



UNIVERSITE DE LILLE  
**FACULTE DE MEDECINE HENRI WAREMBOURG**

Année : 2019

THESE POUR LE DIPLOME D'ETAT  
DE DOCTEUR EN MEDECINE

**Radiographie biplanare des membres inférieurs chez l'enfant en  
microdose : évaluation de la qualité diagnostique et des  
reconstructions 3D des membres inférieurs**

Présentée et soutenue publiquement le 12 juin 2019 à 18h  
Au Pôle Formation  
**Par Céline TILLAUX**

---

**JURY**

**Présidente :**

**Madame le Professeur Anne COTTEN**

**Assesseurs :**

**Monsieur le Professeur Xavier DEMONDION**

**Madame le Docteur Héloïse LERISSON**

**Directrice de Thèse :**

**Madame le Professeur Nathalie BOUTRY**

## **Avertissement**

**La Faculté n'entend donner aucune approbation aux opinions émises dans les thèses : celles-ci sont propres à leurs auteurs.**



# TABLE DES MATIERES

<b>RÉSUMÉ</b> .....	<b>5</b>
<b>INTRODUCTION</b> .....	<b>7</b>
<b>RAPPELS ET GÉNÉRALITÉS</b> .....	<b>9</b>
I. ANOMALIES STRUCTURALES ET POSITIONNELLES DES MEMBRES INFÉRIEURS.....	9
A. Définition et généralités .....	9
B. Anatomie et repères des membres inférieurs.....	9
1. Plans, axes et directions de référence .....	9
2. Inégalités de longueurs des membres inférieurs .....	10
3. Anomalies angulaires .....	11
II. RAPPELS SUR LE SYSTÈME RADIOGRAPHIQUE BIPLANAIRE EOS®.....	15
A.L'invention de la chambre proportionnelle multifilaire.....	15
B. Un appareil de radiographie digitale basse dose.....	16
C. L'invention d'un système radiographique biplanair low-dose.....	17
D. Avantages et inconvénients du système EOS®.....	21
E. Le protocole microdose sur EOS®.....	22
III. TECHNIQUES DE MESURE.....	23
A. Examen clinique.....	23
B. Mesures en imagerie.....	24
1. Radiographie conventionnelle.....	24
2. Scanner et IRM.....	25
3. Radiographie biplanair.....	26
<b>MATÉRIELS ET MÉTHODES</b> .....	<b>27</b>
I. MATÉRIELS.....	27
II. MÉTHODE.....	27
A. Recueil des données démographiques.....	27
B. Réalisation de l'examen.....	28
C. Évaluation 2D des images obtenues.....	29
D. Reconstructions 3D des membres inférieurs.....	30
E. Analyses statistiques.....	33
<b>RÉSULTATS</b> .....	<b>34</b>
I. DONNÉES DÉMOGRAPHIQUES.....	34
II. ÉVALUATION DES IMAGES 2D OBTENUES.....	35
A. Qualité des images obtenues.....	35
B. Évaluation de la visibilité des structures anatomiques.....	37
C. Évaluation de la qualité image et de la visibilité des structures anatomiques en fonction du morphotype.....	39
III RECONSTRUCTIONS 3D DES MEMBRES INFÉRIEURS.....	40
A. Faisabilité des reconstructions 3D.....	40
B. Reproductibilité intra-observateur.....	41
C. Reproductibilité inter-observateur .....	42
<b>DISCUSSION</b> .....	<b>44</b>
I.ÉVALUATION DE LA QUALITE IMAGE ET DE LA VISIBILITÉ DES STRUCTURES ANATOMIQUES.....	45
II. RECONSTRUCTIONS 3D.....	46
III. REPRODUCTIBILITÉ INTRA- ET INTER-OBSERVATEUR.....	47
<b>CONCLUSION</b> .....	<b>49</b>
<b>RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES</b> .....	<b>50</b>
ANNEXE-1 : Grille de lecture.....	54

## RÉSUMÉ

**Objectifs** : Évaluer chez l'enfant sur des radiographies biplanaires des membres inférieurs obtenues selon le protocole microdose EOS® 1) la qualité des images et la visibilité des structures anatomiques en 2D 2) la reproductibilité inter- et intra-observateur des mesures de torsion des membres inférieurs dérivées des reconstructions surfaciques en 3D.

**Méthodes** : Tous les enfants âgés de 6 à 18 ans pour lesquels un pangonogramme des membres inférieurs était demandé par un chirurgien orthopédiste infantile étaient inclus dans notre étude. Le poids, la taille et la largeur des hanches étaient colligés. La largeur des hanches permettait de classer les enfants en 3 sous-groupes correspondant à 3 morphotypes distincts (M1, largeur <25 cm) ; M2, largeur comprise entre 25 et 35 cm) ; M3, largeur >35cm) pour lesquels les paramètres d'acquisition des images étaient prédéfinis. Les protocoles microdose ou low-dose étaient sélectionnés alternativement, indépendamment du morphotype de l'enfant. En 2D, la qualité des images et la visibilité des structures anatomiques étaient évaluées par deux observateurs indépendants (n=526). Les taux de concordance étaient calculés. Un échantillon d'enfants était ensuite choisi de façon randomisée pour chaque protocole (microdose, n = 30 ; low-dose, n = 30) et sous-groupe (M1, n = 10 ; M2, n = 10 ; M3, n =10) afin d'évaluer les reproductibilités inter- et intra-observateur des mesures de torsions des membres inférieurs dérivées des reconstructions 3D.

**Résultats** : Au total, 260 enfants (100 filles, 160 garçons) ont été inclus dans l'étude. En microdose, la qualité des images et la visibilité des structures anatomiques étaient jugées satisfaisantes pour plus de 90% des patients, à l'exception des têtes fémorales. Les taux de concordance étaient excellents (>0.75), excepté pour les

têtes fémorales. Les reconstructions 3D étaient techniquement réalisables chez 49 enfants sur 60 (27 en microdose ; 22 en low-dose). La reproductibilité intra-observateur était bonne (ICC >0.75) pour la plupart des paramètres, excepté pour la torsion tibiale dans le groupe M3 en microdose. La reproductibilité inter-observateur était insuffisante pour plusieurs paramètres (angle tibial mécanique, torsion tibiale, rotation fémoro-tibiale), quels que soient le morphotype et le protocole utilisé.

**Conclusion :** Aux membres inférieurs, la qualité des images et la visibilité des structures anatomiques en microdose sont comparables à celles obtenues en low-dose, à l'exception des têtes fémorales. Les reproductibilités inter- et intra-observateur demeurent cependant plus limitées dans l'obtention des mesures de torsions des membres inférieurs.

## INTRODUCTION

La pangonométrie est de réalisation courante en imagerie pédiatrique. Ses indications incluent les inégalités de longueur des membres inférieurs, qu'elles soient structurales ou fonctionnelles, et les troubles de la marche. La pangonométrie a pour objectif de confirmer le diagnostic clinique, fournir des mesures précises, donner une orientation sur l'étiologie des troubles et suivre l'évolution au cours du temps. En effet, ces pathologies sont susceptibles d'évoluer au cours de la croissance de l'enfant et en fonction d'une éventuelle prise en charge orthopédique, ce qui peut induire une répétition des examens radiographiques et donc, une augmentation de la dose de rayonnement cumulée. Le principe ALARA (As Low As Reasonably Achievable) implique pourtant de limiter au maximum la dose délivrée sans altérer les performances diagnostiques [1,2], en particulier chez l'enfant, particulièrement sensible aux radiations ionisantes avec un risque de cancer radio-induit proportionnel à la dose absorbée [3].

Depuis 2007, le système d'acquisition biplanaire commercialisé par la société EOS® (EOS imaging system, EOS imaging SA, Paris, France) s'impose peu à peu face aux autres techniques numériques dans la réalisation du pangonogramme des membres inférieurs [4,5].

En optimisant les paramètres techniques et en améliorant les performances du logiciel de traitement d'images, un nouveau protocole d'acquisition appelé « microdose » permettant d'obtenir une réduction de la dose délivrée par rapport au protocole standard low-dose a ainsi été introduit sur le marché par la firme EOS®. Une étude menée dans le service de radiopédiatrie du CHU de Lille a montré que la fonction microdose en pangonométrie chez l'enfant permettait une réduction d'un facteur 5.4 de la dose délivrée et d'un facteur 8.5 de la dose absorbée, par rapport

au protocole low-dose, et la réalisation de mesures fiables [6]. Notre travail s'inscrit dans la continuité de cette étude.

Les reconstructions 3D surfaciques obtenues après radiographie biplanaire low-dose ont montré leur fiabilité pour la réalisation des mesures de torsion des membres inférieurs chez l'enfant [7]. À notre connaissance, il n'existe pas d'étude évaluant la qualité diagnostique des images obtenues après utilisation du protocole microdose en pangonométrie dans la population pédiatrique. À ce jour, le protocole microdose n'a pas non plus été évalué dans les mesures de torsions des membres inférieurs chez l'enfant et l'adolescent. Or, la quantification des torsions fémorales et tibiales est essentielle pour la planification des chirurgies de correction des troubles de torsion. L'objectif de notre étude était par conséquent d'évaluer chez l'enfant et l'adolescent, la qualité des images et la visibilité des structures anatomiques sur les radiographies obtenues grâce au protocole microdose EOS®. Les sous-objectifs de cette étude étaient d'évaluer la reproductibilité inter- et intra-observateur des reconstructions 3D et mesures dérivées.

# RAPPELS ET GÉNÉRALITÉS

## I. ANOMALIES STRUCTURALES ET POSITIONNELLES DES MEMBRES INFÉRIEURS

### A. Définition et généralités

La connaissance de l'ontogénèse permet de comprendre qu'une situation normale à un âge donné peut-être pathologique à un autre âge. Une connaissance précise de l'anatomie et de l'évolution du membre inférieur dans les 3 plans au cours du temps a une importance capitale pour le diagnostic initial, le suivi et l'éventuelle prise en charge thérapeutique des inégalités de longueurs des membres inférieurs et des troubles de torsion

### B. Anatomie et repères des membres inférieurs

#### 1. Plans, axes et direction de référence

L'étude du corps humain est effectuée selon 3 axes : axe vertical, perpendiculaire au sol ; axe transverse, parallèle au sol ; axe sagittal, perpendiculaire aux deux précédents axes et selon 3 plans : plan sagittal, contenant l'axe vertical gravitaire ; plan coronal, normal à la ligne de gravité et plan horizontal, normal aux deux plans précédents.

Afin de définir de manière standardisée la localisation des éléments anatomiques entre eux, 3 directions sont définies : antérieure/postérieure, proximale/distale, médiale/latérale (figure 1).

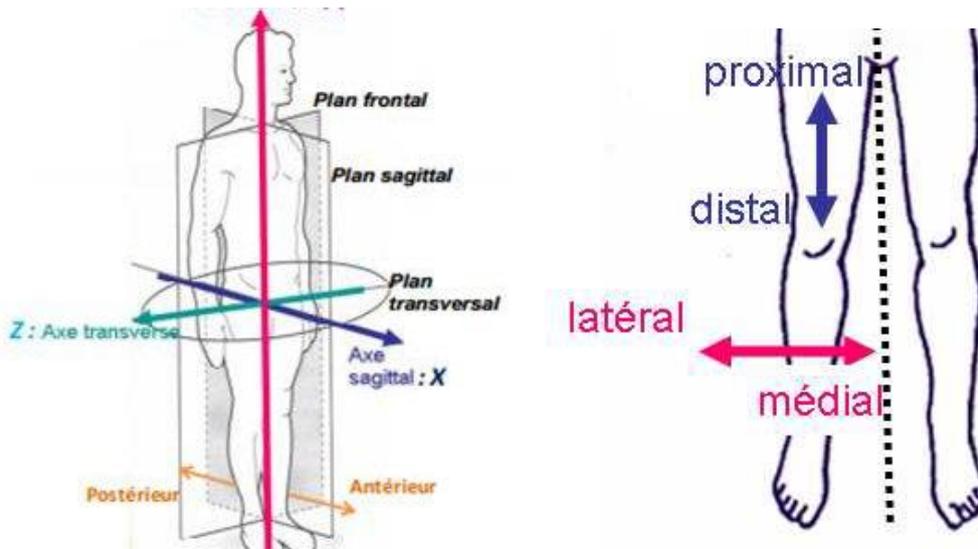


Figure 1 : Illustration des axes, plans et directions anatomiques (© Südhoff 2007)

## 2. Inégalités de longueurs des membres inférieurs

L'inégalité de longueur des membres inférieurs est définie lorsque la longueur et/ou la circonférence d'une jambe est significativement différente de l'autre et est un motif fréquent de consultation en orthopédie pédiatrique [8, 9,10]. Sa prévalence est inconnue mais des études de prévalence ont montré des différences allant jusqu'à 1.5 cm chez 30% des individus de sexe masculin pendant leur service militaire [11]. Il n'y a pas de seuil limite à partir duquel l'asymétrie de longueur est considérée comme pathologique. Les inégalités de longueur des membres inférieurs peuvent être congénitales ou acquises (figure 2). [12,13]. Si l'indication d'un traitement est retenue, l'objectif de celui-ci sera d'égaliser la longueur actuelle et future des membres inférieurs afin d'éviter des complications telles que les lombalgies, les attitudes scoliotiques, l'arthrose précoce et les complications sociales liées à l'altération de l'image corporelle, particulièrement à l'adolescence. Les traitements pourront être médicaux (utilisation de semelles orthopédiques) ou chirurgicaux (consistant à allonger le membre inférieur trop court ou à bloquer la croissance de l'autre membre inférieur) [14, 15,16].

