

UNIVERSITÉ DE LILLE
FACULTÉ DE MÉDECINE HENRI WAREMBOURG
Année : 2023

THÈSE POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT
DE DOCTEUR EN MÉDECINE

**Intérêt de l'analyse morphostatique et posturographique par
photogrammétrie non irradiante dans l'ajustement des prothèses
de membre inférieur pour la prévention des troubles de la statique
rachidienne chez les enfants porteurs de prothèse de membre
inférieur.**

Présentée et soutenue publiquement le 28 septembre 2023 à 16h00
au Pôle Recherche
par **Anaïs VANDER PLANCKE**

JURY

Président :

Monsieur le Professeur Vincent TIFFREAU

Assesseurs :

Madame le Docteur Aurélie MEZEL

Monsieur le Docteur Alexandre RIMETZ

Directeur de thèse :

Monsieur le Docteur Fabien MORETTO

Avertissement

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

Sigles

EVA	<i>Echelle visuelle analogique de la douleur</i>
IMG	<i>Interruption médicale de grossesse</i>
PPA-LCI	<i>Prosthetic profil of the amputee – locomotor capabilities index</i>
SAT-Pro	<i>Satisfaction à la prothèse</i>
T6M	<i>Test de 6 minutes</i>
T10m	<i>Test de 10 mètres</i>

Liste des figures

- Figure 1** *Illustration de la morphogenèse de l'embryon entre la 4e et la 10e semaine de la grossesse*
- Figure 2** *Schématisation des principales malformations réductionnelles des membres*
- Figure 3** *Rapport épidémiologique disponible sur le site internet de Santé publique France concernant les anomalies de membres*
- Figure 4** *Principe de la reconstruction d'un objet 3D par photogrammétrie*
- Figure 5** *Étapes de reconstruction 3D du rachis de gauche à droite pour le DIERS Formetric 4D*
- Figure 6** *Schématisation du calcul de l'angle de Cobb*
- Figure 7** *Diagramme de flux d'inclusion*
- Figure 8** *Schématisation de la technique chirurgicale d'amputation selon Gritti*

Sommaire

INTRODUCTION

1. Epidémiologie	6
1.1. Amputations de membre inférieur.....	6
1.2. Agénésies de membre inférieur.....	7
2. L'analyse posturographique	10
2.1. La photogrammétrie	10
2.2. Le DIERS formetric 4D.....	11
3. La prothésisation et ses ajustements	13
4. Problématique actuelle	14

MATERIEL ET METHODES

1. Description de l'étude	15
1.1. Caractéristiques de l'étude	15
1.2. Intervention réalisée	15
1.3. Critères étudiés	16
1.3.1. Critère de jugement principal	16
1.3.2. Critères de jugement secondaires	17
1.3.3. Critères subsidiaires	17
1.3.4. Précisions concernant les questionnaires.....	18
2. Population étudiée	19
3. Cadre légal	21
4. Chronologie de l'étude	21
5. Analyses statistiques	22
5.1. Mesure du critère de jugement principal.....	22
5.2 Description des critères subsidiaires par phase.....	22
5.3. Analyses pour chaque phase	22
5.4. Analyses entre les phases.....	22

RÉSULTATS

1. Description de la population	23
2. Mesure du critère de jugement principal	24
3. Analyses du critère composite pour chaque phase	24
3.1. Concernant l'angle de Cobb	24
3.2. Concernant la déviation latérale du tronc.....	25
3.3. Concernant l'inclinaison du bassin	25
4. Evolution du critère composite entre les phases	25
4.1. Concernant l'angle de Cobb	26
4.2. Concernant la déviation latérale du tronc.....	26
4.3. Concernant l'inclinaison du bassin	26
5. Description des critères subsidiaires pour chaque phase	26
5.1. Concernant l'EVA	26

5.2. Concernant le test de marche de 6 minutes	27
5.3. Concernant le test des 10 mètres.....	27
5.4. Concernant le questionnaire Sat-Pro.....	28
5.5. Concernant le questionnaire PPA-LCI	29
6. Evolution des critères subsidiaires entre les phases.....	29
6.1. Concernant l'EVA	29
6.2. Concernant le test de marche de 6 minutes	29
6.3. Concernant le test de marche de 10 mètres	30
6.4. Concernant le questionnaire Sat-Pro.....	30
6.5. Concernant le questionnaire PPA-LCI	30
7. Focus sur les adaptations	30
DISCUSSION	
1. Principaux résultats.....	32
2. Les limites de l'étude.....	32
2.1. Population	32
2.2. Méthode	33
2.3. Analyse	34
3. Les points forts de l'étude.....	34
4. Perspectives.....	35
CONCLUSION	
BIBLIOGRAPHIE	
ANNEXES	
1. Courrier d'inclusion envoyé aux patients	40
2. Questionnaire Sat-Pro	42
3. Questionnaire PPA-LCI.....	43
4. Présentation de l'installation du DIERS Formetric 4D au centre Marc Sautelet	44
5. Exemple d'éléments podologiques utilisés pour les adaptations	45
6. Exemple d'analyse par DIERS Formetric 4D	46

INTRODUCTION

1. Epidémiologie

1.1. Amputations de membre inférieur

Les amputations de membre inférieur chez les enfants sont des procédures chirurgicales qui consistent à enlever partiellement ou totalement un membre inférieur, généralement en raison de blessures ou de maladies graves. Les amputations de membre inférieur peuvent affecter n'importe quelle partie du membre inférieur, y compris le pied, la cheville, la jambe ou le genou.

Il existe **plusieurs causes potentielles** d'amputation de membre inférieur chez les enfants.

Certaines des causes les plus courantes comprennent :

- les traumatismes : les accidents de la route, les chutes et les accidents domestiques sont les principales causes de traumatismes chez les enfants et peuvent entraîner des amputations de membre inférieur si les blessures sont graves (plaie hémorragique, absence de consolidation osseuse, absence de cicatrisation...)
- les néoplasies : relativement rares en cas de tumeur bénigne, les amputations demeurent indispensables dans le cas de tumeur maligne, au niveau du segment osseux sus-jacent au segment atteint (notamment l'ostéosarcome, le chondrosarcome, le sarcome d'Ewing...)

- les maladies vasculaires : telles que les maladies thromboemboliques, la maladie de Kawasaki, certaines vascularites, peuvent endommager les vaisseaux sanguins et entraîner une amputation de membre inférieur si elles ne sont pas traitées rapidement.
- les infections : telles que la méningite ou le sepsis, peuvent entraîner une amputation de membre inférieur si elles sont graves et ne sont pas traitées rapidement.
- les maladies congénitales : comme les malformations vasculaires (par exemple, le syndrome de Klippel-Trenaunay) ou les agénésies de membre inférieur évoluant avec la croissance qui peuvent nécessiter une amputation de membre inférieur en cas de douleurs ou de difficulté d'appareillage notamment
- les maladies de brides amniotiques : formation de bandes fibreuses très peu élastiques s'enroulant autour des membres entraînant des amputations, notamment car cette pathologie est évolutive.

Il n'existe que très **peu de données épidémiologiques** sur la prévalence pédiatrique des amputations. On peut néanmoins estimer que la prévalence des amputations de membres inférieurs chez les enfants en France est similaire à celle observée en Amérique du Nord, c'est-à-dire d'environ 1 cas pour 10 000 à 15 000 naissances vivantes. [1]

1.2. Agénésies de membre inférieur

Les agénésies de membres inférieurs, couramment appelées "amputations congénitales" sont des malformations rares dites "réductionnelles" qui se produisent lorsque les membres ne se développent pas correctement lors du stade embryonnaire

de la grossesse (début à la 4e semaine avec morphogénèse des membres achevée à la 10e semaine).

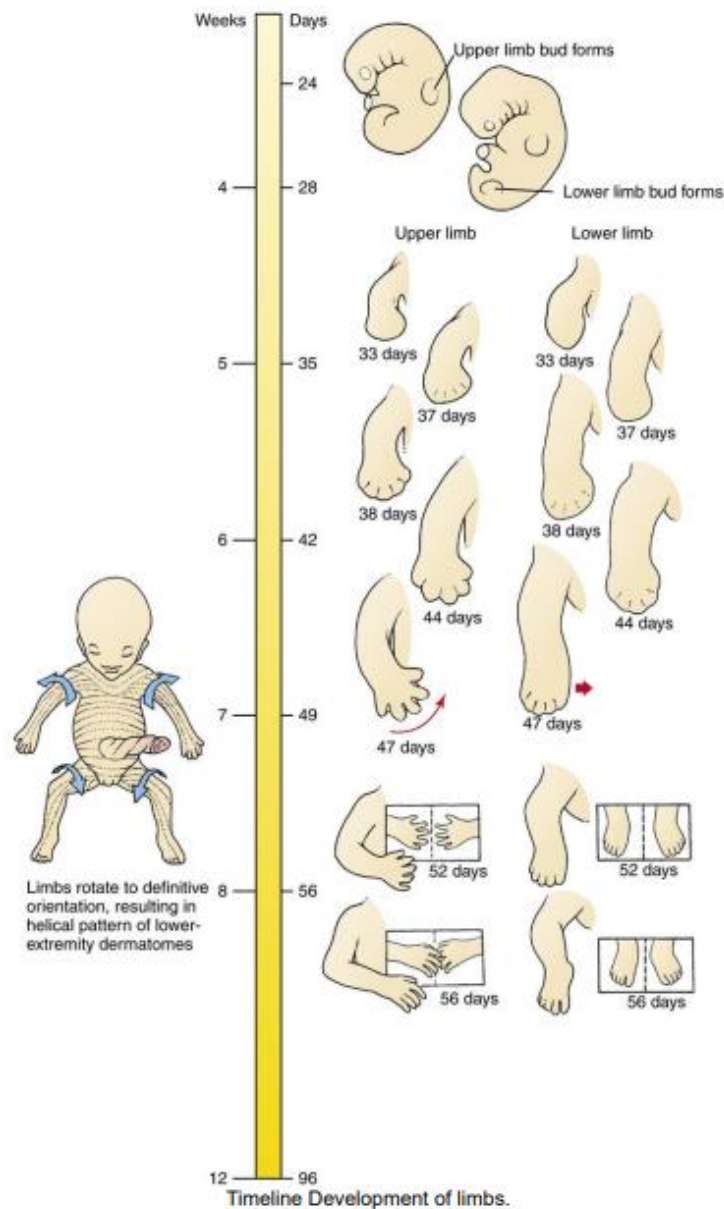


Figure 1 - Illustration de la morphogénèse de l'embryon entre la 4e et la 10e semaine de la grossesse (extrait du livre Larsen's Human Embryology, 2015) :

- Les bourgeons des membres supérieurs apparaissent au début de la 4^{ème} semaine et ceux des membres inférieurs à la fin de la 4^{ème} semaine.
- Les bras et les jambes se développent ensuite entre la 5^{ème} et la 8^{ème} semaines.

Parmi les **malformations de membres**, on retrouve :

- ectromélie, l'absence de membre (souvent bilatérale)
- phocomélie, l'absence de segment proximal de membre
- hémimélie, l'absence de segment distale de membre
- méromélie, les mains et les pieds joints au tronc par des os de petite taille et irréguliers
- micromélie, une diminution du volume global et harmonieuse du membre
- achondroplasie, une diminution de longueur global et harmonieuse du membre
- ectrodactylie, l'absence d'un ou plusieurs doigts ou orteils
- syndactylie, la fusion de doigts ou orteils

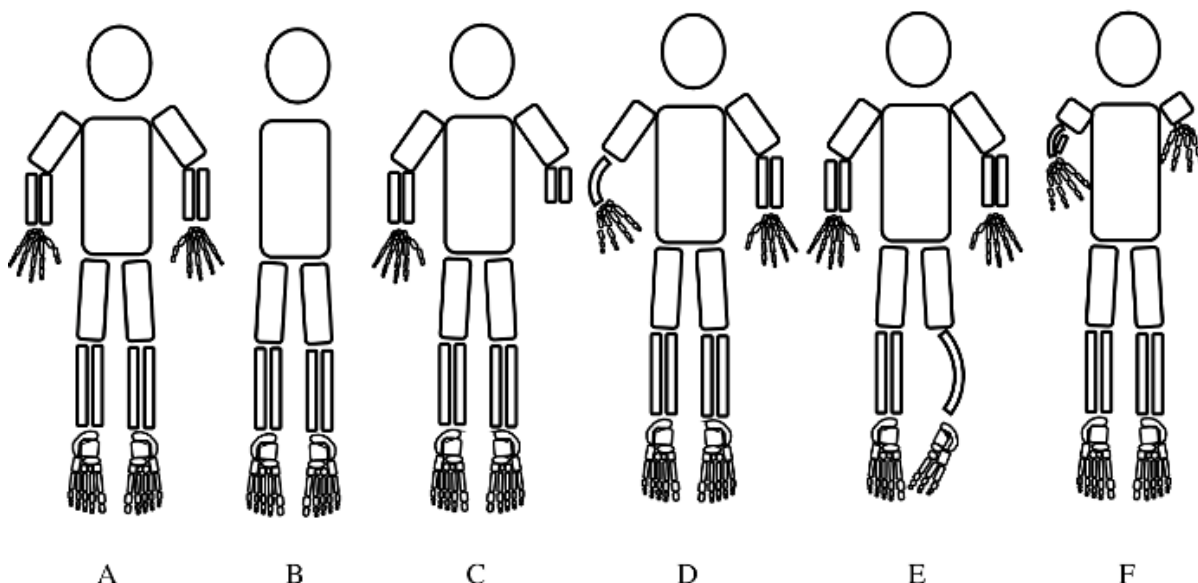
Ces malformations sont isolées dans près de deux tiers des cas mais elles peuvent aussi être associées à d'autres malformations éventuellement dans le cadre d'un syndrome polymalformatif.

Les malformations réductionnelles, les agénésies, se produisent le plus souvent dans les membres supérieurs mais elles peuvent également affecter les membres inférieurs. Elles peuvent être partielles ou totales et peuvent être de 3 types :

- transverse dans environ 50% des cas
- longitudinale (préaxiale, post-axiale ou médiane)
- intercanalaire (phocomélie)

Dans la forme transverse, tous les éléments sont absents en dessous d'un certain niveau anatomique et le membre se termine par un moignon. La cause la plus fréquente est les bandes amniotiques.

L'amputation du rayon radial est l'amputation congénitale la plus fréquente du membre supérieur et l'hypoplasie de la fibula la plus fréquente du membre inférieur.



