

---

# Différence de longueur de jambes chez les enfants et les adolescents – effets fonctionnels et traitement chirurgical par clous intramédullaires motorisés

15 ans d'expérience à l'hôpital universitaire pédiatrique de Bâle (UKBB)

PD Dr. A. H. Krieg, médecin-chef, orthopédie pédiatrique, centre des tumeurs osseuses et des tissus mous de l'université de Bâle (KWUB), hôpital universitaire pour enfants de Bâle (UKBB), andreas.krieg@ukbb.ch

---

## Différence de longueur de jambes et analyses fonctionnelles

Les différences de longueur de jambes (LLD) sont courantes: environ un tiers de la population présente une différence de 0,5–1,5 cm, 5 % plus de 1,5 cm, et environ 1/1000 personnes se sont vues prescrire un'élévation de la semelle<sup>1,2</sup>. Malgré le manque de données biomécaniques pour soutenir ce qui semble être un principe anatomique humain de base, le bon sens orthopédique veut que le bassin soit horizontal et que la colonne lombaire soit chargée symétriquement dans une position d'appui bipède et dans la phase d'appui lors de la marche. L'inégalité de longueur des jambes est un facteur de risque corrigeable pour l'arthrose du genou<sup>3</sup>. Par conséquent, les disparités acquises ou congénitales doivent être rétablies, bien que la règle apodictique et historique<sup>4</sup> de 2 cm de disparité acceptable de la longueur des jambes soit plus un mystère qu'une science, au vu des paramètres anatomiques individuels tels que la largeur du bassin, la longueur absolue des jambes, la force musculaire et la capacité proprioceptive<sup>5</sup>.

Pour cette raison, une étude a été menée par notre équipe pour étudier la cinématique de la marche chez les patients souffrant d'une LLD structurelle et pour évaluer l'effet immédiat de l'élévation des chaussures orthopédiques. Le collectif comprenait 10 adolescents présentant une LLD structurelle (20–60 mm) et 14 cas-témoins sains. Tous les participants ont été équipés d'un système combinant un ensemble de marqueurs répartis sur l'ensemble du corps (Plug-in-Gang) avec un ensemble spécial de marqueurs de tronc. Les participants ont ensuite été invités à marcher pieds nus puis avec un ajustement orthopédique des chaussures (patients uniquement). Les données ont été récoltées à l'aide d'un système de capture de mouvement de 12 caméras, et les angles de la colonne vertébrale ont été calculés dans MATLAB à l'aide d'une fonction

d'ajustement circulaire. Les résultats comprennent les angles de la colonne vertébrale et du bassin dans les trois plans, les angles des membres inférieurs et les paramètres spatio-temporels de la marche. Les comparaisons entre groupes ont été effectuées à l'aide d'une cartographie statistique paramétrique (SPM) unidimensionnelle. Les différences ont été considérées comme cliniquement pertinentes uniquement si elles étaient supérieures à 5°.<sup>6</sup>

Les patients atteints de LLD ont montré des angles de flexion lombaire plus importants statistiquement significatifs et cliniquement pertinents dans le plan frontal, vers le côté le plus long au début de la phase d'appui et en fin de phase oscillante, une plus grande inclinaison du bassin vers le côté le plus court et des angles d'adduction de la hanche plus importants sur la jambe la plus longue tout au long du cycle de marche par rapport au groupe contrôle sain. Dans le plan sagittal, les patients ont montré une plus grande extension du genou du côté le plus court au milieu de la phase d'appui et une plus grande dorsiflexion dans l'articulation de la cheville du côté le plus long en fin de phase d'appui. En outre, toutes les anomalies de la démarche observées chez les patients atteints de LLD pourraient être immédiatement influencées par la correction de la LLD à l'aide d'un'élévation de la semelle. En réponse au LLD, les patients ont montré une inclinaison latérale du bassin vers le côté le plus court, qui semble être compensée par une flexion latérale de la colonne lombaire et un déplacement latéral du bassin vers le côté le plus long. De plus, l'utilisation d'une correction orthopédique semble être une option appropriée pour normaliser immédiatement la cinématique de la marche chez les patients atteints d'une LLD légère à modérée.<sup>6</sup>

Cependant, à long terme, outre les facteurs médicaux et de qualité de vie, le traitement conservateur n'est pas rentable pour le patient et la compagnie d'assurance pour des raisons économiques. Nous avons déjà analysé ce point dans notre étude de 2011: Pour la compensation d'une différence de longueur de jambe, des coûts totaux d'environ 100 000 euros ont été calculés pour compenser une différence de longueur de jambe de plus de 2 cm à l'aide d'orthèses à vie. Pour un traitement chirurgical avec un clou de distraction motorisé tel que le Fitbone®, des coûts totaux d'environ 38 000 euros ont été calculés.\* Le coût de l'implant pur s'élève à environ 11 000 euros pour le clou Fitbone et à 7 500 euros pour une monture Taylor Spatial Frame standard.<sup>7</sup>