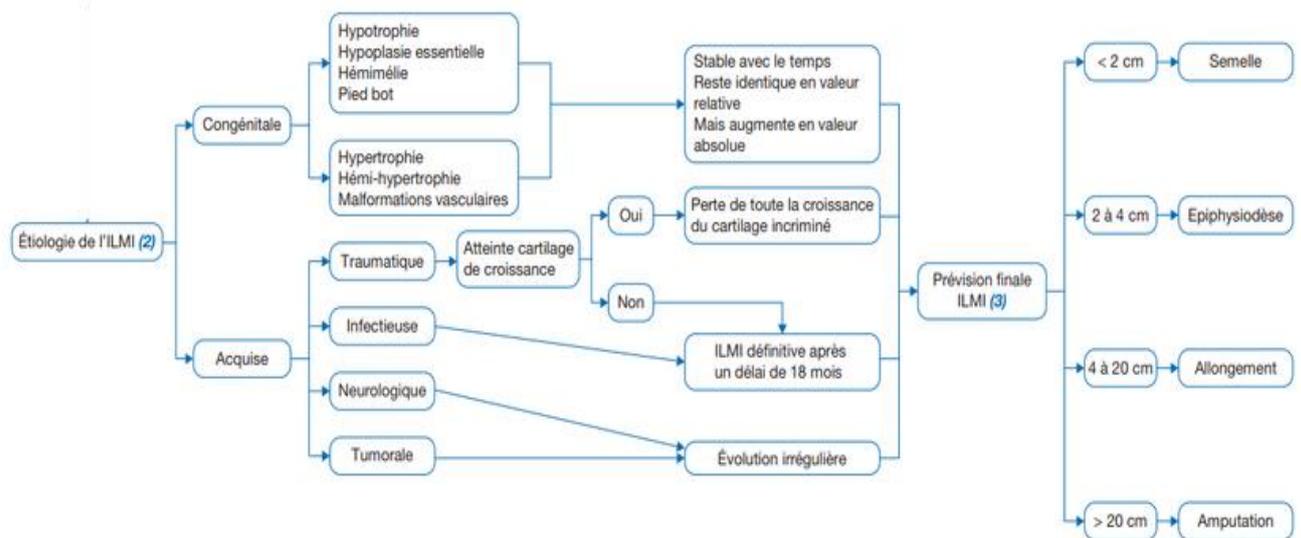


Figure 2 : Etiologies et prise en charge des inégalités de longueur des membres inférieurs [12].

### 3. Anomalies angulaires

• Dans le plan coronal : varus/valgus (figure 3)

- Coxa valga : valeur de l'angle cervico-diaphysaire supérieure à 140°. Cette déformation entraîne un allongement du membre inférieur ; elle peut être congénitale (syndrome de Turner, mucopolysaccharidose par exemple) ou acquise (infirmité motrice cérébrale, post-traumatique). Elle peut être associée à un genu varum, entraînant des contraintes excessives sur le compartiment médial du genou avec risque d'arthrose précoce. Si nécessaire, elle peut être traitée chirurgicalement par ostéotomie de varisation.

- Coxa vara : valeur de l'angle cervico-diaphysaire inférieure à 120°. Elle peut être idiopathique, développementale et apparaissant entre 2 et 6 ans, d'origine carencielle (rachitisme), secondaire à une épiphysiolyse de hanche, post-traumatique

ou bien encore d'origine inflammatoire. Le traitement peut être conservateur et si nécessaire, chirurgical.

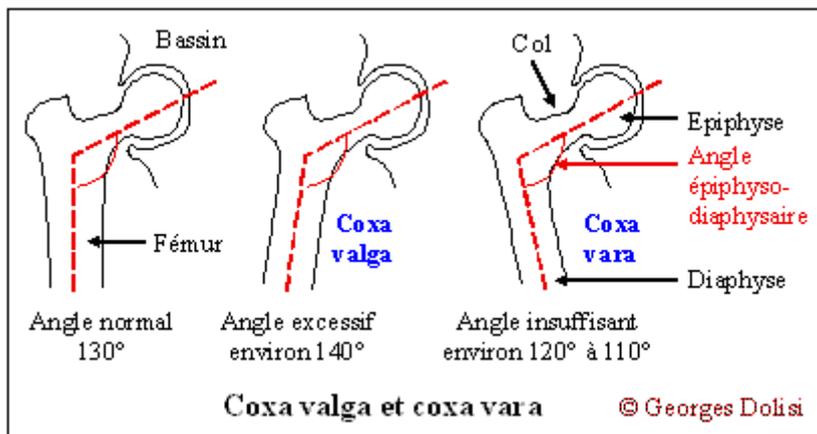


Figure 3 : Anomalies angulaires dans le plan coronal (© Dolisi)

- Valgus fémoro-tibial : déviation latérale de la jambe associée à une déviation médiale du genou. Chez l'enfant, la cause principale est une laxité ligamentaire du plan collatéral médial. Cette déformation peut être également secondaire à une fracture consolidée en position vicieuse ou à une pathologie osseuse telle que le rachitisme par exemple.

- Varus fémoro-tibial : déviation médiale de la jambe associée à une déviation latérale du genou. Il peut être secondaire à une laxité du plan ligamentaire collatéral latéral.

Le morphotype normal des membres inférieurs évolue classiquement selon trois phases [17] :

- varus fémoro-tibial de la naissance à l'âge de 18 mois ;
- valgus fémoro-tibial de l'âge de 2 ans à la puberté ;
- tendance au varus chez le garçon et au valgus chez la fille, de la puberté à la fin de la croissance.

• Dans le plan sagittal : flessum/recurvatum (figure 4)

- Genu recurvatum : possibilité d'hyperextension de l'articulation fémoro-tibiale. Le genu recurvatum familial est fréquent ; il apparaît dès le début de la marche, est bénin, pouvant atteindre 10° avant 8 ans et disparaît le plus souvent à l'âge adulte. Le genu recurvatum congénital, plus rare mais aussi plus grave, est associé à une luxation congénitale du genou (arthrogrypose, maladie d'Ehlers-Danlos par exemple). Le genu recurvatum acquis peut être d'origine post-traumatique, conséquence d'une atrophie musculaire chez un patient paralysé.

- Genu flessum : impossibilité d'obtenir une extension totale de l'articulation fémoro-tibiale. Il peut être d'origine post-traumatique, secondaire à une inégalité de des membres inférieurs ou la conséquence d'une flexion de genou maintenue trop longtemps suite à une immobilisation externe par exemple.

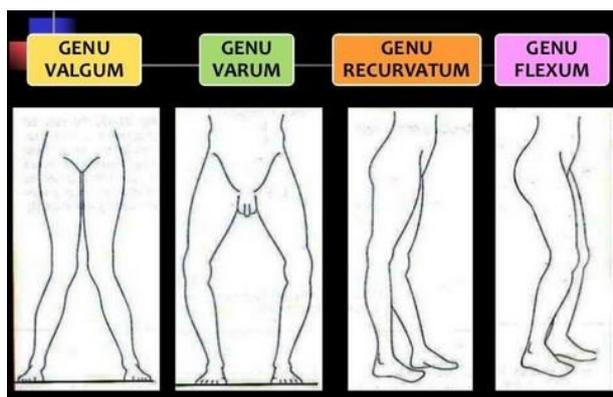


Figure 4 : Anomalies angulaires dans les plans coronal et sagittal (©Web)

Un flessum ou un recurvatum physiologique peuvent persister à l'âge adulte

- Dans le plan horizontal

Un os long possède une torsion physiologique c'est-à-dire une déformation de cet os autour d'un axe longitudinal de telle sorte que les axes transversaux épiphysaires ne se situent pas dans le même plan [18]. Influencées par des facteurs génétiques, mécaniques et dynamiques, les torsions fémorales et tibiales vont évoluer pendant la croissance jusqu'à conditionner la morphologie définitive des membres inférieurs [19].

L'angle formé entre l'axe du col fémoral et de la diaphyse définit l'angle cervico-diaphysaire.

L'angle fémoral mécanique est défini par l'angle formé entre la verticale et l'axe mécanique du fémur.

L'angle tibial mécanique est défini par l'angle formé entre la verticale et l'axe mécanique du tibia.

L'angle de torsion fémorale est défini par l'angle formé entre l'axe du col et l'axe parallèle aux condyles postérieurs.

L'angle de torsion tibiale est défini par l'angle formé entre la tangente aux rebords postérieurs des plateaux tibiaux et l'axe de la pince bi-malléolaire

L'angle de rotation fémoro-tibiale est défini par la différence entre l'angle de torsion tibiale et l'angle de torsion fémorale [20].

Il existe de larges variations des valeurs physiologiques de torsions des membres inférieurs, liées à la génétique, au sexe et à l'âge [21]. Ainsi, à la naissance, la torsion fémorale est élevée, de 35-41°, puis elle diminue au cours de la croissance osseuse pour atteindre une valeur définitive de 12-15° vers l'âge de 14 ans. Une antétorsion fémorale est considérée comme pathologique si elle est supérieure de 10-15° à la valeur moyenne, si elle ne varie pas lors de la croissance ou s'il existe des conséquences sur le rachis ou le tibia [18, 22, 23]. La torsion tibiale est interne à la naissance pour évoluer vers une torsion externe lors du passage à la marche, sa valeur définitive étant comprise entre 20 et 45°. Une torsion tibiale est considérée comme pathologique si une torsion tibiale interne persiste après l'âge de 4 ans ou si la torsion tibiale externe est supérieure à 40° à l'âge adulte [18, 24]. Les anomalies de torsion des membres inférieurs sont fréquentes chez l'enfant, le plus souvent d'évolution spontanément favorable et souvent bien tolérées lorsqu'elles persistent à

l'âge adulte. Cependant, certaines anomalies de torsion peuvent être symptomatiques, sources d'instabilité patellaire et de gonalgies.

## **II. RAPPELS SUR LE SYSTEME RADIOGRAPHIQUE BIPLANAIRE EOS®**

### A. L'invention de la chambre proportionnelle multifilaire.

En 1968, Georges Charpak, chercheur du CERN (Conseil Européen pour la Recherche Nucléaire) conçoit un nouveau type de détecteur de particules plus précis et plus rapide que les systèmes préexistants, permettant une multiplication par un facteur 1000 de la vitesse de traitement des données. Ce nouveau détecteur révolutionnaire, la chambre proportionnelle multifilaire, lui permet d'obtenir le Prix Nobel de Physique en 1992 [25, 26].

Le principe fondamental à l'origine de cette invention est qu'une particule chargée électriquement ionise la matière lors de son trajet; l'amplification et l'enregistrement de ce phénomène permettant de retracer le passage de la particule. À l'intérieur d'une enceinte remplie d'un gaz noble, des fils électriques dont les extrémités sont connectées à un générateur électrique à borne positive sont tendus parallèlement dans un plan. La nappe plane de fils est située entre deux plaques conductrices reliées à une borne négative. Ainsi, une particule chargée électriquement qui traverse la chambre ionise le gaz noble, produisant des ions chargés positivement et des électrons chargés négativement. Les électrons sont attirés vers l'anode. Au voisinage de la nappe de fils, le champ électrique augmente rapidement, accélérant ainsi les électrons qui provoquent de nouvelles ionisations

des atomes de gaz et ainsi de suite. Par cet effet « d'avalanche », une impulsion électrique est produite sur un fil; cette impulsion peut être amplifiée électroniquement et enregistrée. Chaque fil est relié à un système d'analyse indépendant permettant la localisation de la particule incidente. Par l'empilement de plusieurs chambres et en changeant l'orientation des nappes planaires de fil, la trajectoire dans l'espace de chaque particule peut être reconstruite (figure 5).