A B C D E F
Figure 2 - Schématisation des principales malformations réductionnelles des membres avec :

- A- sujet sain
- B- ectromélie (souvent bilatérale)
- C- hémimélie transverse (un seul membre, surtout un membre supérieur et le plus souvent au tiers moyen de l'avant-bras)
- D- hémimélie longitudinale
- E- hémimélie longitudinale
- F- phocomélie

Selon les estimations de Santé publique France, la prévalence des anomalies réductionnelles de membres, toutes confondues (transverses, intercalaires et longitudinales, des membres inférieurs et supérieurs, associées ou non à d'autres malformations) serait d'environ 1 cas sur 2210 nouveaux-nés vivants en France, contrairement à 1 cas pour 1 000 dans les pays en développement. On considère qu'en France, chaque année, environ 300 enfants naissent avec une agénésie de membre. [2]

Il est important de noter que ces estimations peuvent être biaisées en raison de la variabilité dans les taux de diagnostic et de déclaration de cette condition. De plus, certaines agénésies de membre peuvent être légères et ne pas être diagnostiquées ou signalées. Il est important également de prendre en compte les interruptions médicales de grossesse (IMG) qui représentent un nombre non négligeable dans la prévalence (comme indiqué ci-après dans la *Figure 3*) et qui sont donc possiblement sous-représentées dans les estimations.

Par conséquent, la prévalence réelle des agénésies de membre et en particulier de membre inférieur peut être supérieure à ces estimations.

Registre	Période	Naissances	Nés-vivants	Mort-nés (hors IMG)	IMG	Total	Prévalence totale/10 000 (95% IC)
Antilles	2011 - 2015	47 493	16	2	15	33	6,9 (4,8 - 9,8)
Auvergne	2011 - 2015	66 381	26	2	27	55	8,3 (6,2 - 10,8)
Bretagne	2011 - 2015	179 180	75	3	75	153	8,5 (7,2 - 10,0)
Paris	2011 - 2015	128 915	61	6	40	107	8,5 (7,0 - 10,3)
Réunion	2011 - 2015	71 756	33	2	20	55	7,7 (5,8 - 10,0)
Rhône-Alpes	2011 - 2015	292 693	136	11	115	262	9,0 (7,9 - 10,1)

Source : Registres français d'anomalies congénitales , Insee pour les naissances en 2011-2015

Figure 3 - Rapport épidémiologique disponible sur le site internet de Santé publique France concernant les anomalies de membres

Elles sont causées par des perturbations du développement embryonnaire précoce, qui peuvent être liées à plusieurs facteurs de risque. Ces facteurs de risque incluent l'exposition prénatale à certains médicaments (tel que le Thalidomide dans les années

1960 responsable en France d'environ 5000 phocomélie) ou substances chimiques, une malnutrition maternelle, une infection maternelle pendant la grossesse, un tabagisme maternel et un âge avancé de la mère. Certaines conditions génétiques et chromosomiques peuvent également augmenter le risque de développer une agénésie de membre inférieur mais les causes sont très rarement génétiques. Il est important de noter que la plupart des cas d'agénésies de membre inférieur ne sont pas liés à des facteurs de risque connus et qu'ils sont considérés comme des cas de **malformation congénitale idiopathique**. Cela signifie qu'il n'y a pas de cause connue pour la malformation.

2. La prothésisation et ses ajustements

L'ajustement des prothèses de membre inférieur est une étape incontournable de l'appareillage. Il est assuré par l'orthoprothésiste qui contrôle les positionnements et le confort du patient selon des **réglages de hauteur, de degré de flexion et d'extension, d'alignement**. [3] Une fois l'ajustement réalisé, l'étape d'entraînement est indispensable pour ancrer la prothèse dans le schéma de marche. Il est important de noter que l'ajustement des prothèses de membre inférieur peut être un processus long et complexe qui nécessite une collaboration étroite entre le patient, le médecin et l'orthoprothésiste.

Les ajustements sont réalisés de manière manuelle avec contrôle visuel en statique et en dynamique des alignements en frontal et en sagittal. Le retour contrôle du patient est indispensable.

Un **mauvais ajustement de prothèse** peut avoir de nombreuses conséquences sur le patient :

- inégalité de longueur des membres : affectant la posture, la démarche et plusieurs paramètres tronculaires tels que le déséquilibre pelvien, la posture de la colonne vertébrale et la courbe scoliothique pouvant provoquer une scoliose rachidienne. [4]
- inconfort : une prothèse mal ajustée peut être très inconfortable à porter et peut causer douleurs et gênes. Si la prothèse n'est pas bien ajustée, elle peut exercer des pressions inutiles sur certaines parties du membre résiduel.

- difficulté à se déplacer : si la prothèse est mal ajustée, la personne peut présenter une boiterie ou une limitation du périmètre de marche et donc de son autonomie. De plus, un défaut d'alignement peut rendre la marche dangereuse car instable.
- usure prématurée de la prothèse : si la prothèse est mal ajustée, elle peut s'user plus rapidement que prévu et nécessiter des réparations plus fréquentes ou un remplacement prématuré. Cela peut être coûteux et altérer l'autonomie et la qualité de vie du patient durant les délais de réparation.
- risque de blessure : enfin, un mauvais ajustement de prothèse peut augmenter le risque de blessure de par des déplacements peu sécurisés mais également de par des pressions inutiles dans l'emboîture entraînant des frictions.

Il est donc très important de s'assurer que la prothèse de membre inférieur est bien ajustée pour éviter ces problèmes. Il est recommandé de suivre régulièrement les soins de la prothèse et de faire des ajustements au besoin pour s'assurer que la prothèse reste confortable et fonctionnelle. [5] Cela est d'autant plus important en pédiatrie où la croissance nécessite un suivi rapproché.

Des études ont montré l'amélioration significative de l'utilisation de méthodes radiographiques pour contrôler les ajustements d'alignement et de hauteur de prothèses avec radiographies antéro-postérieures réalisées avant et après modifications. [6], [7]

3. L'analyse posturographique

L'analyse posturographique est une technique utilisée pour évaluer différents aspects de la posture et de l'équilibre, tels que l'alignement du corps, la stabilité et la répartition du poids. Cela permet de dépister certains troubles posturaux notamment les troubles de la statique rachidienne.

La statique rachidienne est l'ensemble des forces qui agissent sur la colonne vertébrale et qui maintiennent l'équilibre du corps pendant la station debout. L'analyse posturographique peut être utile dans la prévention des troubles de la statique rachidienne car elle peut aider à identifier les causes sous-jacentes de ces troubles et ainsi tenter de les corriger.

Les **principaux troubles de la statique rachidienne** sont :

- l'attitude scoliotique : déformation secondaire du rachis le plus souvent par inégalité de longueur de membres inférieurs avec compensation de l'obliquité du bassin par le rachis
- la scoliose "vraie" : déformation du rachis tri-dimensionnelle avec rotation vertébrale entraînant une gibbosité.

La prévention de ces troubles est indispensable car ils peuvent avoir des conséquences physiques par diminution des capacités respiratoires avec un syndrome restrictif liées à la déformation du thorax ainsi que des conséquences esthétiques et psychologiques. L'impact sur la qualité de vie et sur l'autonomie des patients est également à prendre en considération. Ils peuvent causer des rachialgies d'origine mécanique par déséquilibre des tensions musculaires, spondylolyse,

listhésis, compression nerveuse, hernies discales... [8] Ils augmentent le coût énergétique de la marche et de la station debout. [9]

3.1. La photogrammétrie

La photogrammétrie est une technologie en plein essor dans le domaine des sciences biomédicales, car elle offre une **alternative non invasive, non irradiante et rentable** aux techniques d'imagerie 3D établies telles que la tomographie par ordinateur. La photogrammétrie est une technique de mesure fonctionnant par la prise de plusieurs photographies d'un objet ou d'une scène sous différents angles. Ces images sont ensuite traitées par un logiciel qui calcule les dimensions et la forme de l'objet ou de la scène en utilisant des points de référence connus sur les images. Le résultat final est un modèle 3D précis de l'objet ou de la scène à condition d'avoir pris des mesures pour obtenir des images de haute qualité pour une reconstruction 3D précise. [10]

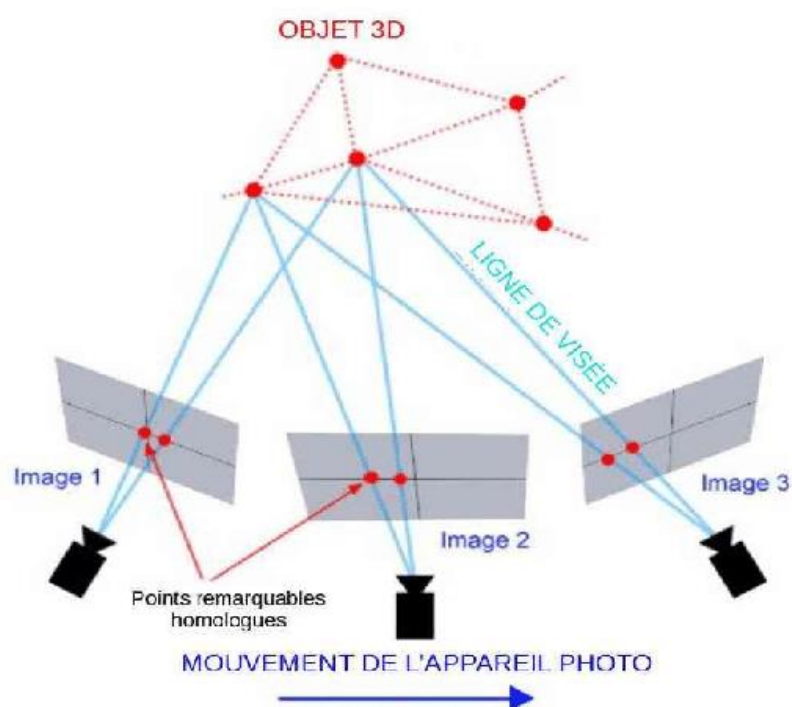


Figure 4 - Principe de la reconstruction d'un objet 3D par photogrammétrie.

3.2. Le DIERS Formetric 4D

Le DIERS Formetric 4D est un appareil de mesure de la forme du corps. Il est composé d'une caméra 3D et d'un logiciel de mesure qui permettent de créer des modèles 3D en temps réel de la zone à traiter. La caméra 3D est placée à une distance précise de la zone à mesurer et capture des images de cette zone sous différents angles. Le logiciel de mesure traite ces images et calcule les dimensions et la forme de la zone mesurée.

Il s'agit d'une **méthode de balayage optique basée sur la vidéo transparence et la stéréographie (VRS)**. Le système se compose donc d'un projecteur de lumière qui projette une grille de lignes sur le dos du patient, laquelle est enregistrée par une unité d'imagerie. Un logiciel informatique analyse la courbure de la ligne (équivalent de cartographie de surface) et génère à partir de celle-ci, au moyen de la méthode de la Photogrammétrie, un modèle tridimensionnel de la surface, comparable à un moulage en plâtre.

Contrairement à d'autres systèmes, le DIERS Formetric fournit une **reconstruction 3D de la courbe de la colonne vertébrale et du bassin** sans utiliser de points de repère réfléchissants grâce à la détection automatique des repères anatomiques et à un modèle de corrélation scientifique qui décrit la relation entre la courbure de la surface et l'orientation des vertèbres. [11]

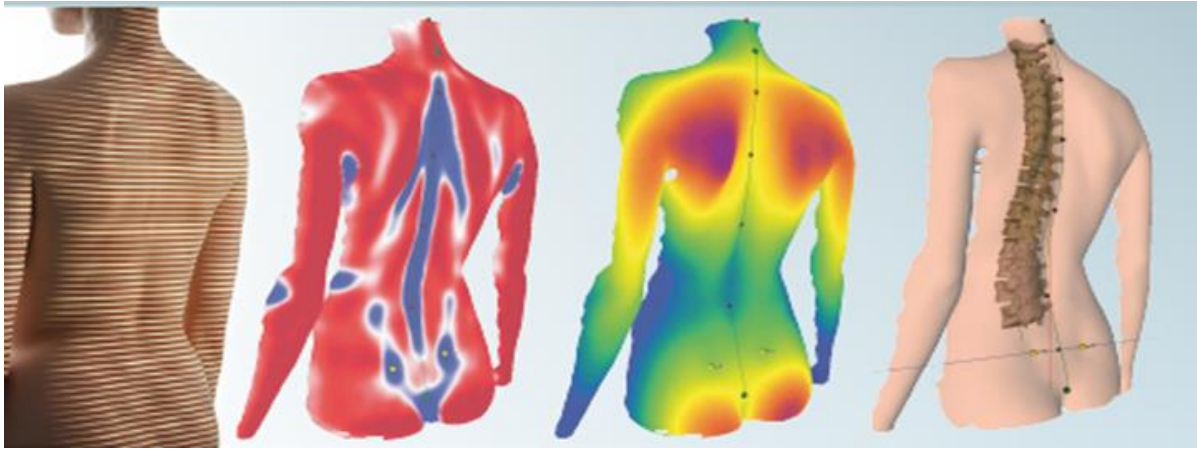


Figure 5 - Etapes de reconstruction 3D du rachis de gauche à droite pour le DIERS Formetric 4D

Contrairement aux rayons X, le DIERS Formetric fournit des informations complètes sur la statique et la posture de l'ensemble du corps en un seul processus de mesure, par exemple la courbure de la colonne vertébrale (latérale et frontale), la rotation des vertèbres et la position du bassin. Même les déséquilibres musculaires peuvent être détectés sur la base de l'image de la courbure de la face dorsale. [12]

Le DIERS Formetric 4D ne génère pas de rayonnement ionisant, c'est-à-dire qu'il ne produit pas de rayons X ou de rayons gamma. Cela signifie qu'il est considéré comme étant sans danger pour la santé du patient et qu'il ne présente pas de risques de radiation pour la personne qui l'utilise ou pour les personnes se trouvant à proximité.

Il est important de noter que le DIERS Formetric 4D n'est pas un appareil de dépistage ou de diagnostic médical mais peut être utilisé afin de **guider une prise en charge**. Étant non irradiant, les mesures peuvent être répétées de nombreuses fois sur une durée restreinte en fonction des besoins du professionnel de santé et du patient.

La technologie innovante 4D (3D + temps) assure une grande précision et reproductibilité des mesures. [13] La mesure comprend 40 paramètres définis de

forme de colonne vertébrale à partir d'un balayage de 6 secondes. Grâce aux algorithmes du système, un ensemble de valeurs de paramètres reconstitue une forme de colonne vertébrale à partir de l'une des douze images enregistrées obtenues lors du balayage. [11] Par l'enregistrement de douze images en série et à l'établissement de moyennes, il est possible de compenser les variations posturales dues à l'oscillation inévitable du corps du patient pendant la procédure de mesure. En outre, il est possible de **réaliser des tests posturaux et des études fonctionnelles sur une période donnée**. [14] Les tests posturaux servent notamment d'évaluations régulières d'efficacité de prise en charge des troubles de la statique rachidienne par rééducation et/ou par corset correcteur. Ces tests posturaux sont également le but de cette étude avec l'adjonction de compensations podologiques. Cela peut être utile pour évaluer l'alignement de la colonne vertébrale et de la tête et pour déterminer si des ajustements de la posture sont nécessaires pour corriger les troubles de la statique rachidienne. [15] Ces ajustements peuvent être contrôlés dans l'immédiat avec une nouvelle prise de mesures par le DIERS Formetric 4D, très sensible aux changements.

