



Contribution à l'analyse quantitative, morphologique et fonctionnelle du membre inférieur de l'enfant

Virginie Rampal

► To cite this version:

Virginie Rampal. Contribution à l'analyse quantitative, morphologique et fonctionnelle du membre inférieur de l'enfant. Biomécanique [physics.med-ph]. Ecole nationale supérieure d'arts et métiers - ENSAM, 2017. Français. NNT : 2017ENAM0052 . tel-01801236

HAL Id: tel-01801236

<https://pastel.hal.science/tel-01801236>

Submitted on 28 May 2018

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

École doctorale n° 432 : Science des Métiers de l'ingénieur

Doctorat ParisTech

T H È S E

pour obtenir le grade de docteur délivré par

l'École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers

Spécialité “ Biomécanique ”

présentée et soutenue publiquement par

Virginie RAMPAL ROCHER

Le 11 décembre 2017

Contribution à l'analyse quantitative, morphologique et fonctionnelle du membre inférieur de l'enfant

Directeur de thèse : **Wafa Skalli**

Co-encadrement de la thèse : **Pierre-Yves ROHAN, Philippe WICART**

Jury

Mme Elke VIEHWEGER, Professeur des Universités – Praticien Hospitalier
Service d'orthopédie infantile, Hôpital de la Timone, Marseille

M. David MITTON, Directeur de Recherche, Laboratoire de Biomécanique
et mécanique des chocs, IFSTTAR-UCBL, Bron

M. Pierre Louis DOCQUIER, Professeur des Universités – Praticien Hospitalier,
Clinique Universitaire Saint Luc, Bruxelles, Belgique

M. Pierre Yves ROHAN, Maître de Conférences,
Institut de Biomécanique Georges Charpak, Arts et Métiers Paris Tech

Mme Wafa SKALLI, Professeur des Universités,
Institut de Biomécanique Georges Charpak, Arts et Métiers Paris Tech

M. Philippe WICART, Professeur des Universités – Praticien Hospitalier
Service d'orthopédie infantile, Hôpital Necker Enfants Malades, Paris

M. Raphael SERINGE, Professeur des Universités – Praticien Hospitalier

Rapporteur

Rapporteur

Président

Examineur

Examineur

Examineur
Invité

**T
H
È
S
E**

Remerciements

Une thèse est un long chemin, qui nécessite un accompagnement de chaque instant.

Dans mon cas la distance a encore compliqué ce chemin, et je dois forcément commencer par remercier mon mari Nicolas sans qui rien n'aurait été possible.

Merci d'avoir accepté mes absences, les nuits agitées avec les filles régulièrement pendant 4 ans et surtout ces 6 derniers mois,
Promis tu n'entendras plus parler de reconstructions!

Merci aussi à mes filles:
Juliette qui est née avec le début de ma thèse
Emilie qui est née au début de la 2ème année
Celle à venir....

....

Merci d'avoir supporté mes absences, vous voir grandir est un émerveillement
Vous me donnez la force d'aller au bout ! et je veux être un exemple pour vous.

Merci à ma famille de m'avoir appris à ne pas laisser tomber et d'avoir souvent assuré l'intendance en mon absence

Remerciements

A mes encadrants de thèse,

Madame le Professeur Skalli,
Je vous remercie d'avoir accepté de diriger cette thèse, après avoir encadré
mon Master il y a quelques années.
J'ai découvert grâce à vous la vie de laboratoire, et la « vraie » recherche !

Monsieur le Professeur Philippe Wicart,
Tu as cru en moi depuis le début, quand je suis arrivée comme interne à
Saint Vincent de Paul :
Je n'en serai pas là aujourd'hui sans ton soutien, c'est certain...

« Force et Honneur »

Pierre Yves Rohan,
Merci de ton aide quotidienne, et de ton aisance avec Matlab !
Il est certain que ce travail n'aurait pas abouti sans toi !

Remerciements

Aux membres du jury,

Monsieur le Professeur Seringe,
Interne puis Chef de clinique dans votre service,
Vous m'avez fait découvrir l'orthopédie infantile,
Vos conseils et corrections d'articles sont toujours précieux !!
Vous me faites aujourd'hui l'honneur de siéger dans ce jury,
J'en suis vraiment très touchée

Madame le Professeur Elke Viehweger
Je te remercie d'avoir accepté de siéger dans ce jury, et d'être rapporteur de
mon travail,
Ton expertise médicale et scientifique t'a rendue incontournable dans notre
communauté, et tu représentes aussi aujourd'hui un peu le Sud

Monsieur le Professeur Pierre Louis Docquier,
Vous me faites l'honneur de siéger dans ce jury, votre expertise en chirurgie
pédiatrique particulièrement dans le pied rend votre présence précieuse

Monsieur le Professeur Mitton
Vous ne vous en rappelez certainement pas mais j'ai été votre élève pendant
mon Master 2
Vous me faites aujourd'hui l'honneur de siéger dans ce jury et d'être mon
rapporteur, et je vous en remercie.

Remerciements

A tous ceux que j'ai côtoyé pendant ces années de thèse

Hélène Pillet :
Pour ton éclairage sur l'analyse de la marche

Et les autres....
Xavier Bonnet, Sébastien Laporte
Léopold Robichon, Rébékah Saksik, Mikael Fonseca, Francois Girinon, Sonia
Simoes....

Remerciements

A mes collègues des Hôpitaux Pédiatriques de Nice CHU-Lenval
Ioana, Federico, Olivier, Mr Clément :

Merci pour les consultations de traumatisme que je n'ai pas faites,
et pour les astreintes à déplacer au gré de mes départs ;

J'ai aussi fait cette thèse pour vous, afin que notre équipe soit pérenne

Remerciements

Et enfin, merci aux patients qui ont accepté de se prêter aux manip de cette thèse, et sans qui rien n'aurait pu se faire!

Table des matières	7
Index des figures	9
Index des tableaux	12
Introduction générale	14
 Partie 1 : analyse clinique et radiologique du MI chez l'enfant	 17
Chapitre 1 : rappels anatomiques et moyens d'imagerie	18
1. Anatomie du membre inférieur	20
a. Le fémur	
b. Le tibia	
c. La fibula	
d. La patella	
e. Organisation générale du squelette	
2. Le pied	22
a. Biomécanique et anatomie fonctionnelle	
b. Le pied sain en statique	
c. Le pied sain à la marche	
d. Le pied bot varus équin	
3. Imagerie médicale utilisée dans l'étude des membres inférieurs	27
a. Radiographie standard	
b. Le CT-Scan	
c. L'Imagerie par Résonance Magnétique	
d. La stereoradiographie ou radiographie biplane	
4. Analyse cinématique et cinétique de la marche chez l'enfant	34
a. Principe de l'analyse de la marche	
b. le pied dans l'analyse de la marche	
Chapitre 2 : Revue de littérature	36
1. Description des membres inférieurs	37
a. Clinique	
b. Radiologie en 2 dimensions	
c. Radiologie biplane et reconstructions en 3 dimensions	
2. Influence du pied sur le membre inférieur	47
3. L'analyse de la marche	48
Synthèse intermédiaire	49
 Partie II : Travail personnel : développement d'un outil d'étude des membres inférieurs de l'enfant	 50
Chapitre 3: Paramètres longitudinaux et angulaires des membres inférieurs après l'âge de 6 ans	53

I Introduction	
II Méthodes	
III Résultats	
IV Discussion	
Conclusion	
Bibliographie	

Chapitre 4 : Reconstructions en 3D du pied de l'enfant à partir de radiographies biplanes : reproductibilité des paramètres radiologiques et valeurs préliminaires.	70
--	-----------

I Introduction	
II Méthodes	
III Résultats	
IV Discussion	
Conclusion	
Bibliographie	

Chapitre 5: étude cinématique et morphologique en 3dimensions du pied bot varus équin congénital idiopathique	86
--	-----------

I Introduction	
II Méthodes	
III Résultats	
IV Discussion	
Conclusion	
Bibliographie	

Conclusion générale	107
----------------------------	------------

Bibliographie	110
----------------------	------------

Index des figures

Figure 1.1 : anatomie du membre inférieur

Figure 1.1a : fémur, vue antérieure.

Figure 1.1b : tibia, vue antérieure

Figure 1.1c : fibula, vue antérieure

Figure 1.1d : patella, vue antérieure. La patella se projette en avant des condyles fémoraux.

Figure 1.2 : le squelette du membre inférieur :

A gauche : vue antérieure : A : centre du genou, F : centre de la tête fémorale, C : centre de la cheville, AF : axe fonctionnel de la cuisse, AB : axe anatomique du fémur, AC : axe anatomique de la jambe, angle BAC= 175°

A droite : vue postérieure

Figure 1.3 : anatomie osseuse du pied en vue antéro latérale.

Figure 1.4 : le pied en charge: système de trois arches reliant trois points d'appuis

-arche latérale entre le calcaneum et la tête du 5^{ème} métatarsien

-arche médiale entre le calcaneum et la tête du 1^{er} métatarsien

-arche antérieure entre tête du 1^{er} et 5^{ème} métatarsien.

Figure 1.5 : empreinte plantaire

Figure 1.5a : empreinte plantaire d'un pied normal

Figure 1.5b : empreinte plantaire d'un pied cambré, creux interne ou direct

Figure 1.5c : empreinte plantaire d'un pied plat, grade I, II et III

Figure 1.6 : pied bot varus équin en période néonatale, avant tout traitement.

Figure 1.6a : vue postérieure : varus du talon

Figure 1.6b : vue médiale : équin de la cheville et adduction de l'avant pied (pli médial de la voûte plantaire)

Figure 1.6c : vue antérieure : varus global du pied

Figure 1.6d : vue plantaire : adduction de l'avant pied (pli médial de la voûte plantaire)

Figure 1.7 : séquelle de pied bot varus équin congénital idiopathique : défaut d'appui antéro interne avec touche de piano de la tête du 1^{er} métatarsien (vue frontale et vue médiale)

Figure 1.8 : exemple de goniométrie par radiographie standard chez un enfant

Figure 1.9 : scanner corps entier avec reconstruction 3D.

Figure 1.10 : Image d'IRM abdomino pelvienne (séquence STIR coro de Seze)

Figure 1.11 : Le système EOS biplan à détecteurs gazeux (EOS imaging)

Figure 1.11 a : Principe du système EOS ,

Figure 1.11 b : Exemple de radiographie face-profil des membres inférieurs,

Figure 1.11 c : Exemple prototype

Figure 1.12 : dose de rayonnement sur différentes structures anatomiques provoquées par le système EOS et le scanner.

Figure 1.13 : processus des reconstructions en 3 dimensions avec EOS

Figure 1.13a : mise en place des primitives géométriques et des repères anatomiques sur les radiographies biplanes acquises par EOS.

Figure 1.13b : ajustement manuel du modèle générique 3D

Figure 1.13c : reconstruction 3D finale, permettant le calcul automatique des paramètres radiologiques.

Figure 1.14 : Cinématique du bassin des hanches des genoux et des chevilles chez un sujet sain.

Figure 1.15 : Moments et puissances articulaires des hanches, genoux et cheville chez un sujet sain.

Figure 2.16 : Pangenométrie

Figure 2.16a : Angle Femoral mécanique : Angle entre axe mécanique du fémur et tangente à la partie distale des condyles fémoraux

Figure 2.16b : angle tibial mécanique : Angle entre axe mécanique du tibia et tangente aux plateaux tibiaux projetés

Figure 2.16c : HKS : Angle entre axe mécanique et anatomique du fémur

Figure 2.16d : angle fémoro tibial : Angle entre axe mécanique du fémur et axe mécanique du tibia

Figure 2.17: angles du pied

Figure 2.17a : angle tibio calcanéen : angle formé sur une radiographie de profil du pied par l'axe du calcaneum et celui du tibia

Figure 2.17b : angle d'incidence du calcaneum : angle formé sur une radiographie de profil du pied par l'axe du calcaneum et le sol

Figure 2.17c : angle d'inclinaison du talus : angle formé sur une radiographie de face de la cheville entre l'axe du tibia et celui de la tangente au dôme du talus

Figure 2.17d : angle de couverture talo naviculaire : angle formé sur une radiographie dorso plantaire du pied par l'axe du talus et celui de l'os naviculaire

Figure 2.17e : angle talus 1^{er} métatarsien de Méary : angle formé sur une radiographie de profil du pied par l'axe du 1^{er} métatarsien et celui du talus

Figure 2.17f : angle d'incidence du 1^{er} métatarsien : angle formé sur une radiographie de profil du pied par l'axe du 1^{er} métatarsien et le sol

Figure 3.1: Angle fémoral mécanique = MFA = Angle entre axe mécanique du fémur et tangente à la partie distale des condyles fémoraux projetés dans le plan frontal du genou

Figure 3.2 : Angle tibial mécanique = MTA = Angle entre axe mécanique du tibia et tangente aux plateaux tibiales projetés dans le plan frontal du genou

Figure 3.3: Angle HKS = Angle entre axe mécanique et anatomique du fémur projetés dans le plan frontal du genou

Figure 3.4: Angle fémoro-tibial = AFT = Angle entre axe mécanique du fémur et axe mécanique du tibia projetés dans le plan frontal du genou

Figure 3.5: Evolution de la valeur moyenne pour angle fémoral (MFA) et tibial (MTA) mécanique, angle fémoro-tibial (AFT) et cervico-diaphysaire du fémur (NSA) selon l'âge

Figure 3.6: Evolution de la valeur moyenne pour le rapport fémur-tibia (F / T) selon l'âge.

Figure 3.7: Evolution de la valeur moyenne pour le diamètre de la tête fémorale (FHD) et la longueur du col du fémur (LN) selon l'âge (millimètre).

Figure 3.8: Evolution de la valeur moyenne pour HKS selon l'âge

Figure 4.1: Position du pied pour l'acquisition de la radiographie biplane

Figure 4.2: Modèle paramétré simplifié: repères anatomiques et primitives géométriques

Figure 4.3:

Figure 4.3a: incidence calcanéenne

Figure 4.3b: angle tibio calcanéen

Figure 4.3c: divergence talo calcanéenne

Figure 4.3d: angle tibio talien

Figure 4.3e: angle de couverture talo naviculaire

Figure 4.3f: angle talo métatarsien de Méary

Figure 4.3g: angle talo métatarsien vue dorso plantaire

Figure 4.3h: angle d'incidence du premier métatarsien

Figure 4.4:

Figure 4.4a: calcaneum vue coronale: le point dénommé CA n'est pas localisable dans cette incidence

Figure 4.4b: calcaneum vus latérale: le point dénommé CP est difficile à localiser en raison de l'ossification insuffisante.

Figure 5.1: placement des marqueurs selon le modèle Multi segmentaire de Rizzoli

Figure 5.2: vue antéro postérieure et latérale de la radiographie biplane du pied avec les marquerus d'analyse de la marche déjà en place.

Figure 5.3: evaluation de l'incertitude (répétabilité du placement des marqueurs, et estimation de erreur selon le modèle de Monte Carlo)

Figure 5.4: comparaison de la mobilité et de l'orientation du pied entre côté affecté et côté sain, pour chaque sujet.

Figure 5.5: comparaison des moments et puissance à la cheville entre côté affecté et côté sain, pour chaque sujet.

Index des tableaux

Tableau 2.1 : revue de littérature : évaluation clinique des membres inférieurs en pratique médicale, segment de membre et paramètres étudiés.

Tableau 2.2 : revue de littérature : évaluation radiologique des membres inférieurs en pratique médicale, segment de membre et paramètres étudiés.

Tableau 2.3 : revue de littérature : évaluation par radiographies biplanes et reconstructions 3D des membres inférieurs en pratique médicale, segment de membre et paramètres étudiée.

Tableau 2.4 : revue de littérature : comparaison résultats EOS 3D et scanner

Tableau 2.5 : modèles pour l'étude du pied dans l'analyse de la marche

Tableau 3.1 : description de la série. Valeur moyenne et déviation standard des valeurs des paramètres des 129 patients en fonction des groupes d'âge (M= moyenne, minimum, maximum)

Table 3.2 : ICC et déviation standard de reproductibilité des paramètres cliniques et comparaison avec la littérature

Tableau 3.3 : valeurs moyennes, subnormales et anormales pour les paramètres non influencés par l'âge

Tableau 3.4 : valeurs moyennes, subnormales et anormales pour les paramètres influencés par l'âge

Tableau 3.5 : Valeur moyenne et déviation standard pour les patients NTD et CP. (M= moyenne, minimum, maximum)

Table 4.1 : repères anatomiques sur la radiographie de pied

Table 4.2 : primitives géométriques choisies pour représenter le talus, l'os naviculaire, le premier métatarsien et le tibia

Table 4.3 : IC95% (2EC) des points anatomiques et primitives géométriques (en millimètre)

Table 4.4 : IC95% (2EC) des paramètres radiologiques (en degrés)

Table 4.5 : valeur des paramètres radiologiques en degrés et comparaison avec la littérature.

Table 5.1 : description de la série

Table 5.2 : paramètres pelviens obtenus par radiographie biplane et reconstruction 3D (moyenne +/- ET)

Table 5.3 : paramètres longitudinaux, angulaires et de torsion du membre inférieur (moyenne +/-ET) (FTA: angle femoro tibial, FHD: diamètre de la tête fémorale, NSA: angle cervico diaphysaire, TMA: angle tibial mécanique, FMA: angle fémoral mécanique, LN: longueur du col fémoral, F/T: ratio de la longueur du fémur/ longueur tibia, FT: torsion fémorale, TT: torsion tibiale)

Table 5.4 : répétabilité des repères anatomiques du pied.

Table 5.5 : répétabilité des paramètres radiologiques 3D du pied. (CPA: angle d'incidence calcanéenne, TCA: angle tibio calcanéen (vue latérale), TTA: angle tibio talien (vue antéro postérieure), TCD: divergence talo calcanéenne, TNCA: angle de couverture Talo naviculaire, TMAM: angle talo metatarsien de Meary, TMA: angle talus – 1er métatarsien (vue dorso plantaire), FMFA: angle d'incidence du 1er métatarsien au sol)

Table 5.6: valeurs des paramètres radiologiques du pied (moyenne+/-ET), comparaison entre côté affecté et côté sain. Comparaison avec la littérature (TCA: angle tibio calcanéen (vue latérale), CPA: angle d'incidence calcanéenne, TTA: angle tibio talien (vue antéro postérieure), FMFA: angle d'incidence du 1er métatarsien au sol)

Table 5.7: amplitude de mobilité maximale des articulations et valeurs minimales et maximales des moments et puissance de la cheville. Comparaison côté côté affecté et côté sain (moyenne+/-ET).

Introduction générale

Les membres inférieurs sont un motif de consultation quotidien en orthopédie pédiatrique. Le suivi de leur évolution et le dépistage des anomalies, faites de façon quotidienne par les orthopédistes, nécessitent une bonne connaissance de leur normalité. L'examen clinique est évidemment au centre de la consultation chirurgicale, mais il est peu reproductible (Fabry *et al.*, 2010; Lerat *et al.*, 1982; Staheli *et al.*, 1985; Salenius *et al.*, 1975), et ne permet en outre pas d'étudier précisément les rapports osseux.

Les radiographies standard s'intègrent donc pleinement dans la démarche diagnostique en orthopédie (Sabarwal *et al.*, 2008). Idéalement pour étudier les membres inférieurs, elles doivent être réalisées en charge, et de façon comparative afin de quantifier les déformations souvent asymétriques et les anomalies articulaires. Leur réalisation répond à des contraintes afin d'améliorer leur reproductibilité, qui est néanmoins source de débat (Nowicki *et al.*, 2012 ; Sled, *et al.*, 2013, Ramadier *et al.*, 1982). Néanmoins, leur inconvénient principal est de ne donner qu'une image plane, qui correspond à une projection en 2 dimensions d'un objet en 3 dimensions. Chez l'enfant, la croissance et l'activité musculaire peuvent modifier la croissance osseuse, par l'intermédiaire des contraintes biomécaniques sur l'os. Quand on s'intéresse à une anomalie de développement osseux, il est donc indispensable de pouvoir anticiper sur les phénomènes compensatoires déjà engagés, afin d'éviter de ne traiter qu'une zone limitée. Cela risque en effet de déstabiliser un équilibre obtenu grâce à la croissance et d'aggraver les symptômes. La connaissance longitudinale du comportement en 3 dimensions des membres inférieurs (hanche, fémur, genou, tibia, cheville et pied) est donc indispensable pour appréhender la croissance normale, les phénomènes pathologiques et l'efficacité des traitements. Le CT-scan permet actuellement des reconstructions en 3 dimensions, mais seulement à partir d'images obtenues en position couchée. Il en est de même pour l'imagerie par Résonance Magnétique (IRM), qui en outre a une meilleure définition pour les tissus mous que pour l'os. Actuellement, un nouveau système d'imagerie (Dubousset *et al.*, 2005) permet la reconstruction en 3 dimensions des segments anatomiques à partir d'images biplanes acquises en position debout, donc en charge, au moyen d'un logiciel dédié. L'utilisation de ce système EOS® a tout son intérêt en particulier chez l'enfant puisqu'il permet d'obtenir des valeurs angulaires en 3 dimensions, au prix d'une irradiation très modérée.

L'utilisation du système EOS® pour l'étude du rachis (Pomero *et al.*, 2004, Humbert *et al.*, 2009), de la cage thoracique (Aubert *et al.*, 2014), du membre supérieur (Lebailly *et al.*, 2012, Lagace *et al.*, 2012, Ohl *et al.*, 2015) et le membre inférieur de l'adulte (Quijano *et al.*, 2013) a déjà été validée. Chez l'enfant, peu d'études (Chaibi *et al.*, 2012, Assi *et al.*, 2013, Gaumetou *et al.*, 2014) valident l'utilisation d'EOS®, et toutes sont réalisées sur des populations ciblées d'enfant (enfants normaux ou paralysés cérébraux, Assi *et al.*, 2013, Gaumetou *et al.*, 2014) en conditions de recherche.

Par ailleurs, un lien entre la morphologie du pied et celle des membres inférieurs a été évoquée dans la littérature (Guichet *et al.*, 2003, Bollini 1988), mais n'a jamais été explorée de manière exhaustive en raison des difficultés à obtenir des images exploitables en charge des pieds et des membres inférieurs en totalité, et ce résultat est controversé (Bleck *et al.*, 1983,

Craxford *et al.*, 1984). Le pied de l'enfant n'a jamais été étudié en 3 dimensions et en charge, et aucune étude n'a non plus évalué le lien entre morphologie radiographique et comportement dynamique des pieds pendant la marche. Or, cette description en 3D et en charge est capitale afin de permettre l'étude des anomalies structurelles propres au pied, en position de fonction. Cette description en position de fonction peut permettre la recherche d'un lien objectif entre anatomie radiologique du pied et fonction de celui-ci lors de la marche.

Le but de ce travail est donc de valider l'utilisation de ce système en clinique courante, ainsi que d'intégrer le pied dans l'étude en 3 dimensions des membres inférieurs. L'intérêt est de parvenir à mieux analyser l'architecture des membres inférieurs et du pied en charge, en 3 dimensions, afin d'améliorer la prise en charge par les orthopédistes, en permettant une meilleure compréhension de la pathologie.

Le plan de ce manuscrit se décline en 2 parties :

- Dans la première partie, nous allons tout d'abord rappeler les modalités d'analyse clinique et radiologique du membre inférieur chez l'enfant, grâce à des rappels anatomiques, des rappels des moyens d'imagerie, ainsi que des principes d'analyse du pied à la marche. Ensuite, prendra place une revue de synthèse de la littérature sous-tendant ce travail, à la fois en ce qui concerne les moyens d'imagerie des membres inférieurs, les relations entre le pied et le bloc [fémur+tibia], et les valeurs des paramètres radiologiques des pieds sains.
- La seconde partie constitue le travail personnel de cette thèse, qui portera tout d'abord sur la validation de l'utilisation des reconstructions des membres inférieurs réalisées en clinique quotidienne, puis sur l'élaboration d'un modèle de reconstruction des pieds de l'enfant, modèle qui sera ensuite utilisé pour rechercher un lien entre morphologie radiologique et fonction du pied à la marche.

Partie 1 : Analyse clinique et radiologique des membres inférieurs chez l'enfant

Chapitre 1 :

Rappels anatomiques et moyens d'imagerie

Introduction

Les pathologies du membre inférieur (MI) représentent une part importante de l'activité de l'orthopédiste pédiatre. Les MI sont concernés à la fois par des problèmes traumatologiques pouvant mettre en jeu le pronostic fonctionnel et le pronostic de croissance, en provoquant un arrêt ou ralentissement de celle-ci (épiphysiodèse), mais peuvent également être le siège de malformations congénitales (luxation congénitale de hanche -6 cas pour 1000 naissances-, pied bot varus équin -1 cas pour 1000 naissances-, ectromélie -1 pour 10000-...), et de troubles du développement (inégalité de longueur par exemple). De plus, de nombreuses pathologies ont des conséquences orthopédiques, en particulier des pathologies neurologiques (paralysie cérébrale), provoquant par les actions musculaires non coordonnées des modifications du développement osseux.

C'est pourquoi l'évaluation objective des MI de l'enfant par les orthopédistes pédiatres est capitale. L'examen clinique isolé n'est pas suffisant pour appréhender de façon complète les problèmes à traiter (Fabry 2010; Lerat *et al.*, 1982; Staheli *et al.*, 1985; Salenius *et al.*, 1975). En effet, il est sujet au manque de reproductibilité et à l'interprétation personnelle. La très bonne connaissance de l'anatomie couplée à des moyens d'examen paracliniques adaptés est donc indispensable pour la prise en charge de la pathologie du MI de l'enfant.

Dans une première partie, nous allons tout d'abord rappeler les grandes lignes de l'anatomie osseuse des membres inférieurs,

Dans une deuxième partie, nous décrirons plus précisément le pied, tant sur le plan de l'anatomie que de la fonction biomécanique, avec un focus particulier sur le pied bot varus équin.

Enfin, dans la 3^{ème} partie nous décrirons les différents moyens d'imagerie des membres inférieurs, ainsi que les paramètres que nous souhaitons évaluer par ces moyens d'imagerie.

1. Anatomie longitudinale du membre inférieur

Dans le cadre de ce travail, nous allons nous intéresser à la description et à l'analyse des membres inférieurs et des pieds de l'enfant. Afin de pouvoir aborder la suite du travail, une bonne connaissance de l'anatomie du membre inférieur est nécessaire, ainsi que la définition des termes qui seront employés (Outrequin G., Anatomie clinique, Tome 1 : les Membres, Springer 1991).

Le membre inférieur a pour fonction principale la locomotion. Il participe à la marche et il est constitué du fémur, du tibia et de la fibula, et des os du pied.

Les pièces osseuses des membres inférieurs, adaptées à l'effort et à la transmission des poids, sont les plus robustes de l'anatomie.

a. le fémur

Le fémur (figure 1.1a) est l'os le plus long du corps humain.

L'extrémité supérieure du fémur (épiphyse supérieure) comporte une surface articulaire, la tête du fémur. Elle est recouverte de cartilage et s'articule dans l'acétabulum. Elle représente les 2/3 d'une sphère de 40 à 50 mm de diamètre chez l'adulte.

La tête fémorale se prolonge en dehors par le col du fémur. Ce col attache la tête à des saillies de la partie externe de l'os, les tubérosités fémorales.

-La tubérosité externe est volumineuse et palpable, c'est le grand trochanter.

-La tubérosité interne est le petit trochanter.

L'extrémité inférieure du fémur (épiphyse inférieure) s'articule en avant avec la patella, en bas avec l'extrémité supérieure du tibia. En avant, elle est occupée par une surface cartilagineuse, la trochlée fémorale, qui est le lieu d'articulation avec la patella. En bas en arrière, se situent les condyles fémoraux. Ils sont séparés par une profonde dépression, l'échancrure inter-condylienne.

