
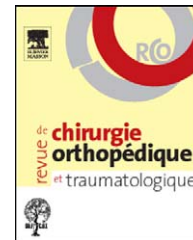




Disponible en ligne sur
 ScienceDirect
www.sciencedirect.com

Elsevier Masson France
 EM|consulte
www.em-consulte.com



MÉMOIRE ORIGINAL

Orientations du pelvis et de la pièce acétabulaire des prothèses totales de hanche en positions assise et debout : reproductibilité des mesures suivant le système radiographique utilisé, EOS ou conventionnel ☆

Pelvis and total hip arthroplasty acetabular component orientations in sitting and standing positions: Measurements reproductibility with EOS imaging system versus conventional radiographies

J.-Y. Lazennec^{a,*}, M.-A. Rousseau^a, A. Rangel^a, M. Gorin^b,
C. Belicourt^a, A. Brusson^a, Y. Catonné^a

^a Service de chirurgie orthopédique et traumatologique, hôpital de la Pitié-Salpêtrière, 7-83, boulevard de l'Hôpital, 75634 Paris cedex 13, France

^b Service de radiologie, hôpital Foch, 4, rue Worth, 92151 Suresnes, France

Acceptation définitive le : 14 mars 2011

MOTS CLÉS

Imagerie EOS ;
Prothèse totale de hanche ;
Acetabulum ;
Cupule ;
Paramètres pelviens ;
Plan pelvien antérieur

Résumé

Introduction. – La littérature récente souligne l'intérêt des mesures de la position du pelvis et de l'orientation acétabulaire en position debout et assise. Le suivi radiologique des prothèses totales de hanche (PTH) est basé sur les clichés standard de face et de profil. L'imagerie EOS™ 2D est une alternative moins irradiante à la radiologie conventionnelle, mais la validité et la reproductibilité des mesures angulaires n'ont pas été étudiées pour la mesure des paramètres pelviens et acétabulaires chez les patients porteurs de PTH.

Hypothèse. – L'imagerie EOS™ 2D n'est pas inférieure à la radiographie conventionnelle pour la mesure des paramètres d'orientation pelviens et acétabulaire classiquement utilisés.

Matériel et méthodes. – Cinq paramètres angulaires caractérisant la bascule pelvienne et l'orientation acétabulaire ont été mesurés par le même logiciel de mesure numérique Imagika™

DOI de l'article original : [10.1016/j.otsr.2011.02.006](https://doi.org/10.1016/j.otsr.2011.02.006).

☆ Ne pas utiliser, pour citation, la référence française de cet article, mais celle de l'article original paru dans *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, en utilisant le DOI ci-dessus.

* Auteur correspondant.

Adresse e-mail : lazennec.jy@wannadoo.fr (J.-Y. Lazennec).

à partir de deux séries d'images conventionnelles et EOS™ 2D en position assise et en position debout. Deux observateurs ont mesuré trois fois les clichés de 50 patients porteurs de PTH unilatérale. La reproductibilité intra- et inter-observateur avec chaque méthode a été étudiée indépendamment, puis la comparaison appariée a été réalisée.

Résultats.—L'ICC et le coefficient de Spearman montraient l'excellente corrélation EOS/radiographie standard. Selon les paramètres, la différence moyenne entre les deux imageries était comprise entre 0,30° et 3,43° ($p < 0,05$). La variabilité intra- et inter-observateur allait de $\pm 2,97^\circ$ à $\pm 6,46^\circ$ avec l'imagerie EOS™ contre $\pm 4,26^\circ$ à $\pm 10,22^\circ$ avec la radiographie standard ($p < 0,05$).

Discussion.—L'imagerie EOS™ 2D peut être substituée aux radiographies standard pour l'évaluation et la surveillance de l'orientation du bassin et des cupules des PTH.

Niveau de preuve.—III prospective diagnostique.

© 2011 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

Introduction

La surveillance radiologique des prothèses totales de hanche (PTH) est basée sur la pratique de clichés standard de face et de profil. Malgré une meilleure précision [1], l'imagerie par tomodensitométrie (TDM) ne peut être pratiquée couramment en raison de son coût et de l'irradiation délivrée au patient. En outre, la TDM est réalisée en position allongée, alors que la littérature récente montre l'intérêt des mesures debout et assis de l'inclinaison acétabulaire de face et de profil [2]. Les modifications de la bascule pelvienne et de l'orientation du plan pelvien antérieur (plan de Lewinnek) sont aussi un sujet d'actualité car ces variations sont susceptibles de modifier de façon significative la mécanique de la hanche prothétique [3,4]. Ainsi, les paramètres pelviens classiques mesurés en chirurgie du rachis (incidence pelvienne, version pelvienne, pente sacrée) et l'orientation du plan pelvien antérieur (utile pour la navigation) paraissent aujourd'hui pertinents dans le cadre du suivi évolutif des PTH [5–8].

Le système EOS™ apporte des renseignements intéressants dans ces domaines car il permet l'acquisition simultanées de deux images orthogonales de face et de profil, permettant la visualisation de l'ensemble du bassin en position debout et assis [9]. La réduction de dose est très significative par rapport aux systèmes conventionnels grâce au principe d'acquisition par balayage et aux détecteurs gazeux issus des travaux de Georges Charpak, prix Nobel de Physique 1992 [10,11]. L'analyse EOS 3D permet de mieux comprendre l'adaptation posturale en position debout [12] mais nécessite la reconstruction des volumes. Dans sa version d'utilisation dite 2D, l'imagerie EOS™ apparaît donc comme une alternative moins irradiante pour la mesure de paramètres lombo-pelviens et acétabulaires chez les patients porteurs de PTH.