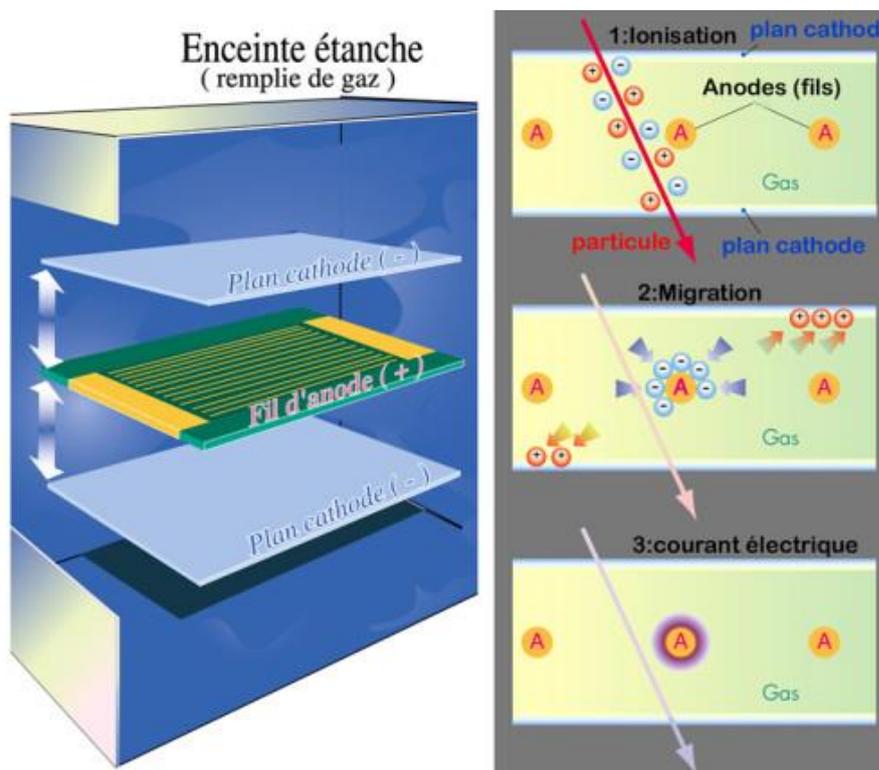


Figure 5 : Principe d'une chambre proportionnelle multifilaire (©Jean-Luc Caron/ CERN)

## B. Un appareil de radiographie digitale basse dose

En se basant sur les travaux de Charpak, une équipe russe a mis au point à la fin des années 1980, un prototype d'appareil de radiographie digitale basse dose [27] dont la version améliorée fut installée en 1995 à l'hôpital Saint-Vincent-de-Paul, dans le service de radiopédiatrie. L'appareil était composé d'un tube conventionnel à rayons X et d'une cabine en plexiglas, ouverte sur le côté, dans laquelle le patient

était positionné en position debout. La chambre multifilaire était contenue dans une boîte en aluminium. Le grand axe de chaque fil faisait face à la source de rayons X. L'information digitale obtenue était envoyée à un ordinateur pour être analysée et stockée.

Une étude dont l'objectif principal était d'évaluer la réduction de dose fut réalisée sur une période de 18 mois entre 1994 et 1996 et sur un échantillon de 176 patients [28] et mit en évidence une réduction de dose de l'ordre de 80% pour l'imagerie thoracique et de 95% pour l'imagerie du pelvis par rapport à des clichés radiographiques standards. En revanche, l'appareil possédait deux principales limites techniques : d'une part, une résolution spatiale de l'ordre du mm suffisante pour les examens de suivi de maladies connues mais peu adéquate pour la détection initiale de lésions osseuses de petite taille et d'autre part, un temps d'acquisition long, de l'ordre de 12 secondes pour balayer 36 cm et susceptible d'induire des artefacts cinétiques particulièrement chez les plus jeunes patients.

L'amélioration des détecteurs a ensuite abouti à une résolution de l'ordre de 250 micromètres permettant d'obtenir une gamme dynamique élargie (entre 30 000 et 5 000 niveaux de gris) adaptée à l'étude osseuse. De plus, contrairement aux films, l'affichage digital permettait de régler la fenêtre des niveaux de gris, en fonction de la zone d'intérêt, pour la lecture.

### C. L'invention d'un système radiographique biplanair low-dose

Suite à une collaboration entre la société Biospace Med fondée par George .Charpak et les équipes du Laboratoire de Mécanique de l'ENSAM de Paris et du

laboratoire d'Imagerie et d'Orthopédie de Montréal, ces nouvelles technologies furent mises en application et aboutirent au développement d'un système radiographique biplanaire opérationnel depuis 2003 : le système d'imagerie EOS® dédié à l'imagerie du corps entier en position debout (figure 6).

Dans le système EOS®, le patient est placé debout dans une cabine en plexiglas ; deux ensembles orthogonaux dont chacun est composé d'une source de rayons X et d'un détecteur linéaire se déplacent sur une hauteur de 5 à 170 cm en 10 à 20 secondes permettant une acquisition simultanée (si nécessaire) en incidence de face et profil de l'ensemble du corps. Chaque tube émet un faisceau collimaté de rayons X qui est recueilli après traversée du patient, par le détecteur qui lui est associé. Le générateur permet de moduler le kilovoltage (entre 40 et 140 kV) et l'ampérage (entre 10 et 1000 mAs) en fonction du morphotype du patient. Les photons X sont convertis en électrons et amplifiés avant recueil et analyse du signal électronique.

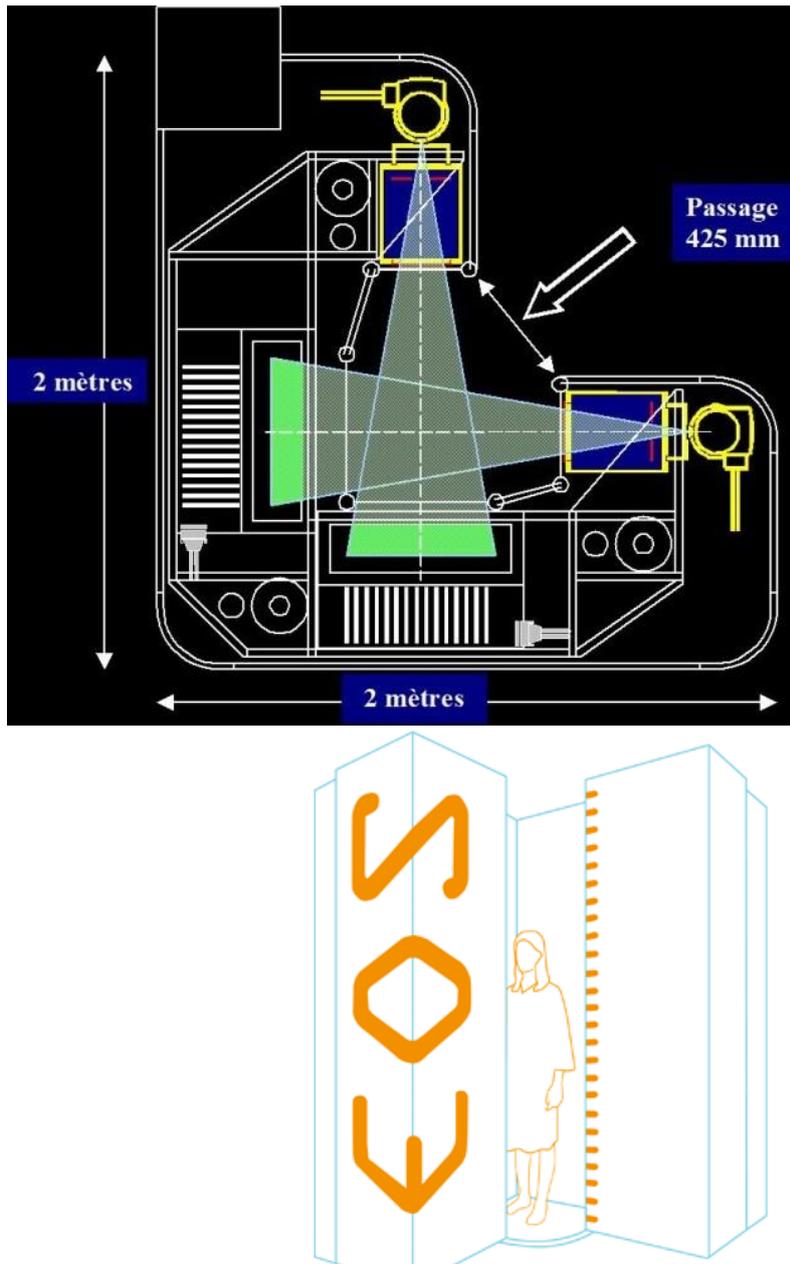


Figure 6: Schématisation du système d'imagerie EOS® (@ web)

À partir de deux radiographies prises sous deux incidences perpendiculaires, de nouvelles méthodes de reconstruction tridimensionnelles (3D) des différents éléments du squelette furent développées.

Le logiciel SterEOS® couplé au système d'imagerie EOS® utilise des algorithmes basés sur la modélisation statistique et la reconnaissance des contours osseux. La projection de la structure osseuse d'intérêt est comparée à un objet

virtuel de forme proche, appelé élément générique. L'élément générique est défini par les coordonnées d'un nuage de points répartis à sa surface. Le principe consiste à positionner un élément de forme proche sur la structure d'intérêt. La forme et la position de l'élément générique sont ajustées afin de correspondre aux contours réels de la structure d'intérêt (rachis et/ou membres inférieurs). Grâce aux images de face et profil obtenues et en s'appuyant sur des repères osseux définis (grand trochanter, condyles fémoraux, rebords antérieur et postérieur des plateaux tibiaux, malléoles), le logiciel de post traitement dédié SterEOS® permet la réalisation d'une reconstruction 3D des membres inférieurs [29, 30].

Ces reconstructions 3D des membres inférieurs permettent des mesures angulaires et de longueurs plus précises que les mesures 2D habituelles et des mesures de torsion impossibles à réaliser en imagerie bidimensionnelle [31].

La validation des reconstructions 3D fut effectuée d'abord in vitro sur pièces sèches, puis in vivo. Les reconstructions 3D étaient effectuées à partir de coupes scanographiques millimétriques étaient considérées comme le « gold standard » comparées à deux clichés orthogonaux obtenus à l'aide du système radiographique biplanare. L'erreur moyenne avec le système EOS était de 0,9 mm et 95 % des erreurs étaient inférieures à 2,4 mm [32,33].

En population pédiatrique, le système radiographique biplanare low-dose est particulièrement adapté pour le suivi des anomalies structurales ou positionnelles des membres inférieurs qui requièrent des examens répétés.

#### D. Avantages et inconvénients du système EOS®

En comparaison avec les radiographies standards, les principaux avantages du système EOS® sont :

- La possibilité de réaliser une imagerie corps entier par un balayage unique en moins de 20 secondes.

- L'acquisition simultanée de face et profil permettant de s'affranchir des mouvements des patients entre la réalisation des 2 incidences et donc, la réalisation possible de reconstructions 3D.

- Le protocole d'acquisition biplanaire standard « low-dose » permet de réduire la dose de 50% par rapport à un système de radiographie numérique, de 2,5 à 10 fois comparativement à la radiographie conventionnelle et jusqu'à 30 fois comparativement à la tomodensitométrie pour les mesures de torsions des membres inférieurs [33, 34]. Une triple collimation (à la source, avant la sortie du tube et au détecteur) permet de supprimer le rayonnement diffusé, d'améliorer le rapport signal/bruit, de réduire la dose délivrée au patient par un facteur de 8 à 10 et de supprimer la divergence verticale du rayonnement X. Une gamme dynamique étendue permet aussi une meilleure analyse des zones de superposition.

En comparaison avec les radiographies standards, les principaux inconvénients du système EOS® sont :

- La nécessité du maintien de l'immobilité en position debout, pendant l'acquisition, impossible chez les enfants d'âge inférieur à 6 ans et dans certains handicaps. Des mouvements du patient pendant l'acquisition sont susceptibles d'entraîner une distorsion latérale de l'image.

- Un coût élevé et par conséquent, une disponibilité moindre (de l'ordre de 600 000 euros à l'achat avec un coût de maintenance s'élevant à 50 000 euros par an).



Figure 7 : Exemple d'artéfact causé par des mouvements du patient pendant l'acquisition

#### E. Le protocole micro-dose sur EOS®

En optimisant les paramètres techniques et en améliorant les performances du logiciel de traitement d'images, un nouveau protocole d'acquisition appelé « microdose » a ainsi été introduit sur le marché par la firme EOS®. En combinant un protocole d'acquisition optimisé en termes d'intensité et de tension, une filtration additionnelle des rayons X par du cuivre, l'utilisation d'un petit foyer d'émission (le protocole low-dose usuel utilise un filtre en aluminium et de grands foyers d'émission) et un procédé amélioré de traitement d'images, le protocole microdose

permet d'obtenir une réduction de la dose délivrée d'un facteur 5.4 de la dose délivrée et de la dose absorbée d'un facteur 8.5 [6].