La croissance du fémur se fait par les épiphyses supérieure (20%) et inférieure (80%), ainsi que dans la zone du grand trochanter. (Dimeglio A., Croissance des membres inférieurs, in Les inégalités de longueur des membres inférieurs, Sauramps médical 1998).

b. le tibia

Le tibia (figure 1.1b) est un os long comprenant donc également une diaphyse et deux épiphyses. Il est relié à la fibula par la membrane interosseuse. Le tibia est l'os médial de la jambe. L'extrémité supérieure du tibia (épiphyse supérieure) comprend trois faces :

- Face supérieure : elle présente deux épines formées par le soulèvement médian des surfaces articulaires. En dehors de l'épine latérale et en dedans de la médiale, se trouvent les glènes tibiales qui sont les lieux d'articulation avec les condyles fémoraux.
- Face antérieure : à la jonction avec la diaphyse se situe la tubérosité tibiale antérieure, sur laquelle s'insère le tendon terminal de l'appareil extenseur du genou tendon patellaire.

- Face postérieure : en dehors se trouve la zone d'articulation avec la fibula.

L'extrémité inférieure du tibia (épiphyse inférieure) correspond au pilon tibial. Il se prolonge à sa partie interne par une saillie osseuse palpable, la malléole médiale. La face inférieure du pilon tibial et la face latérale de la malléole médiale sont recouvertes de cartilage et s'articulent avec le talus. En dehors, le pilon tibial s'articule avec l'épiphyse inférieure de la fibula.

La croissance du tibia se fait essentiellement (80%) par son épiphyse supérieure.

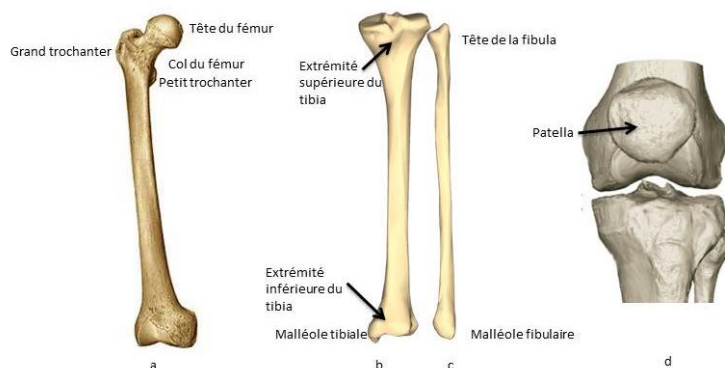
c. la fibula

La fibula (figure 1.1c) est un os grêle qui comporte un corps (diaphyse) et deux extrémités (épiphyses). Son épiphyse supérieure ne s'articule pas avec le fémur. Elle se termine en haut par une pointe, l'apophyse styloïde de la fibula. Elle présente sur sa partie médiale une surface articulaire avec le tibia. Elle est reliée à la diaphyse tibiale par une portion rétrécie de l'os, le col de la fibula.

Son épiphyse inférieure est aplatie en dehors et en dedans. Elle s'articule avec l'extrémité inférieure du tibia et avec un os du pied, le talus. Elle se termine par une pointe palpable dirigée verticalement et appelée la malléole latérale. Cette malléole est plus basse, plus grêle et plus longue que la malléole médiale.

d. la patella

Elle est située dans un tendon, à la face antérieure de l'articulation du genou, devant la trochlée fémorale (figure 1.1d). C'est un os triangulaire, aplati d'avant en arrière, à sommet inférieur l'apex et deux bords latéraux. Elle est recouverte par l'insertion d'un ligament qui se termine sur la tubérosité tibiale antérieure.



In: Manuel Pratique d'Anatomie, Patrick Baque, Ellipse 2008

Figure 1.1 : anatomie osseuse du membre inférieur (in : Manuel pratique d'anatomie, Patrick Baque, Ellipses 2008)

Figure 1.1a : anatomie de surface du fémur, vue antérieure.

Figure 1.1b : anatomie de surface du tibia, vue antérieure

Figure 1.1c : anatomie de surface de la fibula, vue antérieure

Figure 1.1d : anatomie de surface de la patella, vue antérieure. La patella se projette en avant des condyles fémoraux.

2. Le Pied

a. Biomécanique et anatomie fonctionnelle

De façon simplifiée, le pied s'organise en un arrière-pied qui reçoit la charge verticale et un médio-pied suspendu et arqué qui la distribue sur un avant-pied horizontal. Cette organisation laisse bien apparaître l'interdépendance de ces parties (Tanguy and Descamps, 2010). Le squelette osseux résiste aux contraintes et s'adapte à leur orientation. Il est organisé en une architecture spécifique, avec un talon abaissé au sol, élevant le talus et une partie du médio pied. Cela constitue une arche à sommet au talus et naviculaire, et à base latérale (appui calcanéen jusqu'aux orteils).

L'arrière pied :

- le talus : il reçoit la charge du membre inférieur et la répartit avec un relai articulaire sur l'appui calcanéen, et avec de nombreux relais sur le métatarse à partir du naviculaire.

- le calcaneum : il est en léger valgus et sa position détermine le porte-à-faux de la charge. Il existe un lien direct entre valgus du talon et hauteur de l'arche médiale du pied.

Le médio pied : il correspond au tarse antérieur. Il comporte 5 os : l'os naviculaire, le cuboïde et les 3 os cunéiformes.

L'avant pied : il est formé des métatarsiens (5) et des orteils (5).

(figure 1.3)

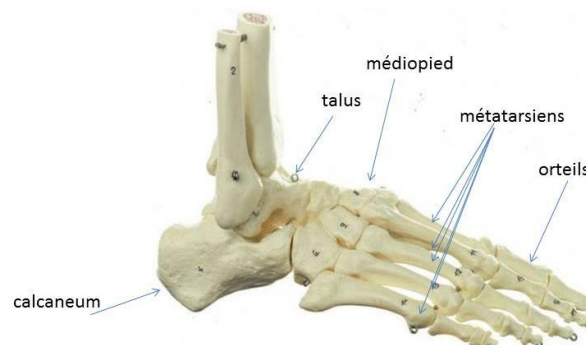


Figure 1.3 : anatomie osseuse du pied en vue antéro latérale.

b. Le pied sain en statique

Le pied a pour fonction de répartir le poids du corps sur le sol. Cette fonction est remplie par un système de trois arches reliant trois points d'appuis (figure 1.4) :

- L'arche latérale est comprise entre le point d'appui postérieur et le point antérolatéral (tête du 5^{ème} métatarsien). Elle comprend 3 os : le calcaneum, le cuboïde et le 5^{ème} métatarsien. Le point culminant est le cuboïde, 3 à 5 mm au-dessus du sol. L'arche latérale est moins élevée que l'arche médiale.
- L'arche médiale est comprise entre le point d'appui postérieur (tubérosité du calcaneum) et le point antéro médial (tête de M1). Elle comprend donc le calcaneum, le talus, l'os naviculaire, le cunéiforme

médial et le premier métatarsien. Son point culminant est l'os naviculaire (15 -18 mm au-dessus du sol chez l'adulte). Cette arche est souple grâce à la mobilité du talus sur le calcanéum, et ne reste creusée que grâce aux ligaments et aux muscles.

- L'arche antérieure est responsable de la courbure transversale du pied et est tendue entre la tête de M1 (point d'appui antéro médial) et la tête de M5 (point d'appui antéro latéral).

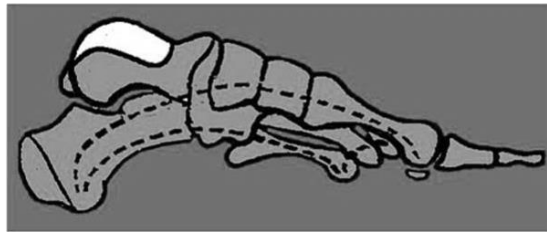


Figure 1.4 : le pied en charge: système de trois arches reliant trois points d'appuis: arche latérale entre le calcanéum et la tête du 5^{ème} métatarsien, arche médiale entre le calcanéum et la tête du 1^{er} métatarsien, arche antérieure entre tête du 1^{er} et 5^{ème} métatarsien.

En charge statique, l'arche transversale s'aplatit et le poids est réparti sur les têtes des cinq métatarsiens. Le maintien des arches médiale et latérale est assuré par l'aponévrose plantaire (muscles, tendons, ligaments) reliant les trois points d'appui.

L'empreinte plantaire est le dessin que forme le pied en contact maximal avec le sol. Normalement elle est caractérisée par un golfe médial correspondant à l'arche médiale plus élevée que l'arche latérale (figure 1.4a,b,c).

Le pied plat se caractérise par un comblement du golfe médial, le bord médial du pied devient visible voire convexe. Le pied creux est marqué sur l'empreinte plantaire par un approfondissement du golfe médial qui peut rejoindre le bord latéral du pied, coupant l'empreinte en 2. Les déséquilibres de l'arche antérieure sont liés au chaussage, ou aux conséquences de pathologies malformatives ou musculaire.

En pratique courante, l'empreinte du pied au podoscope permet de classer cliniquement les pieds en fonction de leur morphotype. Le pied normal (figure 1.5a) peut être cambré (figure 1.5b) ou plat (figure 1.5c). Le signe du crayon (Wicart 2012) permet de caractériser les pieds creux.

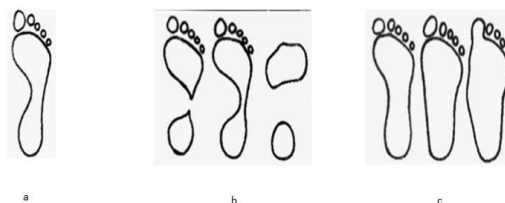


Figure 1.5 : empreinte plantaire

Figure 1.5a : empreinte plantaire d'un pied normal

Figure 1.5b : empreinte plantaire d'un pied cambré, creux interne ou creux direct

Figure 1.5c : empreinte plantaire d'un pied plat, grade I, II et III

c. Le pied sain à la marche

Du fait de la controverse existant sur le lien entre morphologie des membres inférieurs et morphologie du pied (Guichet *et al.*, 2003, Bollini *et al.*, 1988, Bleck et Minaire 1983, Craxford *et al.*, 1984) lorsque l'analyse s'appuie sur l'étude statique, il est indispensable de considérer l'étude dynamique, basée sur la cinématique et la dynamique.

Connaitre le déroulement du cycle de marche normal est essentiel pour comprendre les anomalies de la marche pathologique.

Le cycle de marche débute par le contact initial du talon au sol et se termine par définition lors du nouveau contact du pied au sol. Il se divise en 2 phases : une phase d'appui (60% du cycle) où le pied est en contact avec le sol, et une phase oscillante (40%) au cours de laquelle le pied n'est plus en contact avec le sol.

La description précise du cycle de marche a été rendue possible grâce à l'analyse quantifiée de la marche (AQM), qui nous fournit des données cinématiques décrivant le mouvement dans les 3 plans de l'espace et des données cinétiques analysant l'appui au sol (décomposé dans les 3 plans en F_x , F_y , F_z).

Grâce à ces données, on peut évaluer le moment appliqué à une articulation dans un plan de référence (= force*longueur du bras de levier). On peut ensuite déduire le moment interne (= forces (musculaires, capsulaires, ligamentaires...) * longueur du bras de levier) et la puissance (=moment* vitesse angulaire).

Les données graphiques fournies à la suite d'une AQM font partie de l'examen, mais doivent obligatoirement être corrélées avec les données de l'examen clinique : bien que l'AQM soit aujourd'hui un outil indispensable de description, compréhension et évaluation de la marche, elle ne doit être considérée que comme un examen complémentaire qui ne permet pas à elle seule de résoudre tous les problèmes. (in « Marche pathologique de l'enfant paralysé cérébral », Sauramps médical 2009)

d. Le pied bot varus équin

Le pied bot varus équin (PBVE) est une malformation congénitale du pied, qui se manifeste cliniquement à la naissance par un équin (c'est-à-dire une flexion plantaire tibio talienne) et un varus (adduction du bloc calcanéopédieux), entraînant une supination de l'avant pied (figure 1.6).

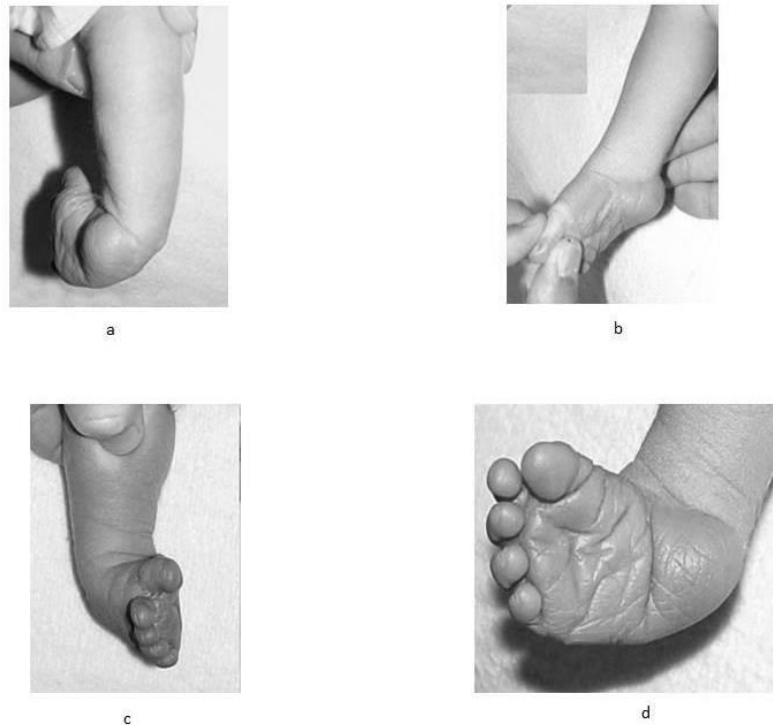


Figure 1.6 : pied bot varus équin en période néonatale, avant tout traitement.

Figure 1.6a : vue postérieure : varus du talon

Figure 1.6b : vue médiale : équin de la cheville et adduction de l'avant pied (pli médial de la voûte plantaire)

Figure 1.6c : vue antérieure : varus global du pied

Figure 1.6d : vue plantaire : adduction de l'avant pied (pli médial de la voûte plantaire)

Le pied bot varus équin est une pathologie en général idiopathique, c'est à dire isolée ou survenant chez un enfant normal par ailleurs. D'autres pieds bots entrent dans le cadre de pathologie diverses, telles que maladies neuro musculaires ou anomalies chromosomiques. Ce travail porte uniquement sur des patients ayant un pied bot varus équin congénital idiopathique.

L'objectif thérapeutique à la naissance est la correction de la déformation du pied, en donnant à cette correction une stabilité au long de la croissance, afin d'obtenir une fonction satisfaisante gage d'un bon résultat fonctionnel. Deux grandes écoles de traitement des PBVE coexistent : l'école anglo-saxonne (méthode de Ponseti) utilisant pour la correction initiale des pieds des plâtres, et l'école française (méthode fonctionnelle) s'aidant de kinésithérapie. Quelle que soit l'option thérapeutique choisie en début de vie, la surveillance de ces PBVE est nécessaire pendant toute la croissance, puisque la croissance du pied a tendance à faire récidiver les anomalies. C'est pourquoi des moyens précis d'évaluation des défauts résiduels ou récidivants sont indispensables, afin de rechercher en particulier les récurrences d'équin de l'arrière pied, d'adduction de l'avant pied, ou de défaut d'appui antéro-interne lié à la supination de l'avant pied (et au varus de l'arrière pied) (figure 1.7).



Figure 1.7 : séquelle de pied bot varus équin congénital idiopathique : défaut d'appui antéro interne avec touche de piano de la tête du 1^{er} métatarsien (vue frontale et vue médiale)

3. Imagerie médicale utilisée dans l'étude des membres inférieurs

a. La radiographie standard

L'analyse clinique des membres inférieurs et des pieds étant limitée, l'aide de la radiologie et des photographies est essentielle. La radiographie standard par rayons-X permet d'obtenir une image en contraste de noir et blanc des tissus. Pour cela, une source ponctuelle émet un faisceau de rayons-X qui traverse le corps humain et un détecteur plan mesure l'exposition. Plus les tissus parcourus sont absorbants et épais, plus ils apparaissent en blanc sur l'image (l'os par exemple).

La goniométrie (figure 1.8) est un type d'image obtenu par radiographie standard. Il s'agit de la technique de référence pour l'évaluation des axes dans le plan frontal du genou à partir de films radiologiques (classiques ou numériques). Elle est utilisée en pratique clinique courante pour la planification préopératoire pour la chirurgie du membre inférieur. La goniométrie utilise un cliché long de 120 cm et large de 30 ou 40 cm, permettant d'avoir une bonne image des hanches, des genoux et des chevilles sur le même film. Le patient est placé debout en appui bipodal et en charge. Ahlback (Ahlback 1968) a montré la supériorité du cliché réalisé en extension en charge sur celui réalisé en extension en décubitus, pour l'évaluation par exemple de la diminution de hauteur de l'interligne fémorotibial, signant un début d'arthrose. Lors de cette radiographie, les membres inférieurs doivent être en extension contrôlée surtout dans le cas d'inégalité de longueurs de membres (planchette sous le pied corrigeant l'inégalité de longueur clinique). Pour obtenir une bonne exposition de l'ensemble du membre inférieur, le patient et la cassette sont généralement placés à 4m du tube à rayons X. Dans ces conditions, l'agrandissement photographique est considéré comme négligeable et l'on peut considérer que les structures osseuses sont illustrées en taille réelle (Villers et Cartier 1978). Ces clichés sont utilisés pour tracer les axes anatomiques principaux associés à des repères anatomiques précis. A partir de ces axes, un ensemble de longueurs et d'angles sont calculés. Cependant, la radiographie 2D n'est qu'une projection de la zone anatomique étudiée sur un plan et le résultat de cette projection est sensible au positionnement du patient lors de la prise de cliché. Ce point a une importance majeure, surtout en cas de trouble de rotation associé à une déviation sagittale ou frontale du membre inférieur (Kawakami *et al.*, 2004).

De plus, la radiographie conventionnelle ne permet pas d'évaluer les rotations et torsions dans le plan transversal.



Figure 1.8 : exemple de goniométrie par radiographie standard chez un enfant

b. le CT-scan

- C'est dans le plan horizontal (axial) que se matérialisent les anomalies de torsion et de rotation du membre inférieur. Les torsions squelettiques sont des déformations de l'os autour de son axe longitudinal. La rotation, quant à elle, représente le mouvement possible du fémur ou du tibia autour de leurs axes respectifs. La tomodensitométrie (Computed Tomography-Scan ou CT-Scan) (figure 1.9) est considérée le plus souvent (Beebe *et al.*, 2017) comme l'examen de référence servant à appréhender les phénomènes de torsions des structures osseuses, et leur évaluation en 3 dimensions. Chaque coupe est obtenue à partir de l'émission d'un faisceau de rayons X. La source de ces rayons, ainsi que les détecteurs, tournent autour du patient qui se trouve en position allongée. Cela génère des images 2D orientées dans l'espace 3D à partir d'une série d'images prises autour d'un seul axe de rotation.

La limite principale du CT-scan est le niveau d'irradiation engendré par les examens. Ce facteur de dose ne permet pas de réaliser des examens 3D de manière fréquente, surtout en pédiatrie. Les indications en sont donc restreintes (bilan de fractures complexes ou de polytraumatismes, bilan préopératoire) et ne permettent pas d'obtenir en pratique courante une modélisation 3D du squelette. A titre d'exemple, chez un même patient, un scanner avec reconstructions en 3 dimensions du bassin nécessite un taux d'irradiation de 13,6 dGy/cm, alors qu'une radiographie standard du bassin provoque une irradiation de 0,6 dGy/cm² (données « personnelles » service radiologie Hôpitaux pédiatriques de Nice CHU-Lenval).



Figure 1.9 : scanner « corps entier » (thorax abdomen pelvis) avec reconstruction 3D.

c. l’Imagerie par Résonance Magnétique (IRM)

Une alternative à la radiographie standard et au CT-scan peut être l’utilisation de l’IRM qui est une technique d’imagerie non irradiante (figure 1.10). Bien que plus difficile d’accès (nombre de machines moins élevé que pour le scanner, temps d’acquisition des images plus long, immobilité parfaite requise pendant l’acquisition...), cette modalité d’imagerie médicale est intéressante en pédiatrie. Néanmoins, elle est plus dédiée à l’étude des tissus mous, qu’à l’os (moins bonne définition). Elle est donc peu utilisée encore pour l’évaluation de l’anatomie tridimensionnelle des membres inférieurs (Schneider *et al.*, 1997).

Le principe de l’IRM se base sur les variations des signaux émis après l’application d’un champ magnétique qui permet d’aligner tous les protons dans la même direction, ils sont alors excités (mis en résonance) par des ondes radio durant une très courte période ; une antenne réceptrice permet de mesurer le temps de relaxation (ou retour à l’équilibre) des protons. Finalement, ces valeurs permettent de recréer l’image en caractérisant la substance excitée. De même, comme les images CT, les IRM se présentent comme des coupes 2D.

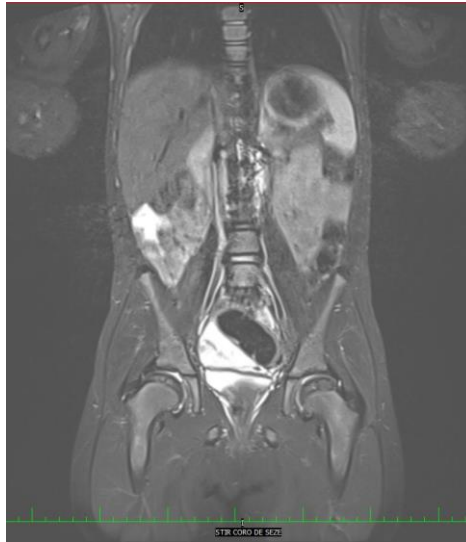


Figure 1.10 :Image d'IRM abdomino pelvienne (séquence STIR coro de Seze)

Enfin, pour ces 2 moyens d'imagerie, il existe une dernière limite, puisqu'ils sont réalisés en position couchée ce qui ne permet pas d'évaluer les phénomènes de compensation interarticulaire associés à la pathologie et engendrant des biais en terme d'analyse clinique. Ces 2 examens sont donc peu adaptés au diagnostic et au suivi en orthopédie infantile.

Enfin, outre ces 2 systèmes, il faut citer la TDM et l'IRM en charge qui ont fait l'objet de quelques publications, mais purement expérimentales, et ne sont pas disponible en routine pour l'instant (Hansen BB 2017, Botchu *et al.* 2017, Liodakis *et al.* 2011, Olender *et al.* 2014)

d. La stereoradiographie ou radiographie biplane

L'idée principale de la stéréoradiographie est de fournir un outil de reconstruction 3D à partir de deux radiographies prises dans des plans différents.

Ce système EOS® (figure 1.11) est le fruit de la collaboration entre le *Laboratoire de Biomécanique* (LBM, Arts et métiers ParisTech, Paris, France), le *Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie* (LIO, ÉTS-CRCHUM, Montréal, Canada), l'hôpital *Saint-Vincent de Paul* (Paris, France) et la société *EOS® Imaging* (Paris, France).

Classiquement, les radiographies biplanes peuvent être acquises en utilisant un seul et unique ensemble source/détecteur. De ce fait, entre deux clichés, il faut soit tourner l'ensemble source/détecteur, soit tourner le patient.

Il existe aussi des systèmes qui réalisent simultanément la prise de deux radiographies.

Afin de connaître la position 3D des points radiographiques 2D, il faut calibrer le système, Pour cela, on peut soit

-radiographier un objet calibré, dont les dimensions sont parfaitement connues, soit

-envisager deux couples source/détecteur ayant des positions fixes connues prenant simultanément les radiographies. C'est ce que le système EOS[®] propose. De façon simultanée et par balayage vertical, deux vues orthogonales d'incidences 0° et 90°. sont obtenues.

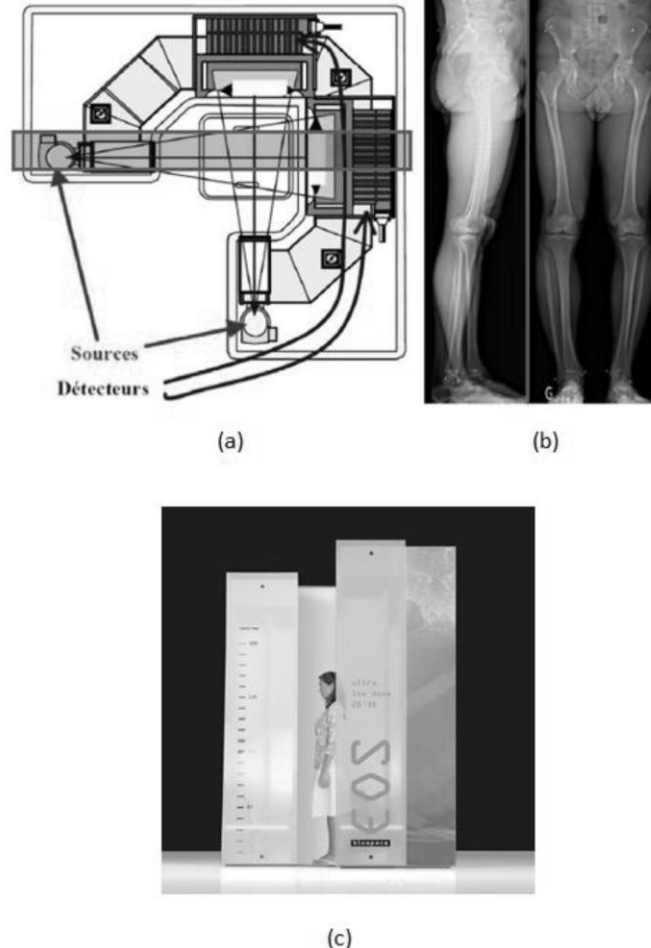


Figure 1.11 : Le système EOS[®] biplan à détecteurs gazeux (EOS[®] imaging)

Figure 1.11 a : Principe du système EOS[®] ,

Figure 1.11 b : Exemple de radiographie face-profil des membres inférieurs,

Figure 1.11 c : Exemple prototype

Il combine deux innovations :

- la possibilité de générer des radiographies numériques à basse dose d'irradiation, jusqu'à sept fois moins irradiantes qu'une radiographie conventionnelle. Cette technologie utilise les détecteurs gazeux développés à partir des travaux du Pr. Charpak (Prix Nobel de Physique en 1992) qui permettent l'acquisition de radiographies basse dose.
- la possibilité de reconstruire les structures osseuses en 3D à partir de radiographies biplanes

Le mode de production des rayons X est classique et le générateur permet de faire des acquisitions avec des paramètres allant de 40 à 140 keV (kiloelectron- volts).

L'ensemble du système peut réaliser un balayage du corps entier en 20 secondes. Les données recueillies sont stockées sous forme numérique autorisant l'affichage sur écran et le traitement de l'image. La résolution finale (taille du pixel) est de 254 μm . La grande sensibilité du détecteur, la capacité d'ajuster le gain, ainsi que l'absence de rayonnement diffus, donnent au système de détection une dynamique réelle très importante qui assure une résolution en contraste élevée (30000 niveaux de gris), permettant l'analyse simultanée des tissus osseux et de certains tissus mous (Feydy *et al.*, 2008).

Les avantages de ce système EOS[®] sont nombreux :

- Acquisition d'images grand format, tête aux pieds, donnant une information globale du système osteo-articulaire,
- Patient en position debout (en charge) dans la cabine - donc en position fonctionnelle,
- Acquisition simultanée des deux clichés, face et profil, résolvant le problème de mouvement du patient lors de radiographies successives,
- collimation permettant d'obtenir un cliché localisé ou un cliché grand format, en position de charge ou assise,
- ajustement automatique du gain garantissant un contraste d'image maximal, quels que soient les kV appliqués,
- dose administrée au patient 8 à 10 fois inférieure (figure 1.12) à celle d'une radiographie conventionnelle sur film, 800 à 1000 fois inférieure à celle du CT-Scan (Dubousset *et al.*, 2005, Kalifa *et al.*, 1998) et de 2.9 à 9.2 fois inférieure à celle d'une radiographie numérique (Deschenes *et al.*, 2010).