Ce travail évalue la reproductibilité des mesures angulaires des paramètres lombo-pelviens et des paramètres acétabulaires afin de tester l'hypothèse de non-infériorité de la nouvelle technique (imagerie EOS™ 2D) par rapport à la méthode de référence (radiographie conventionnelle) et de déterminer si l'imagerie EOS™ 2D peut être substituée aux radiographies standards dans cette indication.

Patients et méthodes

Patients

Cinquante patients porteurs d'une PTH unilatérale ont été sélectionnés pour n'avoir aucune inégalité de longueur et aucune pathologie rachidienne associée. Ils ont été évalués prospectivement par un système de radiographie conventionnel et par un système EOS™ de première génération selon un protocole déjà décrit [2] comportant des acquisitions de bassin de face et de profil en position debout et assis. Les radiographies conventionnelles et les radiographies EOS ont été réalisées le même jour. Les radiographies conventionnelles ont été numérisées par un scanner Vidar™ Twain 32, et toutes les mesures ont été réalisées en utilisant le logiciel Imagika™, dont l'utilisation a été validée dans l'analyse des PTH [13]. Les caractéristiques de la population sont résumées dans le Tableau 1.

Paramètres évalués

Les paramètres angulaires mesurés ont été représentés sur la Fig. 1: a) l'incidence pelvienne [14] (IP) était mesurée entre la perpendiculaire au plateau sacré en son milieu et la droite joignant le milieu du plateau sacré au centre de l'axe bicoxo-fémoral; b) la pente sacrée [15] debout/assis (PSD/A) correspondait à l'angle entre l'horizontale et la tangente au plateau sacré; c) du plan pelvien antérieur (plan de Lewinnek [16]) debout/assis (PPA D/A) correspondait à l'angle formé entre la verticale et la droite tangente aux épines iliaques antéro-supérieures et à la symphyse pubienne; d) l'inclinaison acétabulaire frontale [5] debout/assis (IAFD/A) correspondait à l'angle entre l'axe de

Tableau 1 Caractéristiques des patients: moyenne \pm SD (min–max).

Âge (ans)	60,94 \pm 6,1 (50–73)
Sex-ratio (H/F)	24/26
Poids (kg)	79,62 \pm 4,53 (70–87)
Taille (m)	1,71 \pm 0,04 (1,64–1,79)
IMC (kg/m ²)	27,08 \pm 0,99 (24,80–29,00)

IMC: index de masse corporelle.

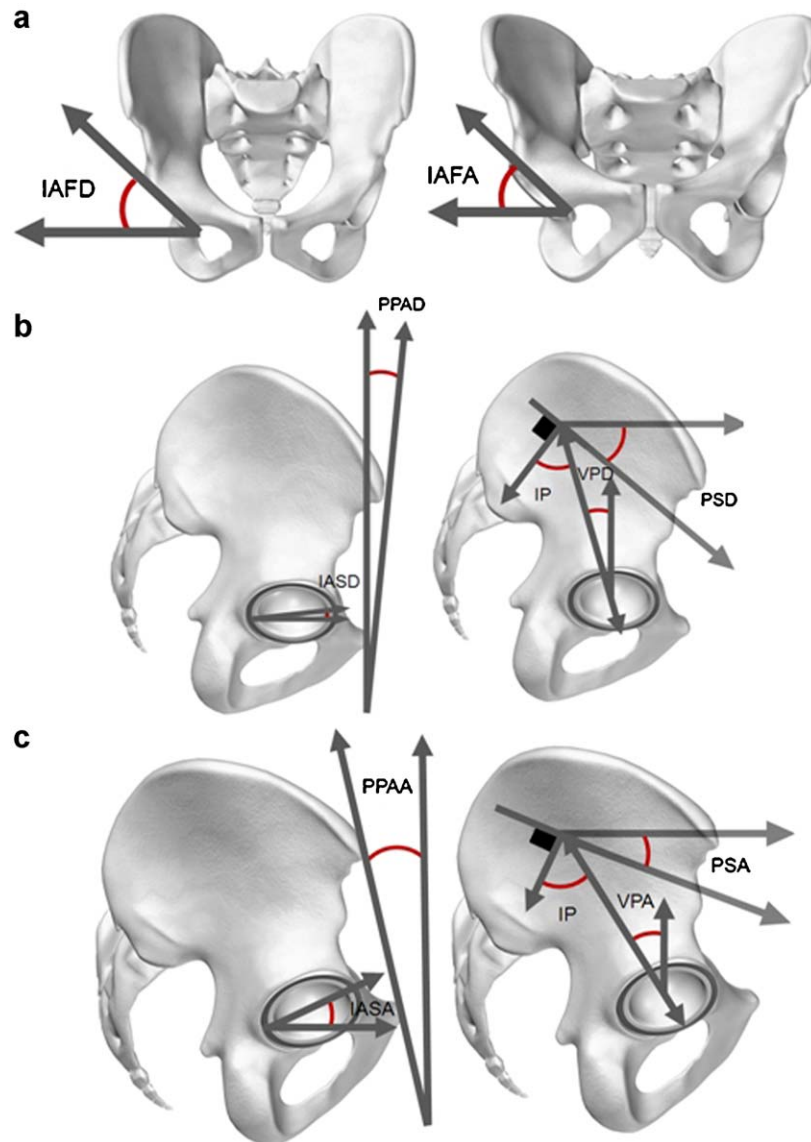


Figure 1 Schémas des paramètres pelviens et de l'orientation du plan pelvien antérieur (plan de Lewinnek) ; a : vue frontale debout et assis ; b : vue sagittale debout ; c : vue sagittale assis. IP : incidence pelvienne, PSD : pente sacrée debout, PSA : pente sacrée assise, VPD : version pelvienne debout, VPA : version pelvienne assis, PPAD : plan pelvien antérieur debout, PPA : plan pelvien antérieur assis, IAFD : inclinaison acétabulaire frontale debout, IAFA : inclinaison acétabulaire frontale assis, IASD : inclinaison acétabulaire sagittale debout, IASA : inclinaison acétabulaire sagittale assis.