### III. TECHNIQUES DE MESURE

#### A. Examen clinique

Les techniques de mesures cliniques sont souvent suffisantes. Pour les inégalités de longueur des membres inférieurs, les techniques les plus utilisées sont : en position couchée la mesure entre l'épine iliaque antéro-supérieure et la malléole interne, et en position debout la compensation du côté court à l'aide d'une cale dont la hauteur sera mesurée, jusqu'à obtenir un bassin équilibré [35]. Pour la mesure de la torsion fémorale, la technique de Netter reste la plus utilisée (figure 8)

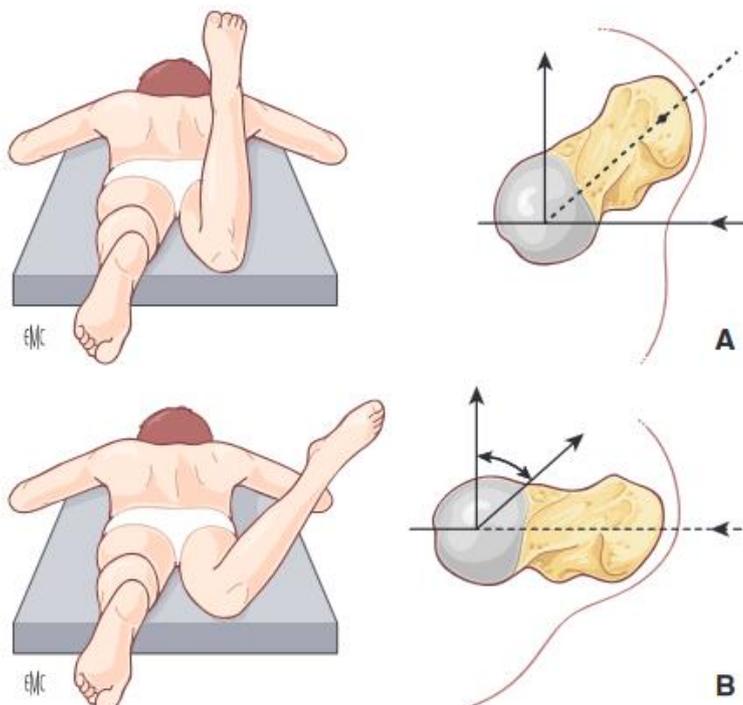


Figure 8 : Mesure de l'angle de torsion fémorale en position ventrale: genou fléchi à 90°selon la technique de Netter. Le doigt repère la saillie du grand trochanter sous la peau. L'angle d'antétorsion est mesuré entre la verticale et l'axe de la jambe (d'après J.Bedouelle) [20].

Pour la mesure de la torsion tibiale, la technique de Lerat [36, 37] est utilisée, les genoux étant de face, l'axe du contour des empreintes plantaires donnera l'axe condyle-malléole (figure 9.)

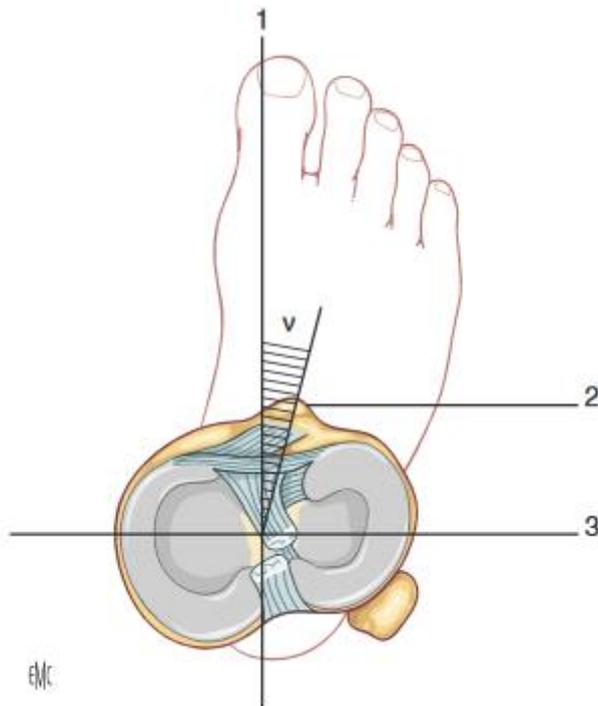


Figure 9 Mesure clinique de l'antétorsion tibiale en position debout, les genoux étant de face: l'axe de l'empreinte du pied donne l'angle de torsion tibiale. 1 .Axe antéropostérieur; 2.tubérositétibiale; 3.axetransversal [20].

## B. Mesures en imagerie

### 1. Radiographie conventionnelle

Peu coûteuse et de disponibilité facile, la radiographie conventionnelle est la modalité d'imagerie la plus couramment utilisée en routine. Cependant, le cliché radiographique ne montre qu'une projection bidimensionnelle de la zone anatomique d'intérêt. Les mesures linéaires et angulaires sont donc estimées avec des biais de projection liées au positionnement du patient, à la rotation et/ou au flectum/recurvatum des membres inférieurs [38]. Les modalités d'imagerie obtenant

des mesures tridimensionnelles permettent de neutraliser et de s'affranchir de ces biais de projection (figure 10).



Figure 10 : Pseudo-inégalité des membres inférieurs causée par une flexion du genou chez un enfant atteint de dysplasie métaphysaire.

## 2. Scanner et IRM

La tomodensitométrie et l'IRM permettent la réalisation de mesures tridimensionnelles. En revanche, le coût élevé de la réalisation d'une IRM et les doses de rayonnement délivrées associées au scanner limitent la réalisation et/ou la répétition de ces examens chez un même patient. Le scanner reste le « gold

standard » même s'il existe des variations en fonction des repères anatomiques retenus. De plus, ces examens sont réalisés en décubitus et non en charge, ce qui empêche l'étude des phénomènes de compensation interarticulaires apparaissant en position debout. Les mesures tomodensitométriques sont actuellement les plus utilisées et sans doute les plus précises, même si elles ne permettent pas une analyse dynamique [39] et si plusieurs études discutent leur fiabilité du fait de la difficulté à définir précisément l'axe du col fémoral [40]. L'imagerie par résonance magnétique (IRM) a montré également une fiabilité équivalente à celle du scanner, et permettant en outre d'éviter les problèmes d'irradiation [41, 42].

### 3. Radiographie biplanaire

Les reconstructions 3D surfaciques obtenues après radiographie biplanaire low-dose ont montré leur fiabilité pour la réalisation des mesures de torsion des membres inférieurs chez l'enfant [43]. À notre connaissance, il n'existe pas d'étude évaluant la qualité diagnostique des images obtenues après utilisation du protocole microdose en pangonométrie dans la population pédiatrique. À ce jour, le protocole microdose n'a pas non plus été évalué dans les mesures de torsions des membres inférieurs chez l'enfant et l'adolescent. Or, la quantification des torsions fémorales et tibiales est essentielle pour la planification des chirurgies de correction des troubles de torsion. L'objectif de notre étude était par conséquent d'évaluer chez l'enfant et l'adolescent, la qualité des images et la visibilité des structures anatomiques sur les radiographies obtenues grâce au protocole microdose EOS®. Les sous-objectifs de cette étude étaient d'évaluer la reproductibilité inter- et intra-observateur des reconstructions 3D et mesures dérivées.

# MATÉRIEL ET MÉTHODES

Cette étude prospective a été approuvée par le comité d'éthique local. Le consentement éclairé d'un parent était recueilli avant inclusion de chaque enfant.

## I. MATÉRIEL

Cette étude prospective, comparative et analytique, a été menée entre septembre 2015 et février 2016. Les enfants adressés au service de radiopédiatrie de l'hôpital Jeanne de Flandre du CHRU de Lille pour la réalisation d'une pangonométrie ont été inclus de façon consécutive. L'âge des enfants était compris entre 6 et 18 ans, l'enfant devant être capable de rester immobile en position debout pendant l'acquisition des images. Les indications de l'examen étaient posées en consultation de chirurgie orthopédique infantile.

## II. MÉTHODES

### A. Recueil des données démographiques

Les données démographiques concernant l'âge, la taille et le poids étaient recueillies par le manipulateur du service de radiopédiatrie effectuant la pangonométrie, préalablement à l'examen. La taille et le poids étaient recueillis afin de calculer l'Indice de Masse Corporelle (IMC).

La largeur des hanches était mesurée à hauteur des ailes iliaques et permettait de distinguer trois morphotypes et donc, trois sous-groupes: M1 (largeur des hanches inférieure à 25cm), M2 (largeur de 25 à 35cm) et M3 (largeur supérieure à 35cm). À chaque morphotype correspondaient des paramètres d'acquisition différents, prédéfinis par le système et appliqués à l'acquisition des images.

## B. Réalisation de l'examen

L'examen était réalisé à l'aide du système biplanaire d'acquisition à rayons X de la marque EOS® commercialisé par la société EOS Imaging (Paris). Le manipulateur en radiopédiatrie positionnait l'enfant en station debout au centre de la cabine, avec le pied droit décalé de 5 cm vers l'avant afin d'éviter la superposition des têtes fémorales sur l'incidence de profil et de faciliter le processus de reconnaissance des structures anatomiques pour la réalisation des reconstructions 3D. L'acquisition était réalisée en incidence postéro-antérieure dans le but de diminuer la dose absorbée au niveau du tube digestif et des gonades. Le protocole microdose ou low-dose était sélectionné alternativement par le manipulateur, indépendamment du morphotype de l'enfant.

Dans un premier temps, le manipulateur effectuait un topogramme permettant de sélectionner la zone d'intérêt, en diaphragmant le faisceau de rayons X en hauteur et en largeur, dans le but d'optimiser la dose délivrée. Les conditions d'examens étaient strictement identiques quel que soit le protocole retenu (low-dose, microdose). Un balayage simultané de face et de profil des membres inférieurs était réalisé. La durée totale d'examen était comprise entre 6 et 12 secondes, en fonction de la vitesse de déplacement du tube et de la longueur des membres inférieurs à explorer.

Dans le protocole microdose, la tension et l'intensité des rayons X étaient respectivement pour les sous-groupes M1, M2 et M3, de 60 kV/80 mA, 65 kV/80 mA et 72 kV/125 mA pour l'acquisition dans le plan frontal ; 80 kV/80 mA, 90 kV/80 mA et 96 kV/125 mA pour l'acquisition dans le plan sagittal. La vitesse de déplacement du

tube était de 10.2 cm/s pour le sous-groupe M1, 7.6 cm/s pour les sous-groupes M2 et M3.

Dans le protocole low-dose, la tension et l'intensité étaient respectivement pour les sous-groupes M1, M2, M3 de 83 kV/200 mA, 85 kV/250 mA et 95 kV/280 mA pour l'acquisition dans le plan frontal ; 102 kV/200 mA, 110 kV/320 mA et 120 kV/320 mA pour l'acquisition dans le plan sagittal. La vitesse de déplacement du tube était de 7.6cm/s.

### C. Évaluation des images 2D obtenues

L'évaluation de la qualité diagnostique de l'image était réalisée de façon indépendante par l'utilisation de 2 échelles subjectives (annexe 1) :

- une échelle de visibilité des structures anatomiques cotée de 1 à 4 (1, structure non détectable ; 2, structure visible dont les détails ne sont pas perceptibles ; 3, détails perceptibles mais non clairement définis ; 4, détails nettement définis). Un score supérieur ou égal à 3 était considéré comme de qualité diagnostique acceptable). Cette échelle était établie à partir de recommandations européennes [44].

- une échelle de Likert [45] comportant cinq items (1, image non diagnostique ; 2, bruit sévère avec qualité diagnostique incertaine ; 3, bruit modéré avec restriction de la qualité diagnostique ; 4, discret bruit sans effet sur la qualité diagnostique ; 5, image d'excellente qualité sans aucun artefact). Un score supérieur ou égal à 4 était considéré comme de qualité diagnostique acceptable.

Après réalisation préalable d'une séance de lecture d'entraînement commune réalisée sur 30 dossiers sélectionnés de façon aléatoire, une double lecture des

clichés de face et profil était réalisée pour chaque patient de façon indépendante par deux radiologues (1 sénior, 1 junior). Au total, l'analyse portait sur 526 images (263 clichés de face et 263 de profil) obtenues en effectuant 263 examens. À l'aide des deux échelles sus-décrites, différentes structures anatomiques étaient évaluées : les têtes fémorales, le 1/3 inférieur des diaphyses fémorales, l'échancrure intercondyloire, les condyles fémoraux, les épines tibiales, les plateaux tibiaux et la surface articulaire distale du tibia), le tout correspondant aux structures qu'il est nécessaire d'identifier pour la réalisation des reconstructions 3D.

#### D. Reconstructions 3D des membres inférieurs

Trente dossiers du bras microdose et 30 dossiers du bras low-dose (respectivement 10 dossiers pour chaque sous-groupe M1, M2, M3) ont été choisis de façon randomisée afin d'évaluer la reproductibilité inter- et intra-observateur dans la réalisation des reconstructions 3D.

Pour chaque patient, une reconstruction 3D était effectuée par deux manipulateurs en radiopédiatrie, référents en reconstructions 3D, à l'aide du logiciel SterEOS® sur une console dédiée de post-traitement. Parallèlement, un prestataire extérieur qualifié, mandaté par la société EOS®, effectuait deux reconstructions 3D à deux mois d'intervalle après que les images lui ont été envoyées. Celles-ci étaient au préalable anonymisées et faisaient l'objet d'une déclaration de traitement informatique auprès du correspondant informatique et liberté du CHRU de Lille. Au total, pour chaque patient, trois reconstructions 3D des membres inférieurs étaient réalisées.