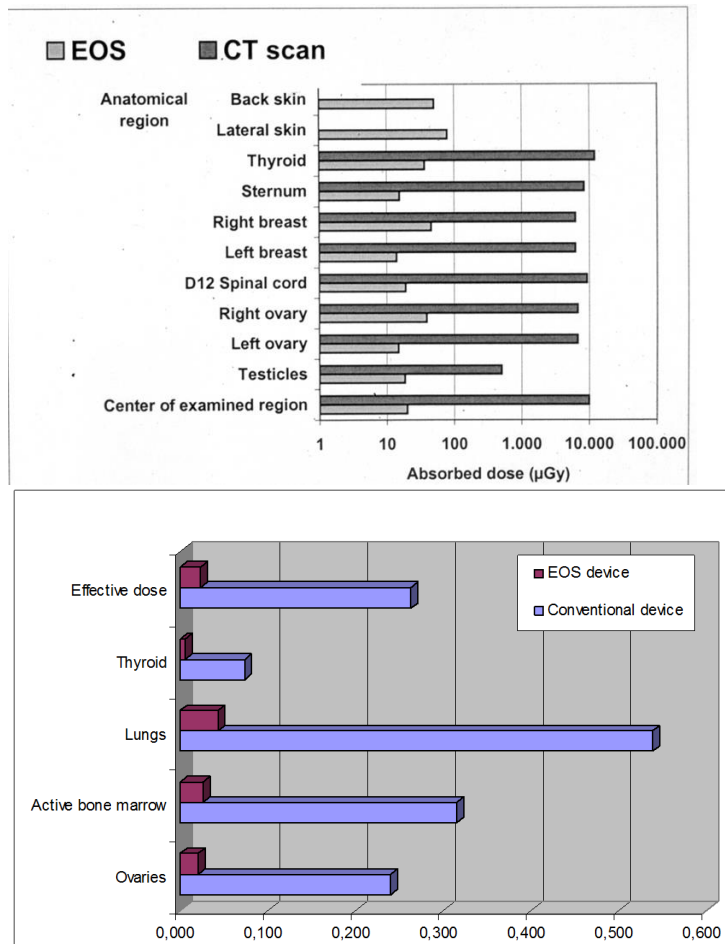


Figure 1.12 : dose de rayonnement sur différentes structures anatomiques provoquées par le système EOS® et le scanner.

Ce dernier point est un avantage majeur surtout en pédiatrie, puisqu'il s'agit de travailler selon les principes de ALARA (« as low as reasonably acceptable »). En effet, une étude a dernièrement ravivé les inquiétudes concernant les effets potentiels à long terme des rayonnements émis lors de l'acquisition d'images diagnostiques, en suggérant que l'exposition à de multiples examens radiologiques dans l'enfance et l'adolescence pourrait majorer le risque de survenue d'un cancer du sein chez les femmes scoliotiques (Morin Doody *et al.*, 2000, Brenner *et al.*, 2014).

Enfin, à la suite de l'acquisition des images par EOS®, un logiciel dédié permet la reconstruction en 3 dimensions au moyen d'algorithmes fondés sur des modèles paramétrés déformables, développés à l'Institut (Pomero *et al.*, 2004, Baudoin *et al.*, 2008, Humbert *et al.*, 2009, Chaibi *et al.*) (Figure 13 a,b,c).

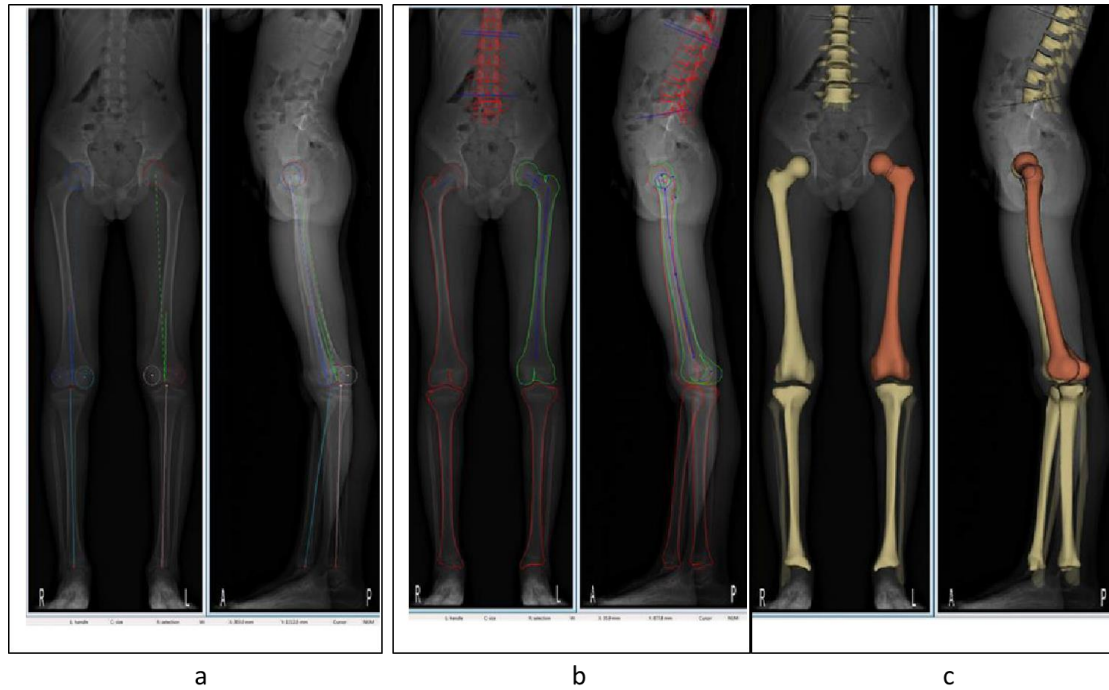


Figure 13 : processus des reconstructions en 3 dimensions avec EOS®

Figure 13a : numérisation informatique d'images.

Figure 13b : rétroprojection du modèle initial permettant un ajustement manuel

Figure 13c : reconstruction 3D finale, permettant le calcul automatique des paramètres radiologiques.

Ces différents moyens d'imagerie des membres inférieurs concourent tous à une meilleure description de ceux-ci. Nous focaliserons notre thèse sur les données issues de la radiographie biplane et des reconstructions en 3 dimensions en étant issues, en ce qui concerne le membre inférieur et le pied.

4. Analyse cinématique et cinétique de la marche chez l'enfant

a. Principe de l'analyse de la marche

La marche est un phénomène cyclique, dont le cycle est défini par 2 attaques consécutives du même pied sur le sol. Dans le cas de la marche normale, cela correspond aux attaques du même talon sur le sol. Habituellement le cycle de la marche est divisé en 2 phases : la phase d'appui (60% du cycle) et la phase oscillante (40% du cycle).

L'AQM donne des données cinématiques et cinétiques.

Les données cinématiques (figure 1.14) sont les angles articulaires du bassin, de la hanche, du genou et de la cheville, présentés sur des graphiques. Ces angles sont normalisés par rapport au cycle de marche (de 0 à 100%) et présentés en parallèle de données « normales » obtenues sur une population saine de référence.

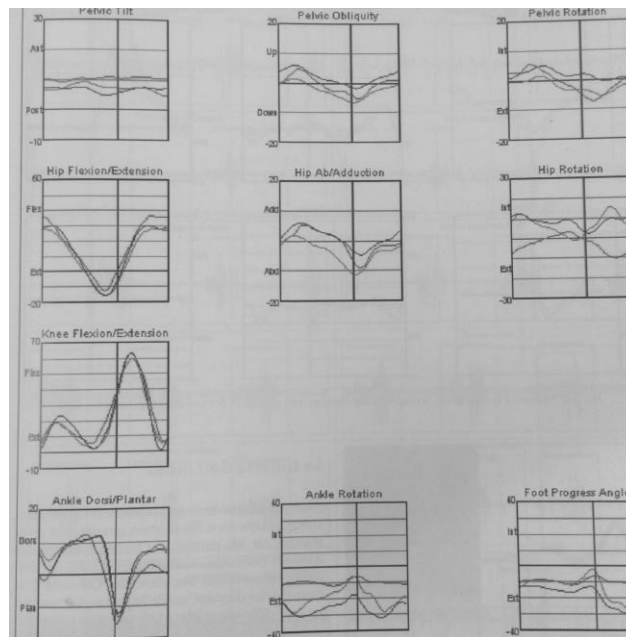


Figure 1.14 : Cinématique du bassin des hanches des genoux et des chevilles chez un sujet sain. (In : *Marche pathologique de l'enfant paralysé cérébral*, Sauramps médical 2009)

Les données cinétiques (figure 1.15) se fondent sur les forces de réaction sont recueillies lors du passage sur les plateformes de force qui calculent la direction et l'intensité du vecteur de réaction du sol dans les 3 plans de l'espace. L'étude des moments permet de comprendre l'origine du mouvement observé à l'articulation. La puissance articulaire renseigne sur le type de contraction d'un groupe musculaire. Il peut générer ou absorber de l'énergie. La puissance est nulle si aucun mouvement n'est enregistré à l'articulation.

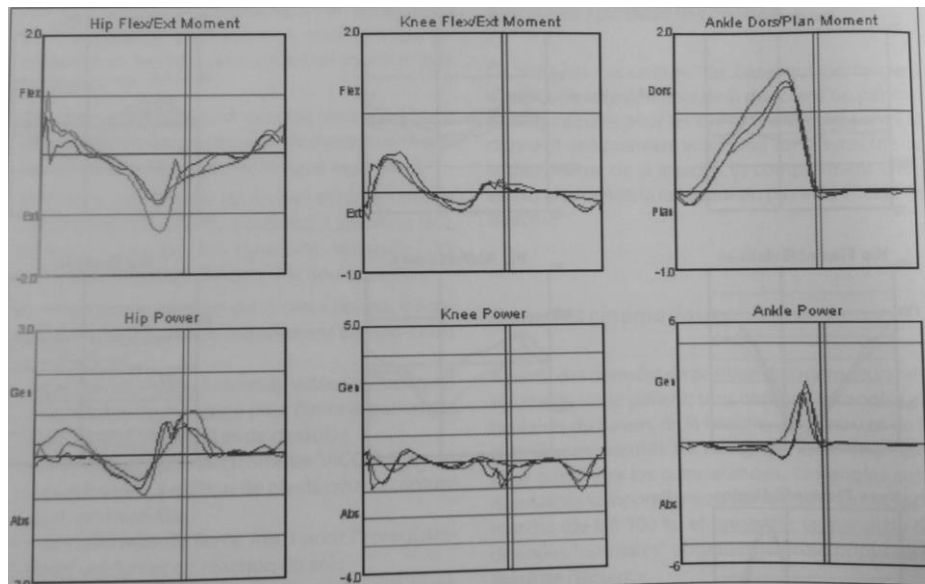


Figure 1.15 : Moments et puissances articulaires des hanches, genoux et cheville chez un sujet sain (In : *Marche pathologique de l'enfant paralysé cérébral*, Sauramps médical 2009)

b. Le pied dans l'analyse de la marche

Le pied en analyse de la marche pose le problème particulier de la difficulté de placement des repères, en raison de son volume restreint. En effet, le nombre élevé de marqueurs nécessaires pour définir les paramètres d'intérêt et créer les segments nécessaires pour étudier le mouvement à l'intérieur du pied pendant la marche rend ce problème particulièrement aigu chez l'enfant. La faible distance entre les marqueurs augmente l'erreur associée à la détection de position sur le système de capture de mouvement. Dans l'analyse de la marche standard, les modèles cliniques représentent habituellement le pied comme un seul vecteur rigide permettant seulement un angle de progression du pas et la détermination de la flexion dorsale ou plantaire.

Dans la littérature, plusieurs modèles sont proposés pour analyser le pied en plusieurs segments afin de calculer les mouvements entre ces différents segments. Parmi les modèles multi segments proposés dans la littérature, celui qui nous a paru le plus pertinent pour la suite du travail est celui proposé par Learnidi *et al.*, connu comme le « Rizzoli Multi segment foot model ».

Ce modèle a été conçu pour étudier au cours de la marche un nombre maximal de segments. Il considère le pied comme un complexe rigide en 3 Dimensions, formé du calcaneum, du medio pied et des metatarsiens. Cela permet donc d'évaluer les mouvements se situant entre le calcaneum et le medio pied, le calcaneum et les metatarsiens, et le medio pied et les metatarsiens.

Chapitre 2 : Revue de littérature

1. Description des membres inférieurs

a. Clinique

Ainsi qu'énoncé dans le début de l'exposé, de nombreux moyens existent quand il s'agit d'évaluer et de décrire les membres inférieurs en statique.

L'analyse clinique observationnelle simple est la plus anciennement décrite, et a fait l'objet de plusieurs publications, concernant les membres inférieurs et le pied. Le tableau ci-dessous rappelle les principaux éléments de ces études cliniques.

Auteur	Nombre de patients	Age	Membre inférieur	Pied	Paramètres	Valeur des paramètres
Staheli <i>et al.</i> , (1985)	1000	1 à 70 ans	X	X	Angle progression du pas	-3° à 20°
					Rotation interne hanche	25-60°
					Rotation externe hanche	25-65°
					Angle pied cuisse	-5° à 30°
					Angle bimalléolaire	0-45°
Fabry (2010)	Série non décrite	X	X	Pied plat / creux	Plat jusqu'à 4 ans	
				Genu varum / valgum	Valgus après 4 ans, se corrige vers 7 ans	
Lösel <i>et al.</i> , (1996)	400	4-16	X	X	Angle du pas	-8° à 16°
Lerat (1982)	Série non décrite	X	non	Torsion fémorale	7-21°	
				Torsion tibiale	26-42°	
				Angle de torsion malléoles - pied	9°	
Mudge <i>et al.</i> , (2013)	53	4-16	X	X	Antéversion fémorale	7-46°
					Torsion tibiale	3-32°
					Varus/valgus	2-9°

Tableau 2.1 : revue de littérature : évaluation clinique des membres inférieurs en pratique médicale, segment de membre et paramètres étudiés.

Sur le plan clinique, malgré le grand nombre de patients inclus dans les séries, l'évaluation des valeurs des angles articulaires reste assez approximative, avec une évaluation se fondant sur un examen clinique dont la reproductibilité n'est pas établie.

b. Radiologie 2 dimensions

Outre les évaluations cliniques, dans la littérature, plusieurs auteurs ont publié des travaux rapportant les résultats de radiologie en 2 dimensions (radiologie standard) afin d'établir des valeurs de référence de différents paramètres de pangonométrie et de mesures du pied.

Les principales mesures de pangonométrie utilisées couramment sont les suivantes (figure 2.16):

- Angle fémoral mécanique (figure 2.16a) = MFA = Angle entre axe mécanique du fémur et tangente à la partie distale des condyles fémoraux
- Angle tibial mécanique (figure 2.16b) = MTA = Angle entre axe mécanique du tibia et tangente aux plateaux tibiales projetés
- Angle HKS (figure 2.16c) = Angle entre axe mécanique et anatomique du fémur
- Angle fémoro-tibial (figure 2.16d) = AFT = Angle entre axe mécanique du fémur et axe mécanique du tibia
- Angle cervico diaphysaire= ACD= Angle entre l'axe anatomique du fémur et axe du col du fémur
- Longueur du fémur et du tibia
- Diamètre de la tête fémorale
- Longueur du col du fémur

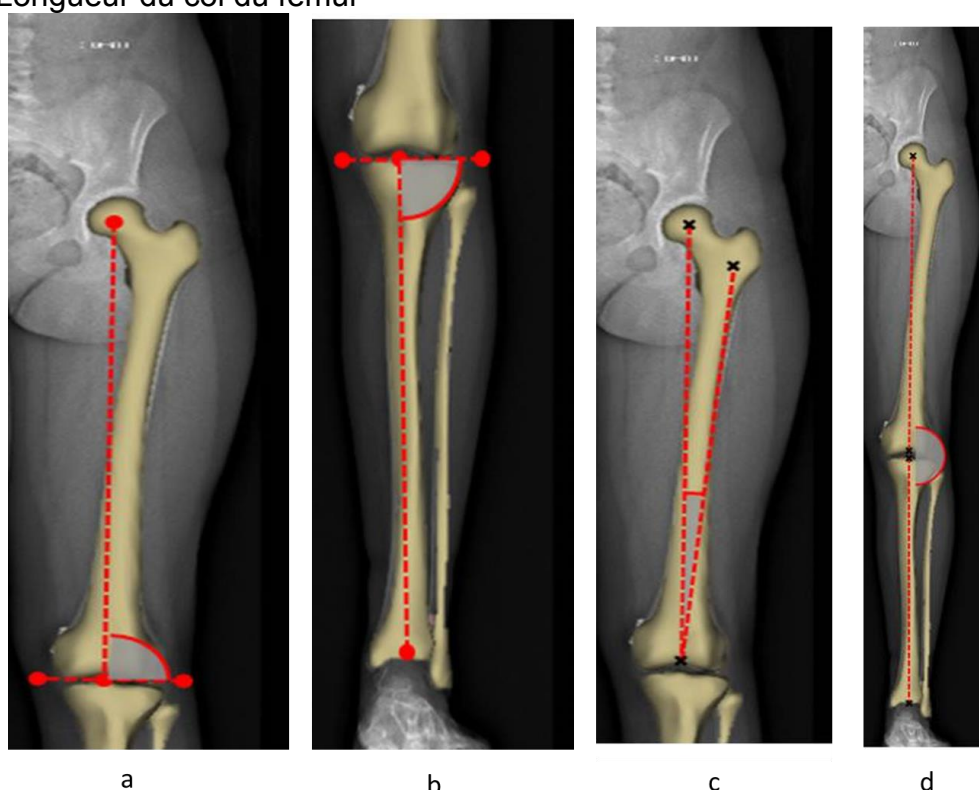


Figure 2.16 : Pangonométrie

Figure 2.16a : Angle Femoral mécanique : Angle entre axe mécanique du fémur et tangente à la partie distale des condyles fémoraux

Figure 2.16b : angle tibial mécanique : Angle entre axe mécanique du tibia et tangente aux plateaux tibiaux projetés

Figure 16c : HKS : Angle entre axe mécanique et anatomique du fémur

Figure 16d : angle fémoro tibial : Angle entre axe mécanique du fémur et axe mécanique du tibia

En ce qui concerne le pied, les angles radiologiques utilisés quotidiennement par les cliniciens sont les suivants (figure 2.17) :

- Arrière pied

- angle tibio calcanéen : angle formé sur une radiographie de profil du pied par l'axe du calcanéum et celui du tibia
- angle d'incidence du calcaneum : angle formé sur une radiographie de profil du pied par l'axe du calcanéum et le sol
- angle d'inclinaison du talus : angle formé sur une radiographie de face de la cheville entre l'axe du tibia et celui de la tangente au dôme du talus
- divergence talocalcanéenne

- **Médio pied** : angle de couverture talo naviculaire : angle formé sur une radiographie dorso plantaire du pied par l'axe du talus et celui de l'os naviculaire

- Avant pied

- angle talus 1^{er} métatarsien de Méary : angle formé sur une radiographie de profil du pied par l'axe du 1^{er} métatarsien et celui du talus
- angle d'incidence du 1^{er} métatarsien : angle formé sur une radiographie de profil du pied par l'axe du 1^{er} métatarsien et le sol

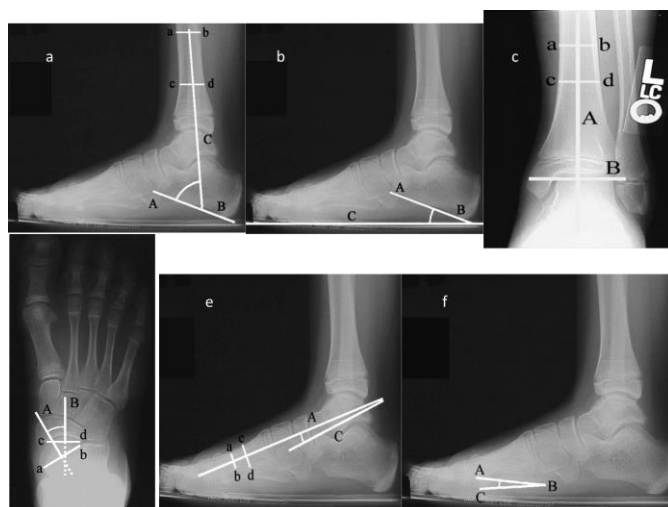


Figure 2.17: angles du pied

Figure 2.17a : angle tibio calcanéen : angle formé sur une radiographie de profil du pied par l'axe du calcanéum et celui du tibia

Figure 2.17b : angle d'incidence du calcaneum : angle formé sur une radiographie de profil du pied par l'axe du calcanéum et le sol

Figure 2.17c : angle d'inclinaison du talus : angle formé sur une radiographie de face de la cheville entre l'axe du tibia et celui de la tangente au dôme du talus

Figure 2.17d : angle de couverture talo naviculaire : angle formé sur une radiographie dorso plantaire du pied par l'axe du talus et celui de l'os naviculaire

Figure 2.17e : angle talus 1^{er} métatarsien de Méary : angle formé sur une radiographie de profil du pied par l'axe du 1^{er} métatarsien et celui du talus

Figure 2.17f : angle d'incidence du 1^{er} métatarsien : angle formé sur une radiographie de profil du pied par l'axe du 1^{er} métatarsien et le sol

Le pied et les membres inférieurs ont fait l'objet de nombreuses publications visant à décrire les angles les caractérisant, et à en publier des valeurs de références.

Le tableau ci-dessous est la revue de littérature des principaux articles concernant cette description radiologique des membres inférieurs et du pied.

Auteur	N patient	Age	Membre inférieur	Pied	Paramètres	Valeurs paramètres	Reproductibilité
Sabarwal <i>et al.</i> , (2008)	354	1-18	X	non	AFT	5,3° - 7,6°	Non
					AFM	87,7-88,3°	Non
					ATM	87,7-90°	Non
Nowicki <i>et al.</i> , (2012)	32	10-18	X	non	AFT	N/A	Oui
					AFM	N/A	oui
					ATM	N/A	Oui
Salenius <i>et al.</i> , (1975)	1480	1-13	X	non	AFT	15° varus à la naissance valgus autour de 5°	Non
Saini <i>et al.</i> , (2010)	215	2-15	X	non	AFT	4,6-7,9°	Non
Bourdet <i>et al.</i> , (2013)	65	7-18	Non	X	DTC	35-50°	Non
					IC	20-30°	Non
					Angle de Méary	2-14°	Non
					Angle M1 sol	1°-20°	Non
Davids <i>et al.</i> , (2005)	60	5-17	Non	X	Angle tibio calcanéen	65-75	Non
					DTC	36-61	Non
					IC	5-32	Non
					Inclinaison du talus	-9° 12°	Non
					Angle de couverture talo naviculaire	5-39	Non
					Angle de Méary	1-35	Non
					Angle M1 sol	1-13	Non
Roth <i>et al.</i> , (2013)	121	8-15	Non	X	DTC	35-50°	Non
					Angle de Méary	2-14°	Non

Tableau 2.2 : revue de littérature : évaluation radiologique des membres inférieurs en pratique médicale, segment de membre et paramètres étudiés. (AFT : angle fémoro tibial, AFM : angle fémoral mécanique, AFT : angle tibia mécanique ; DTC : divergence talo calcanéenne ; IC : incidence calcanéenne)

Une étude a montré une bonne corrélation dans la mesure de l'angle fémorotibial clinique et radiologique (Kraus et al. 2005, ICC 0,94).

Ces différents articles utilisent des données issues de populations adultes ou pédiatriques, et ont l'inconvénient principal de ne donner que des valeurs de

paramètres mesurés en 2 dimensions, alors qu'il s'agit d'un objet en 3 dimensions, dont l'étude du comportement dans les 3 plans de l'espace est capitale. De plus, l'étude du pied ou du membre inférieur n'est jamais réalisée de manière conjointe dans ces articles, qui s'en tiennent à la description de l'une ou de l'autre des structures.

En ce qui concerne le scanner, nous n'avons pas retrouvé d'article étudiant les paramètres longitudinaux des membres inférieurs de l'enfant par scanner, ni de travaux décrivant le pied de l'enfant en charge par le scanner.

c. Radiologie biplane et reconstructions en 3 dimensions

L'étude de la littérature permet de colliger de nombreux articles concernant les membres inférieurs.

Auteur	sujet	Sain / patho	Age	Moyen	Membre inférieur	Pied	Para-mètres	Repr o
Szuper et al., (2015)	508	sains	4-16	EOS-3D clinique	X	non	DTF	oui
							LC	
							ACD	
							TF	
							TT	
Quijano et al., (2013)	11	sains	adultes	EOS-3D recherche	X	Non	LF	Oui
							LT	
							DTF	
							ACD	
							HKS	
							AFT	
							AFM	
							ATM	
							TF	
							TT	
Thepaut et al., (2016)	38	PC		EOS-3D recherche	X	Non	AF	Oui
Schlegl et al., (2015)	523	sains	2-16	EOS-3D clinique	X	non	AFT	Oui
							AFM	
							ATM	
							HKS	
Guenoun et al., (2012)	25	Arthrose hanche	Adultes	EOS-3D clinique	X	Non	DTF	Oui
							LC	
							ACD	
							HKS	
							LF	
							LT	
Assi et al., (2013)	10	PC	5-15	EOS-3D recherche	X	non	AFT	Oui
							AFM	
							ATM	
							HKS	
							ACD	
							TF	
							TT	
Than et al., (2012)	197	Sains ou arthrose	Adultes	EOS-3D Clinique	X	non	DTF	Non
							LC	
							AFT	
							HKS	
Gaume tou et al., (2014)	114	sains	6-30	EOS-3D Recherche	X	non	TF	Oui
							TT	

Tableau 2.3 : revue de littérature : évaluation par radiographies biplanes et reconstructions 3D des membres inférieurs en pratique médicale, segment de membre et paramètres étudiée. (TF : torsion fémorale, TT : torsion tibiale, LF : longueur fémur, LT : longueur tibia, DTF : diamètre tête fémorale, ACD : angle cervico diaphysaire, AFT : angle fémoro tibial, AFM : angle fémoral mécanique, AFT : angle tibia mécanique, AF : antéversion fémorale ; LC : longueur du col fémoral ; PC : paralysés cérébraux)

Ces articles concernent tous les reconstructions basées sur radiographies biplanes de membres inférieurs, le pied n'y est jamais abordé.

De plus, les membres inférieurs considérés sont soit sains, Soit issus de patients arthrosiques. Pour les populations pédiatriques, le seul groupe de patient non sain considéré consiste en des enfants paralysés cérébraux. Les autres anomalies, par exemple le pied bot varus équin congénital idiopathique n'a jamais été étudié.

Enfin, quelques articles concernent la comparaison des données issues d'EOS et celle issues du CT-Scan chez l'enfant, mais concernent uniquement des paramètres de torsion des membres inférieurs (comme indiqué dans le tableau ci-dessous.

Auteur	Nombre patients	Age	Moyen	Membre inférieur	Pied	Para-mètres	Compa- raison avec CT- Scanner
Roskopf <i>et al.</i> , (2014)	50	5-15	EOS-3D	X	non	TF	Oui
						TT	
Meyrignac <i>et al.</i> , (2014)	30	8-18	EOS-3D	X	non	TF	oui
						TT	
Folinais <i>et al.</i> , (2013)	43	Adultes	EOS-3D	X	non	TF	Oui
						TT	
Quijano <i>et al.</i> , (2013)	11	Adultes	EOS-3D recherche	X	Non	LF	Oui
						LT	
						DTF	
						ACD	
						HKS	
						AFT	
						AFM	
						ATM	
						TF	
						TT	
Thepaut <i>et al.</i> , (2016)	38		EOS-3D	X	Non	AF	Oui

Tableau 2.4: revue de littérature : comparaison résultats EOS 3D et scanner (TF : torsion fémorale, TT : torsion tibiale, LF : longueur fémur, LT : longueur tibia, DTF : diamètre tête fémorale, ACD : angle cervico diaphysaire, AFT : angle fémoro tibial, AFM : angle fémoral mécanique, AFT : angle tibia mécanique, AF : antéversion fémorale)

De cette revue de littérature, on peut donc conclure que pour l'instant, l'évaluation des paramètres cliniques du MI par radiographies biplanaires d'enfant a principalement porté sur les différences entre les mesures 2D et 3D, ou la comparaison des valeurs de torsion par rapport au scanner.