Nous avons également examiné les rapports de force chez les patients présentant des différences de longueur de jambe et avons constaté ce qui suit: Le couple isocinétique maximal médian dans les muscles extenseurs était 15 % plus élevé dans la jambe plus longue que dans la jambe courte. Nous soupçonnons qu'un mécanisme compensatoire soit à l'origine de cet effet. La jambe plus longue compense en fléchissant le genou, ce qui augmente le travail mécanique de la jambe la plus longue et entraîne donc une force musculaire plus élevée dans les extenseurs. Les ischio-jambiers n'ont montré aucune différence significative en termes de force.<sup>8</sup>

---

\* Le calcul du coût total du traitement par fitbone a été basé sur les taux de remboursement locaux actuels pour un patient public, 1 segment affecté, l'implantation et l'explantation, l'hospitalisation pour un total de 3 semaines (implantation et explantation), et la physiothérapie deux fois par semaine pendant 1 an. De même, le coût total de la compensation de la longueur des jambes à l'aide d'orthèses ont été calculées par un technicien orthopédiste local, en partant de l'hypothèse qu'un patient non-privé, avec une différence de longueur de jambe de plus de 2 cm a besoin de semelles orthopédiques et d'une élévation de la semelle deux fois par an pendant 60 ans.

## Indication, historique et informations générales sur la thérapie chirurgicale

L'histoire de l'allongement des jambes est aussi ancienne que son indication et ses causes: Au cours des 150 dernières années, les indications d'écarts d'allongement des jambes et de déformations dues à la poliomyélite, aux blessures de guerre, à l'ostéomyélite et aux fractures mal alignées ont augmentés:

- Problèmes congénitaux tels que les anomalies fémorales, l'hypoplasie fémorale simple, l'hémimélie du péroné et l'aplasie du tibia, l'hémihypertrophie et l'hémihypotrophie.
- Les problèmes acquis tels que les arrêts de croissance post-traumatiques, les conditions post-infectieuses, les nécroses avasculaires, la maladie de Perthes, la maladie de Blount, les dysplasies squelettiques, le rachitisme, les syndromes, la maladie d'Ollier, les tumeurs ou leurs conséquences secondaires, etc.<sup>1,9</sup>

L'indication d'un allongement intramédullaire des jambes et d'une correction des déformations est inévitable. À notre avis, l'allongement opérationnel des jambes est indiqué pour les différences de longueur de jambe de 2,5 cm ou plus et surtout pour les patients chez qui l'épiphyodèse (sclérose de la plaque de croissance et donc arrêt de la croissance du côté opposé) ne serait pas une bonne option (arrêt de croissance prématuré dû à une infection ou à une tumeur altérant la plaque de croissance, petite taille, etc.)

L'un des premiers pionniers de l'allongement des jambes a été Alesandro Codivilla en 1903, qui a réalisé des ostéotomies fémorales chez des patients atteints de coxa vara en appliquant une traction par le biais d'un plâtre et d'un fil transcalcanéen.<sup>10</sup> Environ 10 ans plus tard, Louis Ombrédanne a été le premier à reconnaître l'importance de l'allongement progressif et a réalisé avec succès un allongement fémoral de 4 cm à raison de 5 mm/jour avec un fixateur externe.<sup>11</sup> Le premier fixateur en anneau a été introduit au début des années 1950 par R. Wittmoser, mais n'a reçu que peu d'attention à l'époque.<sup>12</sup> La percée a été réalisée grâce aux observations de Gavril Ilizarov (1921–1992), qui, en tant que médecin généraliste à Kurgan (Sibérie du Sud-Ouest, Russie), a traité d'innombrables vétérans de guerre pour des déformations post-traumatiques, des pseudarthroses infectées et des défauts osseux.<sup>5</sup> Il a défini les principes les plus importants de l'allongement des jambes et de la correction des déformations, tels que l'importance d'une corticotomie

percutanée, une période de latence de quelques jours, une fixation semi-rigide et une distance de distraction définie de 1 mm/jour, qui sont toujours valables aujourd'hui. L'étape fondamentale suivante a été l'introduction de dispositifs d'allongement intramédullaires dans les années 1970. Les premiers systèmes, tels que le clou d'allongement à pression hydraulique de Goetz et al. étaient des systèmes ouverts dans lesquels les composants externes étaient directement connectés au clou et présentaient donc un taux d'échec élevé dû à des infections profondes.<sup>5,13</sup> Cet inconvénient a été surmonté par des clous d'extension entièrement implantables; le premier a été décrit par Witt et al. en 1978.<sup>14</sup> Bliskunov a développé un clou d'allongement à entraînement mécanique avec un mécanisme de cliquet, dans lequel la longueur était produite par la compression du cliquet du clou sur l'aile iliaque engendrée par le mouvement de la hanche.<sup>5</sup>