Cette technologie peut être utilisée en conjonction avec d'autres outils de diagnostic et de traitement pour évaluer et traiter les troubles de la statique rachidienne. Il peut être utilisé par des professionnels de la santé tels que des médecins, des podoprotésistes, des podologues, des podoposturologues et des orthoprotésistes.

4. Problématique actuelle

L'analyse posturale est au cœur de la pratique en médecine physique et réadaptation.

Concernant les analyses posturales de la population pédiatrique, les données de la littérature traitent prioritairement des troubles de la statique rachidienne et de la scoliose quand il s'agit de l'analyse morphostatique et posturographique par photogrammétrie non irradiante. Malheureusement, il existe très peu de données sur la population pédiatrique appareillée et en particulier sur les outils existants pour prévenir les troubles posturaux induits par l'appareillage prothétique.

La question s'est donc posée de l'intérêt de l'analyse morphostatique et posturographique par photogrammétrie non irradiante dans l'ajustement des prothèses de membre inférieur pour la prévention des troubles de la statique rachidienne chez les enfants porteurs de prothèse de membre inférieur.

MATERIEL ET METHODES

1. Description de l'étude

1.1. Caractéristiques de l'étude

L'étude est une **cohorte prospective, interventionnelle et longitudinale**. Elle est **unicentrique** puisqu'elle concerne les enfants suivis par le Docteur Moretto au centre de rééducation pédiatrique de Marc Sautelet à Villeneuve d'Ascq. L'étude a eu lieu entre octobre 2022 et juillet 2023.

L'objectif est de montrer l'intérêt de l'analyse morphostatique par photogrammétrie non irradiante et posturographique dans l'ajustement des prothèses de membre inférieur pour la prévention des troubles de la statique rachidienne chez les enfants porteurs de prothèse de membre inférieur.

1.2. Intervention réalisée

L'intervention est l'**étude morphostatique et posturographique par le DIERS Formetric 4D avant et après la réalisation d'adaptations et à 3 temps distincts dits phases** (cf ANNEXE 4). Plusieurs mesures sont réalisées lors de chaque intervention par un podologue-posturologue agréé employé au centre Marc Sautelet, Monsieur Diligent.

Les mesures sont initialement réalisées de façon neutre soit pieds nus.

En fonction des données relevées par l'analyse pieds nus, de nouvelles mesures sont réalisées après adaptations. Les adaptations ont pour but de réduire au maximum les

données relevées (voir ci-après pour la description des données). Cela est réalisé avec l'apposition d'éléments podologiques (cf ANNEXE 5).

Il s'agit de :

- **Talonnets** de différentes épaisseurs qui permettent de restituer une égalité de longueur de membre inférieur. Elles peuvent être positionnées du côté prothétique où il sera ensuite nécessaire d'allonger le tube prothétique par l'orthoprothésiste. Elles peuvent être également positionnées du côté sain où cela signifie que la prothèse est trop longue.
- **Soutiens de voûte** aussi appelé hémi coupole interne qui compensent les chutes du médio-tarse survenant notamment en cas de pied plat. Ils ont un sommet convexe de dedans et dehors et d'arrière en avant avec le point culminant à la hauteur du tubercule du scaphoïde.
- **Coins supinateurs** antérieur et postérieur qui permettent de redresser le segment antérieur et/ou postérieur en cas d'effondrement en valgus.
- **Coins pronateurs** antérieur et postérieur qui corrigent quant à eux les varus notamment en cas de pied creux.

1.3. Critères étudiés

1.3.1. Critère de jugement principal

Le critère de jugement principal est **l'évolution d'un critère composite entre l'état initial de l'étude évalué pieds nus en première phase et l'état final avec la mise en place d'adaptations en troisième phase.**

Le critère composite correspond aux données suivantes, mesurées par la photogrammétrie non irradiante :

- Angle de scoliose dit angle de Cobb en degrés
- Déviation latérale du tronc par rapport à la verticale dit gîte anormale en millimètres
- Inclinaison du bassin par rapport à l'horizontale en millimètres

Ces critères ont été sélectionnés car ils correspondent aux préoccupations principales du médecin lorsqu'il recherche des troubles de la statique rachidienne avec angle de Cobb, la gîte et la bascule du bassin.

L'**angle de Cobb** est déterminé à partir d'images radiographiques en mesurant l'angle formé entre les vertèbres les plus inclinées dans la courbure scoliose. Pour effectuer cette mesure, il est nécessaire de tracer des lignes perpendiculaires aux bords supérieur de la vertèbre supérieure et inférieur de la vertèbre inférieure de la courbure puis de mesurer l'angle formé par l'intersection de ces lignes. L'angle est exprimé en degrés et indique l'importance de la courbure de la colonne vertébrale et par conséquent de la scoliose.

Cet angle est utilisé par les médecins pour évaluer la progression des troubles scoliose, surveiller l'efficacité des traitements proposés (rééducation, corset orthopédique, ...). Un angle inférieur à 10° est considéré comme acceptable, au-delà il nécessite un suivi et une surveillance particulière.

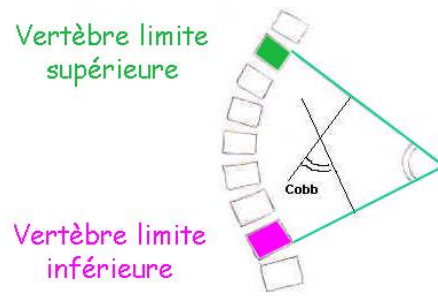


Figure 6 – Schématisation du calcul de l'angle de Cobb

La **déviaton latérale du tronc** correspond à une gîte anormale. La gîte correspond à la verticale passant par la vertèbre C7 jusqu'au pli fessier, la mesure s'effectue à l'aide d'un fil à plomb. Cette déviation est visualisée dans le plan frontal. En cas de troubles rachidiens notamment de courbure anormale du rachis, celle-ci est déportée sur la droite ou la gauche.

Une mesure en millimètres est alors réalisée entre le pli fessier et le passage de la verticale chez le patient.

L'**inclinaison du bassin** correspond à la bascule pelvienne. Il s'agit du mouvement du bassin par rapport à l'horizontale, droite passant par les pôles supérieurs des crêtes iliaques (repérés par les épines iliaques postéro-supérieures). En cas d'inégalité de longueur de membres, cette horizontalité théorique est déviée au dépend du membre le plus court. De plus, en cas d'antéversion ou de rétroversion du bassin, on retrouve également une inclinaison du bassin dite "vrille" dans le sens horaire ou anti-horaire. Une mesure en millimètres est alors réalisée entre la droite reliant les crêtes iliaques et le passage de l'horizontal chez le patient (cf ANNEXE 6).

Ensuite, il existe des **critères subsidiaires** analysés tout au long de l'étude.

Ceux-ci sont :

- Objectifs par les tests de marche d'endurance par le test des 6 minutes et de vitesse par le test des 10 mètres.
- Subjectifs par l'évaluation de la douleur par l'échelle visuelle analogique verticale EVA et par les questionnaires PPA-LCI et SAT-Pro.

1.3.2. Critères de jugement secondaires

Ils sont au nombre de 3 :

- mesure de l'effet immédiat de l'adaptation pour chaque phase du critère composite
- mesure de la durabilité des effets de l'adaptation entre les phases
- mesure de l'évolution des critères subsidiaires entre les phases

1.3.3. Critères subsidiaires

➤ Tests de marche :

Ces 2 tests de marche ont été sélectionnés car ils sont utilisés couramment en rééducation notamment dans les évaluations de kinésithérapie.

Le **test des 6 minutes** est à réaliser sur terrain plat, à vitesse de marche normale en aérobie. Le score correspond à la distance parcourue en mètres. Il est inter et intra-reproductible. Il est validé et utilisé couramment pour les patients porteurs de prothèse. Il évalue l'endurance à la marche.

Le **test des 10 mètres** a été choisi car il est rapide d'exécution donc approprié pour la population pédiatrique. Il est à réaliser également sur terrain plat, 2 mètres d'élan sont tolérés ainsi que plusieurs essais du patient. Il est validé et utilisé pour les patients porteurs de prothèse. Il évalue davantage la vitesse.

➤ Questionnaires :

Aucun questionnaire de capacités fonctionnelles ou de satisfaction chez les patients appareillés n'est validé spécifiquement dans la population pédiatrique.

Le choix a donc été fait d'adapter les questionnaires PPA-LCI (Prosthetic profil of the Amputee – locomotor capabilities index) et SAT-Pro (satisfaction à la prothèse), sans modifier les questions mais uniquement en apportant un visuel "pédiatrique" (*cf ANNEXE 2 et ANNEXE 3*).

1.3.4. Précisions concernant les questionnaires

Le **questionnaire PPA-LCI** est un auto-questionnaire, validé en français, permettant une échelle globale des capacités fonctionnelles. Il est validé chez les patients avec prothèses tibiales et fémorales. Il dispose de 4 niveaux de réponses et 14 items. Il est reproductible, complet, nécessite environ 5 minutes d'attente pour y répondre. Il s'agit d'une version simplifiée du PPA, plus complexe et plus chronographe donc moins adaptée pour la population pédiatrique.

Le Prosthetic Profil of The Amputee est un questionnaire (conçu en 1993 par Grisé et al.) pour évaluer différents facteurs en lien avec l'utilisation de la prothèse par des

patients amputés de membre inférieur après la fin de leur prise en charge en rééducation.

Le questionnaire comprend 44 questions, distribuées en 6 sections. On y aborde successivement les caractéristiques du patient et de l'amputation, la satisfaction et l'adaptation à la prothèse, l'utilisation de la prothèse, les raisons éventuelles de non-utilisation, l'environnement social et professionnel, les loisirs.

Une version postale et une version téléphonique ont été élaborées par les auteurs, mais le questionnaire peut également être administré en face à face. D'après ses auteurs, son administration nécessiterait 25 minutes.

Il est validé pour les patients amputés unilatéraux de plus de 18 ans. Il présente comme grand avantage d'exister dans des versions validées dans plusieurs langues, dont le français. Le temps de réalisation élevé du Prosthetic Profile of The Amputee et le caractère qualitatif de nombreuses réponses rendent son utilisation complète en pratique quotidienne de consultation difficile. Cela a mené nombre d'auteurs et de cliniciens à utiliser en pratique de manière isolée une sous-partie du PPA correspondant à sa question n°11, aussi appelé Locomotor Capabilities Index (LCI).

Le LCI permet d'évaluer les capacités fonctionnelles du patient amputé avec sa prothèse telles que le patient les perçoit, qu'il porte actuellement ou non sa prothèse. Il comporte 14 items, correspondant à 14 tâches différentes, avec 4 réponses fermées possibles, selon la possibilité de l'exécuter et le niveau d'assistance nécessaire, avec une cotation quantitative allant de 0 à 3 pour chaque item (Ne fait pas, fait avec aide, fait avec surveillance et fait seul), permettant d'obtenir un score cumulé, avec un score maximum de 42. Plus le score obtenu est important, plus le niveau fonctionnel du patient est élevé.

Le **questionnaire Sat-Pro** est également un auto-questionnaire, validé en français. Il évalue la satisfaction à la prothèse. Il est validé chez les patients avec prothèses tibiales ou fémorales. Il est reproductible, simple d'utilisation et rapide. Il dispose de 4 niveaux de réponses et de 15 items.

La validation du questionnaire a été établie à partir d'un échantillon composé de 61 personnes amputées en dessous ou au-dessus du genou, âgées de 60 ans et plus. La cohérence interne/fiabilité est élevée avec un coefficient alpha de Cronbach à 0.90 (coefficient utilisé en statistique pour mesurer la fiabilité des questions posées dans un questionnaire) et le coefficient de fidélité/stabilité test-rest est à 0.97 ce qui indique une très bonne cohérence du questionnaire dans le temps. Il a été retrouvé que le degré d'utilisation de la prothèse et le sentiment de dépression, parmi les variables mesurées, étaient les meilleurs indicateurs de la satisfaction des amputés envers leur prothèse. [16]

Il était retrouvé dans une étude de 2020 sur les ajustements physiques et psychosociaux chez les amputés que l'adaptation à la prothèse et la récupération de la capacité de marche étaient des objectifs importants dans le processus de réadaptation. Les éléments majeurs rapportés par les patients étaient des prothèses bien ajustées, confortables et faciles à utiliser car elles permettaient au patient d'effectuer ses activités quotidiennes et de maintenir son indépendance. [17]

2. Population étudiée

La population concernait les enfants agénésiques ou amputés de membre inférieur suivis au centre de rééducation de Marc Sautelet.

Les **critères d'inclusion** sont :

- un âge entre 18 mois et 18 ans
- les patients disposant d'un appareillage prothétique dans le cadre d'une amputation ou d'une agénésie de membre inférieur
- en capacité de marcher au moment de l'étude
- en capacité de répondre aux questionnaires ou par le biais des parents.

Les **critères d'exclusion** sont :

- les patients amputés ou agénésiques sans appareillage prothétique
- les patients amputés ou agénésiques bilatéraux.

Afin d'obtenir le consentement à la participation à l'étude, les patients ont été contactés par le biais des parents par téléphone dans un premier temps afin d'expliquer l'objectif de la thèse, le protocole et d'obtenir un accord oral. Par la suite, un courrier a été envoyé au domicile de chacun afin de reprendre point par point le contenu, la pertinence et les 3 étapes clés nécessaires pour l'étude (cf ANNEXE 1).

À la suite du recrutement :

- 1 enfant a été exclu car il disposait uniquement d'une semelle orthopédique avec comblement distal dans le cadre d'une amputation de médio-pied

- 2 enfants ont été exclus car ils présentaient une atteinte des 2 membres inférieurs donc 2 prothèses
- 1 enfant n'a pas été inclus car les parents ne souhaitaient répondre favorablement à l'étude
- 1 enfant a été perdu de vue car il ne s'est pas présenté aux consultations et n'a pas répondu aux convocations.

L'étude comporte donc 11 enfants.