la cupule et l'horizontale sur la vue de face ; e) l'inclinaison acétabulaire sagittale [5] debout/assis (IASD/A) correspondait à l'angle formé entre l'axe de la cupule et l'horizontale sur la vue de profil. Tous ces éléments ont été mesurés sur les radiographies conventionnelles (Fig. 2) et sur les radiographies EOSTM (Fig. 3).

Méthode d'analyse

La mesure des paramètres angulaires a été effectuée par deux opérateurs indépendants (JYL et MG). Pour chaque paramètre pelvien mesuré, l'opérateur a effectué trois mesures successives. Les mesures angulaires effectuées sur les radiographies conventionnelles étaient considérées

comme les mesures de référence. Pour la validation de l'imagerie EOSTM, nous avons comparé les variabilités inter- et intra-observateur des deux imageries en utilisant les méthodes statistiques de la littérature [17–20].

Dans un premier temps, la répétabilité (intra-observateur) et la reproductibilité (inter-observateur) de la mesure des deux imageries ont été calculées pour les données « radio conventionnelle » et les données « radio EOS » indépendamment. Cette analyse était inspirée de la norme NF ISO 5725-2 NF-ISO-5725-2 [21]. Cette norme permet de calculer un intervalle de confiance à 95% sur la reproductibilité inter- et/ou intra-observateur. Le modèle utilisé par cette norme correspond au modèle de l'analyse de la variance à un seul facteur à effets aléatoires (Anova). Les variables calculées étaient : SL2 étant l'estimation

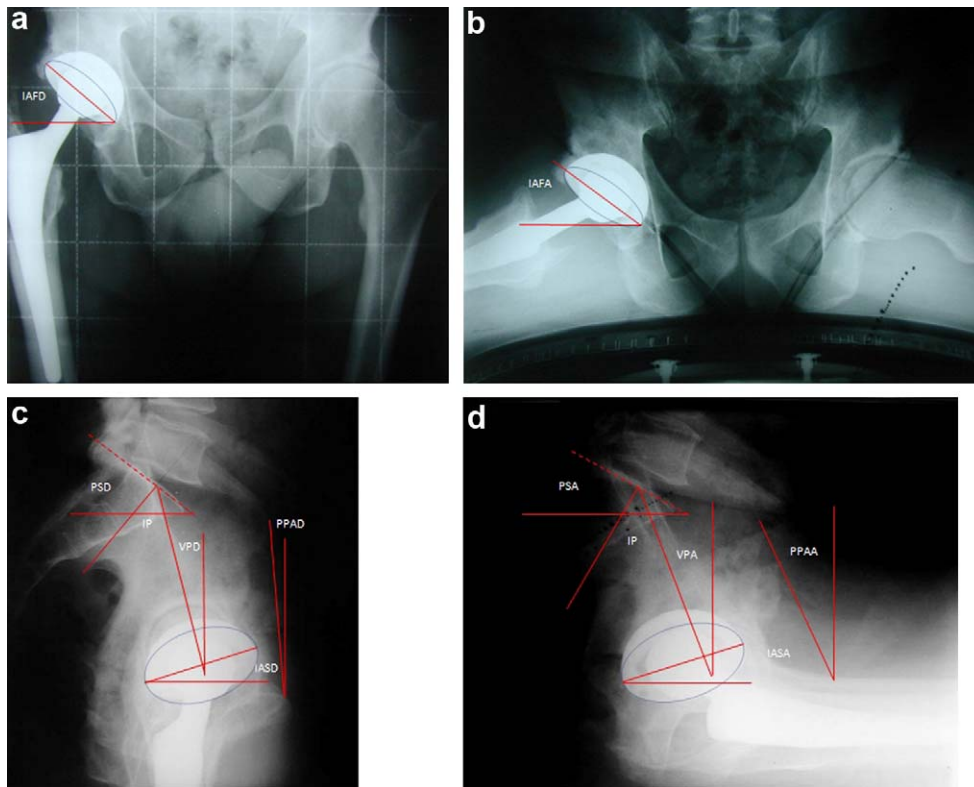


Figure 2 Radiographies conventionnelles d'un sujet : a et c : vues de face et de profil debout ; b et d : vues de face et de profil assis. IP : incidence pelvienne, PSD : pente sacré debout, PSA : pente sacré assise, VPD : version pelvienne debout, VPA : version pelvienne assis, PPAD : plan pelvien antérieur debout, PPAA : plan pelvien antérieur assis, IAFD : inclinaison acétabulaire frontale debout, IAFA : inclinaison acétabulaire frontale assis, IASD : inclinaison acétabulaire sagittale debout, IASA : inclinaison acétabulaire sagittale assis.

de la variance inter-observateur, SW^2 étant l'estimation de la variance intra-observateur, Sr^2 étant la moyenne arithmétique de SW^2 constituant l'estimation de la variance de répétabilité, SR^2 étant l'estimation de la variance de reproductibilité avec $SR^2 = SL^2 + Sr^2$.