Les publications concernant la faisabilité des reconstructions issues d'EOS® dans la littérature concernent essentiellement l'adulte (Chaibi *et al.*, 2012, Quijano *et al.* 2013) ou en ce qui concerne l'enfant sont des publications de recherche strictes (Assi *et al.* 2013). Ceci implique plusieurs biais : tout d'abord, les patients inclus dans les études sont sélectionnés en amont, lors d'une consultation, et sont ensuite adressés vers le laboratoire afin de réaliser l'acquisition de l'imagerie, qui se fait de manière programmée et dédiée. Ensuite, les reconstructions sont réalisées par des opérateurs experts, ayant une connaissance approfondie du logiciel de reconstruction. Cela n'est donc pas révélateur des conditions de routine clinique, dans lesquelles les patients ne sont pas sélectionnés en fonction de leurs éventuelles capacités, et au cours desquelles les reconstitutions sont réalisées par des manipulateurs de radiologie ayant eu un entraînement standard de routine au système. Pour corroborer ce point, une revue de littérature (McKenna *et al.* 2012), conclut que les études existantes se limitent principalement en l'établissement de l'intérêt technique de base du système et que des études cliniques sont nécessaires.

De plus, puisqu'il s'agit d'un nouveau moyen d'évaluation des membres inférieurs, il est indispensable d'avoir des valeurs de références des paramètres considérés quand ils sont mesurés par ce système, afin de pouvoir utiliser les résultats obtenus en clinique courante.

2. Influence du pied sur le membre inférieur

L'influence relative de l'anatomie du pied sur celle du membre inférieur est controversée dans la littérature, même si une influence en terme de posture et de fonction a été décrite.

Pour 3 auteurs (Lerat 1982, Bollini *et al.*, 1988, Guichet *et al.*, 2003), il existe un lien entre anatomie morphologique du pied et du membre inférieur.

En revanche, Bleck *et al.*, 1983 et Craxford *et al.*, 1984 ne mettent en évidence aucune relation entre torsion tibiale et position du pied au sol lors de la marche dans une population d'une centaine d'enfants âgés de moins de 13 ans.

3. Analyse de la marche

Comme indiqué plus haut, de nombreux modèles visant à l'analyse du pied lors de la marche ont été décrits dans la littérature.

Voici une revue des principaux proposés.

Auteur	Nom	Segments	Nombre de marqueurs sur le pied	Population
Karol <i>et al.</i> 2009	Plug in Gait	1	2	enfants
El Hawary <i>et al.</i> 2008				
Gottschalk <i>et al.</i> 2010				
Myers <i>et al.</i> 2004	Milwaukee	3	10	
Carson <i>et al.</i> 2001		Arrière pied Avant pied hallux	9	Adultes
Stebbins <i>et al.</i> 2006	Oxford foot model	Arrière pied Avant pied hallux	11	Enfants
Leardini <i>et al.</i> 2007	Leardini/ Rizzoli	Calcaneum Medio pied Metatarses Pied en globalité	15	Adultes
Deschamps <i>et al.</i> 2017		Calcaneum Medio pied Metatarses	11	6-20
Simon <i>et al.</i> 2006	Heidelberg	2	10	Oui
Portinaro <i>et al.</i> 2014				

Tableau 2.5 : modèles pour l'étude du pied dans l'analyse de la marche

Synthèse intermédiaire

Au terme de cette analyse de la littérature, il apparaît que l'étude en 3 dimensions des membres inférieurs des enfants, pied inclus est un élément indispensable à obtenir dans l'arsenal permettant d'évaluer l'anatomie fonctionnelle en consultation.

L'utilisation du système EOS[®] d'acquisition d'images en charge, et la possibilité d'obtenir des reconstructions en 3 dimensions des images acquises nous permet de prévoir cette étude en 3 dimensions des membres inférieurs et des pieds.

Cette thèse va donc s'organiser en 3 chapitres :

- le manque d'étude portant en pratique clinique quotidienne sur les paramètres obtenus grâce aux reconstructions en 3 dimensions issues d'EOS va nous conduire à étudier dans le **chapitre 3** les membres inférieurs de l'enfant en centrant le travail sur la reproductibilité des reconstructions réalisée en clinique quotidienne par des opérateurs non experts, ainsi que sur la collecte de valeurs de référence pour les paramètres mesurés sur ces acquisitions. L'objectif est que les mesures EOS[®] puissent être utilisées en pratique quotidienne pour décrire les MI des enfants, même en cas de déformations orthopédiques ou de paralysie cérébrale. Les données de référence que nous souhaitons colliger font partie d'un effort visant à aider les médecins dans l'analyse de l'alignement des MI, afin d'améliorer le suivi ou de planifier les traitements.

Dans le **chapitre 4**, nous allons étudier plus précisément le pied de l'enfant, et en particulier définir quels paramètres en 3 dimensions sont reproductibles, au moyen d'un modèle paramétré simplifié de pied. Nous rapporterons ensuite des valeurs de référence de ces paramètres reproductibles pour une cohorte préliminaire de pied d'enfant normaux. Cela a pour but d'inclure le pied en 3 dimensions dans l'étude des membres inférieurs.

Enfin, dans le **chapitre 5**, nous nous attacherons à étudier l'existence d'un lien réciproque entre le pied et le membre inférieur longitudinal, dans un modèle de pied pathologique, le pied bot varus équin congénital. Il s'agit d'un travail préliminaire qui associera à l'aspect statique (étude morphologique par EOS[®]) un aspect dynamique au moyen d'une analyse de la marche. Cela nous permettra d'étudier l'impact de la forme sur la fonction, en couplant les données cinématiques et celles issues d'EOS[®].

Partie II :
Travail personnel : développement
d'un outil d'étude des membres
inférieurs de l'enfant

Introduction

Les liens entre le morphotype des membres inférieurs (genu varum, valgum, et torsion fémorale ou tibiale) au-dessus des différents morphotypes de pied n'a quasiment pas été étudié dans la littérature (Lerat 1982). L'évolution du morphotype des membres inférieurs en fonction de l'âge de l'enfant a été étudié, mais en ne tenant jamais compte des anomalies éventuelles du pied sous-jacent (Fabry *et al.* 2010, Lerat 1982, Staheli *et al.* 1985). Il est bien connu suite à ces études que le membre inférieur de l'enfant est plutôt en varus au début de la vie, puis subit des contraintes valgusantes jusqu'à l'âge de 9 ans environ pour retourner vers le varus par la suite, et ce jusqu'à la fin de la croissance. Concernant la torsion, ces auteurs ont montré cliniquement que l'hyper antéversion fémorale initiale se corrige progressivement chez l'enfant, cette correction étant associée à une augmentation de la torsion tibiale externe. Lerat (Lerat 1982) suggère cependant que le pied permet une compensation des troubles de torsion des os longs des membres inférieurs, par une modification de la torsion sous malléolaire.

L'étude en 3 dimensions du pied en charge réelle n'a pour l'instant jamais été faite, les moyens d'imagerie conventionnels ne permettant pas ce travail. Une étude (Ledoux *et al.* 2006) propose un modèle de reconstruction en 3D du pied, à partir de données obtenues au scanner, le pied en position en charge simulée. L'utilisation du système EOS[®] d'acquisition d'images en charge, et la possibilité d'obtenir des reconstructions en 3 dimensions des images acquises nous permet de prévoir l'étude en 3 dimensions des membres inférieurs et des pieds.

Ce travail de thèse a pour but d'aider à la compréhension de l'architecture du membre inférieur de l'enfant en totalité (hanche, fémur, genou, jambe, cheville et pied) à l'aide du système EOS[®].

En effet, chez l'enfant, les modifications liées à la croissance sont peu décrites, et essentiellement par des études observationnelles cliniques. Or, en cas de pathologie ou d'anomalie d'un segment du membre inférieur, il est logique de penser que des phénomènes compensatoires se mettent en route et jouent sur le développement du reste du membre. Afin de proposer un traitement optimal adapté en fonction des problèmes, il est donc indispensable de développer des outils permettant d'étudier en globalité et en 3 dimensions le membre inférieur, tout au long de la croissance. Pour cela, l'utilisation du système EOS[®] a tout son intérêt puisqu'il permet d'obtenir des valeurs angulaires en 3 dimensions, au prix d'une irradiation très modérée. Jusqu'à présent, les études portant sur les MI de l'enfant sont toutes des études faites dans un contexte de recherche stricte, avec des reconstructions réalisées par des experts ayant le plus souvent contribué au développement du modèle. On peut donc s'interroger sur la fiabilité des images et des reconstructions issues d'Eos[®], acquises et reconstruites dans des conditions de clinique quotidienne, qui correspondent beaucoup plus à la réalité de la pratique médicale.

La première étape a donc été de valider qu'Eos[®] permet d'obtenir des valeurs réalistes et fiables des différents paramètres anatomiques, et d'étudier sur une cohorte de patients la variation de ceux-ci. Le but de cette étape est également de créer une base de données permettant de définir des

corridors de normalité des différentes valeurs de paramètres obtenus par les reconstructions 3D.

Chapitre 3 : Paramètres longitudinaux et angulaires des membres inférieurs après l'âge de 6 ans

Ce chapitre est constitué d'un article, accepté dans Orthopedic and Traumatology Surgery and Research

Paramètres longitudinaux et angulaires des membres inférieurs de l'enfant après 6 ans: fiabilité et valeurs de référence par stéréoradiographie EOS®.

Paramètres longitudinaux et angulaires des membres inférieurs après l'âge de 6 ans

Résumé :

- **Contexte:** L'alignement des membres inférieurs (MI) chez l'enfant est traditionnellement évalué cliniquement ou par radiologie conventionnelle, ce qui est sujet à des biais de projection. Récemment, la radiographie biplanaire à faible dose a été décrite comme une alternative aux procédures conventionnelles.
Le premier objectif de cette étude était d'évaluer la fiabilité des paramètres angulaires et de longueur déduits des reconstructions 3D chez les enfants dans la pratique clinique quotidienne. Le second, de fournir des valeurs de référence de différents paramètres de goniométrie chez l'enfant.
- **L'hypothèse principale** était que les reconstructions 3D soient utilisables pour caractériser les membres inférieurs de l'enfant.
- **Patients et méthode :** Pour l'étude de fiabilité, 18 enfants volontaires divisés en 3 groupes (« typically developing » (TD), anomalie du développement orthopédique, et paralysés cérébraux) ont été inclus. Pour les données de référence, seuls des patients TD (n = 129) ont été considérés. Ils ont tous bénéficiés d'une radiographie biplanaire avec des reconstructions 3D, effectuées par des experts et par des techniciens de radiologie. Les paramètres de goniométrie étaient automatiquement calculés. La reproductibilité a été étudiée par le coefficient de corrélation intra-classe (ICC), et la norme ISO 5725 (écart type de reproductibilité).
- **Résultats:** Pour les paramètres de longueur, l'ICC était entre 0,94 et 1,0 et le SDr entre 2,1 et 3,5 mm. Pour les paramètres angulaires, ICC et SDr étaient respectivement entre 0,60 et 0,95, 0,9 ° à 4,6 °. Aucune différence significative n'a été trouvée entre les experts et les techniciens de radiologie. Les données de référence sont rapportées en fonction de l'âge.
- **Discussion:** Ces résultats confirment la fiabilité de la radiographie biplanaire à faible dose pour l'évaluation des paramètres des MI chez les enfants en routine clinique. Il donne également des valeurs des paramètres fréquemment mesurés qui constituent une base de données de référence.

Niveau de preuve: IV

Mots clé: membre inférieur, imagerie biplane, enfants

1. Introduction

L'évaluation de l'alignement des membres inférieurs (MI) chez l'enfant est primordiale pour évaluer les anomalies de développement et pour aider à planifier les traitements. Cependant, il existe peu de données fondées sur des mesures précises décrivant les paramètres normaux des enfants. L'alignement des MI dans le plan frontal est traditionnellement évalué en pédiatrie en utilisant des méthodes cliniques semi-quantitatives [1] et des radiologiques [2]. Malgré le biais de projection [2], ces dernières sont plus précises que celles cliniques [3-6]. Salenius *et al.* [2] ont souligné une incertitude substantielle dans les valeurs d'angle fémoro-tibial (AFT) mesuré sur des radiographies standard, en particulier dans le cas d'anomalies axiales combinées.

Récemment, une technique de reconstruction utilisant des images biplanaires à faible dose, calibrées, et un modèle 3D, a été proposée et validée pour évaluer les paramètres cliniques de nombreux éléments d'anatomie [7-11]. Cette technique et les reconstructions 3D associées semblent être une alternative prometteuse aux procédures classiques précitées [12,13]. Gaumetou *et al.* [12] ont montré leur fiabilité pour l'évaluation de la torsion segmentaire des MI chez les enfants et les adultes. Pour l'instant, l'évaluation des paramètres cliniques du MI par radiographies biplanaires d'enfant a principalement porté sur les différences entre les mesures 2D et 3D [14], ou la comparaison des valeurs de torsion par rapport au scanner [15]. En ce qui concerne la fiabilité, les études publiées étant principalement réalisées par des équipes de recherche, l'évaluation de la fiabilité en pratique quotidienne, lorsque les reconstructions en 3D sont effectuées par des techniciens en radiologie avec une formation classique, n'est pas encore démontrée. Enfin, une revue de littérature [16], conclut que les études existantes se limitent principalement en l'établissement de l'intérêt technique de base du système et que des études cliniques sont nécessaires.

L'objectif premier de cette étude était d'évaluer la fiabilité des paramètres angulaires et de longueur déduits des reconstructions 3D chez les enfants dans la pratique quotidienne. Le second, de fournir des valeurs de référence de différents paramètres chez l'enfant.

L'hypothèse principale était que les reconstructions 3D soient utilisables pour caractériser les membres inférieurs de l'enfant.

2. Patients et Méthodes

(2.1) Patients

Les patients ont été inclus après l'approbation du comité d'éthique (CPP 06001 pour les Arts et Métiers ParisTech et 2013-A01568-37, n° 76 09 2013 pour les Hôpitaux pédiatriques de Nice CHU-Lenval). Un consentement éclairé a été obtenu des participants (parents et enfants).

Pour l'étude de fiabilité, les patients inclus étaient des volontaires âgés de 6 à 15 ans recrutés par la consultation externe. Au total, dix-huit enfants ont été inclus et divisés en trois groupes: 6 « typically developing » (TD) (radiographie

Partie II : Chapitre 3 : paramètres longitudinaux et angulaires des membres inférieurs après l'âge de 6 ans

prescrite pour une raison médicale, non orthopédique), 6 « non-typically developing » (NTD) (anomalie orthopédique mineure n'interférant pas avec les paramètres considérés) et 6 enfants souffrant de paralysie cérébrale (CP). Tous les enfants pouvaient se tenir debout sans appui.

Pour la collecte de données de référence, les patients inclus étaient tous TD, inclus lors d'une consultation d'orthopédie pédiatrique, permettant d'exclure les patients souffrant d'une anomalie axiale, torsionnelle ou de longueur. La série était composée de 129 patients (258 membres), âgés de 6 à 15 ans. Les patients étaient répartis en quatre groupes d'âge [12] (tableau 3.1)

Partie II : Chapitre 3 : paramètres longitudinaux et angulaires des membres inférieurs après l'âge de 6 ans

	Groupe I 6 - 7 ans	Groupe II 8 - 9 ans	Groupe III 10 - 12 ans	Groupe IV 13 - 15 ans
Nombre	18	21	56	34
F/G	16/2	13/8	43/13	20/14
Angles (°)				
MFA M $\pm$ SD	93 $\pm$ 2	93 $\pm$ 2	93 $\pm$ 2	93 $\pm$ 2
(Min-max)	(88-96)	(89-97)	(88-101)	(89-101)
MTA M $\pm$ SD	89 $\pm$ 2	88 $\pm$ 2	89 $\pm$ 2	87 $\pm$ 2
(Min-max)	(81 -92)	(82-98)	(81-95)	(82-92)
FTA M $\pm$ SD	178 $\pm$ 2	179 $\pm$ 3	174 $\pm$ 4	177 $\pm$ 5
(Min-max)	(172-180)	(173-189)	(161-184)	(162-187)
NSA M $\pm$ SD	137 $\pm$ 8	131 $\pm$ 6	134 $\pm$ 5	132 $\pm$ 7
(Min-max)	(114-156)	(120-145)	(123-149)	(119-165)
HKS M $\pm$ SD	2 $\pm$ 1	3 $\pm$ 2	5 $\pm$ 1	5 $\pm$ 2
(Min-max)	(0-7)	(0-7)	(2-8)	(2-9)
Longueurs (mm)				
FHD M $\pm$ SD	30 $\pm$ 2	34 $\pm$ 3	37 $\pm$ 3	42 $\pm$ 3
(Min-max)	(25-34)	(27-38)	(30-46)	(34-48)
LN M $\pm$ SD	33 $\pm$ 5	40 $\pm$ 5	44 $\pm$ 5	52 $\pm$ 6
(Min-max)	(21-43)	(28-49)	(30-61)	(30-67)
Pas d'unité				
F/T M $\pm$ SD	1.1 $\pm$ 0.0	1.1 $\pm$ 0.0	1.1 $\pm$ 0.0	1.1 $\pm$ 0.1

Tableau3.1: description de la série. Valeur moyenne et déviation standard des valeurs des paramètres des 129 patients en fonction des groupes d'âge (M= moyenne, minimum, maximum)

(2.2) Méthode

Tous les patients ont bénéficié d'une radiographie biplanaire par le système EOS® (EOS® Imaging, France). Les acquisitions ont été effectuées dans deux centres (82 patients au centre Arts-et-Métiers-ParisTech et 59 patients au centre hospitalier de Nice) dans la position debout, pieds décalés [10]. À partir des radiographies biplanaires, une reconstruction 3D dans le logiciel STEREOS (version 1.6.4.7977) était réalisée [10, 12]. Cette reconstruction en 3D permettait d'obtenir un modèle spécifique au patient à partir duquel les paramètres cliniques suivants étaient calculés automatiquement: l'angle fémoral (MFA) et tibial (MTA) mécanique (figure 3.1 et 3.2), l'HKS (figure 3.3), l'angle femoro-tibial (FTA) (figure 3.4), le diamètre de la tête fémorale (FHD), la longueur du col fémoral (LN) et l'angle cervico diaphysaire (NSA). Le rapport de longueur fémur/tibia (F/T) a également été calculé.

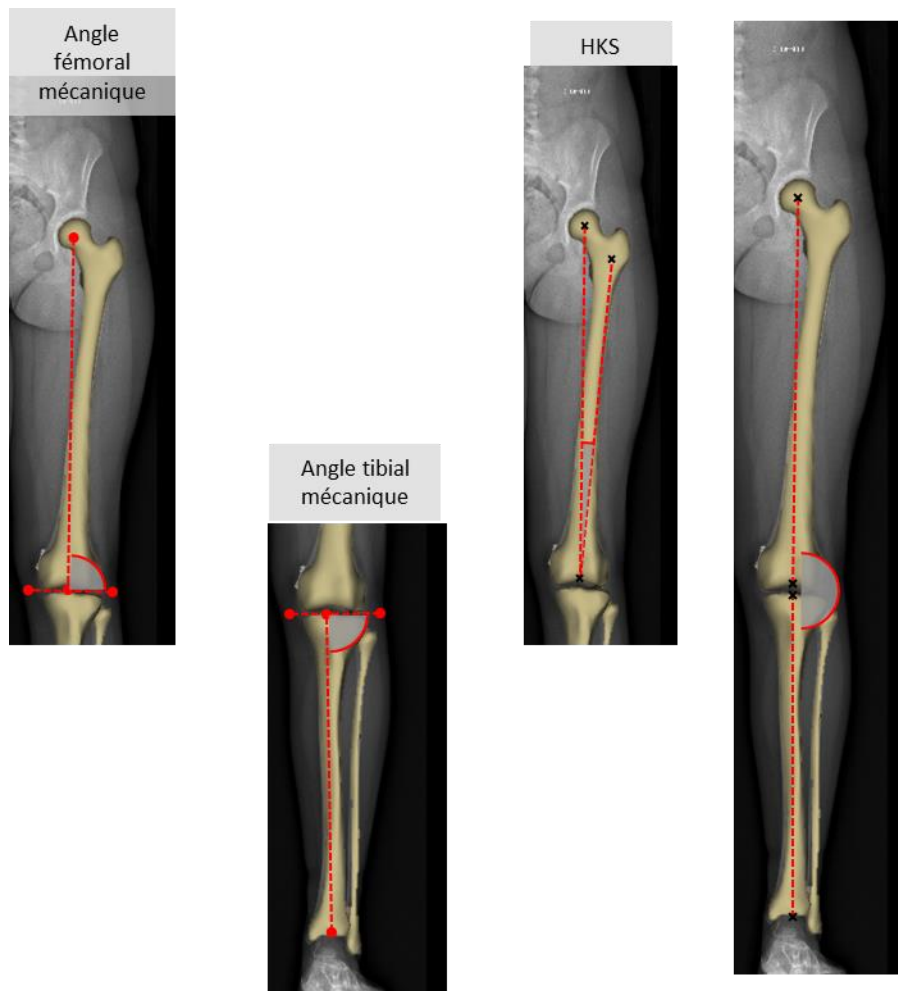


Figure 3.1	Angle fémoral mécanique = MFA = Angle entre axe mécanique du fémur et tangente à la partie distale des condyles fémoraux projetés dans le plan frontal du genou
Figure 3.2	Angle tibial mécanique = MTA = Angle entre axe mécanique du tibia et tangente aux plateaux tibiales projetés dans le plan frontal du genou
Figure 3.3	Angle HKS = Angle entre axe mécanique et anatomique du fémur projetés dans le plan frontal du genou
Figure 3.4	Angle fémoro-tibial = AFT = Angle entre axe mécanique du fémur et axe mécanique du tibia projetés dans le plan frontal du genou

(2.3) Méthode d'analyse

Pour l'étude de fiabilité, les données de trois centres pédiatriques étaient considérées. Dans chaque centre, chaque MI était reconstruit deux fois: par un opérateur qualifié (chirurgien orthopédique avec une forte compréhension de la méthode) considéré comme un expert, et par un technicien en radiologie formé à la technique de reconstruction et à l'utilisation en routine du logiciel.

Par conséquent, 6 reconstructions 3D de chaque MI des 18 sujets étaient réalisées.

(2.4) Analyse statistique

Le coefficient de corrélation intra-classe (ICC) et l'écart type de reproductibilité (SDr) étaient calculés. Pour le SDr, la Norme ISO 5725 était utilisée [17]. La fiabilité était ensuite estimée compte-tenu de 95% d'intervalle de confiance (CI95%) à $2 \times \text{SDr}$. Les valeurs étaient également comparées entre experts et utilisateurs de routine.

Pour l'évaluation des données de référence, la valeur moyenne et l'écart-type de chaque paramètre clinique étaient calculés sur les 129 patients, ainsi que pour les 6 CP et les 6 NTD. La distribution normale était étudiée à l'aide du test Kolmogorov-Smirnov. Pour chaque paramètre, la moyenne (M) et l'écart-type (SD) étaient utilisés pour définir des corridors de normalité : valeurs normales à $M \pm 1 \times \text{SD}$, subnormales hautes ou basses entre $M \pm 1 \times \text{SD}$ et $M \pm 2 \times \text{SD}$, anormales hautes ou basses $M \pm 2 \times \text{SD}$. La différence entre les groupes d'âge, les experts et les utilisateurs de routine était étudiée à l'aide du test t de Student (logiciel Statistica®), avec un seuil statistique à $p < 0,05$.

3. Résultats

Fiabilité

Pour les paramètres de longueur, les valeurs d'ICC étaient entre 0,94 et 1, l'écart type de reproductibilité variait de 2,1 à 3,5 mm. Pour les paramètres angulaires, ils étaient respectivement entre 0,60 et 0,95, et $0,9^\circ$ à $4,6^\circ$. Aucune différence significative n'était trouvée entre les experts et les techniciens de routine pour ces paramètres ($p > 0,5$). (tableau 3.2)

Partie II : Chapitre 3 : paramètres longitudinaux et angulaires des membres inférieurs après l'âge de 6 ans

Para- mètre	SD répétab ilité	SD reproductibi lité	95% CI	ICC	Chaibi et al. [10]	Chaibi et al. [10]	Quijano et al. [11]	Assi et al. [19]	Assi et al. [19]
					Fast 3D	Full 3D		TD	CP
					95% CI	95% CI	95% CI	95% CI	95% CI
Longueurs (mm)									
FHD	1.0 mm	0.9 mm	2.1 mm	0.96	1.6	1.4	1.6		
NL	1.7 mm	1.5 mm	3.4 mm	0.95					
FL	1.2 mm	1.1 mm	2.4 mm	1.0	2.4	1.8	1.9		
TL	1.6 mm	1.6 mm	3.3 mm	0.99	2.3	2.3	2.2		
Angles (°)									
MFA	1.2 °	1.2 °	2.5 °	0.81	2.7	1.3	2.3	0.7	0.7
MTA	2.1 °	2.0 °	4.2 °	0.61	3.6	2.6	1.3	1.5	2.0
HKS	0.5 °	0.4 °	0.9 °	0.90	1.1	0.8	0.7	0.5	0.4
NSA	2.3 °	2.1 °	4.6 °	0.87	3.7	3.0	2.9	1.5	2.2
AFT	0.8 °	0.7 °	1.6 °	0.95			1.0		

Table 3.2: ICC et déviation standard de reproductibilité des paramètres cliniques et comparaison avec la littérature

Données de référence des paramètres cliniques 3D du MI

La répartition des valeurs des paramètres suivait une distribution normale. La valeur moyenne et l'écart type en fonction du groupe d'âge sont présentés dans le tableau 1. L'évolution des paramètres en fonction de l'âge est représentée dans les figures 5 à 8. Le paramètre moins variable était le rapport F / T, avec une moyenne de $1,1 \pm 0,03$ pour tous les groupes. Le plus variable était le NSA, les valeurs moyennes allant de $131^\circ \pm 5^\circ$ à $136^\circ \pm 7^\circ$ entre les groupes.

Les valeurs normales, subnormales hautes et basses et les valeurs anormales pour tous les paramètres sont rapportées dans les tableaux 3.3 et 3.4.

Partie II : Chapitre 3 : paramètres longitudinaux et angulaires des membres inférieurs après l'âge de 6 ans

		Anormal bas	Subnormal bas	Normal	Subnormal haut	Anormal haut
MFA (°)	I-IV	<89	89 - 91	91 - 95	95 - 98	> 98
F/T ratio	I-IV	<1,1		1,1 – 1,2	> 1,2	

Tableau 3.3: valeurs moyennes, subnormales et anormales pour les paramètres non influencés par l'âge (129 cas)

		Anormal bas	Subnormal bas	Normal	Subnormal haut	Anormal haut
MTA (°)	I-II-III	<84	84 à 87	87 à 91	91 à 93	>93
	IV	<82	82 à 85	85 à 90	90 à 92	>92
FTA (°)	I	<174	174 à 176	176 à 180	180 à 182	>182
	II	<173	173 à 176	176 à 182	182 à 185	>185
	III	<166	166 à 170	170 à 178	178 à 182	>182
	IV	<168	168 à 172	172 à 182	182 à 187	>187
HKS (°)	I	<-1	-1 à 1	1 à 4	4 à 6	>6
	II	<-3	-3 à 2	2 à 12	12 à 16	>16
	III-IV	<2	2 à 4	4 à 6	6 à 8	>8
NSA (°)	I	<121	121 à 129	129 à 145	145 à 152	>152
	II	<119	119 à 125	125 à 137	137 à 143	>143
	III	<123	123 à 129	129 à 140	140 à 145	>145
	IV	<118	118 à 125	125 à 139	139 à 146	>146
FHD (mm)	I	<25	25 à 27	27 à 32	32 à 35	>35
	II	<28	28 à 31	31 à 37	37 à 40	>40
	III	<31	31 à 34	34 à 40	40 à 43	>43
	IV	<35	35 à 39	39 à	45 à 48	>48

Partie II : Chapitre 3 : paramètres longitudinaux et angulaires des membres inférieurs après l'âge de 6 ans

				45		
LN (mm)	I	<23	23 à 28	28 à 38	38 à 43	>43
	II	<29	29 à 34	34 à 45	45 à 50	>50
	III	<33	33 à 38	38 à 50	50 à 55	>55
	IV	<41	41 à 47	47 à 58	58 à 64	>64

Tableau 3.4: valeurs moyennes, subnormales et anormales pour les paramètres influencés par l'âge (129 cas)

Partie II : Chapitre 3 : paramètres longitudinaux et angulaires des membres inférieurs après l'âge de 6 ans

Les résultats pour les enfants NTD et CP sont présentés dans le tableau 3.5 et les figures 3.5 à 3.8.