Les reconstructions 3D effectuées dans le service de radiopédiatrie étaient réalisées, après transfert des images sur la console dédiée, à l'aide du logiciel de

reconstruction semi-automatique SterEOS®. Le manipulateur identifiait les structures anatomiques d'intérêt par des points et des contours sur les deux images prises simultanément en incidences orthogonales ce qui permettait la modélisation 3D par le logiciel (Figure 11). Un modèle 3D paramétrique simplifié était obtenu et pouvait ensuite être corrigé pas à pas par le manipulateur afin d'obtenir un modèle complet 3D morpho-réaliste des membres inférieurs, personnalisé (Figure 12). Les mesures étaient ensuite extraites automatiquement (Figure 13). Le temps dédié à chaque reconstruction par le manipulateur était d'environ 20 à 30 minutes par dossier. Le prestataire extérieur utilisait le même logiciel de reconstruction et suivait la même procédure.

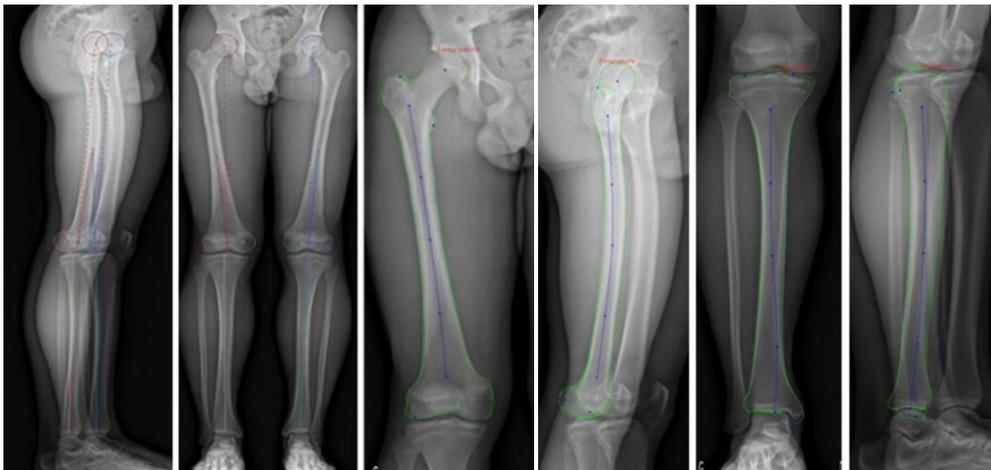


Figure 11 : Placement des points anatomiques de référence et ajustement des calques

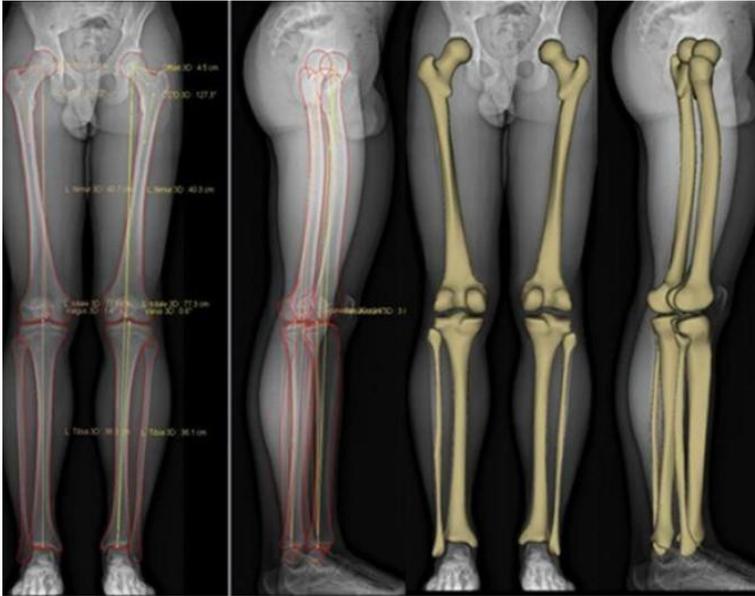


Figure 12: Modélisation de l'enveloppe osseuse par le logiciel SterEOS®

Les mesures dérivées des reconstructions 3D incluait l'offset fémoral, la longueur du col fémoral, l'angle cervico-diaphysaire, l'angle fémoral mécanique, l'angle tibial mécanique, l'angle de torsion fémorale, l'angle de torsion tibiale et l'angle de rotation fémoro-tibiale (figure 13).

Fémur (3)	Droite	Gauche	
Diamètre tête fémorale	43 mm	41 mm	
Longueur col	48 mm	48 mm	
Angle cervico-diaphysaire (CCD)	133°	122°	
Offset fémoral	38 mm	41 mm	
Genou (4)	Droite	Gauche	
Valgus/Varus	Varus 2°	Varus 1°	
Flexum/Recurvatum	Flexum 8°	Recurv. 8°	
HKS	10°	7°	
Angle fémoral mécanique	93°	90°	
Angle tibial mécanique	85°	90°	
Torsions (4)	Droite	Gauche	
Torsion fémorale	24°	14°	
Torsion tibiale	28°	37°	
Rotation fémoro-tibiale	18°	1°	

Figure 13 : Exemple de rapport avec les mesures dérivées automatiquement des reconstructions 3D

## E. Analyses statistiques

Les analyses statistiques ont été réalisées par le Département de Biostatistiques EA 2694 - Santé Publique : épidémiologie et qualité des soins de notre institution en utilisant le logiciel SAS (SAS institute version 9.4).

*Données démographiques* – Le BMI des patients était calculé à partir des données relevées (poids, taille). Les paramètres numériques non gaussiens étaient décrits en termes de médiane et d'intervalle interquartile. Les données démographiques (âge, poids, taille) étaient comparées entre les deux groupes, microdose et low-dose, par un test de Student (logiciel Excel 2013).

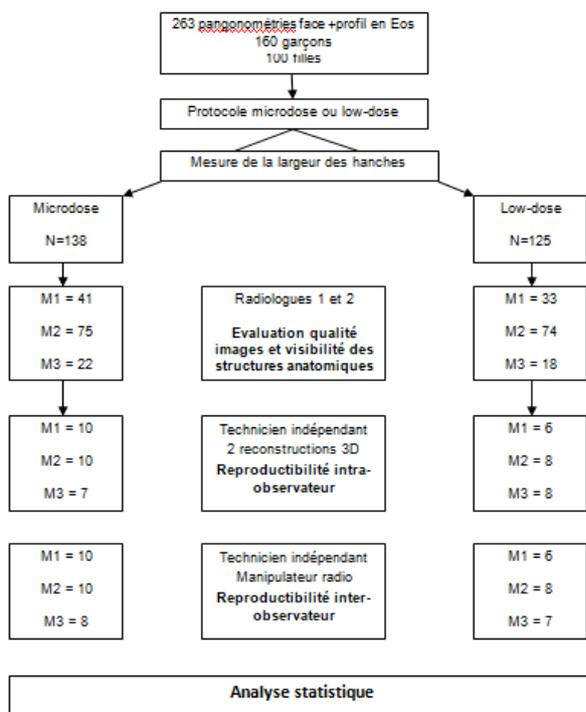
*Évaluation 2D des images obtenues* – La concordance inter-observateur concernant la qualité des images et la visibilité des structures anatomiques a été évaluée en calculant les taux de concordance. En effet, le coefficient de Kappa pondéré n'a de sens que lorsqu'il y a variabilité. Les taux de concordance étaient classés en quatre catégories : reproductibilité faible (0 à 0,25) - modérée (0,25 à 0,5) - bonne (0,5 à 0,75) - très bonne (>0,75)

*Reconstructions 3D des membres inférieurs* – Les reproductibilités inter- et intra-observateur en microdose et en low-dose ont été évaluées. Le calcul des coefficients de concordance intraclass (ICC) était effectué pour chaque paramètre dans les deux protocoles avec un intervalle de confiance à 95%. Ce coefficient exprime le rapport de la variance vraie (non liée aux techniques et/ou observateurs) sur la variance totale. L'ICC était classé en quatre catégories : reproductibilité faible (0 à 0,25) - modérée (0,25 à 0,5) - bonne (0,5 à 0,75) - très bonne (>0,75) [14].

# RÉSULTATS

Au total, 263 pangonométries chez 260 enfants ont été réalisées, 3 enfants ayant bénéficié d'un examen de contrôle pendant la durée de l'étude (figure 14) :

Figure 14 : Diagramme de flux



## I. DONNÉES DÉMOGRAPHIQUES

Les 260 enfants se répartissaient en 100 filles et 160 garçons. Cinquante d'entre eux présentaient du matériel orthopédique métallique : vis,  $n = 35$  ; vis-plaque,  $n = 1$  ; clou centromédullaire,  $n = 7$  et prothèse de genou,  $n = 7$ . Les données démographiques sont résumées dans le tableau 1. Il n'existait pas de différence significative entre les groupes microdose et low-dose concernant l'âge, le poids, la taille et le BMI ( $P \text{ value} > 0.05$ ). Il n'existait pas non plus de différence significative ( $P \text{ value} > 0.05$ ) entre filles et garçons (tableau 1).

**Tableau 1. Données démographiques**

	Microdose				Low-dose				P
	Total	M1	M2	M3	Total	M1	M2	M3	
<b>Garçons</b>	<b>82</b>	25	49	8	<b>79</b>	23	47	9	NS
<b>Filles</b>	<b>56</b>	16	26	14	<b>46</b>	10	27	9	NS
<b>Âge</b> (années)	<b>11.67</b> ± 2.91	8 7-10*	13 11-15*	13.4 ± 2.09	<b>11.76</b> ± 2.95	8 7-9*	13 11-15*	12.9 ± 1.98	NS
<b>Poids</b> (kg)	<b>45</b> 33-56*	27.5 ± 5.5	48 40-54*	79.1 ± 16.5	<b>49</b> 32-58*	26.6 ± 5.3	51.50 45-58*	77.2 ± 17.4	NS
<b>Taille</b> (cm)	<b>151</b> ± 17	132 ± 11	158 ± 12	161 ± 12	<b>152</b> ± 18	130 ± 10	160 ± 14	160 ± 13	NS
<b>BMI*</b>	<b>18.06</b> 16.15- 23.22	15.50 14.58- 16.26	19.11 16.64- 21.67	29.47 26.63- 33.78	<b>19.03</b> 17-22.94	15.60 14.30- 16.89	19.54 18.06- 21.34	29.91 25.63- 34.10	NS

Moyennes ± déviation standard. \*médiane [1<sup>er</sup> quartile-3<sup>e</sup> quartile]  
NS = Non significatif (valeurs de P >0.05)

## II. ÉVALUATION DES IMAGES 2D OBTENUES

### A. Qualité des images obtenues

En microdose et en low-dose (figure 14), les images étaient jugées de qualité satisfaisante par les deux examinateurs pour 90% ou plus des patients sur l'ensemble des structures anatomiques évaluées, à l'exception des têtes fémorales de face en microdose (78% versus 94% en low-dose) et des têtes fémorales de profil en microdose et en low-dose (88% en microdose, 86 % en low-dose) (tableau 2).