Pour simplifier, une nouvelle variable était définie pour chaque paramètre par la différence entre deux mesures appariées. Une Anova 1 a permis d'étudier la significativité de l'effet intra et inter-observateur au sein du groupe de données « radio conventionnelle » et au sein du groupe de données « radio EOS » distinctement. De plus, pour documenter davantage la répétabilité et la reproductibilité, le coefficient de corrélation intra-classe (ICC) intra- et inter-observateur et son intervalle de confiance à 95 % ont été calculés. Pour rappel, l'ICC est défini comme le rapport entre la variance « expliquée » (variance imputable à la source de variation : facteur observateur ; répétition de la mesure) sur la variance totale (variance « expliquée » + la variance d'erreur) [22]. La comparaison de la répétabilité et de la reproductibilité de chaque paramètre a fait appel à un test de comparaison de variance de Fisher-Snedecor.

Dans un second temps, les données « radio conventionnelle » et les données « radio EOS » appariées chez les mêmes sujet ont été comparées directement selon le protocole utilisé par Rillardon et al. [17] à partir d'un observateur et de deux séries de mesures avec chaque moyen d'imagerie (conventionnel et EOS). Pour chaque paramètre, la corrélation entre données « radio conventionnelle » et « radio EOS »

a été calculée selon la méthode de Spearman et avec l'ICC. Les différences des valeurs angulaires mesurées par la radiographie conventionnelles et la radiographie EOS ont été calculées pour rechercher un écart significatif par test de Student.

Les données ont été traitées par le logiciel Medcalc, version 11.3. Les variables quantitatives ont été décrites en utilisant les moyennes (M), la moyenne des différences (d), déviation standard (SD), l'erreur standard (ES), le coefficient de corrélation de rang de Spearman (r) et du coefficient de corrélation ICC avec son intervalle de confiance (IC 95%). La normalité de la distribution des valeurs des 50 observations a été vérifiée pour chacun des dix paramètres angulaires étudiés par le test de normalité de Kolmogorov-Smirnov pour chaque série de mesure.

Résultats

La normalité de la distribution des valeurs des 50 observations a été confirmée pour chacun des dix paramètres angulaires étudiés par le test de normalité de Kolmogorov-Smirnov pour chaque série de mesure. Les valeurs angulaires obtenues en fonction de l'imagerie utilisée sont résumées dans le [Tableau 2](#).