	NTD	CP
nombre	12	12
MFA M $\pm$ SD	94 $\pm$ 3	92 $\pm$ 2
(Min-max)	(91-102)	(89-93)
MTA M $\pm$ SD	88 $\pm$ 3	89 $\pm$ 2
(Min-max)	(82-91)	(79-92)
FTA M $\pm$ SD	178 $\pm$ 4	180 $\pm$ 2
(Min-max)	(169-181)	(178-184)
NSA M $\pm$ SD	134 $\pm$ 6	134 $\pm$ 6
(Min-max)	(120-143)	(126-146)
HKS M $\pm$ SD	3 $\pm$ 2	4 $\pm$ 1
(Min-max)	(0-6)	(3-5)
FHD M $\pm$ SD	35 $\pm$ 6	30 $\pm$ 3
(Min-max)	(25-43)	(27-35)
LN M $\pm$ SD	38 $\pm$ 11	36 $\pm$ 4
(Min-max)	(17-48)	(29-43)
F/T M $\pm$ SD	1,1 $\pm$ 0.0	1,1 $\pm$ 0.0

Tableau 3.5: Valeur moyenne et déviation standard pour les patients NTD et CP. (M= moyenne, minimum, maximum) (129 cas)

Partie II : Chapitre 3 : paramètres longitudinaux et angulaires des membres inférieurs après l'âge de 6 ans

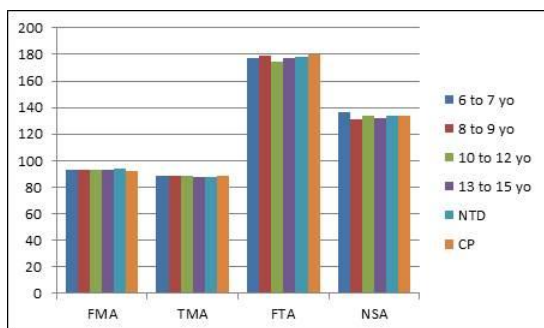


Figure 5

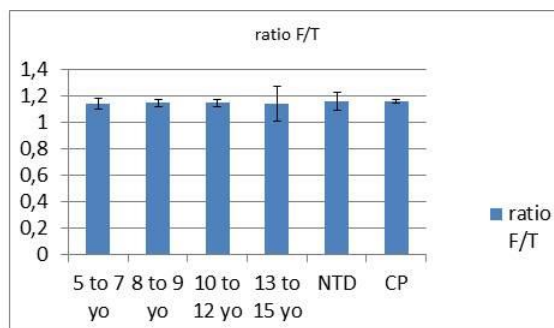


Figure 6

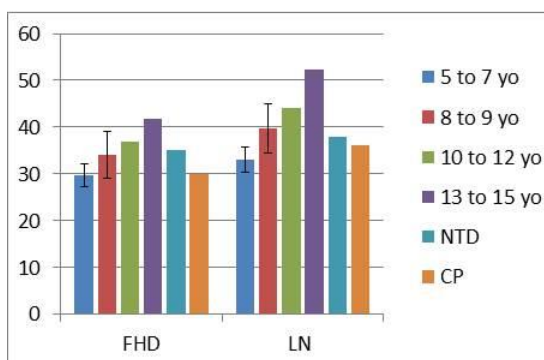


Figure 7

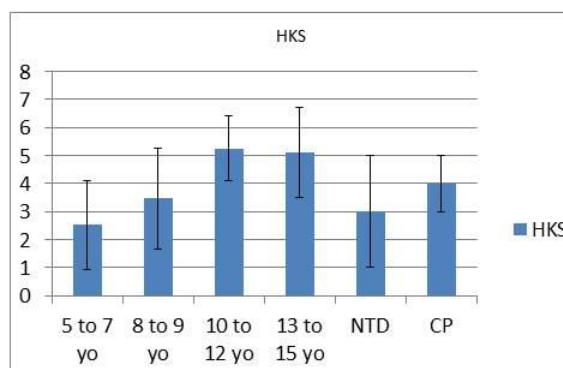


Figure 8

Figure 3.5	Evolution de la valeur moyenne pour angle fémoral (MFA) et tibial (MTA) mécanique, angle fémoro-tibial (AFT) et cervico-diaphysaire du fémur (NSA) selon l'âge
Figure 3.6	Evolution de la valeur moyenne pour le rapport fémur-tibia (F / T) selon l'âge.
Figure 3.7	Evolution de la valeur moyenne pour le diamètre de la tête fémorale (FHD) et la longueur du col du fémur (LN) selon l'âge (millimètre).
Figure 3.8	Evolution de la valeur moyenne pour HKS selon l'âge

4. Discussion

À notre connaissance, cette étude est la première à démontrer la fiabilité des reconstructions en 3D des MI de l'enfant dans la pratique quotidienne. En outre, à l'exception d'un article se concentrant sur les paramètres de torsion [12], il s'agit du premier travail donnant des valeurs de référence de longueur et d'angles chez les enfants à partir d'images 3D.

La principale limite de ce travail est qu'il s'agit d'une étude transversale, et non d'une étude de cohorte longitudinale. En outre, le sexe ratio est nettement en faveur des filles, en particulier dans le groupe I (tableau 1). Néanmoins, cela concerne le groupe de patients le plus jeune, pour lesquels les différences de morphologie globale entre les filles et les garçons ne diffèrent pas notablement. Cela ne nous permet en revanche pas de réaliser

une étude fiable de comparaison des paramètres en fonction du sexe de l'enfant.

L'objectif premier de cette étude était d'évaluer la fiabilité des paramètres angulaires et de longueur déduits des reconstructions 3D chez les enfants dans la pratique quotidienne. Pour réaliser cette étude, nous avons à la fois calculé l'ICC et l'écart-type de reproductibilité (SDr). En effet, ICC donne une estimation globale de la corrélation entre différentes mesures d'observateurs, mais ne fournit pas d'évaluation quantitative de l'incertitude. Bland et Altman [18] ont souligné que la corrélation entre données n'était pas le moyen le plus pertinent à utiliser, puisque dans la pratique clinique les mesures quantitatives et la connaissance de l'incertitude de celles-ci sont obligatoires pour le diagnostic (par rapport aux corridors de normalité) et le suivi longitudinal d'un patient donné. La Norme ISO 5725-2 fournit des directives pour la "détermination de la répétabilité et de la reproductibilité d'une méthode de mesure standard" [17]. Pour cette raison, en plus des valeurs d'ICC, la SDr est également rapporté dans cette étude. La reproductibilité inter-observateur et le CI95% des paramètres longitudinaux dans ce travail sont légèrement moins bons que ceux déjà rapportés dans des études strictement de recherche [10,11,19], cependant, ils sont suffisants pour être utilisés par les cliniciens. En ce qui concerne les paramètres angulaires, la reproductibilité est comparable à celle précédemment rapportées [10, 11, 19] (tableau 2)

Le deuxième objectif de ce travail était de donner des valeurs de référence pour ces paramètres cliniques chez les enfants sains, information fondamentale pour la bonne gestion des anomalies des MI. À notre connaissance, des valeurs de référence des paramètres de longueur ainsi que du NSA et de l'HKS n'ont jamais été publiés chez l'enfant, ce qui constitue une originalité de ce travail.

Paramètres de longueur

FHD et LN augmentent logiquement tout au long de la croissance, et dans le groupe de patients le plus âgé (IV), sont comparables à ce qui a déjà été publié pour l'adulte [22]. Le rapport de la longueur du fémur par celle du tibia (F/T) est stable pendant la croissance, autour de 1,1, avec une très faible variabilité (SD+/-0,03). Cela est très proche de ce qui a été rapporté par Than *et al.* [22] chez l'adulte (rapport F/T de 1,2). Ce résultat est cliniquement intéressant car l'évaluation de la longueur proportionnelle du fémur et du tibia, par exemple lorsque la question de l'allongement osseux se pose, est capitale. De plus, dans les pathologies osseuses constitutionnelles, les anomalies métaphysaires et épiphysaires nuisent à la croissance de l'os, et la référence à un rapport F/T normal est utile pour corriger les anomalies.

Paramètres d'angles

Les valeurs de MFA et MTA rapportées sont légèrement supérieures à celles publiées par Sabarwal *et al.* [20] (respectivement 87°-88° et 88°-90°), probablement parce que, dans cette étude, des mesures 3D ont été utilisées.

La diminution de valgus après l'âge de 7 ans est conforme aux valeurs de la littérature [2,3,20,21].

Patients NTD et CP

Bien que le but de ce travail n'ait pas été d'étudier les membres pathologiques, nos résultats montrent que les paramètres constants parmi les groupes d'âge des enfants TD (MFA, MTA FTA, NSA, F/T) restent constants chez les enfants NTD ou CP.

Pour conclure, cette étude est, à notre connaissance, la première à aborder la question clé de l'évaluation objective dans la routine clinique de l'alignement frontal des MI sur la base des mesures 3D. Les résultats obtenus confirment que le système EOS peut être utilisé en pratique quotidienne pour décrire les MI des enfants, même en cas de déformations orthopédiques ou CP. L'absence de différence statistique entre les résultats des techniciens de radiologie, utilisateurs de routine et ceux des chirurgiens orthopédiques experts, prouve qu'une fois formés, les techniciens en radiologie peuvent effectuer les reconstructions.

De plus, les données de référence rapportées dans ce travail font partie d'un effort continu visant à aider les médecins dans l'analyse de l'alignement des MI, afin d'améliorer le suivi ou de planifier les traitements.

Remerciements

Nous remercions Pascal CARON, Edith VETTER, Valerie BERNASCONI et Delphine CELEA, techniciens de radiologie pour leur aide avec les reconstructions.

Pas de conflit d'intérêt

Références

1. Jacquemier M, Jouve JL, Jimeno MT, Ramaherisson P, Giusiano B, Bollini G. Lower limb morphotypes. A clinical study in 1401 children. *Orthop Traumatol Surg Res.* 1997.83:531-9.
2. Salenius P, Vankka E . The development of the tibiofemoral angle in children. *J Bone Joint Surg* 1975.57-A:259-61.
3. Fabry G. Clinical practice. Static, axial, and rotational deformities of the lower extremities in children. *Eur J Pediatr.* 2010.169:529-34.
4. Heath CH, Staheli LT. Normal limits of knee angle in white children--genu varum and genu valgum. *J Pediatr Orthop* 1993.13:259-62.
5. Hinman RS, May RL, Crossley KM. Is there an alternative to the full-leg radiograph for determining knee joint alignment in osteoarthritis? *Arthritis Rheum.* 2006.15; 55:306-13.

6. Kraus VB, Vail TP, Worrell T, McDaniel G. A comparative assessment of alignment angle of the knee by radiographic and physical examination methods. *Arthritis Rheum.* 2005.52(6):1730-5.
7. Pomero V, Mitton D, Laporte S, de Guise J.A, Skalli W. Fast accurate stereoradiographic 3D-reconstruction of the spine using a combined geometric and statistic model. *Clin. Biomech.* 2004.19, 240–247.
8. Sabourin M, Jolivet E, Miladi L, Wicart P, Rampal V, Skalli W. Three-dimensional stereoradiographic modeling of the rib cage before and after spinal growing rod procedures in early onset scoliosis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*2010.25:284-91
9. Lebailly F, Lima L.V, Clairemidi A, Aubert B, Guerard S, Chaibi Y, et al. Semi-automated stereoradiographic upper limb 3D reconstructions using a combined parametric and statistical model: a preliminary study. *Surg. Radiol. Anat.* 2011.34, 757–765.
10. 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.
11. Quijano S, Serrurier A, Aubert B, Laporte S, Thoreux P, Skalli W. Three dimensional reconstruction of the lower limb from biplanar calibrated radiographs. *Med Eng Phys.* 2013.35:1703-12
12. Gaumétou E, Quijano S, Ilharreborde B, Presedo A, Thoreux P, Mazda K, et al. EOS analysis of lower extremity segmental torsion in children and young adults. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2014.100:147-51.
13. Meyrignac O, Moreno R, Baunin C, Vial J, Accadbled F, Sommet A, et al. Low-dose biplanar radiography can be used in children and adolescents to accurately assess femoral and tibial torsion and greatly reduce irradiation. *Eur Radiol* 2015.25:1752-1760
14. 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. *Eur Radiol.* 2012.22:765-71.
15. Roskopf AB, Ramseier LE, Sutter R, Pfirrmann CW, Buck FM. Comparison of 3D models based on low-dose biplanar radiography and low-dose CT. *Am J Roentgenol.* 2014.202:W285-W291.
16. McKenna C, Wade R, Faria R, Yang H, Stirk L, Gummerson N et al. EOS 2D/3D X-ray imaging system: a systematic review and economic evaluation. *Health Technol Assess.* 2012.16:1-188.
17. ISO5725-2:1994: ISO 5725-2 Accuracy (Trueness and Precision) of Measurements Methods and Results.—Part 2: Basic Method for the Determination of Repeatability and Reproducibility of a Standard Measurement Method, International Organisation for Standardisation, Geneva, Switzerland
18. Bland JA, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurements. *The Lancet*, 1986. 8: 307-10

19. Assi A, Chaibi Y, Presedo A, Dubousset J, Ghanem I, Skalli W. Three-dimensional reconstructions for asymptomatic and cerebral palsy children's lower limbs using a biplanar X-ray system: a feasibility study. *Eur J Radiol.* 2013.82:2359-64.
20. Sabharwal S, Zhao C, Edgar M. Lower limb alignment in children: reference values based on a full-length standing radiograph. *J Pediatr Orthop.* 2008.28:740-6.
21. Saini UC, Bali K, Sheth B, Gahlot A. Normal development of the knee angle in healthy Indian children: a clinical study of 215 children. *J Child Orthop.* 2010.4:579-86.
22. Than P, Szuper K, Somoskeöy S, Warta V, Illés T. Geometrical values of the normal and arthritic hip and knee detected with the EOS imaging system. *Int Orthop* 2012.36:1291-7.

Partie II : Chapitre 3 : Reconstructions en 3D du pied de l'enfant à partir de radiographies biplanes : reproductibilité des paramètres radiologiques et valeurs préliminaires.

Grâce à cette première partie, nous avons donc validé en pratique courante l'utilisation des reconstructions en 3 dimensions issues de radiographies biplanes pour l'évaluation quotidienne des membres inférieurs des enfants. Il faut noter cependant que le pied est absent de cette analyse, c'est pourquoi dans le chapitre 4, nous allons étudier plus précisément le pied de l'enfant, et en particulier définir quels paramètres en 3 dimensions sont reproductibles, au moyen d'un modèle paramétré simplifié de pied. Nous rapporterons ensuite des valeurs de référence de ces paramètres reproductibles pour une cohorte de pied d'enfant normaux. Cela a pour but d'inclure le pied en 3 dimensions dans l'étude des membres inférieurs.

Ce chapitre a fait l'objet d'un article, soumis à Foot and Ankle Surgery

Chapitre 4 :

Reconstructions en 3D du pied de l'enfant à partir de radiographies biplanes : reproductibilité des paramètres radiologiques et valeurs préliminaires.

Title

Three-dimensional morphologic study of child foot based on biplanar x-ray imaging: reproducibility of radiological parameters and preliminary values

Abstract

Foot conditions are traditionally evaluated using clinical and radiological measurements methods in weight-bearing position. They are subject to personal or projection biases. Recently, low-dose biplanar radiography has been shown to be a promising alternative to conventional procedures to evaluate children lower limbs bone morphology. However, the use of this device concerning the foot paediatric population is still a challenge. The aim is to propose a new methodology to evaluate 3D radiological indices of the weight-bearing foot in children from low-dose biplanar X-ray. Reproducibility of the proposed reconstruction method was evaluated and values of parameters reported.

Ten typically developing children were recruited. Two calibrated orthogonal biplanar X-rays (EOS® Imaging, Paris, France) were then simultaneously acquired in a standardized position.

Two operators performed three 3D reconstruction of each weight-bearing foot for the reliability analysis. Inter-operator reproducibility was computed using the ISO 5725 standard and the 95% Confidence Interval (CI) was reported. The selected radiographic landmarks were highly reproducible (95% CI < 6 mm). Likewise, the calcaneal pitch angle, the tibio calcaneal angle on lateral view, the frontal projection of the tibio talar angle and 1st metatarsal to floor angle were highly reproducible (95% CI < 5°). Finally, parameters values for this population obtained in 3D are reported.

Such approach opens the way for routine 3D quantitative analysis of the foot in pediatric clinical routine. This opens a wide range of following research concerning lower limb and foot relationship, in standing position, facilitating assessment of inter-action between them during growth, or following treatments.

Level of evidence

Level I

Keywords

foot; stereoradiography; reproducibility; values of parameters; weight bearing position

1. Introduction

Foot conditions are a common motive of paediatric orthopaedic consultation, going from congenital abnormalities to physiological deformities related to growth. These deformities may have an impact on gait and posture. (Mickle et al. 2011), but are difficult to quantify because of lack of quantitative tools allowing a global evaluation of the bone lower limb morphology. Foot and lower limb morphology are traditionally evaluated using semi-quantitative clinical measurement methods and radiological measurements in the weight-bearing position. Clinical measurements can potentially be subjected to biases related to personal interpretation, and are therefore insufficient to either completely describe abnormalities or to plan treatment or surgery. Moreover, to assess the efficiency of a treatment and the changes induced in the foot, objective quantitative measurements of the angles used to describe the geometrical structure of the foot are required. Conventional radiological measurements are more accurate than clinical ones (1-4), but are prone to errors when frontal plane deviations are combined with transverse or sagittal plane deformities (referred to as projection biases)(5). As an example, it has been shown in cavus feet that the talus-1st metatarsal angle of Meary measured on a lateral view can be strongly biased by either the adduction of the calcaneopedal unit or the rotation of the tibio-talo-fibular unit (6). In addition to the key role of the radiographic evaluation of the paediatric foot, an additional challenge is related to the variation in osseous geometry resulting from skeletal immaturity. Other imaging techniques, such as the CT scan or the MRI, are available and used in clinical routine. Despite some attempts to simulate weight-bearing position (weight-bearing CT scan (WBCT)), this technology is not yet widespread in clinical routine and, owing to the limited field of imaging, the analysis of the complete lower limb cannot be performed (7). Indeed, CT and MRI acquisitions are routinely performed in the supine position, while the foot has to be evaluated in the standing weight-bearing position. This is of critical importance for the correct assessment of the mutual impact of the foot on the lower limb bone and joints morphologies.

Recently, a 3D model-based reconstruction technique using 2D calibrated low-dose biplanar X-ray images has been proposed and validated for assessing clinical parameters of the spine (8), thoracic cage (9), upper limb (10) and lower limb (11-13), and has been shown to be a promising alternative to the standard aforementioned procedures (14,15). Concerning the adult foot, preliminary work on the 3D-reconstruction of the foot and ankle in the weight-bearing position from low-dose bi-planar X-ray radiographs with clinical measurement assessment for clinical routine also appears encouraging (16). This could potentially help to address phenomenon, which cannot be clinically quantified, such as the calcaneal pitch angle or the twist angle, which are of major interest for physio-pathological analysis of feet deformities and particularly cavus and flat feet (17).

Yet, the extension to paediatric population poses the challenge of skeletal maturity, as osseous parts of the foot are non-completely ossified until end of growth. The lack of bone ossification obviously impacts on the visibility of the anatomical

landmarks, which may yield a lack of reproducibility depending on the bone maturity of the child.

The aim of the present study was to adapt this existing procedure so as to evaluate its reliability for the assessment of 3D radiological measurement of the child foot in the weight-bearing position, and to report values of parameters in this population.

2. Material and methods

(2.1) Population and acquisition protocol

After Institutional Review Board approval (CPP 0 2013-A01568-37, n ° 76 09 2013), ten typically developing children (6 girls, 4 boys aged 9 to 13 years old) were enrolled in the study. All participants and their parents were previously informed of the protocol and had signed a written informed consent, allowing both collection and use of the data reported in this work. For the X-Ray acquisition, subjects were positioned in specific position adapted from Rohan et al. (16): the left foot was in complete weight-bearing position, while the right one rested on the tip of the foot as illustrated on Fig. 4.1.



Figure 4.1

Figure 4.1: Position of the feet for the biplanar X-Ray acquisition.

Two calibrated orthogonal Biplanar X-rays (EOS Imaging, Paris, France) were then simultaneously acquired in 10 seconds (exposure parameters: antero posterior (AP) view radiograph: 60 kV, 200 mA, 400 mGy/cm²; profile: 70 kV, 200 mA, 500 mGy/cm²).

(2.2) Simplified parametric model

A Simplified Parametric Model (SPM) of the paediatric foot was defined by representing the bones by 3D geometric primitives (3D points, cylinders, and sphere). In our case, a collection of 8 stereo corresponding landmarks was defined on both the AP and profile radiographs of each foot (Fig. 4.2).

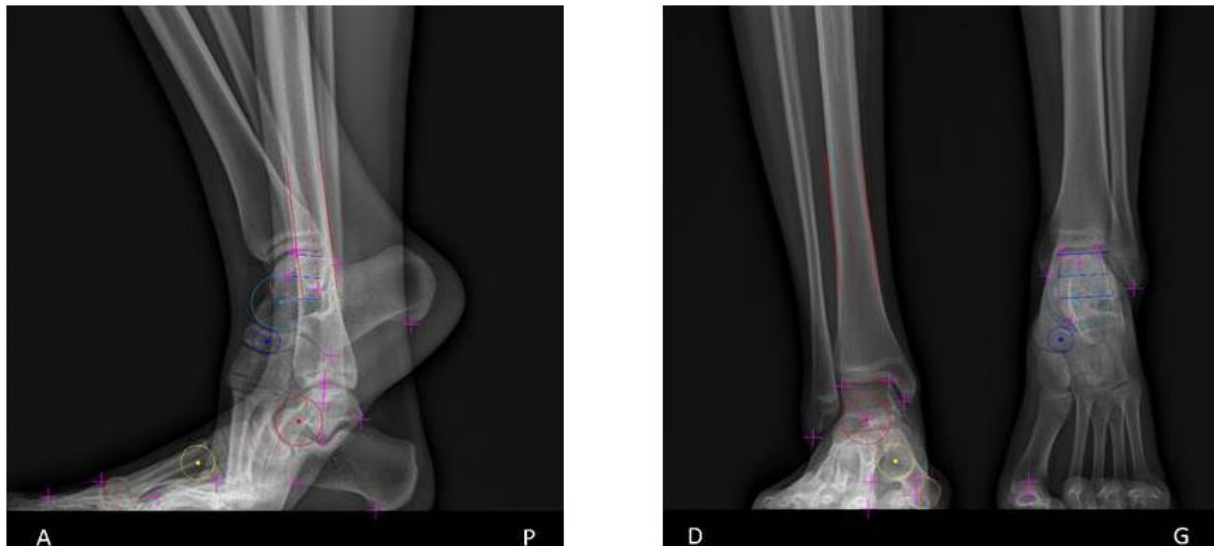


Figure 4.2: Simplified Parametric Model: anatomical landmarks and geometrical elements

In addition, projection of 6 geometric primitives were located, 4 spheres and 2 cylinders. These are summarized in tables 4.1 and 4.2.

Bone	Name of the point	Anatomical point
Calcaneum	CP	Postero inferior contact of calcaneus with ground
	CA	Anterior point of the lower part of the calcaneus
Talus	ASM	supero medial angle of the talar dome
	ASL	supero lateral angle of the talar dome
	TP	Posterior point of the talus
Hallux	HP1	superior point of the proximal part of the 1st phalange of hallux
Malleole of tibia	MI	
Malleole of fibula	ME	

Table 4.1: anatomical landmarks on the foot X-Ray

Partie II : Chapitre 4 : Reconstructions en 3D du pied de l'enfant à partir de radiographies biplanes : reproductibilité des paramètres radiologiques et valeurs préliminaires.

Bone	Geometrical primitives	illustration	
Talus	1 elliptical cylinder (for the talus arch): TEC; 1 sphere (for the head): TH		
Navicular	1 sphere: NB		
First metatarsal	2 spheres (1 for the head & 1 for the base)		
Tibia	1 elliptical cylinder		

Table 4.2: geometric primitives chosen to represent the talus, navicular bone, first metatarsal bone and tibia.

Then, the foot reconstruction method was performed using a dedicated software developed in the Institut de Biomecanique Humaine Georges Charpak Arts et Métiers ParisTech), with an adaptation of the method proposed in Chaibi et al. (11) and Rohan et al. (16). From information that was numerized, an initial parametric model of the foot was built, and then retroprojected on the AP and

Partie II : Chapitre 4 : Reconstructions en 3D du pied de l'enfant à partir de radiographies biplanes : reproductibilité des paramètres radiologiques et valeurs préliminaires.

profile radiographs. Manual adjustments were then performed to improve the superposition of the projected elements on bone contours.

(2.3) Choice of parameters

Commonly used radiological parameters of the child foot in medical practice were defined (VR, PW) (18) and automatically computed. For that issue, some of the bones were schematized.

The calcaneus was represented by a line (CP-CA) joining two points: the Posteroinferior contact point of the Calcaneus with ground (CP) and the Anterior point of the lower part of the Calcaneus (CA).

A sphere represented the Head of the Talus (TH), and an Elliptical Cylinder (TEC) its body.

A sphere represented the Navicular Bone (NB).

Two spheres represented the 1st metatarsal bone, one proximal and one distal, defining the 1st MetaTarsal Axis (MTA).