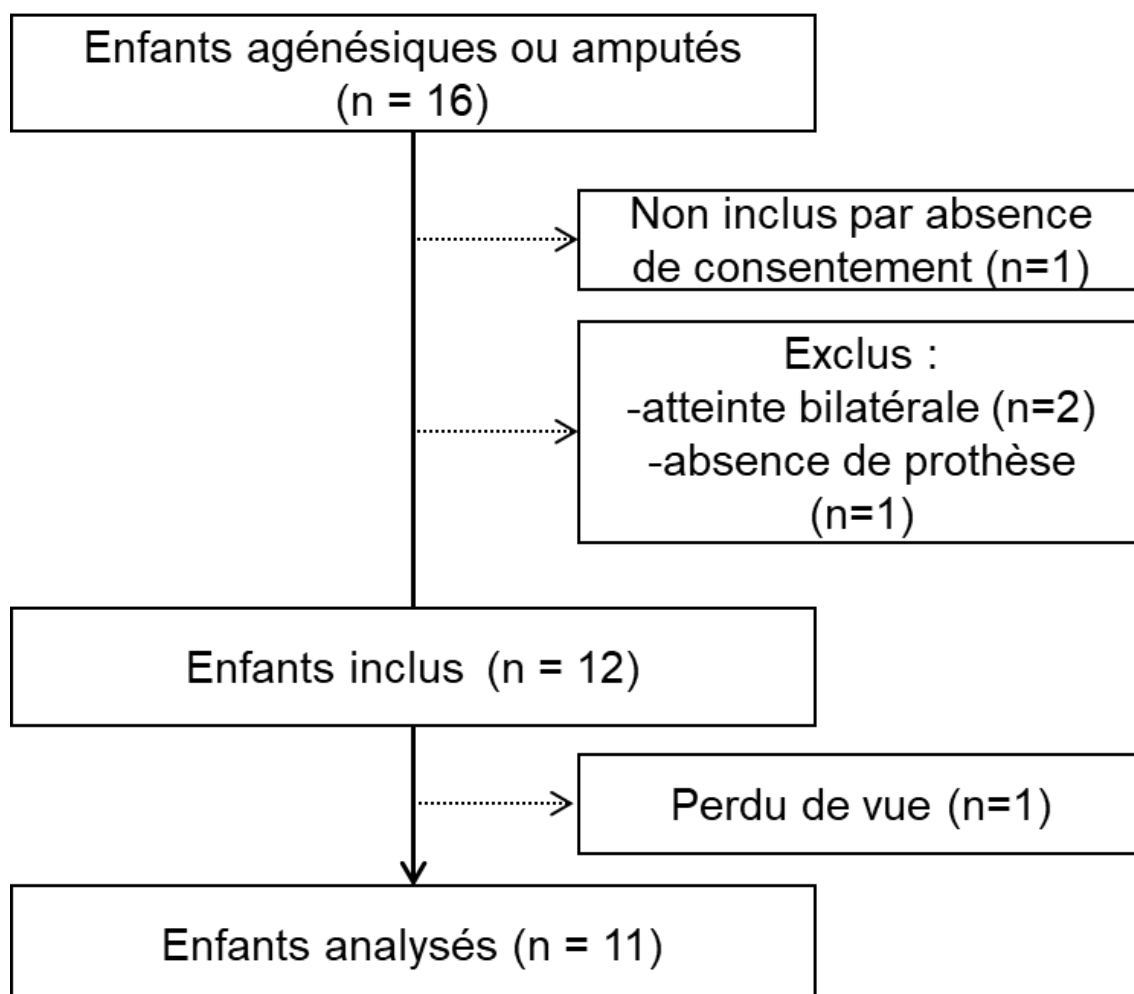


Figure 7 - Diagramme de flux d'inclusion

3. Cadre légal

Des demandes d'autorisations auprès du Comité de protection des personnes ont été nécessaires en raison du caractère prospectif et interventionnel de l'étude. En effet, les Comités de Protection des Personnes (CPP) sont chargés d'émettre un avis préalable sur les conditions de validité de toute recherche impliquant la personne humaine, au regard des critères définis par l'article L 1123-7 du Code de la Santé Publique (CSP).

4. Chronologie de l'étude

L'étude se déroule en 3 temps.

- Première phase :

Il s'agit du suivi « classique » des patients sous la supervision du Dr Moretto avec la consultation, l'examen clinique puis l'analyse posturographique.

A cela sont ajoutés l'évaluation de la douleur par EVA, les 2 questionnaires puis les 2 tests de marche. Lors de cette phase, des préconisations sont faites quant à l'appareillage soit auprès de l'orthoprothésiste rattaché au centre soit aux orthoprothésistes libéraux de sociétés externes.

- Seconde phase :

L'idée est de revoir sur une période rapprochée les patients afin de contrôler la tolérance aux modifications apportées lors de la première phase.

Initialement, cette seconde phase était envisagée à 1 mois, malheureusement il était impossible logistiquement de convoquer les patients si précocement donc la consultation a été organisée à 3 mois.

Un contrôle posturographique est alors effectué.

L'évaluation de l'EVA, les questionnaires de satisfaction à la prothèse et de capacités fonctionnelles ainsi que les tests de marche sont réalisés de nouveau pour évaluer l'efficacité globale de l'intervention apportée par l'étude.

- Troisième et dernière phase :

Elle est faite à distance soit environ 6 mois après la première phase.

Elle est utile pour contrôler l'évolution du patient. En effet, chez les enfants, la croissance est au centre des préoccupations de l'appareillage. Il est nécessaire que l'orthoprothésiste soit disponible rapidement et régulièrement.

Cette phase permet de mettre en lumière l'importance d'un suivi rapproché afin de garantir l'intérêt d'une analyse morphostatistique et posturographique.

5. Analyses statistiques

5.1. Mesure du critère de jugement principal

Il s'agit de la différence entre les mesures obtenues en phase 3 avec les adaptations par Formetric et les mesures obtenues en phase 1 pieds nus. Il ne s'agit que d'une description des différences d'évolution de chacun des 3 critères composites car l'étude comporte peu d'effectifs.

5.2. Description des critères subsidiaires par phase

Pour rappel, les critères subsidiaires sont les suivants : Test des 6 minutes, Test des 10m, douleur EVA, questionnaire de satisfaction vis-à-vis de la prothèse (SAT-Pro) et questionnaire de capacités fonctionnelles (PPA-LCI).

Il ne s'agit également que d'une description des différences d'évolution au cours du suivi et selon les 3 phases.

5.3. Analyses pour chaque phase

L'analyse consiste en la différence entre les mesures posturographiques (angle de Cobb, déviation et inclinaison) faites pieds nus et celles faites avec adaptations au sein de la même phase. Le test utilisé est le test de Student. Il a pu être appliqué aux phases 1 et 2. Pour la dernière phase, il s'agit de tendances car l'effectif était trop faible pour y appliquer un test de Student.

5.4. Analyses entre les phases

Cette analyse permet de comparer les mesures posturographiques après adaptations à la phase précédente avec les mesures pieds nus à la phase suivante. L'intérêt est de rechercher la pérennité des modifications sur une période donnée. Le test utilisé est le test de Student.

Cette comparaison a également été appliquée aux critères subsidiaires. Les tests utilisés sont le test de Student et le test de Wilcoxon.

RÉSULTATS

1. Description de la population

La population de l'étude est très hétérogène.

On retrouve au total 11 enfants :

- de 4 à 17 ans (moyenne de 10.6 ans)
- 1 fille contre 10 garçons
- 6 amputés contre 5 agénésiques
- 9 niveau transtibial contre 2 niveau transfémoral

Le tableau ci-après résume les principales caractéristiques des patients.

Au cours de l'étude, le patient était son propre témoin pour l'ensemble des analyses réalisées.

	Sexe	Age à l'inclusion	Niveau d'appareillage	Côté atteint	Pathologie	Semelle orthopédique côté sain
P1	Masculin	9 ans	transtibial	gauche	maladies des brides amniotiques	oui
P2	Masculin	11 ans	transtibial	gauche	amputation traumatique	non
P3	Masculin	10 ans	transtibial	droit	agénésie avec duplication fémorale distale	oui
P4	Masculin	8 ans	transtibial	droit	hémimélie longitudinale interne	non
P5	Masculin	4 ans	transtibial	droit	agénésie fibulaire et malformation du membre inférieur controlatéral	oui
P6	Féminin	7 ans	transtibial	droit	maladie des brides amniotiques associant une amputation trans-tibiale droite, une amputation distale du 2ième et du 4ième doigt gauche, d'une phalange distale instable au niveau du 3ième retiré chirurgicalement avec transfert sur le pouce hypoplasique	oui
P7	Masculin	9 ans	transtibial	gauche	malformation congénitale avec ectromélie longitudinale	non
P8	Masculin	14 ans	transfémoral type Gritti	gauche	ostéosarcome	non
P9	Masculin	17 ans	transtibial	gauche	amputation traumatique	non
P10	Masculin	15 ans	transtibial	droit	hémimélie longitudinale externe	oui
P11	Masculin	13 ans	transfémoral	droit	amputation traumatique	non

Tableau 1 - Description de la population étudiée

2. Mesure du critère de jugement principal

Pour rappel, il s'agit de la différence entre les mesures obtenues en phase 3 avec les adaptations par Formetric et les mesures obtenues en phase 1 pieds nus.

L'analyse a pu être réalisée sur un effectif de 6 patients. En effet, certains n'ont pas nécessité d'adaptations lors des mesures posturographiques pieds nus car celles-ci étaient satisfaisantes d'emblée, par conséquent les données sont manquantes. On peut donc supposer que ces résultats sont sous-estimés.

Pour l'angle de Cobb, **l'angle avait tendance à être amélioré de - 2.83° en moyenne** (déviatoin standard de 7.31) avec au minimum une augmentation de l'angle de + 2° et au maximum une réduction de l'angle de - 16°.

Pour la déviation latérale du tronc, une **tendance à une amélioration de - 3mm en moyenne** était retrouvée (déviatoin standard 4.73) avec au minimum une augmentation de + 4mm de la déviation et au maximum une réduction de - 10mm de cette déviation.

Pour l'inclinaison du bassin, la **tendance était plus faible mais également en faveur d'une amélioration de - 1.67mm en moyenne** (déviatoin standard 3.08) avec au minimum une augmentation de +3 mm de l'inclinaison et au maximum une réduction de - 6mm.

3. Description du critère composite pour chaque phase

Les analyses ont été réalisées sur un effectif de 9 en phase 1 puis 8 en phase 2 puis 6 en phase 3. C'est la raison pour laquelle on peut parler de statistique en phases 1 et 2 mais de tendance en phase 3. A nouveau, cela s'explique par le fait que certains patients n'ont pas nécessité d'adaptations avec des résultats pieds nus satisfaisants. On peut donc supposer que les résultats ci-dessous sous-estiment la réalité.

3.1. Concernant l'angle de Cobb

En phase 1, on retrouve une **amélioration de l'angle** entre la mesure avec adaptations et la mesure pieds nus avec une moyenne de $- 2.78^\circ$ (DS 4.32). Il existe un maximum de modification de $- 12^\circ$ et au minimum $+ 3^\circ$. Néanmoins cette différence n'est **pas significative** avec une p-value de 0.0901.

En phase 2, l'angle est **amélioré** de $- 3.78^\circ$ en moyenne (DS 3.46) avec $- 10^\circ$ de différence au maximum et $+ 0^\circ$ au minimum. Cette différence est **significative** avec une p-value de 0.0282.

En phase 3, la tendance est également vers une amélioration de l'angle à moindre mesure avec en moyenne une **amélioration** avec adaptations de $- 0.83^\circ$ (DS 4.71). Ici, le maximum de modification est de $- 6^\circ$ et le minimum de $+ 5^\circ$.

3.2. Concernant la déviation latérale du tronc

En phase 1, on note une **amélioration** de - 2.33mm en moyenne (DS 4.61) avec un maximum de -10mm et un minimum de + 5mm. Cette différence est **non significative** avec une p-value de 0.1674.

En phase 2, une **amélioration** plus importante de - 6.38mm en moyenne (DS 6.92) est retrouvée avec un maximum de - 15mm et un minimum de + 3mm. Cette différence est **significative** avec une p-value de 0.0353.

En phase 3, la tendance est également vers une **amélioration** de la mesure avec en moyenne - 5mm (DS 10.14), un maximum de - 16mm et un minimum de + 10mm.

3.3. Concernant l'inclinaison du bassin

En phase 1, la mesure **n'est pas améliorée** avec une augmentation de la distance de + 1mm en moyenne (DS 3.24), le maximum d'amélioration est de - 4mm et le minimum de + 5mm. Cette différence est **non significative** avec une p-value de 0.3816.

En phase 2, on note au contraire une **amélioration** de - 5.75mm en moyenne (DS 5.70). La différence est au maximum de - 13mm et au minimum de + 3mm. Ici, cette différence est **significative** avec une p-value de 0.0246.

En phase 3, la tendance est à l'**amélioration** de - 5.5mm en moyenne (DS 5.5) avec un maximum de différence de + 15mm et un minimum de + 0mm.

4. Evolution du critère composite entre les phases

Il s'agit donc de la comparaison des mesures avec adaptations en phase 1 avec les mesures pieds nus en phase 2 (avec un effectif de 8 patients) puis de la comparaison des mesures avec adaptations en phase 2 avec les mesures pieds nus en phase 3 (avec un effectif de 6 patients).

Le but de cette analyse est de contrôler la pérennité à 3 mois d'intervalle environ des modifications effectuées par l'analyse posturographique.

4.1. Concernant l'angle de Cobb

Entre les phases 1 et 2, l'angle augmentait de + 2.88° en moyenne (DS 4.02) mais cette différence n'est **pas significative** avec une p-value de 0.0825.

Entre les phases 2 et 3, la tendance était une différence très faible avec une augmentation de + 0.67° en moyenne (DS 4.23).

4.2. Concernant la déviation latérale du tronc

Entre les phases 1 et 2, la déviation augmentait de + 5.38mm en moyenne (DS 7.52) mais cette différence n'était **pas significative** avec une p-value de 0.0829.

Entre les phases 2 et 3, la tendance était une différence plus importante encore avec une augmentation + 6.5mm en moyenne (DS 8.98).

4.3. Concernant l'inclinaison du bassin

Entre les phases 1 et 2, l'inclinaison augmentait de + 2.13mm en moyenne (DS 4.29) avec une différence **non significative** soit une p-value de 0.204.

Entre les phases 2 et 3, la différence d'inclinaison avait tendance à augmenter de +3.17mm en moyenne (DS 5.71).

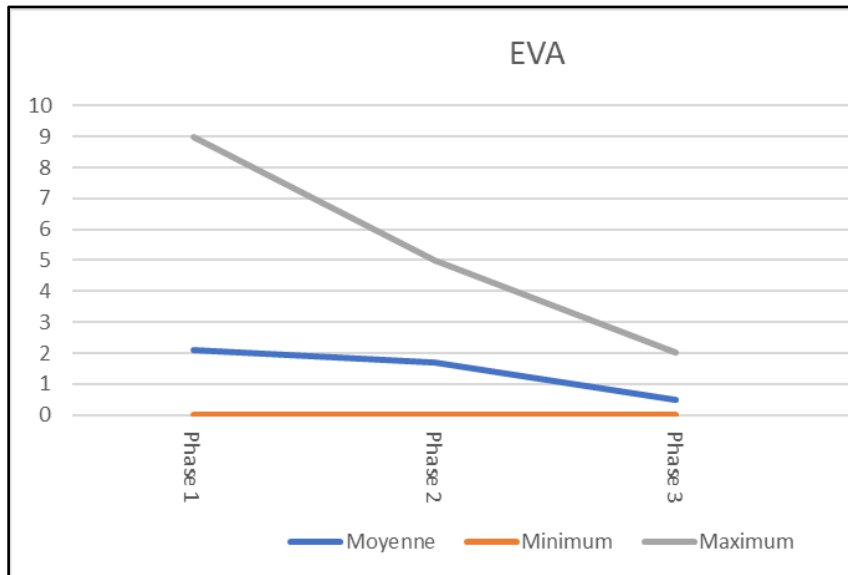
5. Description des critères subsidiaires pour chaque phase

5.1. Concernant l'EVA

L'EVA a **tendance à s'améliorer** durant l'étude avec un score de :

- 2.09 en moyenne (DS 2.77) en phase 1
- 1.7 en moyenne (DS 1.77) en phase 2
- 0.5 en moyenne (DS 0.85) en phase 3

Cette échelle visuelle analogique de la douleur était la plupart du temps basse avec un minimum de 0/10 mais malgré tout un maximum de 9/10 (en phase 1).