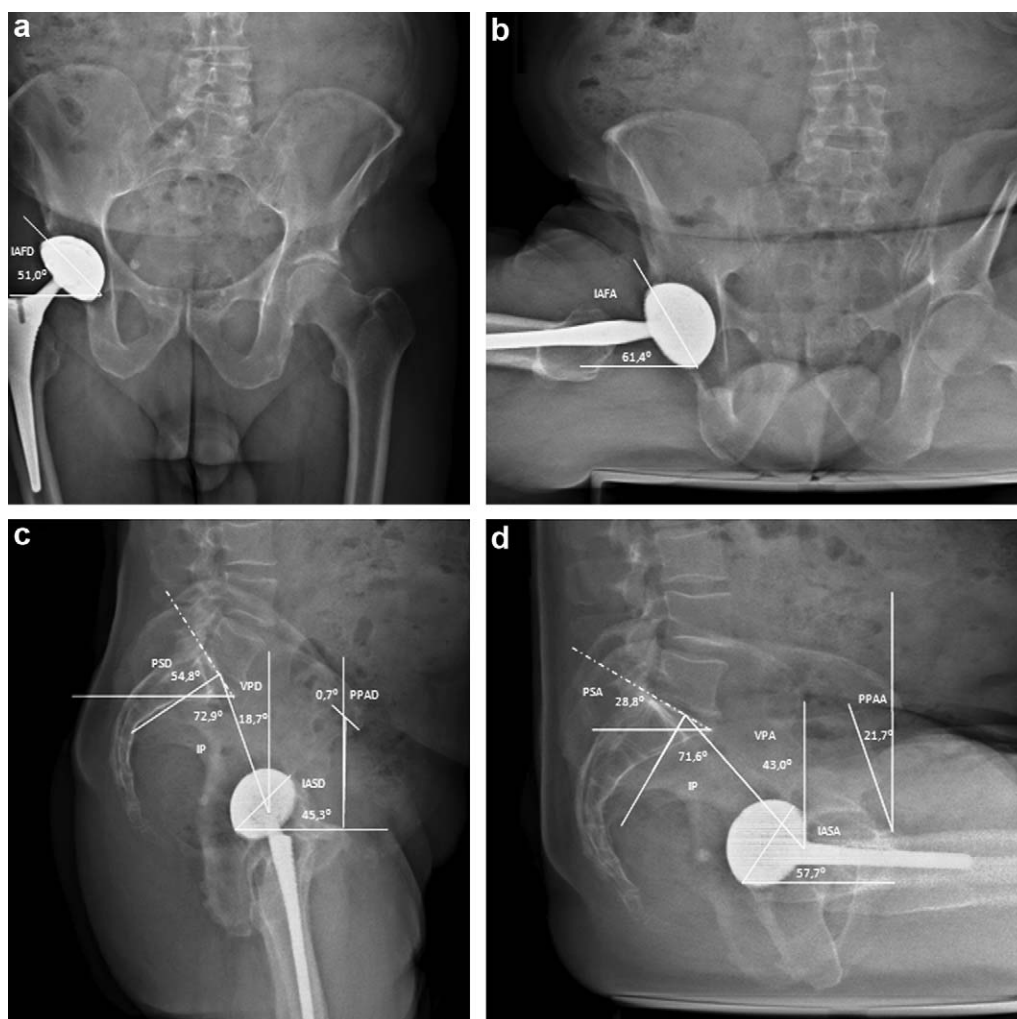


Figure 3 Radiographies EOS : a et c : vues de face et de profil debout ; b et d : vues de face et de profil assis. IP : incidence pelvienne, PSD : pente sacré debout, PSA : pente sacré assise, VPD : version pelvienne debout, VPA : version pelvienne assis, PPAD : plan pelvien antérieur debout, PPAA : plan pelvien antérieur assis, IAFD : inclinaison acétabulaire frontale debout, IAFA : inclinaison acétabulaire frontale assis, IASD : inclinaison acétabulaire sagittale debout, IASA : inclinaison acétabulaire sagittale assis.

Tableau 2 Résultats des neuf paramètres étudiés en fonction de la radiographie utilisée (moyenne \pm déviation standard ; minimum ; maximum).

	Radiographies conventionnelles				Radiographies EOS			
	Moy (°)	DS	Min	Max	Moy (°)	DS	Min	Max
Inclinaison acétabulaire frontale debout (IAFD)	52,2	4,9	39	66	53,2	4,8	39	67
Inclinaison acétabulaire frontale assis (IAFA)	63,0	7,2	46	86	64,3	7,5	50	88
Inclinaison acétabulaire sagittale debout (IASD)	47,1	7,1	27	69	47,0	6,7	31	64
Inclinaison acétabulaire sagittale assis (IASA)	57,5	9,0	36	84	58,0	9,3	40	84

Cinquante sujets, deux observateurs, trois mesures.

Tableau 3 Étude de la variabilité intra- et inter-observateur sur les radiographies conventionnelles.

	Répétabilité					Reproductibilité				
	<i>d</i>	2 DS	<i>p</i> value	ICC	IC 95 %	<i>d</i>	2 DS	<i>p</i> value	ICC	IC 95 %
IP	1,40	4,26	0,400	0,98	0,97/0,99	0,72	4,41	0,598	0,96	0,95/0,98
PSD	-1,73	6,79	0,284	0,76	0,65/0,84	-1,13	6,95	0,176	0,82	0,75/0,88
PSA	0,46	5,36	0,942	0,86	0,79/0,91	-0,07	5,48	0,698	0,86	0,80/0,91
PPAD	-0,33	5,39	—	0,84	0,76/0,90	-1,04	5,55	—	0,86	0,80/0,90
PPAA	-2,45	7,26	0,180	0,95	0,92/0,97	-4,00	7,83	0,105	0,92	0,89/0,95
IAFD	0,30	4,79	0,687	0,78	0,67/0,91	-1,95	5,10	0,001*	0,77	0,68/0,84
IAFA	-4,54	8,14	< 0,001*	0,88	0,82/0,93	-2,60	8,28	0,001*	0,84	0,77/0,90
IASD	-4,46	9,79	0,001*	0,71	0,58/0,81	-2,95	10,22	0,007*	0,69	0,59/0,79
IASA	-5,15	8,53	0,001*	0,90	0,85/0,94	-3,14	8,72	0,001*	0,88	0,82/0,92

d: moyenne des écarts; 2 DS: deux fois la déviation standard des écarts (intervalle de confiance à 95 % des écarts); *p* value du test Anova 1 (effet observateurs pour la répétabilité, effet répétition des mesures pour la reproductibilité); ICC: coefficient de corrélation intra-classe; IC 95 %: intervalle de confiance à 95 % de l'ICC; IP: incidence pelvienne; PSD: pente sacrée debout; PSA: pente sacrée assise; PPAD: plan pelvien antérieur debout; PPAA: plan pelvien antérieur assis; IAFD: inclinaison acétabulaire frontale debout; IAFA: inclinaison acétabulaire frontale assis; IASD: inclinaison acétabulaire sagittale debout; IASA: inclinaison acétabulaire sagittale assis. *: différence significative

Reproductibilité inter- et intra-observateur sur les radiographies conventionnelles

Concernant les paramètres pelviens, les écarts entre les répétitions intra- et inter-observateurs n'étaient pas significativement différents de zéro, montrant l'absence d'erreur systématique en répétabilité. L'intervalle de confiance à 95 % correspondant à l'erreur aléatoire de chacun des paramètres allait de $\pm 4,26^\circ$ à $\pm 7,83^\circ$.

Concernant les paramètres acétabulaires, les écarts entre les répétitions intra- et inter-observateurs étaient significativement différents de zéro, montrant une erreur systématique entre la première mesure par rapport à la deuxième (de $0,3^\circ$ à $5,15^\circ$) et entre le premier observateur et le deuxième ($1,95^\circ$ à $3,14^\circ$). Les intervalles de confiance à 95 % allaient de $4,79^\circ$ à $10,22^\circ$ pour les mesures

d'inclinaison de la cupule, montrant la dispersion des mesures.

On retrouvait pour la répétabilité et la reproductibilité une tendance à une distribution élargie pour la mesure du plan pelvien antérieur (plan de Lewinnek) en position assise par rapport à la position debout. L'ensemble des résultats métrologiques concernant la radiographie conventionnelle est rapporté au [Tableau 3](#).