To describe the hind foot the following angles were defined:

- Calcaneal pitch: Angle between the floor and the CP-CA line (Fig. 4.3a)
- Tibio-calcaneal angle: Angle between the diaphysis of the tibia and the CP-CA line (Fig. 4.3b)
- Talo-calcaneal divergence: angle between the CP-CA line and the axis of the TEC (Fig. 4.3c)
- Tibio-talar angle: Angle between the diaphysis of the tibia and the axis of the TEC (Fig. 4.3d)

To describe the mid foot:

- Talo-navicular's coverage hedge (Fig. 4.3e) angle between the axis of the TEC and the line joining the NB center and the TH center

To describe the forefoot:

- Angle of Meary: Talo-metatarsal angle between the MTA and the axis of the TEC (Fig. 4.3f)
- Talo-metatarsal angle AP view (Fig. 4.3g)
- 1st Metatarsal bone to floor angle: between the floor and the MTA (Fig. 4.3h)

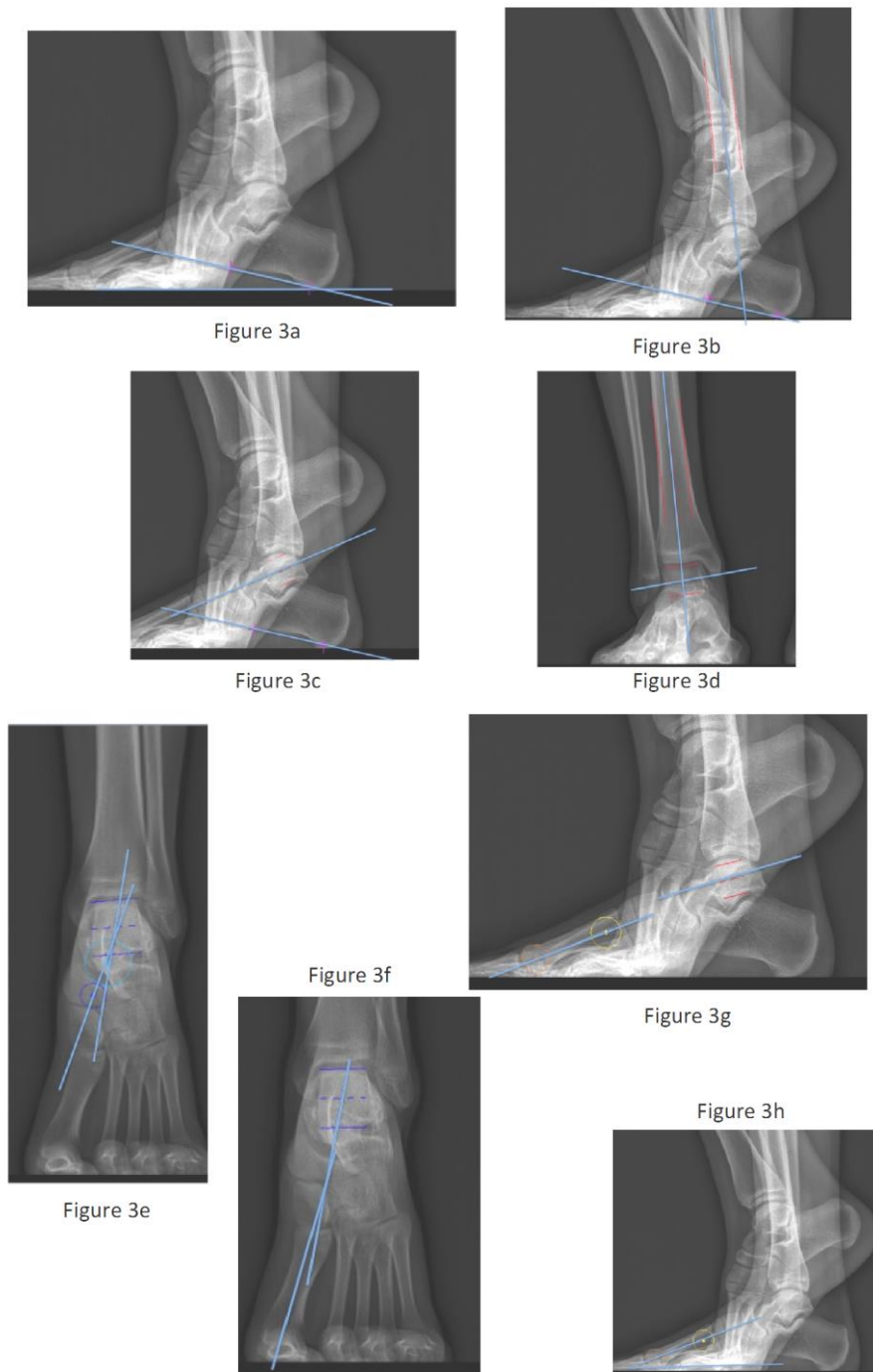


Figure 4.3: Figure 4.3a: calcaneal pitch; Figure 4.3b: Tibio calcaneal angle; Figure 4.3c: Talocalcaneal divergence; Figure 4.3d: Tibio talar angle ; Figure 4.3e: Talonavicular coverage angle; Figure 4.3f: Talometatarsal angle of Meary ; Figure 4.3g: Talometatarsal angle AP view; Figure 4.3h: First metatarsal bone to floor angle

(2.4) Reproducibility of landmarks and parameters

For the reliability analysis, 2 observers (VR, PYR) (1 orthopaedic surgeon and one engineer, both with a strong understanding of the method and of the anatomy of the foot) did the reconstructions of the 10 feet. Each foot was

Partie II : Chapitre 4 : Reconstructions en 3D du pied de l'enfant à partir de radiographies biplanes : reproductibilité des paramètres radiologiques et valeurs préliminaires.

reconstructed three times by each observer, yielding 60 reconstructions. The time interval between two consecutive reconstructions by one operator was minimum 1 day. The standard deviation (SD_r) of inter-operator reliability was computed according to the ISO 5725 standard. The reliability was then estimated considering 95% Confidence Interval (95% CI) as $2 * SD_r$. Anatomical landmarks and geometric elements were selected when 95% CI of their position was under 6 mm. Radiological parameters were selected when 95% CI was under 5° .

(2.5) Quantitative data assessment

The studied population ($n=10$) was considered. Then, mean value and inter-individual standard deviation of each radiological parameter were reported.

Results

Reproducibility of the anatomical landmarks and primitives are reported in table 3. Except for the CA on the Y-axis, the SD_r were all under 3 mm (CI 95% < 6mm). The axis orientation of the elliptical cylinder of the tibia had a $SD_r < 1^\circ$ (95% CI < 2°). The axis orientation of the TEC had a $SD_r < 3^\circ$ (95% CI < 6°).

Partie II : Chapitre 4 : Reconstructions en 3D du pied de l'enfant à partir de radiographies biplanes : reproductibilité des paramètres radiologiques et valeurs préliminaires.

		x	y	z
Calcaneus	Anterior point of the lower part	5	11	4
	Postero inferior contact with ground	6	8	2
Hallux	1st phalanx	4	4	4
Malleolous	Lateral	5	2	2
	Medial	5	2	2
Talus	Supero lateral part	4	2	2
	Supero medial part	3	2	2
	Posterior part	3	4	4
Navicular bone		4	5	3
Head of the talus		5	3	3
1st metatarsal bone	Proximal part	5	5	4
	Distal part	4	5	3

Table 4.3: 95% CI (2 SD) of anatomical landmarks and geometric elements (in millimeter)

Concerning radiological parameters, the most reliable ones were the lateral tibio-calcaneal angle, the calcaneal pitch, the metatarsal stacking angle and the AP view tibio-talar angle (CI 95% < 5°). The talo-calcaneal angle, the talo-navicular coverage angle, the lateral talo-first metatarsal angle (angle of Méary) and the AP talo-first metatarsal angle's 95% CI were above 5° (table 4.4).

	95% CI 2D value	95% CI 3D value
Calcaneal pitch angle	5	6
Lateral tibio-calcaneal angle	5	5
AP view tibio-talar angle	5	5
Talo calcaneal angle	15	17
Talo navicular coverage angle	19	15
Angle of Méary	13	14
AP talo-first metatarsal	17	14
Metatarsal stacking angle	5	5

Table 4.4: 95% CI (2 SD) of radiological parameters (in degree)

All radiological parameters, computed from the 3D reconstructions of the 10 subjects, followed a normal distribution. For the selected parameters (lateral tibio-calcaneal angle, calcaneal pitch, metatarsal stacking angle and AP view tibio-talar angle), average value and inter-individual standard deviation obtained are reported in table 4.5.

	2D	3D	Range (min max)	Bourdet et al. (17)	Dauids et al. (18)	Steel et al. (19)	Moraleda et al. (20)
Number of feet	10			65	60		135
Age (years old)	9 to 13			7 to 18	5 to 17	adults	adults
Lateral tibio calcaneal angle	67°	67°	54° 77°		65° 75°		61° 83°
Calcaneal pitch	20°	18°	14° 34°	20° 30°	5° 32°	11° 38°	11° 23°
AP view tibio talar angle	0°	0°	-10° 7°		-9° 12°		
Metatarsal stacking angle	21°	20°	15° 30°	10° 20°	1° 13°	16° 30°	

Table 4.5: Values of radiological parameters (in degree). Comparison with literature

Discussion

The aim of this work was to adapt the methodology developed for the lower limb to estimate radiological parameters of the children foot. This method aims to get radiological quantitative assessment of 3D parameters while limiting bias related to 2D projection and to non-weight bearing position. To our knowledge, this is the first study concerning foot 3D reconstruction in children, based on biplanar low-dose stereo radiography images.

In clinical practice, quantitative radiological indices are mandatory for diagnosis purposes (compared to normality corridors) and longitudinal follow-up of a given patient. In both cases, estimation of the uncertainty (95% CI) is necessary for assessing the clinical relevance of the observed data. From this study we can consider that the lateral tibio-calcaneal angle, the calcaneal pitch, the metatarsal stacking angle and the AP view tibio-talar angle are highly reliable, as their SDr is around 2.5° (95% CI under 5°), and this result is close to the known intra and inter observer variability on plain radiographs (less than 3°)(18).

The lowest reproducibility of anatomical landmarks concerns the calcaneus. On an AP view of the foot, the difficulties are related to the superposition of bony structures, explaining that the CA point cannot be precisely plotted on the Y-axis (Fig. 4.4a). On the X-axis, the difficulties in placing the CP point are related to the lack of ossification of this part of the bone in some children (Fig. 4.4b), depending on the bone maturation.



Figure 4.4a



Figure 4.4b

Figure 4.4:

Figure 4.4a: Calcaneal bone AP view. The CA point is not visible on this view.

Figure 4.4b: Calcaneal bone lateral view. The CP point is difficult to plot as ossification is not achieved.

Compared to the first contribution concerning 3D reconstructions of the foot in weight-bearing position from low dose biplanar X-Ray, done in adults (16), fewer radiological parameters are reported in the current study. There are 2 main concerns compared to adult foot when considering children's one: first, many part of the bone are less visible because of the lack of ossification related to the incomplete bone maturation. Second, the foot is smaller, increasing the risk of high uncertainty in angular measurements. That explains that some parameters reported in the adult study still cannot be described in this pediatric one.

Nevertheless, radiological parameters were chosen according to their relative importance for paediatric orthopaedic surgeons. Two-dimensional normal values of these angles are well known and reported in table 6. Precise description of the foot requires measuring all these angles and comparing their values to the normal ones (17-20). This precise description helps surgeons to fully understand the physiopathology of the foot, allowing accurate treatment planning. Combination of angles is mandatory to describe the foot: as an example, on a lateral view, the calcaneal pitch and the tibio-calcaneal angle are used to describe the hind foot alignment (18), and, on average, decrease in case of flatfoot (21). The talo1st metatarsal angle of Meary and the metatarsal stacking angle are used to describe

the alignment of the forefoot, and are, for example, decreased in the case of flatfoot (18, 19).

Parameters values in this study are within the normality corridors published in literature, and difference between 2D values and 3D ones is under 2° (table 4.5). However, this low difference between 2D and 3D values in normal feet does not anticipate for the results on pathological feet, in which the bone and joint deformations increase the projection bias. From our results, clinicians can compare the values obtained throughout the low-dose biplanar radiographs to the well-known already published ones to evaluate the concerned foot.

There are 2 main limits in this study: first, only 10 patients (10 feet) were included in this study. Nevertheless, this limited number was sufficient to evaluate the reproducibility of the proposed method for assessing 3D radiological parameters of child foot from biplanar X-ray imaging for clinical routine. Further extensive study could yield references values. However, basic quantitative data were provided for this population as a preliminary database for abnormalities investigations. Second, only reliability is assessed through this reproducibility analysis. Trueness would require high-resolution CT scan images, which raises an ethical issue related to the irradiation dose it entails.

In conclusion, our results show that 3 dimensional landmarks and associated radiological parameters in children foot are reliable. This confirms the reliability of the low-dose biplanar radiographs to evaluate the foot in children. Based on the good reproducibility of the anatomical landmarks and geometrical elements, description of new measures to characterize the foot can be considered.

This is a promising result, because, as far as we are aware of it, this is the 1st time the foot is evaluated in 3 dimensions in real weight bearing condition in children. This work opens a wide range of following research concerning lower limb and foot relationship in standing position. Three-dimensional inter-action between them during growth, or following treatments, will be more easily assessed. Moreover, attempts to define new 3 dimensional parameters can be done. A future perspective will be to analyze the alignment of the lower limb and foot morphology based on this database. Finally, these results open the way for the development of personalized Finite Element models of the foot and ankle for assisting surgeons in treatment planning.

Acknowledgement/s

The authors thank the ParisTech BiomecAM chair program on subject-specific musculoskeletal modeling. The authors also thank Thomas Joubert for his kind technical assistance.

Partie II : Chapitre 4 : Reconstructions en 3D du pied de l'enfant à partir de radiographies biplanes : reproductibilité des paramètres radiologiques et valeurs préliminaires.

References

1. Fabry G. Clinical practice. Static, axial, and rotational deformities of the lower extremities in children. *Eur J Pediatr*. 169:529-34, 2010
2. Heath CH, Staheli LT. Normal limits of knee angle in white children--genu varum and genu valgum. *J Pediatr Orthop* 13:259-62, 1993
3. Hinman RS, May RL, Crossley KM. Is there an alternative to the full-leg radiograph for determining knee joint alignment in osteoarthritis? *Arthritis Rheum* 55: 306-13, 2006
4. Kraus VB, Vail TP, Worrell T, McDaniel G. A comparative assessment of alignment angle of the knee by radiographic and physical examination methods. *Arthritis Rheum* 52 :1730-5, 2005
5. Gheno R, Nectoux E, Herbaux B, Baldisserotto M, Glock L, Cotton A, Boutry N. Three-dimensional measurements of the lower extremity in children and adolescents using a low-dose biplanar X-ray device. *Eur Radiol* 22:765-71, 2012
6. Seringe R, Wicart P. French Society of Pediatric Orthopaedics. The talonavicular and subtalar joints: the "calcaneopedal unit" concept. *Orthop Traumatol Surg Res* 99:S345-55, 2013
7. Ledoux WR, Rohr ES, Ching RP, Sangeorzan BJ. Effect of foot shape on 3-dimensional position of foot bones. *J Orthop Res* 24: 2176-86, 2006
8. Pomero V, Mitton D, Laporte S, de Guise JA, Skalli W. Fast accurate stereoradiographic 3D-reconstruction of the spine using a combined geometric and statistic model. *Clin. Biomech* 19, 240–247, 2004
9. Sabourin M, Jolivet E, Miladi L, Wicart P, Rampal V, Skalli W. Three-dimensional stereoradiographic modeling of the rib cage before and after spinal growing rod procedures in early onset scoliosis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 25:284-91, 2010
10. Lebaillly F, Lima L.V, Clairemidi A, Aubert B, Guerard S, Chaibi Y, de Guise J, Fontaine C, Skalli W. Semi-automated stereoradiographic upper limb 3D reconstructions using a combined parametric and statistical model: a preliminary study. *Surg. Radiol. Anat* 34, 757–765, 2011
11. Chaibi Y, Cresson T, Aubert B, Hausselle J, Neyret P, Hauger O, de Guise JA, Skalli W. 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* 15:457-66, 2012.
12. Quijano S, Serrurier A, Aubert B, Laporte S, Thoreux P, Skalli W. Three-dimensional reconstruction of the lower limb from biplanar calibrated radiographs. *Med Eng Phys* 35:1703-12, 2013
13. Rampal V, Rohan PY, Assi A, Ghanem I, Rosello O, Simon AL, GAumetou E, Merzoug V, Skalli W, Wicart P. Paramètres longitudinaux et angulaires des membres inférieurs de l'enfant après 6 ans: fiabilité et valeurs de référence par stéréoradiographie EOS®. *Orthop Traumatol Surg Res* in revision

Partie II : Chapitre 4 : Reconstructions en 3D du pied de l'enfant à partir de radiographies biplanes : reproductibilité des paramètres radiologiques et valeurs préliminaires.

14. Gaumétou E, Quijano S, Ilharreborde , Presedo A, Thoreux P, Mazda K, Skalli W. EOS[®] analysis of lower extremity segmental torsion in children and young adults. *Orthop Traumatol Surg Res* 100:147-51, 2014
15. Meyrignac O, Moreno R, Baunin C, Vial J, Accadbled F, Sommet A, de Gauzy JS, Sans N. Low-dose biplanar radiography can be used in children and adolescents to accurately assess femoral and tibial torsion and greatly reduce irradiation. *Eur Radiol* 25:1752-1760, 2015
16. Rohan PY, Perrier A, Ramanoudjame M, Hausselle J, Lelièvre H, Seringe R, Skalli W, Wicart P. 3D reconstruction of foot in the weight-bearing position from bi-planar X-ray radiographs: Evaluation of accuracy and reliability. *Foot Ankle Surg.* In revision
17. Bourdet C, Seringe R, Adamsbaum C, Glorion C, Wicart P. Flatfoot in children and adolescents. Analysis of imaging findings and therapeutic implications. *Orthop Traumatol Surg Res* 99:80-7, 2013
18. Davids JR, Gibson TW, Pugh LI. Quantitative segmental analysis of weight-bearing radiographs of the foot and ankle for children: normal alignment. *J Pediatr Orthop* 25:769-76, 2005
19. Steel MW 3rd, Johnson KA, DeWitz MA, Ilstrup DM. Radiographic measurements of the normal adult foot. *Foot Ankle.* 1:151-8, 1980.
20. Moraleda L, Mubarak SJ. Flexible flatfoot: differences in the relative alignment of each segment of the foot between symptomatic and asymptomatic patients. *J Pediatr Orthop.* 31:421-8, 2011.
21. Roth S, Roth A, Jotanovic Z, Madarevic T. Navicular index for differentiation of flatfoot from normal foot. *Int Orthop.* 37: 1107-12, 2013

Partie II : Chapitre 4 : Reconstructions en 3D du pied de l'enfant : quels paramètres sont reproductibles ? Valeurs de ces paramètres

A ce stade, il est possible d'étudier chez l'enfant les membres inférieurs en totalité, pied inclus, au moyen de reconstruction en 3 dimensions, en position debout par l'intermédiaire de l'imagerie biplane.

Cependant, il s'agit d'une description uniquement statique, ne tenant pas compte des aspects fonctionnels, et de l'influence des structures musculo tendineuses ou ligamentaires pouvant modifier de façon notable les rapports articulaires lors de la marche.

C'est pourquoi, dans le chapitre 5, nous nous attacherons à étudier l'existence d'un lien réciproque entre le pied et le membre inférieur longitudinal, dans un modèle de pied pathologique, le pied bot varus équin congénital. Il s'agit d'un travail préliminaire qui associera à l'aspect statique (étude morphologique par EOS®) un aspect dynamique au moyen d'une analyse de la marche. Cela nous permettra d'étudier l'impact de la forme sur la fonction, en couplant les données cinématiques et celles issues d'EOS®.

Partie II : Chapitre 5 : étude cinématique et morphologique
en 3-dimensions du pied bot varus équin congénital
idiopathique

.

Chapitre 5 : étude cinématique et
morphologique en 3dimensions du
pied bot varus équin congénital
idiopathique

Partie II : Chapitre 5 : étude cinématique et morphologique en 3-dimensions du pied bot varus équin congénital idiopathique

Kinematic and biplanar 3D static reconstruction matching: assessment in clubfeet

Abstract

Background

Clubfoot (CF) is a pathology that affects both the morphology and the function and an objective treatment addresses both issues. Yet, to day, few studies combine radiological evaluation and Gait Analysis (GA) in clubfoot children assessment.

The aim of this preliminary study was to assess walking age CF patients combining clinical assessment, 3-Dimensional radiographic evaluation and multi-segment foot model gait analysis so as to link results of these methods, and estimate feasibility in a clinical context.

Methods

We included 10 children with a history of unilateral CF. Feet were classified following the Ghanem and Seringe classification and a complete physical examination was performed. After placing of the skin markers, a biplanar X-Ray was acquired and the gait analysis recorded. Uncertainty was evaluated through repeatability of placement markers and Monte Carlo error estimation. Finally, 3-Dimensional reconstructions of the feet were performed, and both radiologic and kinematic data were analysed.

Findings

Concerning radiographic evaluation, all parameters were within the range of reference values for Typically Developing children. Calcaneal Pitch and Tibio Calcaneal Angle were different between affected and non-affected feet. Uncertainty was evaluated as low, which allowed report of kinematic and dynamic data of the joints results. A significant difference of maximum mobility of metatarsal to hallux dorsiflexion during stance and of minimum of ankle dorsiflexion moment was reported.

Interpretation

To our knowledge, no previous study used the combination of radiological parameters with this Multi-segment Foot Model gait analysis on CF subjects. It appears that despite the very good functional results of the concerned feet, some radiological and motion differences can be detected thanks to this multi segment foot analysis, making this analysis of high interest compared to GA considering the foot as a one rigid-body segment. Therefore this work opens a wide range of following research combining the 3dimensional radiological study and the Rizzoli multi segment foot analysis of the feet of the children.

Keywords

Clubfeet; children; 3dimensional radiographs; gait analysis; feasibility

Partie II : Chapitre 5 : étude cinématique et morphologique en 3-dimensions du pied bot varus équin congénital idiopathique

Introduction

Clubfoot (CF) is a congenital pathology characterized by a triple deformation of the ankle-foot complex: equinus, adduction and supination, involving bony and non-bony structures. At birth, consensus is now made for a non-surgical treatment, either based on physiotherapy (French functional therapy¹) or on casts (Ponseti method²). Both treatments are efficient, and surgery is now almost always avoided. However, children born with a CF are reassessed periodically during childhood, as the deformities tend to relapse because of growth. The relapse is often related to muscle imbalance³, and the early detection of this abnormality is of interest to achieve the more efficient treatment. Related to the complex structure of the foot, and to the combined abnormalities in CF proper assessment of deformities is crucial to plan the treatment options aiming at a functional and painless foot. So far, assessment of clubfoot relies on observations of generic measurements and clinical features⁴.

Weight bearing standard radiograph is the only imaging method used by clinicians in daily practice to describe and follow CF patients⁵. These images are essential to quantify bone relationship abnormalities in the sagittal or transverse plane. It has been reported in the literature that several radiographic angles can be used as biomarkers to study CF patients^{4,6-9}. Radiographic images, however, provide limited information concerning the exact location of the bones with respect to others, as it is a 2-dimensional projection of a 3-dimensional object, and is subject to projection bias. In a recent work¹⁰, 3-dimensional landmarks and associated radiological parameters obtained throughout a low-dose biplanar radiographic system in children normal feet were shown to be reliable¹⁰. Combined with the already validated use of the 3-dimensional reconstructions of lower limbs in children¹¹, it opens the way to a new assessment method of lower limb and foot in children.

In addition, Gait analysis (GA) and dynamic investigation of the foot is now frequently used in literature and in clinical practice to describe the feet, or evaluate treatment results¹²⁻¹⁶. Authors globally report on increased internal rotation of the foot, and lowered mobility of the ankle joint in CF patients compared to non-affected ones^{17,18}. These studies usually consider the foot as a one rigid-body segment, allowing for example in toeing of the whole foot but with no further understanding of the structure that is inducing this characteristic. To describe more precisely this inter-segmental motion, a high number of markers was proposed to define the parameters of interest and to create the segments between which the motion is located during walk. In the adult foot, the ideal model should consider the foot as a multi-body segment to allow the calculation of motion within the foot¹⁹⁻²¹. In children, the marker placement should also be reliable to be used in small dimensions feet^{12,22,23}, and these small sizes of the foot raise technical issues, as the lowered distance between markers may increase the error associated to the position detection on the motion capture system. After analyzing several protocols¹⁵⁻²², we choose the Rizzoli Multi-segment Foot Model proposed by Leardini et al¹⁹ as the most suitable for small and deformed feet, and the most likely to describe internal mobility of the foot. Indeed, this model is reported to have a good reproducibility and considers the foot as a multi segment object, allowing internal

Partie II : Chapitre 5 : étude cinématique et morphologique en 3-dimensions du pied bot varus équin congénital idiopathique

motion evaluation. Moreover, the procedure is adequately describe in the report¹⁹ to allow to reproduce the study (Deschamps 24).

CF is a complex congenital malformation, combining structural and functional deformities. Therefore, the evaluation of CF is made jointly on a morphological and on a functional point of view by clinicians. However, few studies combine radiological evaluation and GA in clubfoot children assessment^{16, 17, 25} despite this is the way to link the functional and the anatomical status of CF treatment. However, it has already been suggested that a comprehensive study of walking age CF children combining GA, pedobarography, kinetic, and patient based outcome would be of interest¹⁸. GA system and biplanar images and related 3D reconstructions are now easily available for clinicians in health centres. The interest to combine clinical evaluation and these 2 paraclinic ways to evaluate the lower limb and feet has not yet been studied.

Therefore, the aim of this preliminary study was to assess in walking age CF patients the matching of kinematic and radiographic 3dimensional data combining clinical assessment, biplanar radiographic images and a Multi-segment Foot Model gait analysis.

Method

After approval by the ethical committee (Comité de protection des Personnes CPP NX06036), we included 10 children (9 boys and 1 girl) aged from 7 to 11 years old. They were all volunteers, recruited in the outpatient orthopaedic consultation yard. They all had a history of unilateral CF treated in the first week of life by the same Functional method¹. The only clinical residual flaw accepted to be included in the series was a minor excessive supination of the forefoot, or lowered support of the head of the 1st metatarsal on the floor. The unaffected lateral foot was used as control group.

Feet were classified following the Ghanem and Seringe classification²⁶ at the time of inclusion. Complete physical examination was also performed, and data as severity at birth, involved side, age, weight, height and past history of surgery were collected.

1. Subject preparation and imaging

After clinical evaluation of the child, and Ghanem and Seringe score completion, the same orthopaedic surgeon, experienced in anatomical palpation, placed 46 skin markers adhering to a written protocole¹⁹ (Figure 5.1).

Partie II : Chapitre 5 : étude cinématique et morphologique en 3-dimensions du pied bot varus équin congénital idiopathique



Figure 5.1: placement of markers following the Rizzoli Multi segment model¹⁹

They were placed on the foot and lower limb avoiding tendon and joint motion during gait. To perform the biplanar X-Ray, mini radiologic markers were placed instead of the ones used for the GA, so as to allow correct viewing of the bony structures (Figure 5.2).

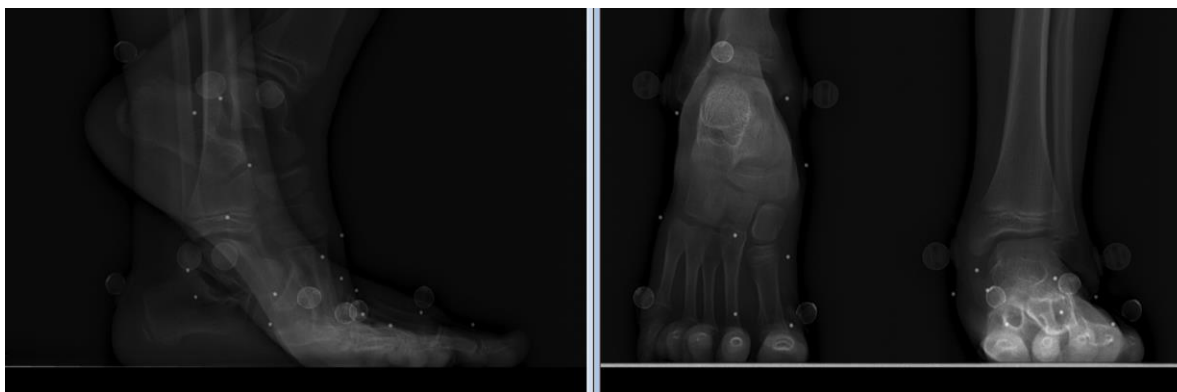


Figure 5.2: lateral and anteroposterior view of the biplanar X-ray acquisition with the markers already positioned.

Then, biplanar X-Ray images of the whole lower limb (including pelvis and feet) were acquired using the EOS device (EOS[®] Imaging, Paris, France). Three pairs of images were obtained: a whole body acquisition in the free standing position²⁷ and 2 specific incidences for the feet, one with the right foot in weight bearing position and the left one in ballerina half pointe work, the last incidence inverting the feet¹⁰. Finally, after placement of markers and EOS image acquisition, each clubfoot subject was asked to walk at self-selected pace a distance of approximately 5 m after a preliminary static reference capture image. A minimum of five valid trials was collected for each subject to ensure enough trials to provide for more reliable estimation of gait patterns. The validity of the walking trial was determined according to the correct passage through the force plates for each foot.

