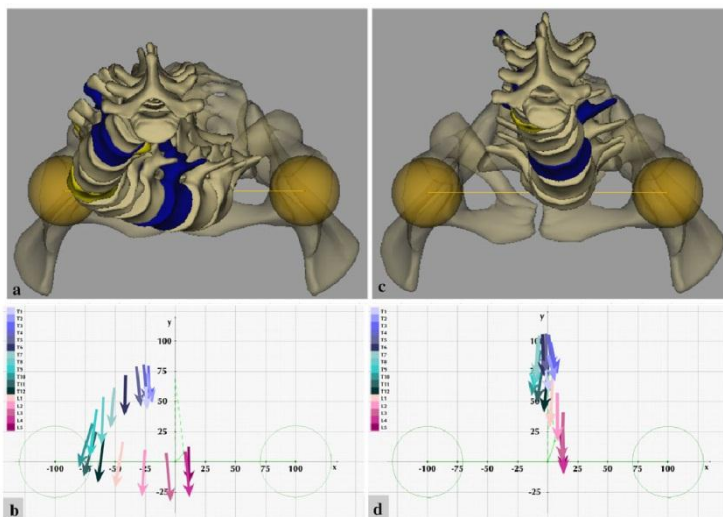


Fig. 10 Vue de dessus – Illes 2011

La fiabilité de la reconstruction 3D de la colonne vertébrale des patients scoliotiques est optimale. Le coefficient de corrélation intraclasse est excellent pour la plupart des mesures. Les limites de la prédiction à 95% sont d'environ 4 ° pour les mesures des courbures de la colonne vertébrale, 2 ° pour les paramètres pelviens et la rotation axiale vertébrale. (Gille, 2007)

Conclusion

L'ensemble des caractéristiques d'EOS par rapport à la radiologie conventionnelle (dose très faible, une bonne qualité photographique, l'acquisition simultanée de vues frontales et sagittales, possibilité de couvrir à la fois la colonne vertébrale et des membres inférieurs, l'étude du plan axial sur l'enveloppe 3D) représentent un réel progrès dans l'imagerie de la colonne vertébrale.

References:

[Berrington de Gonzales A., Darby S. \(2004\) Risk of cancer from diagnostic X-rays: estimates for the UK and 14 other countries, *The Lancet* 363, 9406.](#)

Deschênes S, Charron G, Beaudoin G, Labelle H, Dubois J, Miron MC, Parent S (2010) Diagnostic imaging of spinal deformities: reducing patients radiation dose with a new slotscanning X-ray imager. *Spine* 35(9):989–994

[Dubousset J, Charpak G, Dorion I, Skalli W, Lavaste F, Deguise J, Kalifa G, Ferey S. Une nouvelle imagerie ostéo-articulaire basse dose en position debout : le système EOS \(2005\). *Radioprotection* Vol. 40, n° 2, pp 245-255 DOI: 10.1051/radiopro:2005010](#)

Gille O, Champain N, Benchikh-El-Fegoun A, Vital JM, Skalli W (2007). Reliability of 3D reconstruction of the spine of mild scoliotic patients. *Spine* 32(5):568 - 573

[Humbert L, de Guise JA, Aubert B, Godbout B, Skalli W.\(2009\). 3D reconstruction of the spine from biplanar X-rays using parametric models based on transversal and longitudinal inferences. *Med Eng Phys* Volume: 31, Issue: 6, pp 681-687doi:10.1016](#)

[Illés T, Tunyogi-Csapo M, Somoskeo S \(2011\). Breakthrough in three-dimensional scoliosis diagnosis: significance of horizontal plane view and vertebra vectors. *Eur Spine J* \(2011\) 20:135–143](#)

[Lazennec JY, Brusson A, Rousseau MA. \(2011\). Hip–spine relations and sagittal balance clinical consequences. *Eur Spine J* DOI 10.1007/s00586-011-1937-9](#)

[Patias P, Grivas TB, Kaspiris A, Aggouris C, Drakoutos E \(2010\). A review of the trunk surface metrics used as Scoliosis and other deformities evaluation indices. *Scoliosis*. 2010; 5: 12. doi: 10.1186/1748-7161-5-12](#)

[Ronckers CM., Doody MM., Lonstein JE., Stovall M., Land CE. \(2008\) Multiple Diagnostic X-rays for Spine Deformities and Risk of Breast Cancer, *Cancer Epidemiol Biomarkers Prev* March 2008 17; 605, doi: 10.1158/1055-9965.EPI-07-2628](#)