Reproductibilité inter- et intra-observateur sur radiographies EOS

Les paramètres pelviens et les paramètres acétabulaires montraient une absence d'erreur systématique intra- et inter-observateur, en position assise et en position debout, avec un écart entre les répétitions non significativement

Tableau 4 Étude de la variabilité intra- et inter-observateur sur les radiographies EOS.

	Répétabilité					Reproductibilité				
	<i>d</i>	2 DS	<i>p</i> value	ICC	IC 95 %	<i>d</i>	2 DS	<i>p</i> value	ICC	IC 95 %
IP	-0,05	4,05	0,951	0,96	0,95/0,98	-0,07	4,12	0,981	0,96	0,95/0,98
PSD	-0,51	3,36	0,741	0,95	0,92/0,97	-0,24	3,38	0,806	0,95	0,93/0,97
PSA	0,56	3,32	0,712	0,94	0,91/0,96	-0,22	3,42	0,722	0,94	0,91/0,96
PPAD	-0,22	2,97	0,960	0,95	0,92/0,97	-0,16	3,01	0,856	0,95	0,93/0,97
PPAA	-1,47	5,88	0,383	0,95	0,92/0,97	-3,25	6,46	0,098	0,92	0,88/0,94
IAFD	1,36	6,17	0,266	0,66	0,52/0,77	-1,21	6,27	0,072	0,69	0,59/0,78
IAFA	-0,12	4,31	0,856	0,93	0,90/0,96	-0,84	4,38	0,388	0,92	0,88/0,94
IASD	-0,84	4,34	0,869	0,91	0,87/0,95	-0,31	4,43	0,680	0,90	0,86/0,94
IASA	-0,84	3,83	0,871	0,96	0,94/0,97	-0,39	3,89	0,714	0,96	0,94/0,97

d: moyenne des écarts; 2 DS: deux fois la déviation standard des écarts (intervalle de confiance à 95 % des écarts); *p* value du test Anova 1 (effet observateurs pour la répétabilité, effet répétition des mesures pour la reproductibilité); ICC: coefficient de corrélation intra-classe; IC 95 %: intervalle de confiance à 95 % de l'ICC; IP: incidence pelvienne; PSD: pente sacrée debout; PSA: pente sacrée assise; PPAD: plan pelvien antérieur debout; PPAA: plan pelvien antérieur assis; IAFD: inclinaison acétabulaire frontale debout; IAFA: inclinaison acétabulaire frontale assis; IASD: inclinaison acétabulaire sagittale debout; IASA: inclinaison acétabulaire sagittale assis.

Tableau 5 Comparaisons en fonction de la radiographie utilisée (50 sujets, un observateur, deux séries de mesures).

	<i>r</i>	ICC	IC 95 %	<i>d</i>	ES	DS	± IC 95 %	<i>p</i> value
IP	0,97	0,98	0,97/0,99	-0,30	0,30	2,15	± 4,21	0,33
PSD	0,92	0,94	0,90/0,96	-0,62	0,36	2,56	± 5,02	0,09
PSA	0,97	0,98	0,96/0,99	-0,95	0,20	1,42	± 2,78	< 0,001*
PPAD	0,92	0,95	0,91/0,97	-1,47	0,30	2,12	± 4,16	< 0,001*
PPAA	0,92	0,93	0,85/0,97	-2,04	0,48	3,39	± 6,65	0,01*
IAFD	0,90	0,90	0,84/0,94	-1,77	0,28	2,00	± 3,92	< 0,001*
IAFA	0,85	0,92	0,86/0,95	-3,43	0,42	2,94	± 5,76	< 0,001*
IASD	0,90	0,92	0,87/0,96	-2,39	0,38	2,66	± 5,22	< 0,001*
IASA	0,94	0,94	0,90/0,97	-3,16	0,44	3,10	± 6,08	< 0,001*

r : coefficient de corrélation de rang de Spearman ; ICC : coefficient de corrélation intra-classe ; IC 95 % : intervalle de confiance à 95 % de l'ICC ; *d* : moyenne des écarts (conventionnel-EOS) ; ES : erreur standard des écarts ; DS : déviation standard des écarts ; ± IC 95 % : intervalle de confiance à 95 % des écarts ; *p* value : test *t* de Student sur séries appariées ; IP : incidence pelvienne ; PSD : pente sacrée debout ; PSA : pente sacrée assise ; PPAD : plan pelvien antérieur debout ; PPAA : plan pelvien antérieur assis ; IAFD : inclinaison acétabulaire frontale debout ; IAFA : inclinaison acétabulaire frontale assis ; IASD : inclinaison acétabulaire sagittale debout ; IASA : inclinaison acétabulaire sagittale assis. * : différence significative.

différent de zéro pour tous les paramètres, montrant l'absence d'erreur systématique en répétabilité et reproductibilité. L'intervalle de confiance à 95 % de chaque écart était compris entre ± 2,97° et ± 6,46° pour les paramètres pelviens et ± 3,83° et ± 6,27° pour les paramètres acétabulaires.

On retrouvait pour la répétabilité et la reproductibilité une tendance à une distribution élargie pour la mesure du plan pelvien antérieur (plan de Lewinnek) en position assise par rapport à la position debout. L'ensemble des résultats métrologiques concernant la radiographie EOS est rapporté au [Tableau 4](#).

Comparaison de la répétabilité et de la reproductibilité des deux imageries (conventionnelle et EOS)

Il s'agit des résultats des tests de Fisher Snedecor, visant à comparer les variances de répétabilité et de reproductibilité exposées précédemment. Hormis pour l'incidence pelvienne, tous les tests étaient significatifs ($p < 0,001$), montrant une variance réduite dans le cas des radiographies EOS.