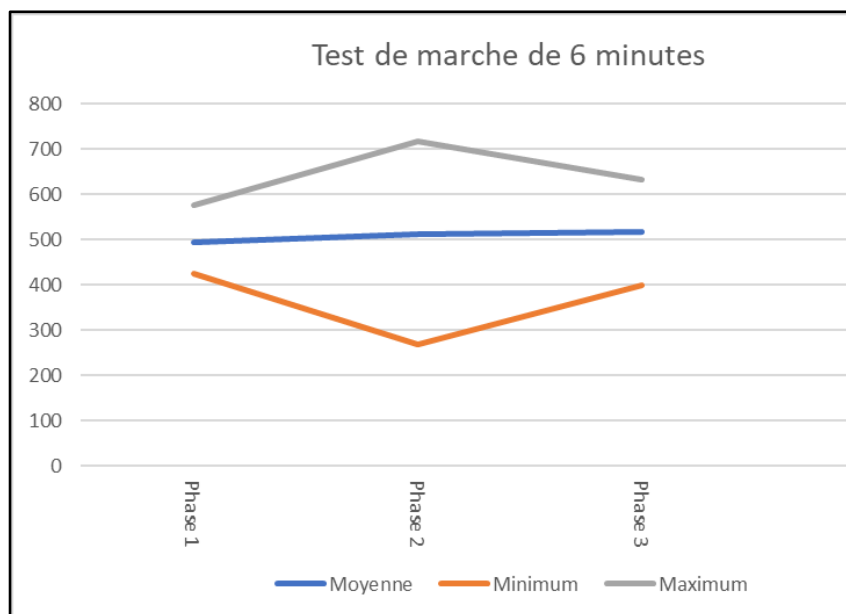


5.2. Concernant le test de marche de 6 minutes

Le test de marche de 6 minutes **semble s'améliorer** au cours des phases puisqu'il est de :

- 493.7m en moyenne (DS 53.07) en phase 1
- 511.3m en moyenne (DS 121) en phase 2
- 516.8m en moyenne (DS 82.47) en phase 3

Le maximum de distance a été atteint en phase 2 par un patient avec 717m tandis que le minimum de distance a été réalisé également en phase 2 avec 267m.

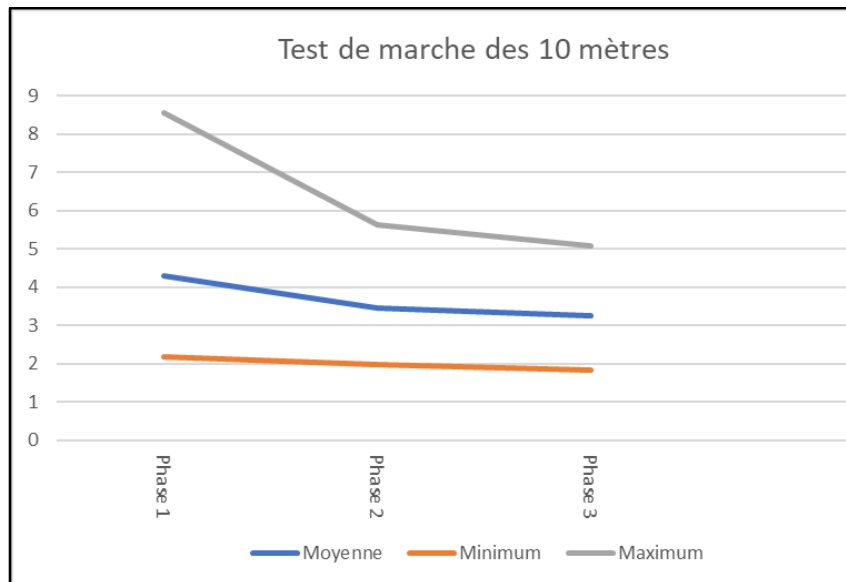


5.3. Concernant le test des 10 mètres

Le test des 10 mètres a également **tendance à s'améliorer** au cours de l'étude avec :

- une moyenne de 4.31sec (DS 1.8) en phase 1
- une moyenne de 3.45sec (DS 1.15) en phase 2
- une moyenne de 3.25sec (DS 1.13) en phase 3

Le patient le plus rapide a réalisé en phase 3 un score de 1.84sec tandis que le patient le plus lent était en phase 3 avec 8.57sec.



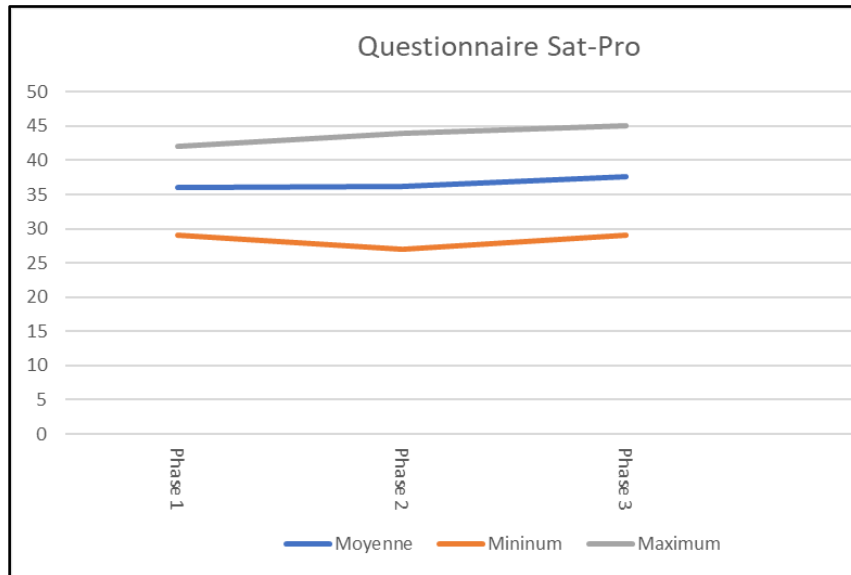
5.4. Concernant le questionnaire Sat-Pro

La tendance des questionnaires est assez fluctuante.

En effet, on retrouve au questionnaire Sat-Pro :

- une moyenne de 36.09/45 (DS 4.55) en phase 1
- une moyenne de 36.2/45 (DS 5.57) en phase 2
- une moyenne de 37.9/45 (DS 4.79) en phase 3.

Le minimum est côté à 27/45 en phase 2 et le maximum à 45/45 en phase 3. La tendance est donc **très légèrement en faveur d'une amélioration** de la satisfaction vis à vis de la prothèse.



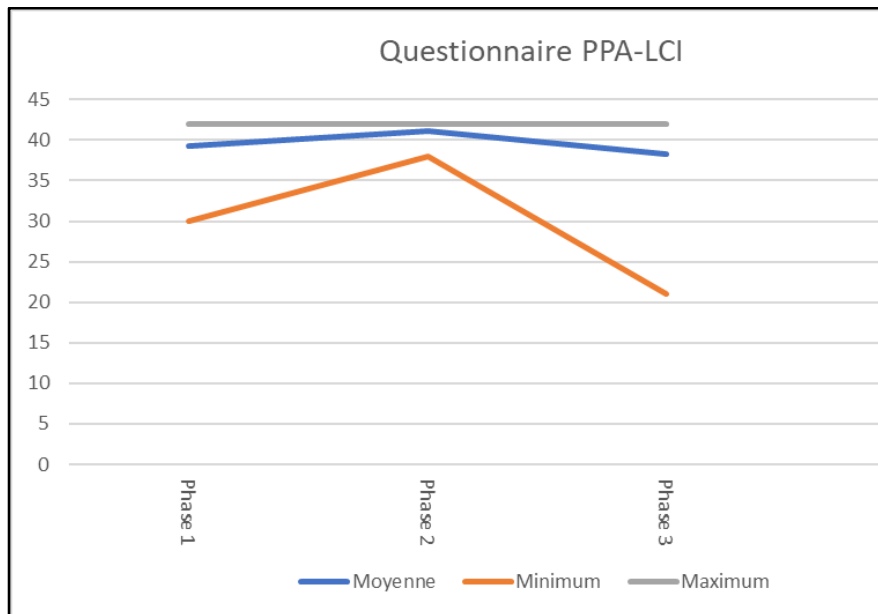
5.5. Concernant le questionnaire PPA-LCI

Quant au questionnaire PPA-LCI, la tendance est en faveur d'une **diminution des capacités fonctionnelles avec la prothèse** :

- 39.27/42 en moyenne (DS 3.69) en phase 1
- 41.1/42 en moyenne (DS 1.45) en phase 2
- 38.3/42 en moyenne (DS 6.86) en phase 3

Cela s'explique par un maximum côté à 42/42 dans toutes les phases mais un minimum côté à 21/42 par l'un des patients en phase 3. En effet, la consultation a eu lieu quelques temps après une prise en charge chirurgicale donc en phase de cicatrisation où l'enfant ne pouvait porter sa prothèse. Ses déplacements étaient réalisés en fauteuil roulant manuel.

Si les analyses avaient été réalisées en ne prenant pas en compte ce score, la moyenne en phase 3 aurait été de 40.7/42



6. Evolution des critères subsidiaires entre les phases

6.1. Concernant l'EVA

Entre les phases 1 et 2, l'EVA a tendance à s'améliorer de - 0.6/10 en moyenne (DS 295) puis entre les phases 2 et 3, de - 1.33/10 en moyenne (DS 2.23), soit entre les phases 1 et 3, une tendance d'amélioration de - 1.8/10 en moyenne (DS 2.57). Ces résultats ne sont **pas significatifs** avec des p-value respectives de 0.875, 0.1114 et 0.0543.

6.2. Concernant le test de marche de 6 minutes

La tendance est à l'amélioration de l'endurance avec une moyenne de + 25.7m supplémentaires (DS 104.54) entre les phases 1 et 2, puis + 19.375m (DS 108.36) entre les phases 2 et 3 soit une moyenne de + 26.89m supplémentaires (DS 61.67) entre les phases 1 et 3.

Ces résultats ne sont **pas significatifs** avec des p-values respectives de 0.4569, 0.6286 et 0.7344.

6.3. Concernant le test de marche de 10 mètres

On note une tendance à une amélioration de la vitesse avec - 0.995sec en moyenne (DS 1.49) entre les phases 1 et 2 puis de - 0.13sec (DS 1.02) entre les phases 2 et 3 soit - 1.33sec (DS1.86) entre les phases 1 et 3.

Ces résultats ne sont **pas significatifs** avec des p-values respectives de 0.488, 0.7258 et 0.0547.

6.4. Concernant le questionnaire Sat-Pro

Une amélioration très faible a tendance à se dessiner avec en moyenne + 0.6 point/45 (DS 3.24) entre les phases 1 et 2 puis + 2.56 points (DS 3.57) entre les phases 2 et 3 soit +2.4 points (DS 4.53) entre les phases 1 et 3.

Ces résultats ne sont **pas significatifs** avec des p-values respectives de 0.5724, 0.0643 et 0.1279.

6.5. Concernant le questionnaire PPA-LCI

La tendance est au contraire à une régression du score avec une moyenne de - 0.9 point/42 (DS 1.73) entre les phases 1 et 2 puis une amélioration du score de + 1.56 points (DS 6.33) en moyenne entre les phases 2 et 3 soit une amélioration de + 0.2 point (DS 6.14) entre les phases 1 et 3.

Ces résultats ne sont **pas significatifs** avec des p-values respectives de 0.25, 1 et 0.4063.

7. Focus sur les adaptations

Concernant les 30 mesures posturographiques réalisées, aucune adaptation n'a été réalisée à 7 reprises soit 27% (2 en phase 1, 2 en phase 2 et 3 en phase 3) car les résultats pieds nus étaient satisfaisants. Cela explique notamment les données manquantes retrouvées au cours de l'étude.

Un allongement du tube prothétique a été nécessaire 11 fois soit 42% des modifications (de 2 à 16mm).

A 7 reprises soit 27%, les adaptations nécessaires concernaient uniquement le côté sain avec ajout d'une talonnette systématique (de 2 à 4mm) et l'ajout de soutien de voûte interne ou de coins supinateurs. Il est important de noter que c'est essentiellement chez les patients agénésiques que des modifications du côté sain étaient nécessaires.

À 5 reprises, les adaptations étaient bilatérales, soit 4%.

DISCUSSION

1. Principaux résultats

Le but de l'étude était de montrer l'intérêt de l'analyse morphostatique par photogrammétrie non irradiante et posturographique dans l'ajustement des prothèses de membre inférieur pour la prévention des troubles de la statique rachidienne chez les enfants porteurs de prothèse de membre inférieur. Le but était de pouvoir l'intégrer dans la pratique courante.

Nous avons pu mettre en évidence des tendances.

Tout d'abord, **le critère de jugement principal a tendance à s'améliorer au cours de l'étude**. Il semblerait donc que les adaptations induites par l'analyse posturographique permettent de réduire les troubles de la statique rachidienne (caractérisés par des mesures positives d'angle de Cobb, de déviation latérale du tronc et d'inclinaison du bassin).

Il est observé une **différence significative entre les mesures du critère composite faites avant et après adaptations uniquement pour la phase 2**. La tendance était similaire pour la phase 3 mais en raison d'un faible effectif, l'analyse statistique n'était pas réalisable.

Concernant les critères subsidiaires, il est surtout noté une **amélioration de l'évaluation de la douleur avec l'EVA et des tests de marche avec le test de 6 minutes et le test des 10 mètres** au cours des phases de suivi. La tendance concernant les questionnaires est très fluctuante.

Ensuite, le but était également de rechercher une **pérennité des adaptations**. Pour cela, une analyse entre les phases était nécessaire.

Il a pu être montré qu'il n'y avait pas de différence significative entre les phases pour les mesures du critère composite. Cela suppose que les modifications effectuées lors d'une consultation restent adaptées à environ 3 mois.

On peut donc en déduire que le suivi adéquat peut être plus éloigné. Actuellement, les patients sont suivis idéalement de manière biannuelle.

2. Les limites de l'étude

2.1. Population

Dans l'étude, la population est très hétérogène :

- 1 fille contre 10 garçons
- les âges vont de 4 ans à 17 ans (moyenne de 10.6 ans)
- l'étiologie ayant induit l'appareillage différente avec 4 enfants amputés et 7 enfants agénésiques
- le niveau d'appareillage avec 1 enfant amputé transfémoral, 1 enfant amputé façon Gritti contre 9 enfants avec un appareillage trans-tibial.