Partie II : Chapitre 5 : étude cinématique et morphologique en 3-dimensions du pied bot varus équien congénital idiopathique

2. Post-process

3-D reconstruction of the pelvis and lower limbs were performed according to the method proposed by Chaibi et al.²⁶ and Quijano and al.²⁸ using a custom-made software developed in the Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak at Arts et Métiers ParisTech. For the feet analysis, the methodology proposed in Rohan et al.²⁹ was adapted. Then, based on anatomical landmarks, an initial parametric model of the foot was built, and then retroprojected on the AP and profile radiographs. Manual adjustments were then performed to improve the superposition of the projected elements on bone contours¹⁰. Commonly used radiological parameters were computed³⁰: Calcaneal Pitch Angle (CPA), Tibio-Calcaneal Angle (TCA), Talo-Calcaneal Divergence (AP view) (TCD), Tibio-Talar Angle (TTA), Talo-Navicular's Coverage Angle (TNCA), Talo-Metatarsal Angle of Meary (TMAM), Talo-Metatarsal Angle (AP view) (TMA), First Metatarsal bone to Floor Angle (FMFA).

Intra-operator repeatability was assessed by reconstructions of the feet of the patients 1 to 5 three times by the same observer.

Concerning GA, a repeatability study was performed on two healthy subjects (aged 8 and 10 years old) in order to estimate the error associated with marker placement following the protocol used by Schwartz et al.³¹. The tester placed the marker on each subject three times and five valid trials were collected for each set of markers placed and for each subject. The results for inter-session and inter-trial variability were then computed and analysed. Then, error estimation was done based on the Monte Carlo simulation, to evaluate the impact of the marker placement variability and error on the final results.

For all subjects, kinematic and dynamic data were collected using a VICON motion capture system, combining 12 cameras and four synchronized AMTI force plates. From the markers, anatomical frames were computed for each considered segment in the foot. The definition of the segments and embedded frames were the one proposed by Leardini et al.¹⁹.

In addition a foot frame was defined using the calcaneum, the 1st (MT1) and the 5th (MT5) metatarsal head. Y-axis was the one perpendicular to the plane formed by these 3 points, z-axis the one perpendicular to the y-axis and going through the MT1 and MT5 points, x-axis the perpendicular one in the gait direction. Plantar/dorsal flexion was represented by the rotation x-axis, abd/adduction was defined by the rotation about the y-axis, and Inv/Eversion represented the rotation around the z-axis (y-axis). The interaction between the following pairs of segments was computed: calf-hindfoot (Ankle), hindfoot-midfoot (Cal-Mid), midfoot-forefoot (Mid-Met), hindfoot-forefoot (Cal-Met), metatarsal-hallux (Met-Hal), hip and knee. Reported inter-segmental motions were the variation of position of the distal segment relative to the proximal segment with respect to the position of reference during the static acquisition and were observed on the sagittal, transverse and coronal plane. The average of all inter-segmental angles of the group of subjects was taken to be the representative trial and used for presentation of results and discussion. The standard deviation was used to create the amplitude corridor of the results.

Partie II : Chapitre 5 : étude cinématique et morphologique en 3-dimensions du pied bot varus équien congénital idiopathique

From ground reaction forces and kinematics, joint moments and powers were also computed through an inverse dynamics procedure.

3. Statistical analysis:

Concerning the 3dimensional radiological assessment, the standard deviation (SD_r) of intra-operator repeatability was computed, and then estimated considering 95% Confidence Interval (95% CI) as $2 \cdot SD_r$. Anatomical landmarks and geometric elements were selected when 95% CI of their position was under 4 mm. Radiological parameters were considered as repeatable within a 95% CI of 3° .

Then, values of parameters of the affected (A) side were compared to reference values of healthy subjects previously reported¹¹ and to the contralateral non-affected (NA) one. Concerning the pelvis parameters, they were compared to values of a reference population¹¹.

Concerning walking study, Comparison between the A and the NA side was done with the Student t-test (BiostaTGV[®] software) considering a statistical difference for a p-value < 0.05.

Results

Ten children were included. Average age was 9.2 years old (7-11). Complete data concerning these children are reported in table 5.1.

	Affected side	Sex	Age (years old)	Initial severity (equinus)	Achille's tenotomy	Score (Ghanem and Seringe)
1	Left	Male	10	50°	Yes	96
2	Right	Male	11	60°	No	90
3	Right	Male	10	20°	No	100
4	Right	Male	8	70°	Yes	94
5	Right	Male	11	40°	No	96
6	Left	Male	8	50°	Yes	91
7	Left	Female	9	20°	No	91
8	Left	Male	7	30°	No	99
9	Right	Male	8	50°	Yes	88
10	Left	Male	10	45°	Yes	100

Table 5.1: population parameters

1. 3dimensional radiographic assessment

- a. Pelvic parameters: All parameters were within the range of reference values for typically developing (TD) children¹¹ (table 5.2).

Partie II : Chapitre 5 : étude cinématique et morphologique en 3-dimensions du pied bot varus équien congénital idiopathique

Parameter	Average Value	Reference population
Sacral slope	40 +/-8	38+/-8
Pelvic tilt	3 +/-9	6+/-7
Pelvic incidence	45 +/- 8	45+/-9

Table 5.2: pelvic parameters obtained from the biplanar reconstruction system. (Average +/-SD)

- = b. Lower limbs: longitudinal, rotational and angular parameters were all within the range of already published values in TD children¹¹ (table 5.3).

Parameter	Affected foot	Non affected foot
HKS	5 ° +/-1	4° +/-1
FTA	178° +/-2	177° +/-1
FHD	35 +/-2	34 mm +/-2
NSA	142 mm +/-7	137° +/-8
TMA	88° +/-1	89° +/-2
FMA	93° +/-1	92° +/-2
LN	36 mm +/-4	41mm +/-5
F/T	1 +/-0	1 +/-0
FT	25° +/-9	25° +/-12
TT	27° +/-23	27° +/-26

Table 5.3: lower limbs longitudinal, angular and rotational parameters: average +/-SD (FTA: femoro tibial angle, FHD: femoral head diameter, NSA: neck shaft angle, TMA: tibial mechanical angle, FMA: femoral mechanical angle, LN: length of femoral neck, F/T: ratio of femoral on tibial length, FT: femoral torsion, TT: tibial torsion)

- = c. Foot:
 - o Repeatability

Repeatability of the anatomical landmarks and primitives is reported in table 5.4.

Partie II : Chapitre 5 : étude cinématique et morphologique en 3-dimensions du pied bot varus équin congénital idiopathique

		x	y	z
Calcaneus	Anterior point of the lower part	1	3	1
	Postero inferior contact with ground	3	2	4
Hallux	1st phalanx	2	2	2
Malleolus	Lateral	3	2	3
	Medial	3	1	2
Talus	Supero lateral part	3	2	1
	Supero medial part	2	1	1
	Posterior part	2	2	2
Navicular bone		2	2	1
Head of the talus		2	2	1
MT1	Proximal part	2	2	1
	Distal part	1	3	1

Table 5.4: Repeatability of all anatomical landmarks on the foot (MT1: first metatarsal bone)

All of them had a SDr under 2 mm. SDr of axis orientation were $<2^\circ$ and $<0.5^\circ$ respectively for tibia axis and talus elliptical cylinder one.

Repeatability of parameters is reported in table 5.5. We considered as repeatable the ones with a $CI_{95\%} \leq 3^\circ$ (table 5.5).

	95% CI 2D value	95% CI 3D value
CPA	3	3
TCA	3	3
TTA	2	2
TCD	6	7
TNCA	11	10
TMAM	5	10
TMA	12	10
FMFA	3	3

Table 5.5: Repeatability of all parameters values on the foot (CPA: Calcaneal pitch angle, TCA: Lateral tibio-calcaneal angle, TTA: AP view tibio-talar angle, TCD: talo calcaneal divergence, TNCA: Talo navicular coverage angle, TMAM: talo metatarsal angle of Meary, TMA: AP talo-first metatarsal angle, FMFA: 1st metatarsal to floor angle)

○ Parameters values

Lateral tibio-calcaneal angle and calcaneal pitch angle were significantly different between A and NA groups ($p < 0.05$) (table 5.6).

Partie II : Chapitre 5 : étude cinématique et morphologique en 3-
dimensions du pied bot varus équin congénital idiopathique

	A feet	NA feet	Difference (SD)	Rampal et al. (10)	Bourdet et al. (32)	Davids et al. (30)	Steel et al. (33)	Moraleda et al. (34)
Number of feet	10			10	65	60		135
Age (years old)	7-11			9-13	7 - 18	5 - 17	Adult	Adult
TCA	75° (69° to 81°)	65° (55° to 73°)	-9° (+/-5°)	67° (54° to 77°)		65° to 75°		61° to 83°
CPA	12° (5° to 22°)	21° (16° to 31°)	7° (+/- 4°)	20° (14° to 34°)	20° to 30°	5° to 32°	11° 38°	11° to 23°
TTA	-4° (-16° to 4°)	-4° (-11° to -1°)	0° +/- 6°	0° (-10° to 7°)		-9° 12°		
FMFA	20° (14° to 31°)	20° (15° to 25°)	-1° (+/-7°)	21° (15° to 30°)	10° 20°	1° 13°	16° 30°	

Table 5.6: Values of reproducible parameters on the affected and non affected feet, and comparison with literature and comparison between Affected (A) and Non-affected (NA) side: average and SD of difference (in degree) (TCA: Lateral tibio-calcaneal angle, CPA: Calcaneal pitch angle, TTA: AP view tibio-talar angle, FMFA: 1st metatarsal to floor angle)

Partie II : Chapitre 5 : étude cinématique et morphologique en 3-dimensions du pied bot varus équin congénital idiopathique

.

2. Gait analysis

a.uncertainty

Uncertainty evaluation was based on the repeatability study of the placement markers on healthy subjects and on the Monte Carlo error estimation (figure 5.3)

Partie II : Chapitre 5 : étude cinématique et morphologique en 3- dimensions du pied bot varus équin congénital idiopathique

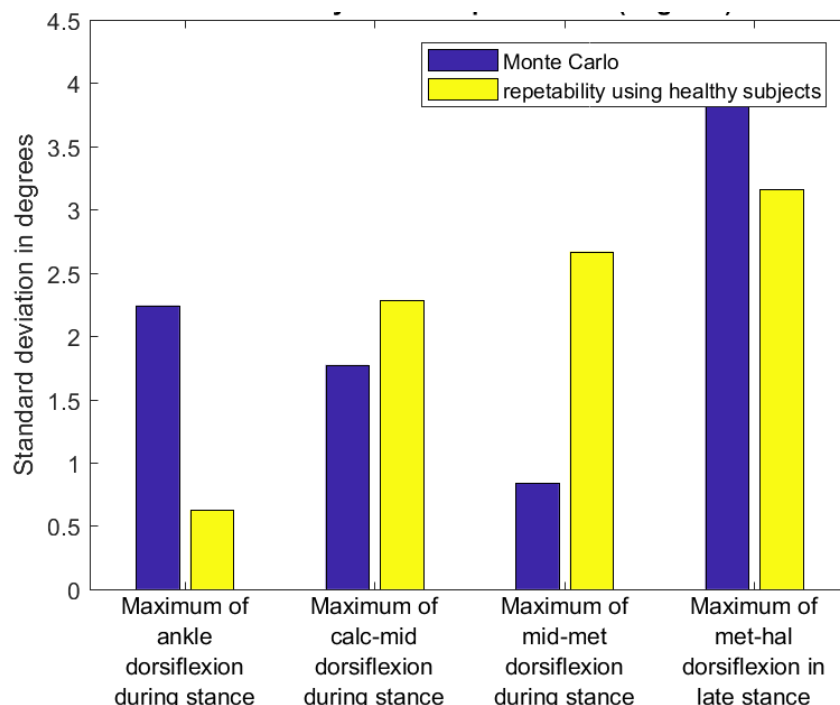


Figure 5.3: uncertainty in clinical parameters (degree) (repeatability and Monte Carlo error estimation)

b. Gait parameters

Results are reported in table 5.7, figure 5.4 and 5.5. Concerning kinematics, maximum of ankle dorsiflexion during stance and metatarsal to hallux joint mobility were significantly different between A and NA feet. Concerning dynamic ones, a significant difference was found considering the minimal ankle moment.

Partie II : Chapitre 5 : étude cinématique et morphologique en 3-
dimensions du pied bot varus équin congénital idiopathique

	Non-affected		Affected		p
	Average	SD	Average	SD	
Maximum of ankle dorsiflexion during stance (°) (x-axis)	12	4	9	4	0.008
Maximum of calc-mid dorsiflexion during stance (°) (x-axis)	6	2	7	3	0.22
Maximum of mid-met dorsiflexion during stance (°) (x-axis)	2	1	2	1	0.84
Maximum of met-hal dorsiflexion in late stance (°) (x-axis)	43	7	28	9	0.0004
Foot progression angle (°) (y-axis)	-5	5	-10	9	0.15
Minimum of ankle dorsiflexion moment (N.m/kg)	-1.3	0.1	-1.1	0.1	0.0004
Maximum of ankle dorsiflexion moment (N.m/kg)	0.1	0.1	0.2	0.1	0.31
Minimum of ankle plantarflexion power (W/kg)	0.5	0.1	0.4	0.1	0.12
Maximal ankle plantarflexion power (W/kg)	-2.8	0.8	-2.4	0.5	0.27

Table 5.7: maximal value of mobility of joints, minimum and maximum moments and power of the affected and non-affected feet (average and SD)

Partie II : Chapitre 5 : étude cinématique et morphologique en 3- dimensions du pied bot varus équin congénital idiopathique

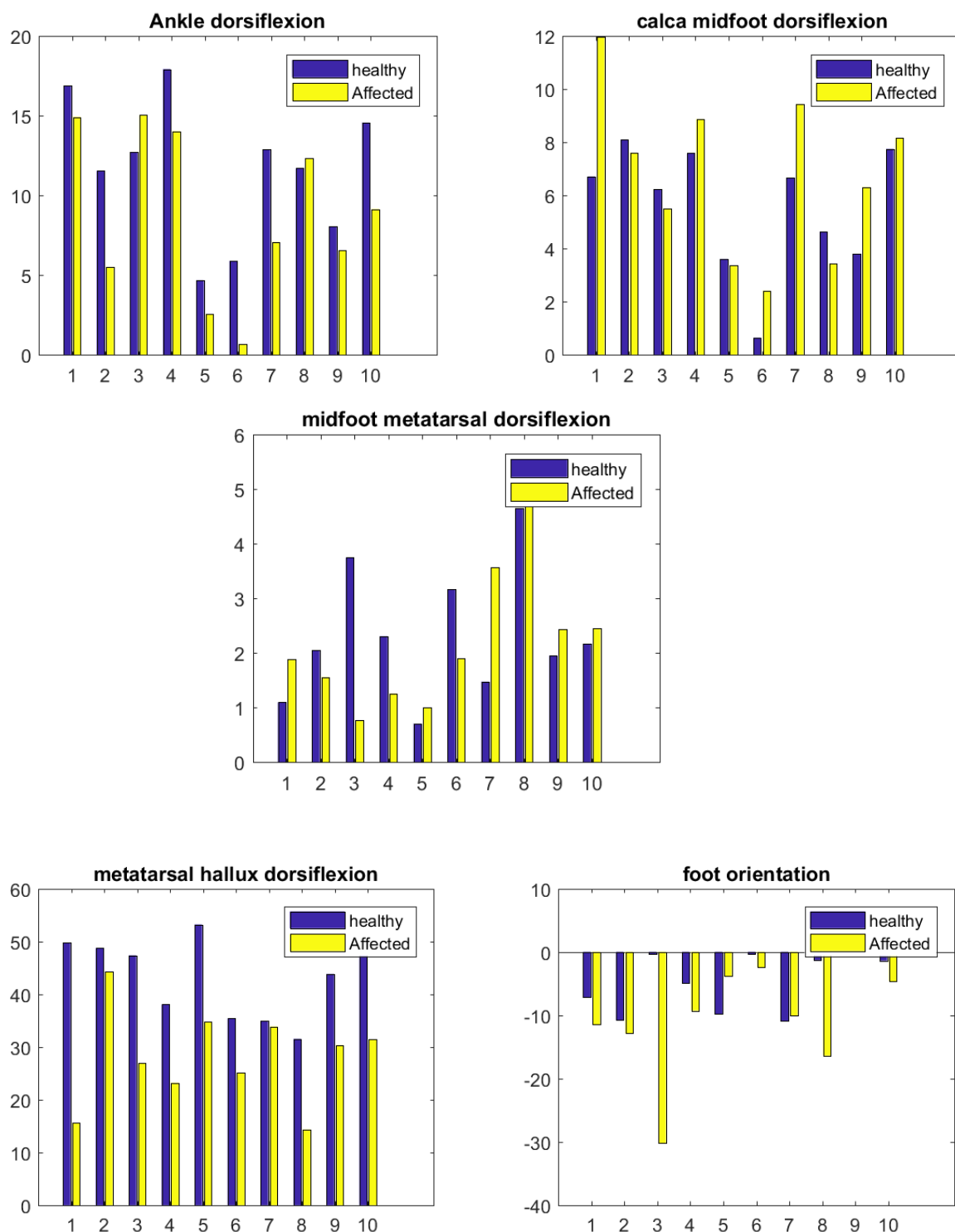


Figure 5.4: comparison of studied joint maximal mobility and global foot orientation of Affected and Non-affected foot for each subject.

Partie II : Chapitre 5 : étude cinématique et morphologique en 3-
dimensions du pied bot varus équin congénital idiopathique

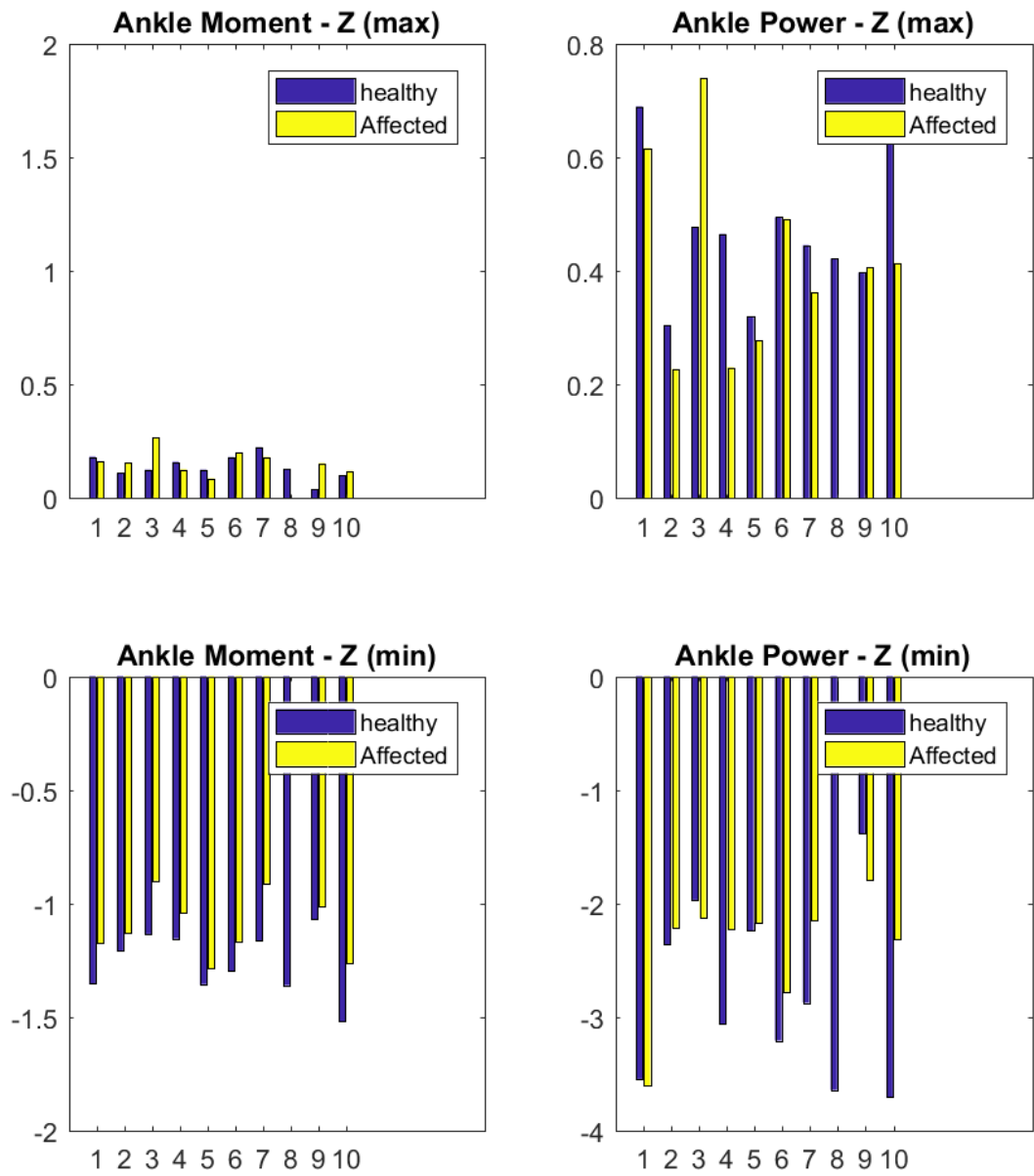


Figure 5.5: comparison of ankle moment and power of Affected and Non-affected foot for each subject.

Partie II : Chapitre 5 : étude cinématique et morphologique en 3-dimensions du pied bot varus équin congénital idiopathique

Discussion

To our knowledge, no previous study used the combination of radiological morphological parameters with the gait functional evaluation on subjects with CF recurrence. Moreover, the method reported by Leardini et al.¹⁹ was never previously used in literature to study CF cases, and usual evaluation of feet in gait analysis is based on a one-segment foot model. This is why we assessed walking age CF patients combining clinical assessment, 3-Dimensional radiographic evaluation and a complete multisegment foot evaluation during gait. The aim was to point out difference between affected and non-affected side as far as the internal joints of the foot were concerned, and to evaluate the feasibility of these combined procedures in a clinical context.

Concerning radiological parameters, we compared the CF radiological parameters values to the contralateral foot, and to a population of TD children. In the considered population, pelvic and lower limbs parameters values do not differ significantly neither from one side to the other nor from the one of TD children of previously published series^{11,35}. Concerning the foot, it has to be noted that this work is the first one reporting on 3D radiological parameters values in non-TD children. Repeatability of the reconstruction is adequate to allow us consider the parameters values, and these are concordant with previous study¹⁰ in TD children. However, calcaneal pitch angle and tibio-calcaneal angle were respectively significantly lower and higher in A feet than in NA ones. The overall small difference of the radiological parameters values between the CF patients of this series and TD children is related to the excellent result of the CF treatment for these patients, revealed by high score of Ghanem and Seringe²⁶.

Considering GA, we aimed to point out internal mobility of the foot, to describe more precisely the eventual flaws or tendency to relapse of the CF. Therefore, and to our knowledge for the first time in literature in CF children, we choose the Rizzoli Multi-segment Foot Model proposed by Leardini et al.¹⁹, as it considers the foot as a multi-body segment, on the opposite of usual used model considering it as one rigid element^{12,19-23}. Indeed, while considering the foot as 3 segments element (the calcaneus, the midfoot and the metatarsal bones) the Leardini model¹⁹ gives access to the motion between the calcaneus and the mid-foot, the calcaneus and the metatarsus and the mid-foot and the metatarsus. The only report of this model in a children population²² neither evaluates the reproducibility of the markers' placement, nor focuses on the internal foot mobility given by the markers.

As expected, the maximum of ankle dorsiflexion during stance is significantly lower in the A group than in the NA one, which is a usual finding in CF patients^{13,15,16}. A complication to conservative treatment of CF describe in various form of treatment³⁶⁻³⁹ is the rocker bottom deformity of the foot. This comprises dorsiflexion of the forefoot without correction of hindfoot equinus, resulting in a plantar convexity with false sagittal correction. Clinical examination can be misleading as the increased forefoot dosiflexion can be interpreted as improvement of the ankle dorsal flexion. In 95% of cases, the apex of the deformity is the midtarsal joint³⁹ represented in our series as the calcaneum and midfoot mobility. This is a feared complication as surgery is therefore required in more than 90% of

Partie II : Chapitre 5 : étude cinématique et morphologique en 3-dimensions du pied bot varus équin congénital idiopathique

cases³⁹. To diagnose this complication, lateral radiograph is reported to be essential³⁹, and in this work, we found a difference between affected and NA feet in the radiological 3D position of the calcaneum (overly horizontalized). However, in the considered feet, with a very good result of treatment, we failed to highlight a significant difference between the A and the NA feet internal motilities concerning the kinematic data of the mobility of the internal joints of the feet.

Finally, our study shows that the Multi-segment foot model is usable in children, as the uncertainty evaluation gives good results. The repeatability of the placement markers is high enough not to impair the Monte Carlo estimation error, and to allow relying on the obtained results. Therefore, when a GA lab and an EOS biplanar X-Ray system are associated in the same medical centre, they can be easily associated to obtain a complete evaluation of the feet. The GA requires around 1h30 to be completed, and the EOS acquisition only 10 to 15 minutes. The markers used for the GA do not impair the radiological images as despite them, bones can be easily evaluated.

One of the limits of the work is that we only collected data from 10 patients, all with a very good function of the foot thanks to a good result of the treatment. It would be of interest to have more children, and to enrol bad results' feet.

Conclusion

To conclude, despite the limited results obtained in this work by each of the methods, it confirms the interest to couple them to evaluate completely the feet. The association of clinical evaluation, morphological description by 3D imaging, and functional assessment by gait analysis is of interest in CF children, as some flaws can be seen only in one or the other of the method, making their association worthy. In particular, the Rizzoli multi segment foot analysis used in this series is of high interest, as it could points out in more pathological feet not clinically or radiologically perceptible defects.

To improve the joint analysis, a key element has to be solved: we need to get a better view of the hind-foot on the stereoradiographic analysis, so as to make its description more accurate, in particular as far as the talus and the calcaneus are concerned. That might be done through a modified positioning of the foot in the EOS cabin.

Therefore this work opens a wide range of following research combining the 3dimensional radiological study and the Rizzoli multi segment foot analysis of the feet of the children.