Comparaisons appariées directes des mesures angulaires obtenues selon les deux imageries (conventionnelle et EOS)

L'accord entre les deux méthodes radiologiques était excellent pour tous les paramètres (coefficient de Spearman de 0,82 à 0,97, ICC de 0,90 à 0,98). Cependant, la comparaison directe appariée par test de Student a montré une différence significative des valeurs mesurées pour tous les paramètres sauf l'incidence pelvienne et la pente sacrée debout. Cette différence significative était d'un à deux degrés pour les paramètres pelviens et de deux à trois degrés pour les paramètres acétabulaires. L'ensemble de ces résultats est rapporté dans le [Tableau 5](#).

Discussion

Cette étude nous a permis de déterminer l'incertitude de mesure des paramètres pelviens et des paramètres acétabulaires avec la radiographie conventionnelle et avec le système EOS, en utilisant le même logiciel de mesure. La comparaison appariée directe a montré une bonne concordance entre les deux systèmes d'imagerie, en position debout et en position assise. L'étude de reproductibilité a montré une meilleure précision du système EOS.

Toutefois, cette étude ne permet pas d'apprécier la pertinence du système EOS pour l'évaluation des autres éléments de surveillance comme l'appréciation des ostéolyses, des granulomes et des descellements, comme cela peut être fait avec la TDM. En revanche, c'est probablement la haute définition des images qui permet une évaluation plus précise des mesures angulaires.

L'incertitude de mesure des paramètres radiologiques a été étudiée pour les mesures manuelles et pour les mesures assistées par ordinateur pour les paramètres rachidiens cervicaux et lombo-pelviens [23–25] : elle est comparable à celle retrouvée dans notre étude avec les radiographies conventionnelles. Cependant, il n'y a pas d'étude de ce type dans la littérature concernant le système EOS. De plus, notre étude rapporte des données originales car elle s'intéresse aussi à la mesure des paramètres acétabulaires, dont la répétabilité et la reproductibilité n'a pas été rapportée à ce jour.

La première partie de l'étude montre une variance plus importante avec la radiographie conventionnelle qu'avec la radiographie EOS. Outre la définition des images ([Fig. 2 et 3](#)), la différence de précision peut être rapportée à l'acquisition elle-même : le système radiographique conventionnel projette des informations sur le plan de référence du patient par une perspective conique. Cela provoque une altération de l'image du centre vers les bords, menant à des erreurs croissantes d'échelle pour les zones éloignées de la région centrale. Les rayons en fente du système EOS sont toujours alignés sur les détecteurs, cela peut améliorer les représentations visuelles. En raison de la géométrie *fan-beam*, le balayage rencontre seulement cette altération le long de

l'axe horizontal. Cependant, la déformation de cette projection cylindrique de l'image est corrigée par une nouvelle graduation numérique exécutée par l'interface de visualisation du système. Sur cette idée, l'image est reconstruite comme si elle avait été acquise dans le plan de référence du patient en limitant l'altération de l'épaisseur du patient au lieu de la distance entière entre la source et le détecteur. Ainsi, l'imagerie EOS permet d'obtenir une homogénéité sur l'ensemble de la radiographie. Dans l'étude de Deschênes et al. [11], la qualité globale des images avait été jugée équivalente ou meilleure sur EOS dans 97,2 % des cas sur le suivi des scolioses de l'enfant.

Dans la deuxième partie, les valeurs mesurées étaient significativement différentes entre les deux systèmes d'imagerie, cependant, ces différences étaient inférieures à l'incertitude estimée à la première partie. Il semble donc que la cette significativité soit purement statistique et ne correspondant pas à une erreur systématique en pratique. Cependant, la distribution des variables (intervalles de confiance à 95 % des écarts) a montré une distribution réduite de moitié avec les radiographies EOS par rapport aux radiographies conventionnelles. Il semble donc que pour des mesures concordantes en moyenne, le système EOS ait une meilleure fiabilité pour des mesures individuelles.

Conclusion

En conclusion, il semble que l'imagerie EOSTM 2D soit une alternative intéressante à la radiologie conventionnelle pour l'étude des paramètres pelviens et acétabulaires : l'imagerie EOS est moins irradiante que la radiologie conventionnelle selon les données de la littérature concernant le rachis et le pelvis ; malgré l'acquisition à balayage type scanner, la durée d'acquisition pour les deux images simultanées ne semble pas différente de la durée totale de la prise de deux clichés radiologiques conventionnels, mais cela pourrait faire l'objet spécifique ; enfin, notre étude suggère que l'imagerie EOSTM 2D permet des mesures au moins aussi précises que la radiographie conventionnelle et qu'elle peut être substituée aux radios standard pour l'évaluation des paramètres pelviens et de l'orientation frontale et sagittale des cupules des PTH. De plus, les radiographies EOS, et la possibilité de reconstruction 3D, permettent une évaluation globale du patient debout et assis qui fait envisager une nouvelle approche des troubles posturaux affectant à la fois le rachis et le secteur sous-pelvien alors que la littérature récente souligne l'intérêt des mesures de la bascule pelvienne et de l'orientation acétabulaire en position debout et assise. L'imagerie EOS reste cependant peu accessible à l'heure actuelle à la population générale, du fait du nombre limité d'équipements et son coût n'est pas évalué.

Déclaration d'intérêts

Les auteurs déclarent ne pas avoir de conflits d'intérêts en relation avec cet article.