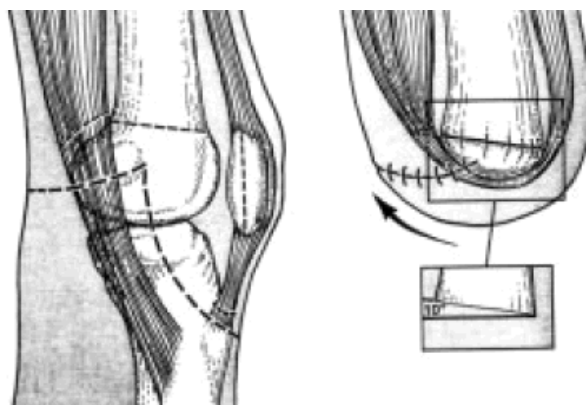


Figure 8 - Schématisation de la technique chirurgicale d'amputation façon Gritti :

Conservation de la rotule qui est fixée à l'extrémité distale du fémur, permet des possibilités fonctionnelles entre l'amputation transtibiale et l'amputation transfémorale et dispose d'un genou prothétique.

Il est évident que l'ensemble de ces caractéristiques a entraîné une hétérogénéité dans l'évaluation de cette population. Par ailleurs, le patient était son propre contrôle au cours de l'étude.

Nous avons remarqué que les enfants amputés n'avaient pas besoin ici d'adaptations par semelle orthopédique du côté sain contrairement aux enfants agénésiques où plus de 70% ont reçu la prescription d'une semelle orthopédique pour des troubles podologiques associés. On pourrait donc imaginer que les enfants avec agénésie présentent davantage de troubles podologiques et nécessiteraient un suivi différent pour la prévention des troubles de la statique.

On note un biais de volontariat puisque tous les patients initialement contactés n'ont pas accepté de participer à l'étude.

Enfin, l'une des limites importantes de l'étude est son caractère monocentrique et donc le **faible effectif inclus**. Les analyses réalisées n'ont pu mettre en évidence que

des tendances en raison de cela, il était impossible de pouvoir parler de preuve statistique.

2.2. Méthode

Le critère de jugement principal est à priori objectif puisqu'il s'agit de données posturographiques délivrées directement par le **DIERS Formetric 4D**. L'intervention humaine est nécessaire puisqu'il faut placer le patient pour calibrer la machine.

Une grande variabilité peut être observée chez un même patient, celle-ci a été limitée grâce à la répétition des mesures et la réalisation d'une moyenne pour chaque mesure.

En cas de mobilité pendant l'analyse, les mesures peuvent être tronquées et dans une population pédiatrique cela est un élément difficile à maîtriser.

Nous avons constaté que les mesures étaient difficilement réalisables si la peau du sujet est foncée puisque la technologie utilise la projection de bandes blanches sur fond noir. Il est parfois nécessaire d'utiliser des gommettes réfléchissantes pour les repères anatomiques tels que les épines iliaques postérieures supérieures. C'est également le cas si le sujet est en surcharge pondérale. Mais dans ce cas précis, il est aussi difficile d'effectuer le repérage anatomique classiquement avec les mains.

Le choix des mesures définitives est subjectif puisqu'il est décidé par l'opérateur. Les mesures et les adaptations peuvent être réalisées indéfiniment jusqu'à obtenir un résultat meilleur que le précédent. Il s'agit ici d'un but de l'analyse posturographique mais également d'un biais d'évaluation majeur.

L'une des limites du DIERS Formetric 4D est également le fait qu'une vrille du bassin puisse apparaître en tant que bascule du bassin car le repérage anatomique s'effectue sur les épines iliaques postérieures supérieures. On peut donc aisément comprendre la confusion de la machine puisqu'en cas de vrille l'épine apparaît plus haute mais est pourtant simplement en avant donc dans un plan différent.

Une étude comparative du système DIERS Formetric 4D par rapport à la méthode classique d'ajustement visuel et manuel pourrait permettre de démontrer l'utilité de son utilisation.

Concernant les **critères subsidiaires**, on retrouve des limites également. Les tests de marche ont été réalisés dans les mêmes conditions pour chaque patient en débutant par le test de 6 minutes puis le test des 10 mètres. Le couloir d'évaluation était gradué au sol afin de permettre une évaluation précise des distances. Le caractère de reproductibilité est donc respecté.

Le biais de confusion principal concerne les performances physiques avec des tests de marche ayant tendance à s'améliorer au cours de l'étude. Cela semble difficile d'évaluer si l'amélioration des tests est due à l'entraînement ou l'avancée en âge et donc au gain en vitesse et en endurance.

Les 2 questionnaires étaient des éléments d'évaluation subjective le plus souvent remplis avec l'aide d'un parent. On retrouve un effet plafond peu discriminant si le patient est actif pour le questionnaire PPA-LCI, ce qui était le cas pour la totalité des patients.

2.3. Analyse

Une des limites dans l'analyse de l'étude est son **caractère monocentrique**. Or, le SSR de Marc Sautelet est le centre de compétence pédiatrique des agénésies et des amputations suivies au centre de référence du CHU de Lille, on peut donc supposer que tous les enfants concernés par l'étude sont suivis dans ce centre.

Il a été noté des **perdus de vue** au cours de l'étude.

D'une part, s'adresser à une population pédiatrique impose de s'adapter à certaines contraintes notamment scolaires et péri-scolaires. On peut facilement comprendre la saturation de ces enfants face au milieu médical.

L'un des patients n'a pas honoré son dernier rendez-vous avec comme justification le fait qu'il n'y avait pas de problématique médicale ou d'appareillage à ce moment-là. On peut donc supposer que les analyses réalisées sont sous-estimées.

Au cours de l'étude, des données restent manquantes car les données d'évaluation par l'analyse posturographique et par les tests de marche exigeaient que les enfants soient valides et en charge. En effet, en cas de douleurs ou de plaies, les patients ne pouvaient porter leur prothèse. Or, certains patients ont nécessité une prise en charge orthopédique au niveau de leur membre résiduel douloureux, en raison d'exostoses induites par la croissance notamment.

Cela a forcément entraîné des conséquences dans le suivi du patient. Cela prouve que ces patients sont à suivre au cas par cas et qu'il est extrêmement complexe de prévoir un programme de suivi standardisé.

3. Les points forts de l'étude

- La méthodologie :

L'étude est **prospective**. Le patient a été suivi sur un délai de 6 mois, à 3 reprises. Cela a permis indirectement l'étude de la pérennité des modifications apportées suite aux consultations.

Le patient est son **propre témoin**, cela permettait d'évaluer l'effet d'événements intercurrents sur l'ensemble des critères subsidiaires également notamment une prise en charge chirurgicale.

Le questionnaire Sat-Pro a permis d'engager la discussion sur des problématiques rencontrées au quotidien pour les enfants comme pour les parents : l'accessibilité dans l'école, le port ou non de la prothèse à la maison, l'inclusion sociale et scolaire... L'item 8 soit "les réparations/ajustements de ma prothèse se font dans des délais raisonnables" était régulièrement soulevé et le fait qu'un appareillage efficace et bien toléré soit indispensable et forcément corrélé aux réparations/ajustements ressortait systématiquement pour les parents.

- Le matériel :

Le DIERS Formetric 4D est un **appareil de mesure non irradiant**. Son utilisation est intuitive, les repérages anatomiques pour le calibrage sont réalisés avec un projetage de bandes protocolisé avec le pli axillaire gauche (pour la bande supérieure de la série de 3 bandes rapprochées) et le pli fessier (pour la ligne verticale verte). Cela permet

d'assurer une certaine reproductibilité des mesures.

Le dispositif permet d'enregistrer les analyses de manière chronologique et de pouvoir comparer en temps réel les résultats en fonction des adaptations apportées.

- L'étude :

Il s'agit à priori d'une **première étude sur le sujet**. L'appareillage prothétique en pédiatrie est très peu retrouvé dans la littérature scientifique. Il s'agit pourtant ici d'un double enjeu de santé publique avec l'appareillage de ces jeunes patients et la prévention des troubles de la statique rachidienne.

4. Perspectives

Il est évident que l'un des points majeurs soulevés par l'étude est l'**absence de littérature** à ce sujet.

En effet, d'une part, l'analyse morphostatique et posturographique est décrite pour la prévention des troubles de la statique rachidienne chez l'adolescent ou en cas de pathologie neurologique telle que l'accident vasculaire cérébral. [18]

D'autre part, l'ajustement de prothèse de membre inférieur est décrit par des méthodes manuelles sans l'intervention d'un outil tel que le DIERS Formetric.

Il serait intéressant de réaliser une étude multicentrique à l'échelle nationale mais pour cela, il faudrait que l'analyse morphostatique et posturographique soit plus largement utilisée dans les centres de rééducation.

Aussi, même s'il semble évident qu'un appareillage prothétique inadéquat puisse entraîner des troubles de la statique rachidienne surtout en période de croissance, aucune étude dédiée à ce sujet n'a été réalisée à l'heure actuelle.

Nous pourrions imaginer une étude plus largement dédiée à l'ajustement des prothèses de membre inférieur pour la prévention des troubles de la statique rachidienne. Une population plus importante serait indispensable pour réaliser une randomisation et des analyses statistiques. Une analyse sur une période plus longue que 6 mois pourrait mettre en lumière d'autres éléments.

Pour cela, nous pourrions imaginer une étude comparative entre un groupe bénéficiant régulièrement d'ajustements avec repérages visuels et manuels classiques par le médecin MPR et l'orthoprothésiste et un autre groupe bénéficiant des ajustements par analyse posturographique et morphostatique par le DIERS Formetric 4D.

Cela permettrait de mettre en avant l'utilité de ce système d'analyse.

Aussi, une randomisation sur la pathologie ayant induite l'appareillage serait indispensable puisque l'étude semble soulever une autre problématique : des troubles podologiques prédominants en cas d'amputation congénitale.

CONCLUSION

Cette étude a permis une première approche sur le sujet de l'analyse morphostatique et posturographique par photogrammétrie non irradiante dans l'ajustement des prothèses de membre inférieur.

Les enfants porteurs de prothèse de membre inférieur constituent une population particulièrement encline aux déséquilibres posturaux et aux troubles de la statique rachidienne. Les résultats de cette étude mettent en évidence le fait que l'analyse morphostatique et posturographique par photogrammétrie pourrait permettre une détection précoce de ces problèmes et favoriser une prise en charge à la fois préventive et adaptative. En ajustant de manière précise les prothèses en fonction des données morphostatiques et posturographiques individuelles, il est possible de minimiser les risques d'inégalité de longueur de membre inférieur et ainsi les troubles de la statique rachidienne à long terme. Par ailleurs, cela contribue à optimiser les performances de marche et à réduire le ressenti douloureux.

En outre, cette approche innovante et non irradiante aide, de par l'ajustement optimal des prothèses qu'elle engendre, à améliorer la qualité de vie des enfants porteurs de prothèses en favorisant leur intégration sociale, leur mobilité, leur confort au quotidien.

En définitif, cette étude a permis de mettre en lumière des tendances qui pourront aider à la conception de nouveaux protocoles de recherche sur une population plus large et sur une temporalité plus importante.

Suivre l'appareillage chez une population appareillée pédiatrique est un enjeu de santé publique. Il est indispensable que ces enfants puissent évoluer, grandir et s'épanouir en tant qu'adultes de demain sans être limités par leur pathologie.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] M. McLarney, L. E. Pezzin, E. L. McGinley, L. Prosser, et T. R. Dillingham, « The prevalence of lower limb loss in children and associated costs of prosthetic devices: A national study of commercial insurance claims », *Prosthet Orthot Int*, vol. 45, n° 2, p. 115-122, avr. 2021, doi: 10.1177/0309364620968645.
- [2] « <https://www.santepubliquefrance.fr/maladies-et-traumatismes/maladies-de-la-mere-et-de-l-enfant/anomalies-et-malformations-congenitales/donnees/#tabs> ».
- [3] M. S. Zahedi, W. D. Spence, S. E. Solomonidis, et J. P. Paul, « Alignment of lower-limb prostheses », *J Rehabil Res Dev*, vol. 23, n° 2, p. 2-19, avr. 1986.
- [4] T. B. Grivas, K. Angouris, M. Chandrinou, et V. Kechagias, « Truncal changes in children with mild limb length inequality: a surface topography study », *Scoliosis Spinal Disord*, vol. 13, p. 27, 2018, doi: 10.1186/s13013-018-0173-z.
- [5] D. A. Boone *et al.*, « Influence of malalignment on socket reaction moments during gait in amputees with transtibial prostheses », *Gait Posture*, vol. 37, n° 4, p. 620-626, avr. 2013, doi: 10.1016/j.gaitpost.2012.10.002.
- [6] R. Mooney *et al.*, « Radiographic parameters improve lower extremity prosthetic alignment », *J Child Orthop*, vol. 7, n° 6, p. 543-550, déc. 2013, doi: 10.1007/s11832-013-0530-7.
- [7] N. Marques Luís et R. Varatojo, « Radiological assessment of lower limb alignment », *EFORT Open Rev*, vol. 6, n° 6, p. 487-494, juin 2021, doi: 10.1302/2058-5241.6.210015.
- [8] S. Achar et J. Yamanaka, « Back Pain in Children and Adolescents », *Am Fam Physician*, vol. 102, n° 1, p. 19-28, juill. 2020.
- [9] N. Azevedo, J. C. Ribeiro, et L. Machado, « Balance and Posture in Children and Adolescents: A Cross-Sectional Study », *Sensors (Basel)*, vol. 22, n° 13, p. 4973, juin 2022, doi: 10.3390/s22134973.
- [10] R. Struck, S. Cordoni, S. Aliotta, L. Pérez-Pachón, et F. Gröning, « Application of Photogrammetry in Biomedical Science », *Adv Exp Med Biol*, vol. 1120, p. 121-130, 2019, doi: 10.1007/978-3-030-06070-1_10.
- [11] B. Degenhardt, Z. Starks, S. Bhatia, et G.-A. Franklin, « Appraisal of the DIERS method for calculating postural measurements: an observational study », *Scoliosis Spinal Disord*, vol. 12, p. 28, 2017, doi: 10.1186/s13013-017-0134-y.
- [12] R. Michalik, J. Hamm, V. Quack, J. Eschweiler, M. Gatz, et M. Betsch, « Dynamic spinal posture and pelvic position analysis using a rasterstereographic device », *J Orthop Surg Res*, vol. 15, n° 1, p. 389, sept. 2020, doi: 10.1186/s13018-020-01825-0.