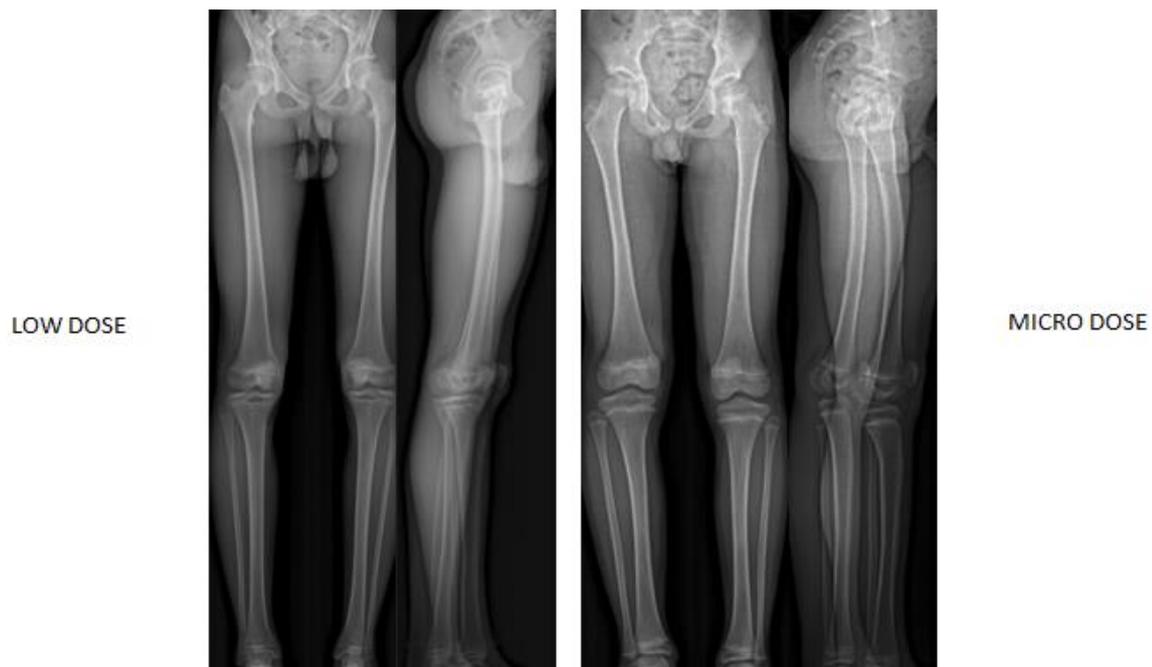


Figure 14 : Microdose versus low-dose

Tableau 2. Évaluation de la qualité image

	Qualité image	
	Score > ou = 4	
	Micro	Low
Tête fémorale face	0.78	0.94
Tête fémorale profil	0.88	0.86
1/3 inférieur fémur face	0.98	1
1/3 inférieur fémur profil	0.9	0.99
Echancrure intercondyloire face	1	1
Echancrure intercondyloire profil	0.91	0.94
Condyles fémoraux face	0.99	1
Condyles fémoraux profil	0.91	0.98
Epines tibiales face	1	1
Epines tibiales profil	0.9	0.95
Plateaux tibiaux face	1	1
Plateaux tibiaux profil	0.88	0.96
Articulation distale du tibia face	1	1
Articulation distale tibia profil	0.98	1

Pour la majorité des structures anatomiques, la concordance inter-observateur s'avérait bonne voire très bonne. Les taux de concordance les plus faibles étaient retrouvés pour l'analyse des têtes fémorales de face et de profil en microdose (taux

de concordance respectivement de 0.45 et 0.53) et des têtes fémorales de profil en low-dose (taux de concordance de 0.58) (tableau 3).

**Tableau 3. Évaluation de la qualité image : reproductibilité inter-observateur**

	Qualité image	
	Taux de concordance	
	Micro	Low
Tête fémorale face	0.45	0.58
Tête fémorale profil	0.53	0.74
1/3 inférieur fémur face	0,72	0,84
1/3 inférieur fémur profil	0.70	0,70
Echancrure intercondyloire face	0.81	0,99
Echancrure intercondyloire profil	0.70	0.90
Condyles fémoraux face	0.83	0.99
Condyles fémoraux profil	0.73	0.90
Epines tibiales face	0.80	0.98
Epines tibiales profil	0.76	0.86
Plateaux tibiaux face	0.86	0.98
Plateaux tibiaux profil	0.65	0.80
Articulation distale du tibia face	0.87	0.99
Articulation distale tibia profil	0.88	0.94

### B. Évaluation de la visibilité des structures anatomiques

En microdose et en low-dose, la visibilité des structures anatomiques étaient jugée satisfaisante par les deux examinateurs pour 90% ou plus des patients sur l'ensemble des structures anatomiques, à l'exception des têtes fémorales de profil en microdose (48% versus 89% en low-dose) (tableau 4).

Tableau 4. Évaluation de la visibilité des structures anatomiques

	Visibilité des structures	
	Score > ou =3	
	Micro	Low
Tête fémorale face	0.95	1
Tête fémorale profil	0.48	0.89
1/3 inférieur fémur face	0.99	1
1/3 inférieur fémur profil	1	0.99
Echancrure intercondyloire face	0.99	1
Echancrure intercondyloire profil	0.97	0.98
Condyles fémoraux face	0.99	1
Condyles fémoraux profil	0.96	0.97
Epines tibiales face	1	1
Epines tibiales profil	0.96	0.99
Plateaux tibiaux face	1	1
Plateaux tibiaux profil	0.98	0.99
Articulation distale tibia face	1	0.99
Articulation distale tibia profil	0.98	1

Pour la majorité des structures anatomiques évaluées, les taux de concordance étaient très bons, supérieurs à 0.8. Les taux de concordance les plus faibles étaient retrouvés pour l'analyse des têtes fémorales de face et de profil en microdose (taux de concordance respectivement de 0.54 et 0.52) et des têtes fémorales de profil en low-dose (taux de concordance de 0.51) (tableau 5).

Tableau 5. Évaluation de la visibilité des structures anatomiques : reproductibilité inter-observateur

	Visibilité des structures	
	Taux de concordance	
	Micro	Low
Tête fémorale face	0.54	0.90
Tête fémorale profil	0.52	0.51
1/3 inférieur fémur face	0,96	0.99
1/3 inférieur fémur profil	0.87	0,98
Echancrure intercondyloire face	0.98	0,99
Echancrure intercondyloire profil	0.87	0.95
Condyles fémoraux face	0.98	0.99
Condyles fémoraux profil	0.88	0.96
Epines tibiales face	0.98	1
Epines tibiales profil	0.88	0.96
Plateaux tibiaux face	0.98	1
Plateaux tibiaux profil	0.88	0.98
Articulation distale du tibia face	0.88	0.99
Articulation distale tibia profil	1	0.99

C. Évaluation de la qualité image et de la visibilité des structures anatomiques en fonction du morphotype

Tableau 6. Évaluation de la qualité image selon le morphotype

	Moyenne		
	M1	M2	M3
Tête fémorale face	3.67	3.83	3.48
Tête fémorale profil	3.45	3.54	3.14
1/3 inférieur fémur face	4.12	4.34	4.38
1/3 inférieur fémur profil	4.22	4.15	4.20
Echancrure intercondyloire face	4.57	4.93	5
Echancrure intercondyloire profil	4.11	4.35	4.41
Condyles fémoraux face	4.51	4.95	5
Condyles fémoraux profil	4.01	4.48	4.36
Epines tibiales face	4.58	4.95	5
Epines tibiales profil	4.11	4.23	4.41
Plateaux tibiaux face	4.47	4.95	5
Plateaux tibiaux profil	4.21	4.41	4.43
Articulation distale du tibia face	4.68	4.98	5
Articulation distale tibia profil	4.79	4.91	4.98

Comme précisé plus haut, le score de qualité image était jugé satisfaisant lorsqu'il était supérieur ou égal à 4. Pour les items (têtes fémorales de face et de profil) dont

la qualité image était jugée insuffisante sur l'ensemble des sujets, l'étude des moyennes montre que cette situation était retrouvée quel que soit le morphotype (tableau 6)

**Tableau 7. Évaluation de la visibilité des structures anatomiques selon le morphotype**

	<b>Moyenne</b>		
	<b>M1</b>	<b>M2</b>	<b>M3</b>
Tête fémorale face	2.86	3.43	3.25
Tête fémorale profil	2.98	2.84	2.59
1/3 inférieur fémur face	2.96	3.99	4
1/3 inférieur fémur profil	2.95	3.91	3.81
Echancrure intercondyalaire face	3.99	4	4
Echancrure intercondyalaire profil	3.73	3.81	3.82
Condyles fémoraux face	3.99	4	4
Condyles fémoraux profil	3.78	3.78	3.89
Epines tibiales face	3.99	4	4
Epines tibiales profil	3.78	3.64	3.86
Plateaux tibiaux face	3.99	4	4
Plateaux tibiaux profil	3.95	3.79	3.88
Articulation distale du tibia face	3.99	4	4
Articulation distale tibia profil	4	4	4

De même, concernant l'étude de la visibilité des structures anatomiques, le score était jugé satisfaisant lorsque supérieur ou égal à 3. Les données (tableau 7) ne semblent pas montrer de différence en fonction du morphotype excepté concernant l'étude des têtes fémorale de face dans le groupe M1 dont le score moyen est inférieur à 3, à l'inverse des groupes M2 et M3

### **III. RECONSTRUCTIONS 3D DES MEMBRES INFÉRIEURS**

#### **A. « Faisabilité » des reconstructions 3D**

Les manipulateurs en radiopédiatrie ont pu effectuer les reconstructions 3D chez 49 patients (27/30 dans le groupe microdose et 22/30 dans le groupe low-dose). Pour 11 patients, les reconstructions ont été jugées techniquement non réalisables en raison de l'impossibilité de placer de manière fiable les repères anatomiques. Sur ces 11 patients, un seul était porteur de matériel prothétique. Pour les 10 autres patients exclus, la difficulté essentielle a été de ne pas pouvoir placer

les repères anatomiques des têtes fémorales sur l'incidence de profil en raison de leur superposition mais aussi en raison des artéfacts liés à l'épaisseur des tissus mous en regard (figure 15). Le prestataire extérieur a pu effectuer les mesures de torsion chez 49 patients (27/30 dans le groupe microdose et 22/30 dans le groupe low-dose). Les patients pour lesquelles les reconstructions n'ont pu être réalisées étaient identiques entre les manipulateurs en radiopédiatrie et le prestataire extérieur, à l'exception d'un seul patient au sein du groupe M3.

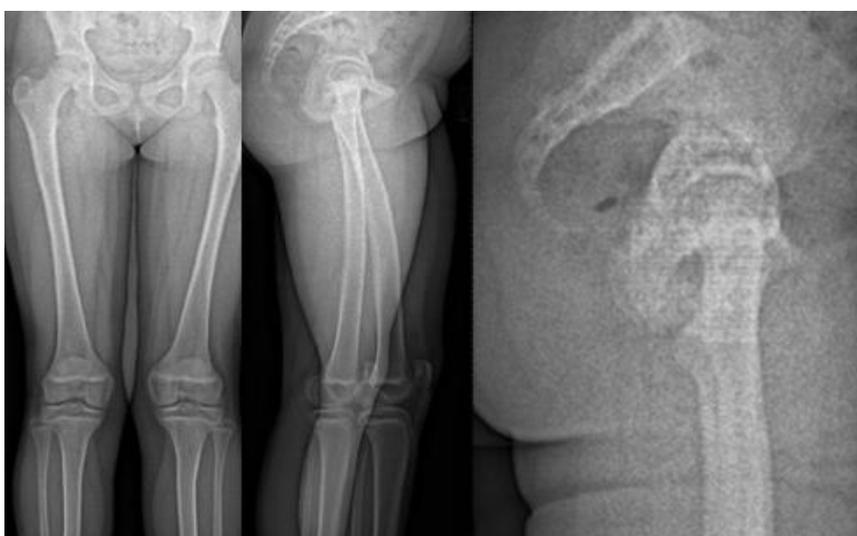


Figure 15 : Exemple d'un patient du groupe M3 (BMI=34) acquis en microdose

### B. Reproductibilité intra-observateur

En microdose et en low-dose, la reproductibilité intra-observateur était bonne voire très bonne avec des ICC supérieurs à 0.75 pour la plupart des paramètres. Les valeurs d'ICC les plus faibles concernaient l'évaluation de la torsion tibiale dans le groupe M3 en microdose (0.14 versus 0.96 en low-dose) (tableau 8).

**Tableau 8. Microdose versus low-dose: reproductibilité intra-observateur**

ICC	M1		M2		M3	
	(lh <25 cm)		(lh, 25-35 cm)		(lh >25 cm)	
	Micro	Low	Micro	Low	Micro	Low
Offset fémoral	0.97	0.98	0.97	0.98	0.88	0.98
Longueur du col fémoral	0.95	0.97	0.96	0.98	0.96	0.98
Angle cervico-diaphysaire	0,95	0,91	0.93	0.96	0.78	0.94
Angle tibial mécanique	0.87	0,88	0.97	0.95	0.94	0.98
Angle tibial mécanique	0.87	0,67	0.50	0.88	0.72	0.67
Torsion fémorale	0.71	0.98	0.97	0.93	0.97	0.98
Torsion tibiale	0.78	0.67	0.89	0.43	0.14	0.96
Rotation fémoro-tibiale	0.91	0.88	0.81	0.73	0.70	0.95

*\*lh= largeur des hanches*

### C. Reproductibilité inter-observateur

Pour la plupart des paramètres, les ICC étaient bons ou très bons. Les ICC insuffisants concernaient l'angle tibial mécanique, la torsion tibiale et la rotation fémoro-tibiale quels que soient le morphotype et le protocole appliqués, à l'exception de la mesure de torsion tibiale dans le groupe M1 (ICC = 0.23 en microdose versus 0.69 en low-dose) et le groupe M3 (ICC = 0 en microdose versus 0.7 en low-dose) (tableau 9).