Références

- [1] Wan Z, Malik A, Jaramaz B, Chao L, Dorr LD. Imaging and navigation measurement of acetabular component position in THA. *Clin Orthop Relat Res* 2009;467:32–42.
- [2] Lazennec JY, Charlot N, Gorin M, Roger B, Arafati N, Bissery A, et al. Hip-spine relationship: a radio-anatomical study for optimization in acetabular cup positioning. *Surg Radiol Anat* 2004;26:136–44.
- [3] Babisch JW, Layher F, Amiot LP. The rationale for tilt-adjusted acetabular cup navigation. *J Bone Joint Surg Am* 2008;90:357–65.
- [4] Kalteis TA, Handel M, Herbst B, Grifka J, Renkawitz T. In vitro investigation of the influence of pelvic tilt on acetabular cup alignment. *J Arthroplasty* 2009;24:152–7.
- [5] Lazennec JY, Riwan A, Gravez F, Rousseau MA, Mora N, Gorin M, et al. Hip spine relationships: application to total hip arthroplasty. *Hip Int* 2007;17(Suppl. 5):S91–104.
- [6] Legaye J. Influence of the sagittal balance of the spine on the anterior pelvic plane and on the acetabular orientation. *Int Orthop* 2009;33:1695–700.
- [7] Rousseau MA, Lazennec JY, Boyer P, Mora N, Gorin M, Catonne Y. Optimization of total hip arthroplasty implantation: is the anterior pelvic plane concept valid? *J Arthroplasty* 2009;24:22–6.
- [8] Philippot R, Wegrzyn J, Farizon F, Fessy MH. Pelvic balance in sagittal and Lewinnek reference planes in the standing, supine and sitting positions. *Orthop Traumatol Surg Res* 2009;95:70–6.
- [9] Dubouset J, Charpak G, Skalli W, Kalifa G, Lazennec JY. EOS stereo-radiography system: whole-body simultaneous anteroposterior and lateral radiographs with very low radiation dose. *Rev Chir Orthop* 2007;93:141–3.
- [10] Kalifa G, Charpak Y, Maccia C, et al. Evaluation of a new low-dose digital x-ray device: first dosimetric and clinical results in children. *Pediatr Radiol* 1998;28:557–61.
- [11] Deschenes S, Charron G, Beaudoin G, et al. Diagnostic imaging of spinal deformities: reducing patients radiation dose with a new slot-scanning X-ray imager. *Spine (PhilaPa 1976)* 2010;35:989–94.
- [12] Lazennec JY, Rangel A, Baudoin A, Skalli W, Catonne Y, Rousseau MA. The EOS imaging system for understanding a patellofemoral disorder following THR. *Orthop Traumatol Surg Res* 2011;97:98–101.
- [13] Girard J, Touraine D, Soenen M, Massin P, Laffargue P, Migaud H. Measurement of head penetration on digitalized radiographs: reproducibility and accuracy. *Rev Chir Orthop* 2005;91:137–42.
- [14] Legaye J, Duval-Beaupere G, Hecquet J, Marty C. Pelvic incidence: a fundamental pelvic parameter for three-dimensional regulation of spinal sagittal curves. *Eur Spine J* 1998;7:99–103.
- [15] Legaye J, Duval-Beaupere G. Sagittal plane alignment of the spine and gravity: a radiological and clinical evaluation. *Acta Orthop Belg* 2005;71:213–20.
- [16] Lewinnek GE, Lewis JL, Tarr R, Compere CL, Zimmerman JR. Dislocations after total hip-replacement arthroplasties. *J Bone Joint Surg (Am)* 1978;60:217–20.
- [17] Rillardon L, Levassor N, Guigui P, Wodecki P, Cardinne L, Templier A, et al. Validation of a tool to measure pelvic and spinal parameters of sagittal balance. *Rev Chir Orthop* 2003;89:218–27.
- [18] Fermanian J. Validation of assessment scales in physical medicine and rehabilitation: how are psychometric properties determined? *Ann Readapt Med Phys* 2005;48:281–7.
- [19] Fuhrman C, Chouaid C. Concordance between two variables: numerical approaches (qualitative observations – the kappa coefficient – quantitative measures. *Rev Mal Respir* 2004;21:123–5.
- [20] Journois D. Concordance between two variables: graphical approach (Bland and Altman's method). *Rev Mal Respir* 2004;21:127–30.
- [21] NF-ISO-5725-2:1-. Application de la statistique – exactitude (justesse et fidélité) des résultats et méthodes de mesure – partie 2: méthode de base pour la détermina-

- tion de la répétabilité et de la reproductibilité d'une méthode de mesure normalisée; 1994.
- [22] Shrout PE, Fleiss JL. Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychol Bull* 1979;86:420–8.
- [23] Champain S, Benchikh K, Nogier A, Mazel C, Guise JD, Skalli W. Validation of new clinical quantitative analysis software applicable in spine orthopaedic studies. *Eur Spine J* 2006;15:982–91.
- [24] Blondel B, Parratte S, Tropiano P, Pauly V, Aubaniac JM, Argenson JN. Pelvic tilt measurement before and after total hip arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res* 2009;95:568–72.
- [25] Dimar JR, 2nd, Carreon LY, Labelle H, Djurasovic M, Weidenbaum M, et al. Intra- and inter-observer reliability of determining radiographic sagittal parameters of the spine and pelvis using a manual and a computer-assisted methods. *Eur Spine J* 2008;17:1373–9.