- [13] A. Gipsman, L. Rauschert, M. Daneshvar, et P. Knott, « Evaluating the Reproducibility of Motion Analysis Scanning of the Spine during Walking », *Adv Med*, vol. 2014, p. 721829, 2014, doi: 10.1155/2014/721829.
- [14] « <https://diers.eu/en/products/spine-posture-analysis/diers-formetric-4d/> ».
- [15] B. F. Degenhardt, Z. Starks, et S. Bhatia, « Reliability of the DIERS Formetric 4D Spine Shape Parameters in Adults without Postural Deformities », *Biomed Res Int*, vol. 2020, p. 1796247, 2020, doi: 10.1155/2020/1796247.
- [16] S. Bilodeau, R. Hébert, et J. Desrosiers, « [Questionnaire on the satisfaction of persons with lower-limb amputations towards their prosthesis: development and validation] », *Can J Occup Ther*, vol. 66, n° 1, p. 23-32, févr. 1999, doi: 10.1177/000841749906600103.
- [17] L. P. Luza, E. G. Ferreira, R. C. Minsky, G. K. W. Pires, et R. da Silva, « Psychosocial and physical adjustments and prosthesis satisfaction in amputees: a systematic review of observational studies », *Disabil Rehabil Assist Technol*, vol. 15, n° 5, p. 582-589, juill. 2020, doi: 10.1080/17483107.2019.1602853.
- [18] D. J. Yang, S. K. Park, J. H. Kim, J. W. Heo, Y. S. Lee, et Y. H. Uhm, « Effect of changes in postural alignment on foot pressure and walking ability of stroke patients », *J Phys Ther Sci*, vol. 27, n° 9, p. 2943-2945, sept. 2015, doi: 10.1589/jpts.27.2943.

ANNEXES

1. Courrier d'inclusion envoyé aux patients



N° FINESS : 590782611

Hospitalisation Complète

Dr L. GIACOMELLO
Médecine Physique et de Réadaptation
Dr Q. HANOT
Médecine Physique et de Réadaptation
Dr F. MORETTO
Médecine Physique et de Réadaptation
Dr A. YATZIMIRSKY,
Médecine Physique et de Réadaptation
Dr V. HUE
Pédiatre
Dr M. TAZAROURTE
Psychiatre

Cadre :

V. VENANT

Secrétariat médical : 03.28.80.07.72

Hospitalisation de Jour

Dr MC. GELLETZ
Médecine Physique et de Réadaptation
Dr F. MORETTO
Médecine Physique et de Réadaptation
Dr A. YATZIMIRSKY
Médecine Physique et de Réadaptation
Dr T. HEUCLIN
Pédiatre
Dr M. TAZAROURTE
Psychiatre

Cadre :

C. BEAUCHAMPS

Secrétariat médical : 03.28.80.07.74

Soins Externes

Médecine Physique et de Réadaptation
Dr J.-F. CATAZARITI, Chef de Service
Dr MC. GELLETZ
Dr L. GIACOMELLO
Dr Q. HANOT
Dr L. GOTTRAND
Dr F. MORETTO
Dr A. YATZIMIRSKY
Chirurgie Orthopédique Infantile
Dr D. FRON
Dr E. NECTOUX
Chirurgie Plastique Pédiatrique
Pr V. MARTINOT
Dr A. BELKHOU
Dermatologie Pédiatrique
Dr B. CATTEAU
Douleur chronique
Dr J. AVEZ- COUTURIER
Neurochirurgie Pédiatrique
Pr M. VINCHON
Neuro pédiatrie
Pr L. VALLEE
Pédiatre
Dr A. BINOCHÉ
Dr T. HEUCLIN
Dr V. HUE
Pédo-psychiatrie
Dr F. MUGHERY
Psychiatre
Dr M. TAZAROURTE
Pneumo pédiatrie
Dr A. DESCHILDRE
Rhumatologie
Dr A. BERA-LOUVILLE

Médecins assistants :
Médecine Physique et de Réadaptation
Dr H. GRAVELINE
Dr C. SEGHI
Neuro pédiatrie
Dr M. BILLOTTE

Cadre :

S. DIEU

Secrétariat médical : 03.28.80.07.75

Responsable des Soins

D. CARON

Soins de Suite et de Réadaptation pédiatriques spécialisés Marc Sautelet

Autorisé pour les affections de l'appareil locomoteur / du système nerveux / respiratoires / des systèmes digestif – métabolique – endocrinien / des brûlés / onco-hématologiques.

A Villeneuve d'Ascq, le 16/09/2022

Monsieur, Madame,

Tout d'abord, je vous remercie d'accepter que votre enfant participe à ce travail de thèse que j'effectue accompagnée du Dr MORETTO.

Pour rappel, le but de cette thèse est de **montrer l'intérêt de l'analyse morphostatique par photogrammétrie non irradiante et posturographique dans l'ajustement des prothèses de membre inférieur pour la prévention des troubles de la statique rachidienne chez les enfants porteurs de prothèse de membre inférieur.**

En effet, la population pédiatrique nécessite un suivi rapproché en raison de la croissance et des troubles de la statique rachidienne que pourraient engendrer une prothèse mal ajustée. Il est indispensable de prévenir ces troubles de la statique afin d'éviter la survenue de douleurs, de bascule pelvienne voire de scoliose secondairement induite.

Au centre de rééducation de Marc Sautelet sont disponibles plusieurs méthodes de posturographies : la plateforme SATEL et le DIERS FORMETRIC 4D. Ces deux outils sont utilisés en pratique courante notamment pour le dépistage d'une bascule pelvienne, de courbure scoliothique etc. Ils sont non irradiants et peu chronophages ; informatifs concernant les troubles posturaux ou les troubles de la statique rachidienne. Ces examens sont réalisés par un podoposturologue, Mr Vincent DILIGENT.

Le Dr MORETTO et Mr DILIGENT ont pris l'habitude d'effectuer ces tests également pour les patients agénésiques ou amputés afin de guider l'ajustement de hauteur des prothèses par l'orthoprothésiste. Cette pratique ne fait pour le moment pas l'objet d'un protocole rédigé.

Pour cela, nous souhaiterions comparer :

- La douleur par l'EVA (échelle visuelle analogique)
- Les capacités fonctionnelles avec prothèse par le questionnaire PPA-LCI (Prosthetic Profile of the Amputee Locomotor Capabilities Index)
- La satisfaction globale à la prothèse par le questionnaire Sat-Pro (Satisfaction-Prothèse)
- Les capacités d'endurance (test des 10 mètres) et de vitesse de marche (test des 6 minutes) avec port de la prothèse

Les données seront relevées initialement, avant ajustement.

Puis, les patients seront reconvoqués **à 1 mois** de l'ajustement de la prothèse, temps jugé nécessaire pour l'habitué aux ajustements. Cela permettra de vérifier l'intérêt de la démarche. Enfin, les patients seront revus **à 6 mois**, comme habituellement, pour juger de la part éphémère de ces ajustements, avec nécessité de réaliser régulièrement ces contrôles, notamment en raison de la croissance.

Je me permets donc de vous faire parvenir ces 2 questionnaires qu'il sera nécessaire d'apporter complétés lors de la prochaine consultation. Cette consultation sera l'occasion de refaire le point avec le Dr MORETTO.

Vous serez donc vus en consultation au centre de rééducation de Marc Sautelet à 3 reprises, sur une durée totale de 6 mois.

10, rue du Petit Boulevard – BP 20127 – 59653 Villeneuve d'Ascq Cedex
Tél. 03.28.80.07.70 – Fax 03.28.80.07.79

Les consultations seront d'environ 2h et seront rythmées par :

- un entretien médical avec moi-même supervisée par le Dr MORETTO
- des tests de marche pendant 10 minutes
- une analyse morphostatique et posturographique, non irradiante d'environ 1h
- un ajustement de la prothèse par l'orthoprothésiste Mr Martin BUISSIAUX

Je vous remercie encore pour votre participation.

Je suis disponible en cas d'interrogations ou de remarques par mail avdp@hotmail.fr.

Bien cordialement,

Anaïs VANDER PLANCKE
Interne de Médecine physique et réadaptation



10, rue du Petit Boulevard – BP 20127 – 59653 Villeneuve d'Ascq Cedex
Tél. 03.28.80.07.70 – Fax 03.28.80.07.79

2. Questionnaire Sat-Pro



SATISFACTION FACE A LA PROTHESE



Pour chaque question, coche la case qui correspond le mieux à ta situation.

	Tout à fait d'accord	Plutôt en accord	Plutôt en désaccord	Tout à fait en désaccord
1. Ma prothèse est confortable				
2. Lorsque je suis avec des gens, autre que mes proches, je me sens à l'aise avec ma prothèse.				
3. Ma prothèse est facile à nettoyer.				
4. Ma prothèse fonctionne bien, peu importe la température.				
5. Ma prothèse est facile à mettre.				
6. Il y a des chances que je me blesse avec ma prothèse.				
7. Je trouve facile de me déplacer avec ma prothèse.				
8. Les réparations/ajustements de ma prothèse se font dans des délais raisonnables.				
9. Ma prothèse est bonne pour durer longtemps.				
10. Lorsque je porte ma prothèse, je peux faire plus de choses que lorsque je ne la porte pas.				
11. Je suis satisfait(e) de l'apparence de ma prothèse.				
12. Je trouve facile d'utiliser la canne avec ma prothèse.				
13. J'ai facilement compris comment utiliser ma prothèse.				
14. Ma prothèse me cause de la douleur.				
15. En général, je suis satisfait(e) de ma prothèse.				

3. Questionnaire PPA-LCI



ÉVALUATION DES CAPACITÉS FONCTIONNELLES/MOTRICES AVEC LA PROTHÈSE



Pour chaque question, coche la case qui correspond le mieux à ta situation.
Avec ta prothèse, es-tu capable de... ?

	Non	Oui si quelqu'un m'aide	Oui si quelqu'un est près de moi	Oui, seul(e)
1- Te lever d'une chaise.				
2- Ramasser un objet sur le sol quand tu es debout avec ta prothèse.				
3- Te relever du sol (par exemple si tu tombes).				
4- Marcher dans la maison.				
5- Marcher dehors sur un terrain plat.				
6- Marcher dehors sur un terrain accidenté (par exemple herbe, gravier, pente).				
7- Marcher dehors par mauvais temps (par exemple neige, pluie, gel).				
8- Monter les escaliers en tenant la rampe.				
9- Descendre les escaliers en tenant la rampe.				
10- Monter quelques marches d'escalier sans tenir la rampe.				
11- Descendre quelques marches d'escalier sans tenir la rampe.				
12- Monter sur un trottoir.				
13- Descendre d'un trottoir.				
14- Marcher en tenant un objet.				

4. Présentation de l'installation du DIERS Formetric 4D au centre Marc Sautelet



Sur la gauche de la photo, l'ordinateur relié au logiciel d'analyse.

Au centre, la caméra avec manche réglable à l'horizontale.

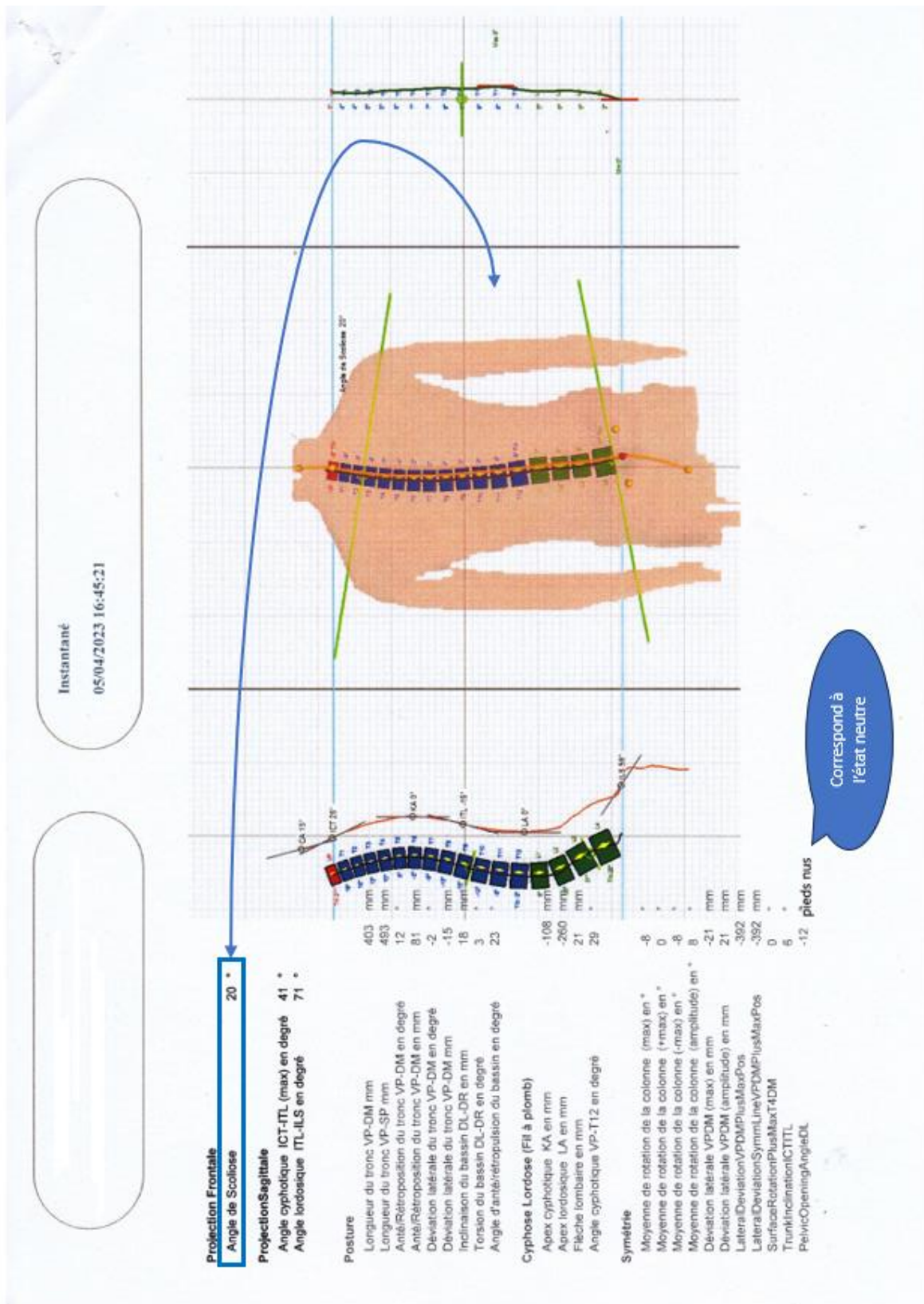
A droite, la plate-forme avec repères de positionnement des empreintes podales et un fond noir afin de permettre la vidéotransparence et la stéréographie (VRS).