Partie II : Chapitre 5 : étude cinématique et morphologique
en 3-dimensions du pied bot varus équin congénital
idiopathique

References

1. Faulks S, Richards BS. Clubfoot Treatment: Ponseti and French Functional Methods are Equally Effective. *Clin Orthop Relat Res* 2009; 467:1278-82.
2. Ponseti IV. Treatment of congenital clubfoot. *J Bone Joint Surg* 1992 ; 74 (A) : 448-54
3. Zhao D, Liu J, Zhao L, Wu Z. Relapse of Clubfoot after Treatment with the Ponseti Method and the Function of the Foot Abduction Orthosis. *Clinics Orthop Surg* 2014;6:245-52.
4. Prasad P, Sen RK, Gill SS, Wardak E, Saini R. Clinico-radiological assessment and their correlation in clubfeet treated with postero-medial soft-tissue release. *Int Orthop*. 2009; 33:225-9.
5. Ippolito E, Fraracci L, Farsetti P, Di Mario M, Caterini R. The influence of treatment on the pathology of clubfoot. CT study at maturity. *J Bone Joint Surg*. 2004;86 (B):574-80.
6. Laaveg S., Ponseti I. Long-term results of treatment of congenital clubfoot. *J Bone Joint Surg*, 1980; 62 (A):23-31
7. Ono K, Hayashi H. Residual deformity of treated congenital clubfoot. A clinical study employing frontal tomography of the hind part of the foot. *J Bone Joint Surg* 1974; 56 (A) :1577-85
8. Lau J., Meyer L, Lau HC. .Results of surgical treatment of talipes equinovarus congenital. *Clin Orthop Relat Res*. 1989; 248:219-26.
9. Porat S., Kaplan L. Critical analysis of results in clubfeet treated surgically along Norris Carroll approach. seven years of experience. *J Pediatr Orthop* 1989; 9:137-43.
10. Rampal V, Rohan PY, Saksik R, Wicart P, Skalli W. Three-Dimensional Morphologic Study Of Child Foot Based On Biplanar X-Ray Imaging: Reproducibility Of Radiological Parameters And Preliminary Values. *Foot and Ankle Surgery* (in revision)
11. Rampal V, Rohan PY, Assi A, Ghanem I, Rosello O, Simon AL, Gaumetou E, Merzoug V, Skalli W, Wicart P. Paramètres longitudinaux et angulaires des membres inférieurs de l'enfant après 6 ans: fiabilité et valeurs de référence par stéréoradiographie EOS®. *Orthop Traumatol Surg Res*. (in press)
12. Theologis TN, Harrington ME, Thompson N, Benson MK. Dynamic foot movement in children treated for congenital talipes equinovarus. *J Bone Joint Surg*, 2003; 85 (B):572-7
13. Karol LA, Jeans KA. Assessment of Clubfoot Treatment Using Movement Analysis. *J Exp Clin Med* 2011;3:228-32
14. Sankar WN, Rethlefsen SA, Weiss J, Kay RM. The recurrent Clubfoot. Can gait analysis help us make better preoperative decisions? *Clin Orthop Relat Res* 2008; 467:1214-22
15. Karol LA, Jeans K, El-Hawary R. Gait Analysis after initial Nonoperative Treatment for Clubfeet: Intermediate Term Followup at Age 5. *Clin Orthop Relat Res* 2009; 467:1206-13

Partie II : Chapitre 5 : étude cinématique et morphologique en 3-dimensions du pied bot varus équin congénital idiopathique

- 16.El-Hawary R, Karol LA, Jeans KA, Richards BS. Gait analysis of children treated for clubfoot with physical therapy or Ponseti cast technique.*J Bone Joint Surg* 2008; 90 (A):1508-16.
- 17.Jeans KA, Erdman AL, Jo CH, Karol LA. A longitudinal review of gait following treatment for idiopathic clubfoot: gait analysis at 2 and 5 years of age. *J PediatrOrthop*.2016;36:565-71.
- 18.Karol LA, Jeans KA, Kaipus KA. The relationship between gait, Gross motor function and parental perceived outcome in children with clubfeet. *J Pediatr Orthop*. 2016 ; 36 : 145-51
- 19.Leardini A, Sawacha Z, Paolini G, Inghrasso S, Nativio R, Benedetti MG. A new anatomically based protocol for gait analysis in children.*Gait Posture* 2007; 26: 560-71.
- 20.Stebbins J, Harrington M, Thompson N, Zavatsky A, Theologis T. Repeatability of a model for measuring multi-segment foot kinematics in children. *Gait Posture* 2006;23: 401-10.
- 21.Myers KA¹, Wang M, Marks RM, Harris GF. Validation of a Multisegment Foot and Ankle Kinematic Model for Pediatric Gait. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*. 2004;12:122-30.
- 22.Deschamps K, Staes F, Peerlinck K, Van Geet C, Hermans C, Matricali GA, Lobet S.3D Multi-segment foot kinematics in children: A developmental study in typically developing boys.*Gait Posture* 2007;52: 40-44.
- 23.Saraswat P, MacWilliams BA, Davis RB.A multi-segment foot model based on anatomically registered technical coordinate systems: Method repeatability in pediatric feet.*Gait Posture*. 2012 ;35:547-55.
- 24.Deschamps K, Staes F, Roosen P, Nobels F, Desloovere K, Bruyninckx H, Matricali GA. Body of evidence supporting the clinical use of 3D multisegment foot models: a systematic review. *Gait Posture*. 2011;33:338-49
- 25.Lampe R, Mitternacht J, von Pfister L, Turova V, Blumenstein T, Alves-Pinto A. Development of congenital clubfoot during growth : a long – term study on the basis of pedobarography, biomechanics, and magnetic resonance imaging measurements of muscle volumes. *J Pediatr Orthop* 2017 ; 26(B) : 122-32
- 26.Ghanem I, Seringe R. Comparaison des méthodes d'évaluation des résultats du traitement du PBVE congénital. *Rev Chir Orthop* 1995 ; 81 : 616-21 (in French)
- 27.Chaibi Y, Cresson T, Aubert B, Hausselle J, Neyret P, Hauger O, de Guise JA, Skalli W. 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.

Partie II : Chapitre 5 : étude cinématique et morphologique
en 3-dimensions du pied bot varus équin congénital
idiopathique

28. Quijano S, Serurier A, Aubert B, Laporte S, Thoreux P, Skalli W. Three dimensional reconstruction of the lower limb from biplanar calibrated radiographs *Med Eng Phys* 2013;35:1703-12
29. Rohan PY, Perrier A, Ramanoudjame M, Hausselle J, Lelièvre H, Seringe R, Skalli W, Wicart P. 3D reconstruction of foot in the weight-bearing position from bi-planar X-ray radiographs: Evaluation of accuracy and reliability. *Foot Ankle Surg*. In revision
30. Davids JR, Gibson TW, Pugh LI. Quantitative segmental analysis of weight-bearing radiographs of the foot and ankle for children: normal alignment. *J Pediatr Orthop* 2005;25:769-76
31. Schwartz MH, Trost JP, Wervery RA. Measurement and management of errors in quantitative gait data. *Gait Posture*. 2004 ;20 :196-203.
32. Bourdet C, Seringe R, Adamsbaum C, Glorion C, Wicart P. Flatfoot in children and adolescents. Analysis of imaging findings and therapeutic implications. *Orthop Traumatol Surg Res* 99:80-7,2013
33. Steel MW 3rd, Johnson KA, DeWitz MA, Ilstrup DM. Radiographic measurements of the normal adult foot. *Foot Ankle*. 1980;1:151-8
34. Moraleda L, Mubarak SJ. Flexible flatfoot: differences in the relative alignment of each segment of the foot between symptomatic and asymptomatic patients. *J Pediatr Orthop*. 2011; 31:421-8
35. Gaumétou E, Quijano S, Ilharreborde B, Presedo A, Thoreux P, Mazda K, Skalli W. EOS analysis of lower extremity segmental torsion in children and young adults. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2014;100:147-51.
36. Kite JH. Nonoperative treatment of congenital clubfoot. *Clin Orthop Relat Res*. 1972 May;84:29-38
37. Ponseti IV. Congenital clubfoot. In: *Fundamentals of treatment*. Oxford: Oxford Medical Publications, 1996:133-80
38. Crawford AH, Gupta AK. Clubfoot controversies: complications and causes for failure. *Instr Course Lect*. 1996;45:339-46
39. Koureas G, Rampal V, Mascard E, Seringe R, Wicart P. The incidence and treatment of rocker bottom deformity as a complication of the conservative treatment of idiopathic congenital clubfoot. *J Bone Joint Surg*. 2008; 90(B):57-60

Conclusion générale

Conclusion générale

En conclusion, cette thèse avait pour objectif de contribuer à l'analyse quantitative, morphologique et fonctionnelle du membre inférieur de l'enfant. Pour répondre à la problématique, plusieurs aspects ont été abordés et traités dans les différents chapitres :

Dans le chapitre 1, nous avons validé les reconstructions issues d'EOS et réalisées en pratique quotidienne chez l'enfant, réalisées le plus souvent par des techniciens de radiologie formés mais non experts. Ce travail a été fait pour l'enfant sain mais également pour l'enfant paralysé cérébral et celui ayant des anomalies orthopédiques. Ainsi nous avons montré que les incertitudes étaient faibles, inférieures à 4 mm et 5°, ce qui confirme la possibilité d'utilisation en routine clinique de ces mesures. De plus, nous avons collecté des valeurs de référence issues d'une population de 129 patients sains, valeurs pouvant servir de repère au clinicien utilisant ce système. Nous avons mis en relief un invariant, le ratio longueur du fémur sur longueur du tibia, toujours égal à 1,1. Ainsi ce travail ouvre la perspective d'analyses à large échelle, et permet de confirmer que le système EOS peut être utilisé en pratique quotidienne pour décrire les MI des enfants, même en cas de déformations orthopédiques ou de paralysie cérébrale.

Cependant le pied était absent de cette analyse, et nous avons dans le chapitre 2 proposé un nouveau modèle de pied adapté à l'enfant, et permettant d'obtenir des éléments très prometteurs. La difficulté principale résidait dans le repérage de points de repère anatomiques, repérable sur l'incidence de face et de profil du pied. Cependant nous avons pu mettre en relief une série de repères anatomiques qui ont une bonne reproductibilité intra et inter observateur, permettant d'aboutir à plusieurs paramètres radiologiques reproductibles. Il s'agit d'une étude préliminaire et les recherches en cours à l'Institut permettront probablement d'améliorer les méthodes de reconstruction, pour permettre en particulier d'augmenter la reproductibilité de certaines zones anatomiques comme la tête du talus ou le calcaneum. Bien que le nombre de sujets soit encore limité, la faisabilité a été démontrée et nous avons rapporté des premières valeurs de référence de ces paramètres reproductibles pour une cohorte de pied d'enfant normaux. Cela ouvre de nombreuses perspectives concernant le pied, telles que, l'augmentation du nombre de paramètres mesurable en 3 dimensions ou la création de nouveaux paramètres permettant d'étudier le pied en 3D. Le but final est de pouvoir inclure de façon courante le pied en 3 dimensions dans l'étude des membres inférieurs, chez l'enfant.

Enfin, dans le chapitre 3, nous avons étudié à la fois sur le plan clinique, sur le plan radiologique en 3 dimensions, et sur le plan fonctionnel par l'analyse de la marche un modèle de pied pathologique (pied bot varus équin). Cela nous a conduit à confirmer la faisabilité et l'intérêt de coupler ces différentes évaluations de façon concomitante, afin d'avoir une vision globale des problèmes. Pour l'analyse de la marche, nous avons choisi un modèle de pied multisegmentaire complexe, ayant pour but de décrire le plus complètement possible les mobilités internes du pied. Grâce à la radiographie 3D et à ce modèle complexe de pied à la marche, nous avons pu démontrer des modifications structurales et de mobilité non suspectées sur les simples données d'examen clinique, confirmant donc l'intérêt d'associer ces différents modes d'analyse. Cette étude globale a tout son intérêt en pratique clinique, bien sûr pas de manière univoque pour tous les patients, cette étude préliminaire ne permet pas d'émettre des recommandations, mais pour certains patients sélectionnées, chez qui l'analyse fine des mobilités du médio pied a tout son

Conclusion générale

intérêt. Le protocole établi dans ce travail qui ne concerne que les PBVE peut s'étendre à d'autres pathologies.

Au terme de ce travail, les moyens d'étude des membres inférieurs de l'enfant en 3 dimensions se sont enrichis d'une fiabilité démontrée pour les segments longitudinaux, et d'un nouveau modèle pour le pied. Ce travail fait partie d'une volonté globale d'aider les médecins dans l'analyse de l'alignement des MI, afin d'améliorer le suivi des patients ou de planifier les traitements.

L'ensemble du travail réalisé contribue donc à apporter aux cliniciens une aide afin de décrire et d'évaluer les membres inférieurs des enfants, normaux ou pathologiques. Les mesures obtenues par radiographie biplane sont fiables et reproductibles, que les reconstructions soient faites par des experts ou des techniciens de radiologie, ce qui les rend particulièrement accessibles pour les médecins en consultation. Les résultats obtenus en ce qui concerne le pied permettent déjà d'utiliser la radiographie biplane pour caractériser des défauts principaux des pieds, au moyen d'angles radiographiques connus et utiles en clinique quotidienne. Les améliorations attendues vont permettre de développer son intérêt en permettant la description de nouveaux paramètres descriptifs du pied. Enfin, l'analyse conjointe morphologique et fonctionnelle, réalisée cliniquement par les cliniciens en pratique quotidienne de consultation, va pouvoir être standardisée et améliorée par l'utilisation de la radiographie biplane et de l'analyse de la marche, afin de lier forme et fonction du pied, et d'obtenir une évaluation globale et complète des défauts, structurels osseux et fonctionnels musculo-ligamentaires.

Bibliographie

Ahlbäck S. Osteoarthritis of the knee. A radiographic investigation. Acta Radiol Diagn (Stockh). 1968:Suppl 277:7-72.

Assi A, Chaibi Y, Presedo A, Dubousset J, Ghanem I, Skalli W. Three-dimensional reconstructions for asymptomatic and cerebral palsy children's lower limbs using a biplanar X-ray system: a feasibility study. Eur J Radiol. 2013 ; 82:2359-64.

Aubert B, Vergari C, Ilharreborde B, Courvoisier A, Skalli W. 3D reconstruction of rib cage geometry from biplanar radiographs using a statistical parametric model approach. Comput Methods Biomech Biomed Eng Imaging Vis 2016;4:281–95.

Baudoin A, Skalli W, de Guise JA, Mitton D. Parametric subject-specific model for in vivo 3D reconstruction using bi-planar X-rays: application to the upper femoral extremity. Med Biol Eng Comput. 2008 Aug;46(8):799-805. doi: 10.1007/s11517-008-0353-8. Epub 2008 Jun 10.

Beebe MJ, Wylie JD, Bodine BG, Kapron AL, Maak TG, Mei-Dan O, Aoki SK. Accuracy and Reliability of Computed Tomography and Magnetic Resonance Imaging Compared With True Anatomic Femoral Version. J Pediatr Orthop. 2017 Jun;37(4):e265-e270.

Bleck EE, Minaire P. Persistent mediale deviation of the neck of the talus : a common cause of in-toeing in children. J Pediatr Orthop. 1983 ; 3 : 149-59

Bollini G. In Chirurgie et orthopédie du pied. Sauramps Médical 1988

Botchu R, Bharath A, Davies AM, Butt S, James SL. Current concept in upright spinal MRI. Eur Spine J. 2017 Sep 21. doi: 10.1007/s00586-017-5304-3.

Bourdet C, Seringe R, Adamsbaum C, Glorion C, Wicart P. Flatfoot in children and adolescents. Analysis of imaging findings and therapeutic implications. Orthop Traumatol Surg Res. 2013 Feb;99(1):80-7

Brenner DJ. What we know and what we don't know about cancer risks associated with radiation doses from radiological imaging. Br J Radiol 2014;87:20130629

Chaibi Y, Cresson T, Aubert B, Hausselle J, Neyret P, Hauger O, de Guise JA, Skalli W. 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,

Craxford AD, Minns RJ, Park C. Plantar pressure and gait parameters : a study of foot shape and limb rotations in children. J Pediatr Orthop. 1984 ; 4 : 477-81

Davids JR, Gibson TW, Pugh LI. Quantitative segmental analysis of weight-bearing radiographs of the foot and ankle for children: normal alignment. J Pediatr Orthop. 2005 ;25:769-76.

Deschênes S, Charron G, Beaudoin G, Labelle H, Dubois J, Miron MC, Parent S.

Bibliographie

Diagnostic imaging of spinal deformities: reducing patients radiation dose with a new slot-scanning X-ray imager. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2010 Apr 20;35(9):989-94.

Dimeglio A., Croissance des membres inférieurs, in *Les inégalités de longueur des membres inférieurs*, Sauramps Médical 1998

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;189:287-297-300.

Fabry G. Clinical practice. Static, axial, and rotational deformities of the lower extremities in children. *Eur J Pediatr*. 2010.169:529-34.

Feydy A, Ferey S, Merzoug V, Guerini H, Chevrot A, Dubousset J, Kalifa G, Drape J-L. Imagerie De la scoliose. Place du système EOS. In *Société d'imagerie musculo-squelettique. Congrès thématique de juin*. Paris Sauramps Médical. 2008

Folinais D, Thelen P, Delin C, Radier C, Catonne Y, Lazennec JY. Measuring femoral and rotational alignment: EOS system versus computed tomography. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2013 Sep;99(5):509-16

Gaumétou E, Quijano S, Ilharreborde , Presedo A, Thoreux P, Mazda K, Skalli W. EOS[®] analysis of lower extremity segmental torsion in children and young adults. *Orthop Traumatol Surg Res* 2014; 100:147-51

Gottschalk H, Karol L. Gait Analysis of Children Treated for Moderate Clubfoot with Physical Therapy vs the Ponseti Cast Technique. 2010, *J Pediatr Orthop* , pp. 30:235-239.

Guenoun B, Zadegan F, Aim F, Hannouche D, Nizard R. Reliability of a new method for lower-extremity measurements based on stereoradiographic three-dimensional reconstruction. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2012 Sep;98(5):506-13

Guichet J-M, Javed A, Russell J, Saleh M. Effect of the foot on the mechanical alignment of the lower limbs. *Clin Orthop*. 2003;415:193-201.

Hansen BB. Introducing Standing Weight-bearing MRI in the Di-agnostics of Low Back Pain and Degenerative Spinal Disorders. *Dan Med J*. 2017 Oct;64(10).

Hawary R, Richards S. Gait analysis of children treated for clubfoot with physical therapy or Ponseti cast technique. 2008, *J Bone Joint Surg Am.*, pp. 90:1508-16.

Humbert L, De Guise JA, Aubert B, Godbout B, Skalli W. 3D reconstruction of the spine from biplanar X-rays using parametric models based on transversal and longitudinal inferences. *Med Eng Phys* 2009;31:681–7.

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.

Bibliographie

- Karol L , Hawary R. Gait Analysis after initial Nonoperative Treatment for Clubfeet: Intermediate Term Followup at Age 5. 2009, Clin Orthop Relat Res, pp. 467(5) 1206-1213.
- Kawakami H, Sugano N, Yonenobu K, Yoshikawa H, Ochi T, Hattori A, Suzuki N. Effects of rotation on measurement of lower limb alignment for knee osteotomy. J Orthop Res. 2004 Nov;22(6):1248-53.
- Lagacé PY, Billuart F, Ohi X, Skalli W, Tétreault P, de Guise J, Hagemeister N. Analysis of humeral head displacements from sequences of biplanar X-rays: repeatability study and preliminary results in healthy subjects. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2012;15:221-9.
- Leardini A, Benedetti MG, Berti L, Bettinelli D, Nativio R, Giannini S. Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait. Gait Posture. 2007;25:453-62.
- Lebailly F, Lima L.V, Clairemidi A, Aubert B, Guerard S, Chaibi Y, de Guise J, Fontaine C, Skalli W. Semi-automated stereoradiographic upper limb 3D reconstructions using a combined parametric and statistical model: a preliminary study. Surg. Radiol. Anat 34, 757–765, 2011
- Lerat JL. "Indications de la correction des troubles de torsion des membres inférieurs chez l'adulte." Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. 1982;68:66-70.
- Liodakis E, Kenawey M, Doxastaki I, Krettek C, Haasper C, Hankemeier S. Upright MRI measurement of mechanical axis and frontal plane alignment as a new technique: a comparative study with weight bearing full length radiographs. Skeletal Radiol. 2011 Jul;40(7):885-9
- Lösel S, Burgess-Milliron MJ, Micheli LJ, Edington CJ. A simplified technique for determining foot progression angle in children 4 to 16 years of age. J Pediatr Orthop. 1996 Sep-Oct;16(5):570-4.
- McKenna C, Wade R, Faria R, Yang H, Stirk L, Gummerson N, Sculpher M, Woolacott N. EOS 2D/3D X-ray imaging system: a systematic review and economic evaluation. Health Technol Assess. 2012;16(14):1-188
- Meyrignac O, Moreno R, Baunin C et al. Low-dose biplanar radiography can be used in children and adolescents to accurately assess femoral and tibial torsion and greatly reduce irradiation. Eur Radiol 2015.25:1752-1760
- Morin Doody M, Mandel JS, Linet MS, Ron E, Lubin JH, Boice JD Jr, Fraumeni JF Jr. Mortality among Catholic nuns certified as radiologic technologists. Am J Ind Med. 2000 Apr;37(4):339-48.
- Mudge AJ, Bau KV, Purcell LN, Wu JC, Axt MW, Selber P, Burns J. Normative reference values for lower limb joint range, bone torsion, and alignment in children aged 4-16 years. J Pediatr Orthop B 2014; 23 (1): 15-25

Bibliographie

Myers K, Wang M, Marks RM, Harris GF. Validation of a Multisegment Foot and Ankle Kinematic Model for Pediatric Gait. 2004, IEEE, Vol. 12. Nowicki PD, Vanderhave KL, Farley FA, Kuhns LR, Dahl W, Caird MS. Reliability of digital radiographs for pediatric lower extremity alignment. *J Pediatr Orthop*. 2012 Sep;32:631-5.

Ohl X, Lagacé PY, Billuart F, Gagey O, Skalli W, Hagemester N. Robustness and reproducibility of a glenoid-centered scapular coordinate system derived from low-dose stereoradiography analysis. *J Appl Biomech*. 2015;31:56-61

Olender G, Hurschler C, Fleischer B, Friese KI, Sukau A, Gutberlet M, Becher C. Validation of an anatomical coordinate system for clinical evaluation of the knee joint in upright and closed MRI. *Ann Biomed Eng*. 2014 May;42(5):1133-42

Outrequin G., Anatomie clinique, Tome 1 : les Membres, Springer 1991

Pomero V, Mitton D, Laporte S, de Guise JA, Skalli W. Fast accurate stereoradiographic 3D-reconstruction of the spine using a combined geometric and statistic model. *Clin. Biomech* 19, 240–247, 2004

Quijano S, Serrurier A, Aubert B, Laporte S, Thoreux P, Skalli W. Three dimensional reconstruction of the lower limb from biplanar calibrated radiographs. *Med Eng Phys* 2013; 35:1703-12

Ramadier JO, Buard JE, Lortat-Jacob A, Benoit J. Radiological assessment of knee deformity in the frontal plane (author's transl). *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*. 1982;68:75-8

Roskopf AB, Ramseier LE, Sutter R, Pfirrmann CW, Buck FM. Comparison of 3D models based on low-dose biplanar radiography and low-dose CT. *Am J Roentgenol*. 2014.202:W285-W291

Roth S, Roth A, Jotanovic Z et al. Navicular index for differentiation of flatfoot from normal foot. *Int Orthop*. 2013;37: 1107-12

Saini UC, Bali K, Sheth B, Gahlot A. Normal development of the knee angle in healthy Indian children: a clinical study of 215 children. *J Child Orthop*. 2010.4:579-86.

Sabharwal S, Zhao C, Edgar M. Lower limb alignment in children: reference values based on a full-length standing radiograph. *J Pediatr Orthop*. 2008.28:740-6.

Salenius et al., 1975), Salenius P, Vankka E . The development of the tibiofemoral angle in children. *J Bone Joint Surg* 1975.57-A:259-61.

Schneider B, Laubenberger J, Jemlich S, Groene K, Weber HM, Langer M. Measurement of femoral antetorsion and tibial torsion by magnetic resonance imaging. *Br J Radiol*. 1997 Jun;70(834):575-9.

Bibliographie

Schlégl ÁT, Szuper K, Somoskeöy S, Than P. Three dimensional radiological imaging of normal lower-limb alignment in children. *Int Orthop*. 2015 Oct;39(10):2073-80.

Simon J, Doederlein L. The Heidelberg foot measurement method: Development, description and assessment. *Gait & Posture* 2006 ; 23 :411-424.

Sled EA, Sheehy LM, Cooke TD. Reliability of lower limb alignment measures using an established landmark-based method with a customized computer software program. *Rheumatol. Int*. 2011 ; 31 : 71-77

Staheli LT, Corbett M, Wyss C, King H. "Lower extremity rotational problems in children. " *J Bone Joint Surg*. 1985;67-A: 39-47

Szuper K, Schlégl ÁT, Leidecker E, Vermes C, Somoskeöy S, Than P. Three-dimensional quantitative analysis of the proximal femur and the pelvis in children and adolescents using an upright biplanar slot-scanning X-ray system. *Pediatr Radiol*. 2015 Mar;45(3):411-21

Tanguy A, Descamps S. Biomécanique et anatomie fonctionnelle de l'arrière pied et du médio pied. In les déformations du pied de l'enfant et de l'adulte. Cahier d'enseignement de la SOFCOT. Elsevier Masson 2010

Than P, Szuper K, Somoskeöy S, Warta V, Illés T. Geometrical values of the normal and arthritic hip and knee detected with the EOS imaging system. *Int Orthop* 2012.36:1291-7.

Thépaut M, Brochard S, Leboucher J, Lempereur M, Stindel E, Tissot V, Borotikar BS. Measuring physiological and pathological femoral anteversion using a biplanar low-dose X-ray system: validity, reliability, and discriminative ability in cerebral palsy. *Skeletal Radiol*. 2016 Feb;45(2):243-50.

Villers P, Cartier P. Method of radiological measurement for adjusting partial prosthesis of the knee. *Ann Radiol (Paris)*. 1978 Oct-Nov;21(7):545-6.

Wicart P. Cavus foot, from neonates to adolescents. *Orthop Traumatol Surg Res OTSR* 2012;98:813–28.

CONTRIBUTION A L'ANALYSE QUANTITATIVE, MORPHOLOGIQUE ET FONCTIONNELLE DU MEMBRE INFERIEUR DE L'ENFANT

RESUME :

L'examen clinique et les radiographies standard des membres inférieurs et des pieds comportent des biais liés à la reproductibilité et à la projection en 2 dimensions d'un objet en 3D. La reconstruction en 3D des segments anatomiques à partir d'images biplanes acquises en position debout doit permettre de s'affranchir de ces biais, au prix d'une irradiation modérée. La 1^{ère} partie de ce travail a posé la question de l'utilisation en pratique clinique courante des reconstructions en 3D issues de ce système, et a permis de valider la reproductibilité de celles-ci ainsi que de donner des valeurs de référence de ces paramètres mesurés en 3D. La 2^{ème} partie a consisté en l'adaptation d'un modèle de reconstruction de pieds de l'adulte à ceux de l'enfant, a permis de vérifier la reproductibilité des données obtenues, ainsi que de rapporter des valeurs préliminaires de paramètres de mesures radiologiques. Enfin, la 3^{ème} partie consistait en l'analyse complète de pieds pathologiques (pied bot varus équin) associant examen clinique, morphologie radiologique (obtenues par EOS®) et fonction du pied à la marche, en utilisant le modèle multi segmentaire de Rizzoli, permettant de détecter les mobilités internes du pied. Cette association de ces moyens d'étude a montré tout son intérêt, en mettant en évidence des modifications radiologiques ou d'analyse de la marche non perceptible à l'examen clinique, et nécessitant un modèle de pied multisegmentaire pour être remarqués.

Mots clés : stereoradiographie, marche, membre inférieur, pied, enfant, pied bot

CONTRIBUTION TO THE QUANTITATIVE, MORPHOLOGIC, AND FUNCTIONAL ANALYSIS OF THE LOWER LIMB IN CHILDREN

ABSTRACT:

Clinical examination and standard X-rays of the lower limbs and feet have biases related to reproducibility and to 2-dimensional projection of a 3D object. The 3D reconstruction of the anatomical segments from biplanar images acquired in a standing position should make possible to get rid of these biases, at the cost of moderate irradiation. The 1st part of this work asked the question of the use in current clinical practice of the reconstructions in 3D resulting from this system, and allowed validation of the reproducibility of these while giving reference values of the measured parameters in 3D. The 2nd part consisted in the adaptation of a model of reconstruction of the feet of the adult to those of the child, and aimed to check the reproducibility of the data obtained, and to report preliminary values of parameters of measurements. Finally, the 3rd part studied the feasibility of a complete analysis of pathological foot (congenital clubfoot) combining clinical examination, radiological morphology (EOS® images) and foot function with multi segment foot model gait analysis, able to detect internal foot mobility. It showed the interest of this association in CF children, in particular to point out radiological or functional walking defects not clinically perceptible.

Keywords : stereoradiography, gait analysis, lower limb, foot, child, clubfoot