Tableau 9. Microdose versus low-dose: reproductibilité inter-observateur

ICC	M1		M2		M3	
	(lh <25 cm)		(lh, 25-35 cm)		(lh >25 cm)	
	Micro	Low	Micro	Low	Micro	Low
<b>Offset Fémoral</b>	0.82	0.93	0.76	0.95	0.76	0.96
<b>Longueur du col fémoral</b>	0.81	0.91	0.80	0.94	0.92	0.96
<b>Angle cervico-diaphysaire</b>	0,68	0,83	0.82	0.82	0.68	0.88
<b>Angle fémoral mécanique</b>	0.75	0,79	0.76	0.52	0.96	0.98
<b>Angle tibial mécanique</b>	0.62	0,62	0.46	0.43	0.51	0.25
<b>Torsion fémorale</b>	0.70	0.87	0.85	0.77	0.89	0.71
<b>Torsion tibiale</b>	0.23	0.69	0.40	0.38	0	0.70
<b>Rotation fémoro-tibiale</b>	0.81	0.63	0.57	0.44	0.32	0.87

*\*lh = largeur des hanches*

## DISCUSSION

Notre travail s'inscrit dans la continuité d'une étude dont l'objectif était d'évaluer si le protocole microdose était utilisable dans la pangonométrie de l'enfant et s'il permettait effectivement de réduire la dose de rayonnement [6]. Cette étude a montré que la dose délivrée était réduite d'un facteur 8.5 et la dose absorbée, d'un facteur 5.4 par rapport au protocole low-dose standard tout en permettant des mesures 2D fiables avec cependant, une influence du morphotype sur la reproductibilité inter- et intra-observateur des mesures. Dans notre étude, nous avons voulu savoir si les reconstructions 3D des membres inférieurs étaient réalisables en microdose quel que soit le morphotype, le but de ces modélisations 3D étant d'extraire les mesures de torsions des membres inférieurs. Habituellement, la méthode de référence pour la réalisation des mesures de torsions des membres inférieurs est le scanner. Cependant, des études [46, 47, 48] ont montré que les mesures de torsions réalisées en radiographie biplanaire low-dose étaient comparables à celles réalisées au scanner, tout en permettant une diminution de la dose ce qui est un objectif fondamental en radiologie pédiatrique. De plus, contrairement au scanner, la radiographie biplanaire permet une acquisition debout, en charge, des membres inférieurs. Il a été montré que les reconstructions 3D étaient réalisables en microdose et permettaient des mesures fiables pour l'étude du rachis chez l'enfant [49] et pour l'étude des membres inférieurs chez l'adulte [50, 51] mais à notre connaissance, les reconstructions 3D en microdose n'ont jamais été évaluées dans l'étude des membres inférieurs chez l'enfant.

L'étude des membres inférieurs est habituellement réalisée à partir de clichés de face obtenus en incidence antéro-postérieure. Cependant, il a été montré que l'utilisation d'une incidence postéro-antérieure permettait une réduction substantielle

de la dose délivrée aux gonades, au colon et au sein [52, 53]. Bien que l'étude précédent ce travail ne concernait que la pangonométrie, des clichés simultanés de face et profil avaient été systématiquement réalisés en radiographie biplanaire, ce qui a par la suite permis notre travail. En effet, nombre de sujets inclus dans notre étude présentaient des inégalités de longueurs des membres inférieurs et/ou des anomalies importantes dans les plans frontal et sagittal. Plusieurs études ont montré que des déformations en flessum ou en recurvatum du genou supérieures à 5-7° dans le plan sagittal étaient cause d'erreurs de mesures dans le plan frontal [54, 55]. De plus, certaines malformations orthopédiques complexes peuvent rendre le positionnement du patient sous-optimal, avec un certain degré de rotation latérale ou médiale du membre inférieur ce qui peut également induire des erreurs de mesures [56].

## **I. ÉVALUATION DE LA QUALITE IMAGE ET DE LA VISIBILITÉ DES STRUCTURES ANATOMIQUES.**

L'étude précédant ce travail a montré que l'influence du morphotype de l'enfant sur la réalisation des mesures n'était pas négligeable. De plus, les manipulateurs en radiologie pédiatrique et les radiopédiatres avaient déjà remarqué, lors de la pangonométrie, un bruit plus important sur les images réalisées en microdose et parfois, la présence d'artéfacts horizontaux en projection des hanches. Ces constatations nous ont donc incités à évaluer la qualité des images et la possibilité ou non d'identifier, de manière fiable et reproductible, les repères osseux de référence permettant ensuite de positionner correctement le calque à l'origine des modélisations 3D des membres inférieurs et leurs mesures dérivées.

Dans notre étude, les scores et les taux de concordance les plus faibles concernaient l'évaluation des têtes fémorales ce qui peut s'expliquer par l'atténuation des rayons X liée à l'épaisseur plus importante des tissus mous à ce niveau, notamment chez les patients les plus corpulents, mais également du fait de la position debout. En revanche, nous n'avons pas démontré de véritable influence du morphotype sur la valeur du score finale. Cependant, nos effectifs dans chaque groupe étaient limités. Un autre facteur limitant est la superposition des genoux sur le cliché de profil malgré le décalage antéro-postérieur des pieds lors de l'acquisition pouvant s'expliquer en partie, par le fait que certains patients étaient atteints de déformations importantes des membres inférieurs dans tous les plans. En l'absence de déformation notable des membres inférieurs, la position en orthostatisme d'un patient à l'autre varie également, notamment aux genoux (recurvatum plus ou moins marqué) et peut aussi expliquer une superposition plus ou moins marquée de la partie postérieure des condyles fémoraux. À l'avenir, une possibilité pour limiter ces superpositions des hanches et/ou des genoux pourrait être de réaliser les clichés avec une discrète rotation du bassin à la seule condition de réaliser ensuite des reconstructions 3D afin de s'affranchir des erreurs de mesures générées en 2D par ce positionnement.

## **II. RECONSTRUCTIONS 3D**

Pour des raisons éthiques chez l'enfant, l'évaluation des reconstructions 3D n'a pas été réalisée en comparaison avec le scanner qui reste pour beaucoup, la méthode de référence, ou avec le protocole low-dose car il n'était pas envisageable de réaliser deux examens ionisants chez un même patient. Une des limitations de notre étude est de ne pas avoir réalisé de reconstructions 3D pour tous les patients,

en raison du temps de reconstruction nécessaire (20 à 30 minutes par patient). Ceci n'aurait de toute façon pas permis de valider la pertinence des mesures en l'absence de méthode de référence. Notre choix a donc été de sélectionner de manière randomisée 10 patients dans chaque groupe (M1, M2, M3) mais parmi ces patients, un certain nombre de reconstructions 3D n'ont pas pu être réalisées pour des raisons techniques (repères osseux non identifiables). Nous n'avons cependant pas effectué de second « tirage au sort ». Il est aussi intéressant de noter que les reconstructions 3D jugées non réalisables par les manipulateurs en radiopédiatrie et le prestataire extérieur étaient identiques à l'exception d'un patient ayant un morphotype M3; l'un en microdose (jugé non réalisable par le prestataire extérieur, mais effectué par le manipulateur en radiopédiatrie) et l'autre en low-dose (jugé non réalisable par le manipulateur en radiopédiatrie, mais effectué par le prestataire extérieur). Pour ces 2 patients, la superposition des tissus mous au niveau du bassin rendait le repérage des régions d'intérêt plus difficile.

### **III. REPRODUCTIBILITE INTRA - ET INTER-OBSERVATEUR**

Contrairement à ce que laissait présager l'évaluation de la qualité des images et de la visibilité des structures anatomiques, les taux de concordance les plus faibles entre les différents observateurs n'impliquaient pas les mesures dérivées du positionnement des repères sur les têtes fémorales mais celles dérivées du positionnement des repères sur les genoux et les chevilles. Une explication possible est la superposition éventuelle des genoux sur les clichés de profil. Or, contrairement à une pantométrie, il est nécessaire pour obtenir des reconstructions 3D fiables des membres inférieurs, d'individualiser précisément la partie postérieure des condyles fémoraux et des plateaux tibiaux. Il est d'ailleurs à noter qu'au scanner les

mesures de torsion fémorale s'avèrent plus reproductibles que les mesures de torsion tibiale [26]. Dans notre étude, la reproductibilité inter- et intra-observateur des mesures de torsion tibiale s'est avérée insuffisante ce qui peut être problématique dans le suivi des patients et a fortiori dans la planification préopératoire. La reproductibilité inter-observateur moyenne observée pour l'angle fémoral mécanique est moins problématique en pratique clinique car ce paramètre est peu utilisé chez l'enfant. Enfin, la rotation fémoro-tibiale est un paramètre propre au système EOS®, non évalué au scanner ; son implication clinique reste incertaine bien que ce paramètre puisse être utile dans certaines pathologies comme l'instabilité patellaire puisqu'il prend en compte l'importance de la rotation tibiale sous le fémur.

## CONCLUSION

En radiographie biplanaire des membres inférieurs, la qualité des images et la visibilité des structures anatomiques acquises avec le protocole microdose s'avèrent comparables à celles obtenues avec le protocole low-dose, excepté en ce qui concerne les têtes fémorales. Dans notre étude, les reconstructions 3D n'ont pas pu être réalisées pour un certain nombre de patients dans un échantillon tiré au sort. Pour les reconstructions 3D effectuées, les reproductibilités inter- et intra-observateurs demeurent en l'état, limitées pour l'obtention des mesures de torsions des membres inférieurs et laissent entrevoir une influence du morphotype sur les mesures effectuées, influence qu'il s'agira à l'avenir de préciser grâce à des effectifs de population plus importants.

## REFERENCES

1. Strauss KJ, Kaste SC (2006) ALARA in pediatric interventional and fluoroscopic imaging: striving to keep radiation doses as low as possible during fluoroscopy of pediatric patients—a white paper executive summary. *J Am CollRadiol* 3:686–688
2. Strauss KJ, Kaste SC (2006) The ALARA (as low as reasonably achievable) concept in pediatric interventional and fluoroscopic imaging: striving to keep radiation doses as low as possible during fluoroscopy of pediatric patients—
3. Dietrich TJ, Pfirrmann CWA, Schwab A, Pankalla K, Buck FM. Comparison of radiation dose, workflow, patient comfort and financial break-even of standard digital radiography and a novel biplanar low-dose X-ray system for upright full-length lower limb and whole spine radiography. *Skeletal Radiol*. 2013 Jul 1;42(7):959–67.
4. Delin C, Silvera S, Bassinet C, Thelen P, Rehel J-L, Legmann P, et al. Ionizing radiation doses during lower limb torsion and anteversion measurements by EOS stereoradiography and computed tomography. *Eur J Radiol*. 2014 Feb 1;83(2):371–7.
5. Dubousset J, Charpak G, Dorion I, Skalli W, Lavaste F, Deguise J, et al. [A new 2D and 3D imaging approach to musculoskeletal physiology and pathology with low-dose radiation and the standing position: the EOS system]. *Bull Acad Natl Med*. 2005 Feb;189(2):287–97; discussion 297–300.
6. Lerisson H, Amzallag-Bellenger E, Cebulski-Delebarre A, Nectoux E, Desmulliez G, Duhamel A, Drumez E, Herbaux B, Boutry N. Assessment of micro-dose biplanar radiography in lower limb measurements in children. *EurRadiol*. 2018 Apr;28(4):1778-1787
7. Guenoun B. et al. Reliability of a new method for lower extremity measurements based stereoradiographic three-dimensionnal reconstruction. *Orthop Traumatol Surg Res* 2012;98 (5) :506
8. Guichet JM, Spivak JM, Trouilloud P, Grammont PM. Lower limb-length discrepancy. An epidemiologic study. *Clin Orthop Relat Res*. 1991; (272):235-41.
9. Rush WA, Steiner HA. A study of lower extremity length inequality. *Am J Roentgenol Radium Ther*. 1946; 56(5):616-23.
10. Herring JA. Limb length discrepancy. In: Herring JA. *Tachdjian's Pediatric Orthopaedics: From the Texas Scottish Rite Hospital for Children*. 5th ed. Philadelphia: Elsevier Saunders; 2013. Pages 884-948.
11. Hellsing AL. Leg length inequality. A prospective study of young men during their military service. *Ups J Med Sci*. 1988; 93(3):245-53.
12. Hamel A, Launay F, Viehweger E, Jouve JL, Bollini G, Rogez JM. Inégalité de longueur des membres inférieurs chez l'enfant. *Médecine Thérapeutique/Pédiatrie* 2004,7:40-6.
13. Jouve JL, Bollini G, Launay F, Glard Y, Craviari T, Guillaume JM, Panuel M. Cartilage de croissance et croissance en orthopédie. *Encyclopédie Médico-Chirurgicale*. Elsevier 2009, 14-009-A-10.
14. Bianco AJ Jr. Femoral shortening. *Clin Orthop Relat Res*. 1978; (136):49-53.
15. Broughton NS, Olney BW, Menelaus MB. Tibial shortening for leg length discrepancy. *J Bone Joint Surg Br*. 1989; 71(2):242-5.9. Bowen JR. Percutaneous distal femoral or proximal C. X-ray request and measurement (lower limbs)Experts in Experts in orthopedics imaging studiesStatement Agreement (%) Agreement