5. Exemple d'éléments podologiques utilisés pour les adaptations

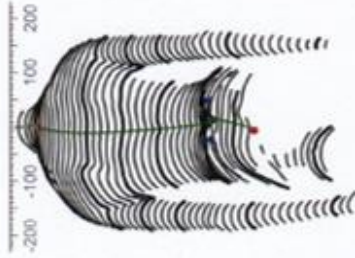
Images issues du site <https://www.orthosteda.fr/>



6. Exemple d'analyse par DIERS Formetric 4D

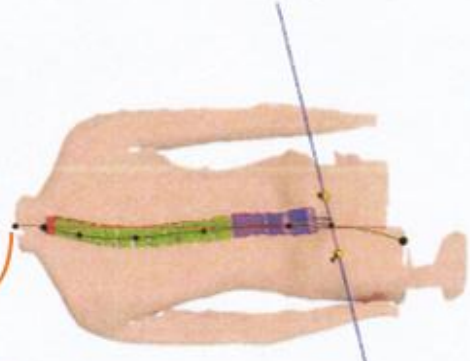


Anté/Rétroposition du tronc VP-DM en deg	12	*
Anté/Rétroposition du tronc VP-DM en mm	81	mm
Déviatoin latérale du tronc VP-DM en degr	2	° L
Déviatoin latérale du tronc VP-DM en mm	15	mm L
Inclinaison du bassin DL-DR en degré	14	° R
Inclinaison du bassin DL-DR en mm	18	mm R
Torsion du bassin DL-DR en degré	3	° R
Angle d'anté/rétoposition du bassin en deg	23	°
Distance VP / fil à plomb en mm	-	mm
Rotation du bassin en degré	5	° R
Point d'inflexion ICT en mm	2	mm
Point d'inflexion ILS en mm	-392	mm
Flèche cervicale en mm	44	mm
Flèche lombaire en mm	21	mm
FLD en mm	0	mm
FLG en mm	21	mm L



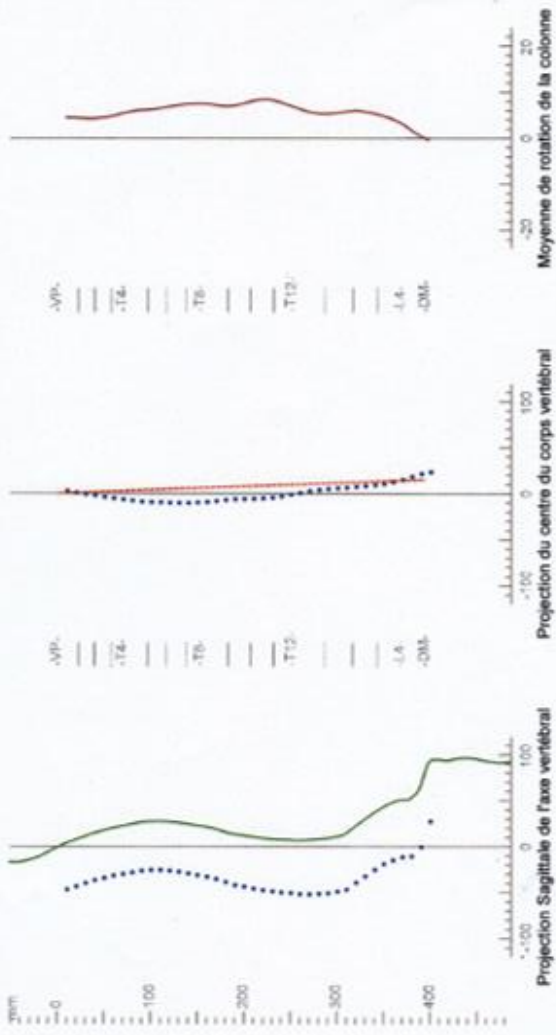
Correspond à la gîte

Correspond à la bascule pelvienne



Correspond à l'état neutre

pieds nus



Posture Moyenne

05/04/2023 16:50:38

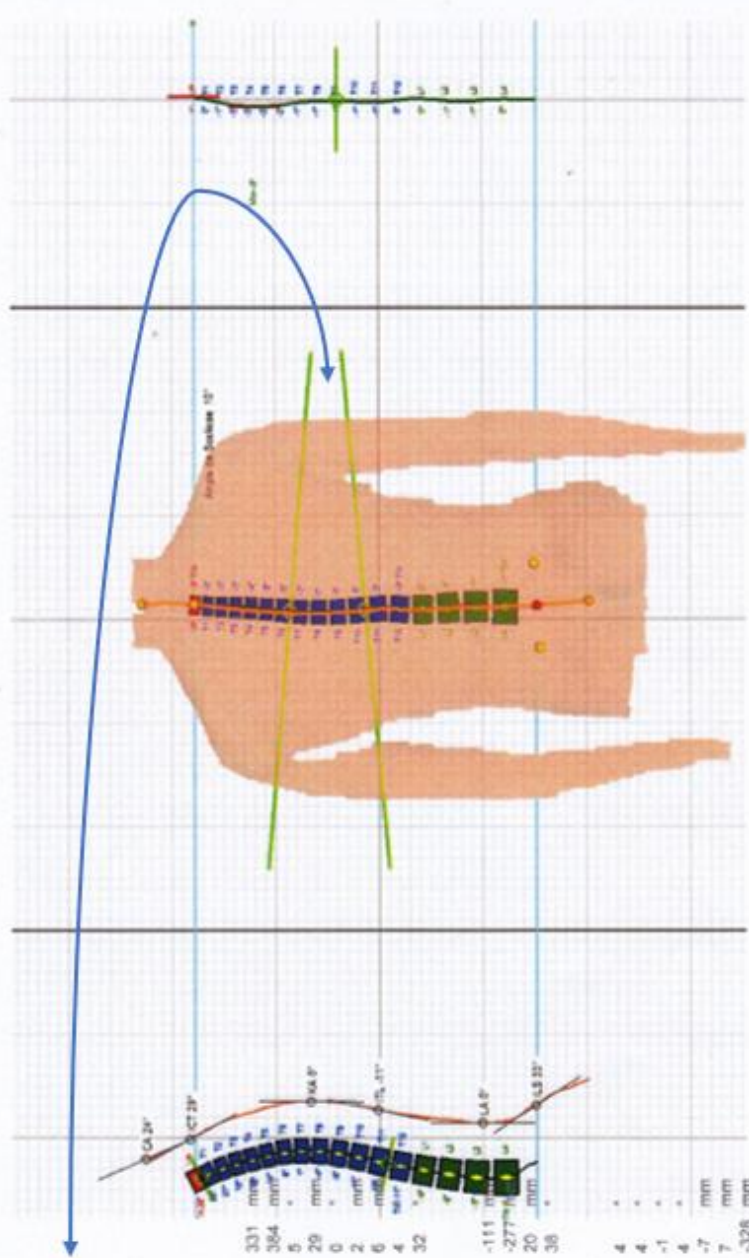
Projection Frontale
Angle de Scoliose **10 °**

Projection Sagittale
Angle cypholordose ICT-ITL (max) en degré **40 °**
Angle lordotique ITL-ILS en degré **44 °**

Posture
Longueur du tronc VP-DM mm 331
Longueur du tronc VP-SP mm 364
Anté/Rétroposition du tronc VP-DM en degré 5
Anté/Rétroposition du tronc VP-DM en mm 20
Déviation latérale du tronc VP-DM en degré 0
Déviation latérale du tronc VP-DM en mm 2
Inclinaison du bassin DL-DR en mm 6
Torsion du bassin DL-DR en degré 4
Angle d'anté/rétropulsion du bassin en degré 32

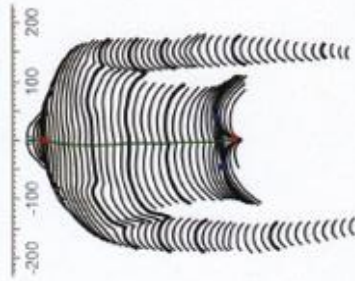
Cyphose Lordose (Fil à plomb)
Apex cypholordose KA en mm -111
Apex lordotique LA en mm -277
Flèche lombaire en mm 20
Angle cypholordose VP-T12 en degré 38

Symétrie
Moyenne de rotation de la colonne (max) en ° 4
Moyenne de rotation de la colonne (+max) en ° 4
Moyenne de rotation de la colonne (-max) en ° -1
Moyenne de rotation de la colonne (amplitude) en ° -4
Déviation latérale VPDM (max) en mm -7
Déviation latérale VPDM (amplitude) en mm 7
LateralDeviationVPDMPlusMaxPos -328
LateralDeviationSymmLineVPDMPlusMaxPos -328
SurfaceRotationPlusMaxT4DM 3
TrunkInclinationICTL 0
PelvicOpeningAngleDL 0

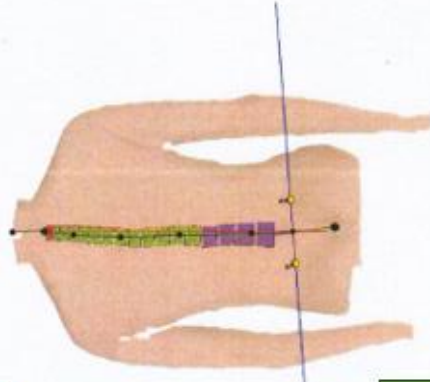


Correspond à l'adaptation apportée

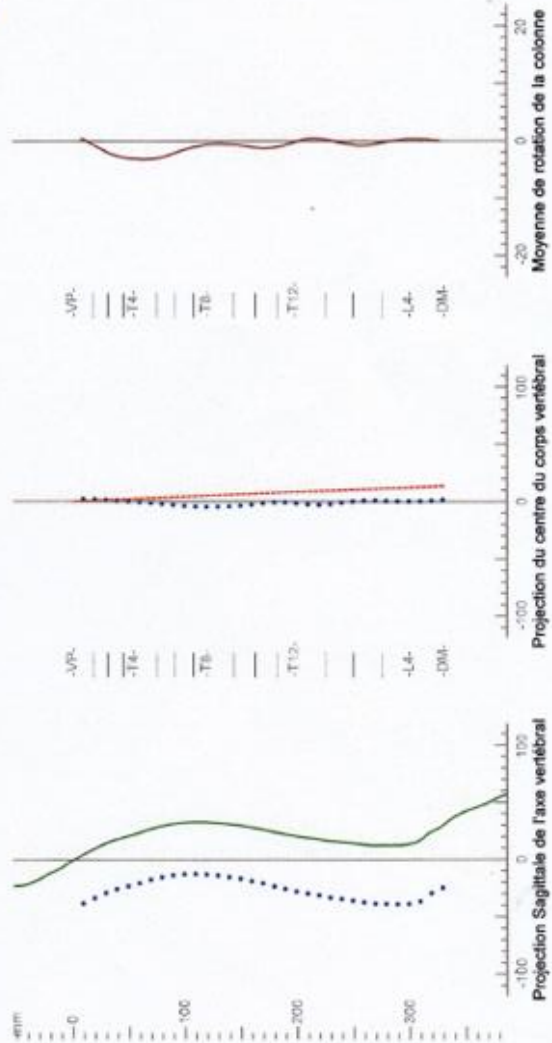
Anté/Réposition du tronc VP-DM en deg	5	*
Anté/Réposition du tronc VP-DM en mm	29	
Déviat. latérale du tronc VP-DM en degr	0	* R
Déviat. latérale du tronc VP-DM mm	2	mm R
Inclinaison du bassin DL-DR en degré	4	* R
Inclinaison du bassin DL-DR en mm	6	mm R
Torsion du bassin DL-DR en degré	4	* R
Angle d'anté/réposition du bassin en deg	32	*
Distance VP / fil à plomb en mm	-	mm
Rotation du bassin en degré	2	* L
Point d'inflexion ICT en mm	5	mm
Point d'inflexion ILS en mm	-328	mm
Flèche cervicale en mm	55	mm
Flèche lombaire en mm	20	mm
FLD en mm	0	mm
FLG en mm	7	mm L
		-T8



Correspond à la gîte



Correspond à la bascule pelvienne



talonnette 16mm G

Correspond à l'adaptation apportée

AUTEURE : Nom : VANDER PLANCKE Prénom : Anaïs

Date de soutenance : Jeudi 28 septembre 2023

Titre de Thèse : Intérêt de l'analyse morphostatique et posturographique par photogrammétrie non irradiante dans l'ajustement des prothèses de membre inférieur pour la prévention des troubles de la statique rachidienne chez les enfants porteurs de prothèse de membre inférieur

Thèse - Médecine - Lille 2023

DES : Médecine physique et réadaptation

Mots-clés : Posturographie, troubles de la statique rachidienne, prothèse, pédiatrie

RÉSUMÉ :

Contexte : L'analyse posturographique permet le dépistage des troubles de la statique rachidienne. En cas d'amputation ou d'agénésie de membre inférieur, un suivi rapproché est nécessaire pour ajuster les prothèses, limiter le risque de développer ces troubles et garantir un appareillage optimal, en particulier en pédiatrie avec la croissance à prendre en compte. Le but était d'étudier l'intérêt de la posturographie dans cette démarche d'ajustement prothétique.

Matériel et méthodes : Il s'agit d'une cohorte prospective, interventionnelle, longitudinale et unicentrique au SSR pédiatrique de Marc Sautelet. 11 enfants amputés ou agénésiques avec prothèse de membre inférieur ont été suivis sur 6 mois à 3 reprises (M0,M1,M6). L'étude posturographique a été réalisée par photogrammétrie DIERS Formetric 4D permettant des adaptations pour limiter les troubles rachidiens représentés par un critère composite : l'angle de Cobb, la déviation latérale du tronc et l'inclinaison du bassin. Le critère de jugement principal était la comparaison du critère composite entre l'état initial à M0 et l'état post-adaptations à M6. Les critères de jugement secondaires étaient les mesures de l'effet immédiat des adaptations à chaque phase, la durabilité du critère composite entre les phases et l'évolution de critères subsidiaires pertinents entre les phases (EVA, T6M, T10m, questionnaires PPA-LCI et Sat-Pro).

Résultats : Une tendance à l'amélioration du critère de jugement principal était notée avec une moyenne de -2.83° d'angle de Cobb, -3mm de déviation latérale et -1.67mm d'inclinaison. L'effet immédiat des adaptations sur le critère composite était significatif en phase 2 uniquement avec en moyenne -3.78° d'angle de Cobb (p-value = 0.02), -6.38mm de déviation latérale (p-value = 0.03) et -5.75mm d'inclinaison (p-value = 0.02). A chaque phase, l'effet des adaptations semblait durable sur le critère composite (différences non significatives). A chaque phase, l'EVA, le T6M, le T10m et le Sat-Pro tendaient à s'améliorer contrairement au PPA-LCI.

Conclusion : L'étude posturographique semble avoir un intérêt dans le dépistage et la prévention des troubles rachidiens des enfants amputés ou agénésiques de membre inférieur. Elle pourrait permettre l'amélioration de la douleur, des performances de marche, des capacités fonctionnelles et de satisfaction à la prothèse. Une cohorte plus large apporterait des preuves statistiques à cette hypothèse.

Composition du Jury :

Président : Professeur Vincent TIFFREAU

Assesseurs : Docteur Aurélie MEZEL, Docteur Alexandre RIMETZ

Directeur de thèse : Docteur Fabien MORETTO