16. Pendleton AM, Stevens PM, Hung M. Guided growth for the treatment of moderate leg-length discrepancy. *Orthopedics*. 2013; 36(5):e575-80.
17. Cebulski-Delebarre A. Utilisation du système EOS® dans la recherche de troubles de torsion des membres inférieurs chez des patients adultes souffrant d'un pied plat idiopathique symptomatique. *Th Med : Université de Lille 2*. 2014. En ligne : <https://pepite-depot.univ-lille2.fr/nuxeo/site/esupversions/a3dfb83e-3b53-440c-bad1-0aee985630b3>
18. Accadbled F. MC, Cahuzac J.-P. Anomalies rotationnelles des membres inférieurs chez l'enfant. *EMC (Elsevier Masson SAS, Paris)*. 2007; Appareil locomoteur:15-320.
19. Cahuzac JP, Vardon D, Sales de Gauzy J. Development of the clinical tibiofemoral angle in normal adolescents. A study of 427 normal subjects from 10 to 16 years of age. *The Journal of bone and joint surgery British volume*. 1995;77:729-
20. Philippe Chaudier, Vincent Villa, Philippe Neyret. *Traité EM Consulte podologie : Anomalie de torsion du squelette. Podologie*, 2015, 13 p. (10.1016/S0292-062X(15)60422-6)
21. Femoral and Tibial Torsion Measurement in Children and Adolescents: Comparison of 3D Models Based on Low-Dose Biplanar Radiography and Low-Dose CT Andrea B. Roskopf<sup>1</sup>, Leonhard E. Ramseier<sup>2</sup>, Reto Sutter<sup>1</sup>, Christian W. A. Pfirrmann<sup>1</sup> and Florian M. Buck
22. Cahuzac JP. Vices de torsion des membres inférieurs. *Revue de chirurgie orthopedique et reparatrice de l'appareil moteur*. 2006;92(4):395-7.
23. Duparc F. Troubles de torsion du squelette du membre inférieur de l'adulte. *EMC (Elsevier Masson SAS, Paris)*. 2009; Appareil locomoteur(15-322-A-10).
24. Taussig G. Les anomalies de rotation des membres inférieurs chez l'enfant. *Journal de Pédiatrie et de Puériculture*. 1995;8:131-6.
25. Charpak G (1981) La détection des particules. *Recherche* 128: 1384±1396
26. Charpak G (1993) Electronic imaging of ionizing radiation with limited avalanches in gases. *Rev Mod Phys* 65: 591±598
27. Babichev EA, Barn SE, Khabakhpa-shev AG, et al (1992) Digital radiographic device based on MWPC with improved spatial resolution. *Nucl Instrum Methods Phys Res A*323: 49±53
28. Kalifa G, Charpak Y, Maccia C, Fery-Lemonnier E, Bloch J, Boussard JM, Attal M, Dubousset J, Adamsbaum C. Evaluation of a new low-dose digital x-ray device: first dosimetric and clinical results in children. *Pediatr Radiol*. 1998 Jul;28(7):557-61.
29. Chaibi Y, Cresson T, Aubert B, Hausselle J, Neyret P, Hauger O, et al. Fast 3D reconstruction of the lower limb using a parametric model and statistical inferences and clinical measurements calculation from biplanar X-rays. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2012;15:457–66.
30. Elias Melhem, Ayman Assi, Rami El Rachkidi, and Ismat Ghanem EOS® biplanar X-ray imaging: concept, developments, benefits, and limitations. *Pediatr Radiol*. 1998 Jul;28(7):557-61
31. Mitton D., Landry C., Veron S., Skalli W., Lavaste F., De Guise JA. – 3D reconstruction method from biplanar radiography using non stereocorresponding points and elastic deformable meshes. *Med Biol Eng Comput*, 2000; 38(2): 133-9.
32. Pomero V., Mitton D., Laporte S., De Guise JA., Skalli W. – Fast accurate stereoradiography 3D-reconstruction of the spine using a combined geometric and statistic
33. Gheno R, Nectoux E, Herbaux B, Baldisserotto M, Glock L, Cotten A, et al. Three-dimensional measurements of the lower extremity in children and adolescents using a low-dose biplanar X-ray device. *EurRadiol*. 2012 Apr;22(4):765–71.

34. Delin C, Silvera S, Bassinet C, Thelen P, Rehel J-L, Legmann P, et al. Ionizing radiation doses during lower limb torsion and anteversion measurements by EOS stereoradiography and computed tomography. *Eur J Radiol*. 2014 Feb 1;83(2):371–7.
35. Chaudier P, Villa V, Neyret P. Anomalie de torsion du squelette. *EMC - Podologie* 2015;0(0):1-11 [Article 27-060-A-53].
36. Lerat JL, Taussig G. Les anomalies de rotation des membres inférieurs. *Rev Chir Orthop* 1982;68:1–74.
37. Mechin JF. Troubles torsions des membres inférieurs. *Ann Orthop Ouest* 1995;27:195–220.36.
38. Deltour et al. 2005, Kawakami et al. 2004, Krackow et al. 1990, Swanson et al. 2000, Wright et al. 1991).
39. Sayli U, Bolukbasi S, Atik OS, Gundogdu S. Determination of tibial torsion by computed tomography. *J Foot Ankle Surg* 1994;33:144–7.
40. Jaarsma RL, Bruggeman AW, Pakvis DFM. Computed tomography determined femoral torsion is not accurate. *Arch Orthop Trauma Surg* 2004;124:552–4.
41. Muhamad AR, Freitas JM. CT and MRI lower extremity torsional profile studies: measurement reproducibility. *J Child Orthop* 2012;6:391–6.
42. Bretin P, O'Loughlin PF. Influence of femoral malrotation on knee joint alignment and intra-articular contract pressures. *Arch Orthop Trauma Surg* 2011;131:1115–20. [29] Kohler R, Fournet Fayard J.
43. Guenoun B. et al. Reliability of a new method for lower extremity measurements based stereoradiographic three-dimensionnal reconstruction. *Orthop Traumatol Surg Res* 2012;98 (5) :506
44. European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images
45. Simultaneous Multislice Diffusion-Weighted Imaging of the Kidney: A Systematic Analysis of Image Quality. Kenkel D<sup>1</sup>, Barth BK, Picciarelli M, Filli L, Finkenstädt T, Reiner CS, Boss A. *Invest Radiol*. 2017 Mar;52(3):163-169.
46. Fleiss JL. Reliability of Measurement. In: *The Design and Analysis of Clinical Experiments* [Internet]. John Wiley & Sons, Inc.; 1999 [cited 2017 Feb 7]. p. 1–32. Available from: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/9781118032923.ch1/summary>
47. Femoral and Tibial Torsion Measurement in Children and Adolescents: Comparison of 3D Models Based on Low-Dose Biplanar Radiography and Low-Dose CT Andrea B. Roskopf<sup>1</sup>, Leonhard E. Ramseier<sup>2</sup>, Reto Sutter<sup>1</sup>, Christian W. A. Pfirrmann<sup>1</sup> and Florian M. Buck
48. 3D Modeling of Lower Extremities With Biplanar Radiographs: Reliability of Measures on Subsequent Examinations. Westberry DE<sup>1</sup>, Carpenter AM<sup>2</sup>. *J Pediatr Orthop*. 2017 Aug 2.
49. EOS microdose protocol for the radiological follow-up of adolescent idiopathic scoliosis. Ilharreborde B<sup>1</sup>, Ferrero E<sup>2</sup>, Alison M<sup>3</sup>, Mazda K<sup>2</sup>. *Eur Spine J*. 2016 Feb;25(2):526-31. doi: 10.1007/s00586-015-3960-8. Epub 2015 Apr 24.
50. Assessment of two-dimensional (2D) and three-dimensional (3D) lower limb measurements in adults: Comparison of micro-dose and low-dose biplanar radiographs. Roskopf AB<sup>1,2</sup>, Pfirrmann CW<sup>3,4</sup>, Buck FM<sup>3,4</sup>. *Eur Radiol*. 2016 Sep;26(9):3054-62. doi: 10.1007/s00330-015-4166-5. Epub 2016 Jan 6.

51. Fleiss JL (1999) Reliability of Measurement. In: Des. Anal. Clin. Exp. John Wiley & Sons, Inc., pp 1–32
52. Luo TD, Stans AA, Schueler BA, Larson AN (2015) Cumulative radiation exposure with EOS imaging compared with standard spine radiographs. *Spine Deform* 3:144–150
53. Davey E, England A (2015) AP versus PA positioning in lumbar spine computed radiography: Image quality and individual organ doses. *Radiography* 21:188–196
54. Thelen P, Delin C, Folinis D, Radier C (2012) Evaluation of a new low-dose biplanar system to assess lower-limb alignment in 3D: a phantom study. *Skeletal Radiol* 41:1287–1293
55. Swanson KE, Stocks GW, Warren PD et al (2000) Does axial limb rotation affect the alignment measurements in deformed limbs? *Clin Orthop*:246–252
56. Gheno R, Nectoux E, Herbaux B et al (2012) Three-dimensional measurements of the lower extremity in children and adolescents using a low-dose biplanar X-ray device. *Eur Radiol* 22:765–771

A)

	PA view		weighted kappa value	LATERAL view		weighted kappa value
	Reader 1	Reader 2		Reader 1	Reader 2	
femoral heads						
lower third of the femoral diaphysis						
femoral notch						
femoral condyles						
tibial spines						
tibial plates						
distal articular surface of the tibia						

**Qualitative image grading (5-point Likert scale):**

- 5 = excellent image quality, no artifacts;
- 4 = slight blurring with unrestricted diagnostic image evaluation;
- 3 = moderate blurring with restricted assessment;
- 2 = severe blurring with uncertainty about the evaluation;
- 1 = non-diagnostic image quality

B)

	PA view		Wilcoxon signed rank test (p)	LATERAL view		Wilcoxon signed rank test (p)
	Reader 1	Reader 2		Reader 1	Reader 2	
femoral heads						
lower third of the femoral diaphysis						
femoral notch						
femoral condyles						
tibial spines						
tibial plates						
distal articular surface of the tibia						

**Visibility of anatomical structures (score 1 to 4):**

- 1: structure not detectable;
- 2: structure visible but features not perceptible;
- 3: features discernible but not clearly defined;
- 4: features clearly defined.

**AUTEUR : TILLAUX**

**Prénom : Céline**

**Date de Soutenance : 12 juin 2019**

**Titre de la Thèse : Radiographie biplanaire des membres inférieurs chez l'enfant en microdose : évaluation de la qualité diagnostique et des reconstructions 3D des membres inférieurs**

**Thèse - Médecine - Lille 2019**

**Cadre de classement : Imagerie**

**DES + spécialité : DES DE RADIODIAGNOSTIC ET D'IMAGERIE MEDICALE**

**Mots-clés : EOS®, microdose, reconstructions 3D, membres inférieurs**

**Résumé :**

**Objectifs :** Évaluer chez l'enfant sur des radiographies biplanaires des membres inférieurs obtenues selon le protocole microdose EOS® la qualité des images et la visibilité des structures anatomiques en 2D et la reproductibilité inter- et intra-observateur des mesures de torsion des membres inférieurs dérivées des reconstructions surfaciques en 3D.

**Méthodes :** Tous les enfants âgés de 6 à 18 ans pour lesquels un pangonogramme des membres inférieurs était indiqué étaient inclus. La largeur des hanches permettait de classer les enfants en 3 morphotypes distincts pour lesquels les paramètres d'acquisition étaient prédéfinis. Les protocoles microdose ou low-dose étaient sélectionnés alternativement. En 2D, la qualité des images et la visibilité des structures anatomiques étaient évaluées par deux observateurs indépendants (n=526). Les taux de concordance étaient calculés. Un échantillon d'enfants était ensuite choisi de façon randomisée pour chaque protocole et sous-groupe afin d'évaluer les reproductibilités inter- et intra-observateur des mesures de torsions des membres inférieurs dérivées des reconstructions 3D.

**Résultats :** Au total, 260 enfants ont été inclus. En microdose, la qualité des images et la visibilité des structures anatomiques étaient jugées satisfaisantes pour plus de 90% des patients, à l'exception des têtes fémorales. Les taux de concordance étaient excellents (>0.75), excepté pour les têtes fémorales. La reproductibilité intra-observateur était bonne (ICC >0.75) pour la plupart des paramètres. La reproductibilité inter-observateur était insuffisante pour plusieurs paramètres.

**Conclusion :** Aux membres inférieurs, la qualité des images et la visibilité des structures anatomiques en microdose sont comparables à celles obtenues en low-dose, à l'exception des têtes fémorales. Les reproductibilités inter- et intra-observateur demeurent cependant plus limitées dans l'obtention des mesures de torsions des membres inférieurs.

**Composition du Jury :**

**Présidente : Madame le Professeur Anne COTTEN**

**Asseseurs : Monsieur le Professeur Xavier DEMONDION**

**Madame le Docteur Héloïse LERISSON**

**Directrice de thèse : Madame le Professeur Nathalie BOUTRY**