À partir de 1990, deux clous d'allongement mécaniques en particulier, à savoir l'Albizzia® et l'ISKD® (Intramedullary Skeletal Kinetic Distractor), ainsi que le clou d'allongement motorisé entièrement implantable (Fitbone®) (fig. 1) ont été systématiquement utilisés et décrits dans la littérature.<sup>15-18</sup> Les derniers développements en matière de clous d'extension entièrement implantables sont des implants magnétiques, à savoir le clou Precice® et le clou Phenix®.<sup>19,20</sup>

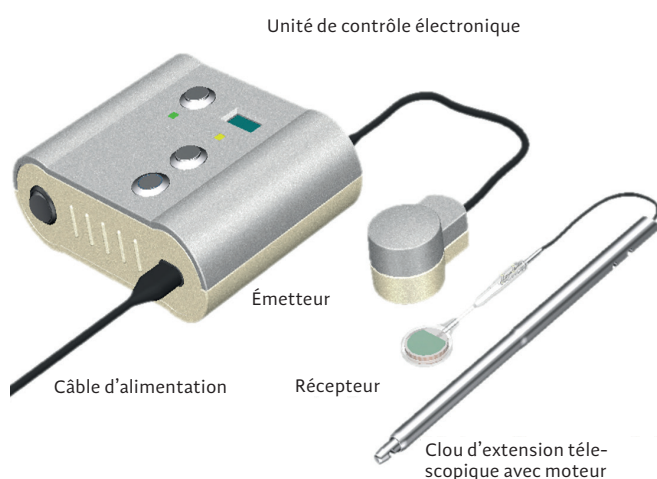


Fig. 1: Fitbone TAA (Telescope Active Actuator) avec unité de contrôle et de transmission

L'utilisation de clous d'extension solides chez les enfants pourrait être limitée par des plaques de croissance ouvertes. Cependant, il a été démontré que la perforation de la plaque de croissance fémorale distale par sa partie centrale avec un implant poli (par exemple, un clouage rétrograde) n'a pas d'effets négatifs sur le potentiel de croissance et ne provoque pas de déformations iatrogènes.<sup>21, 22</sup> En revanche, l'enclouage antégrade du tibia ou du fémur n'est pas recommandé car il peut entraîner un arrêt de croissance. Dans notre clinique, l'utilisation de dispositifs intramédullaires d'allongement des jambes est évitée pendant la croissance épiphysaire, sauf dans des cas individuels justifiés. Sinon, comme pour les patients présentant des déformations angulaires prononcées et ne répondant pas aux exigences de l'enclouage intramédullaire, l'utilisation de fixateurs externes tels que le Taylor Spatial Fame (TSF) est recommandée.<sup>7</sup> Les autres contre-indications aux clous d'allongement intramédullaires sont – à notre avis – la preuve d'une ostéomyélite au cours des deux dernières années ou des déformations congénitales telles que la dysplasie de hanche.

## Diagnostic de base

Il est de la plus haute importance que l'algorithme de diagnostic ne se concentre pas seulement sur la déformation osseuse, mais crée une image globale qui inclut l'état physique et psychologique du patient ainsi que la biologie locale. En résumé, le degré de difficulté et de risque peut être évalué<sup>23</sup> et le patient informé et éduqué, en tenant compte de tous les risques potentiels:

- Instabilités articulaires allant d'une légère laxité à une subluxation fixe, voire à une luxation.
- Déformations fixes en flexion et une amplitude de mouvement réduite du genou,
- Modifications ostéoarthritiques
- Mauvaise qualité des os ou des tissus mous
- Infections antérieures
- Problèmes médicaux généraux tels que le tabagisme, le diabète et les médicaments anti-régénérateurs, pour n'en citer que quelques-uns.

Une évaluation psychologique (intelligence, compliance, environnement social) pour déterminer si le patient et sa famille sont adaptés au projet envisagé et un contact avec d'autres patients peut être utile pour définir les attentes.<sup>16,18</sup>

Le processus de base est une analyse précise de la déformation en trois dimensions pour définir l'objectif et choisir le type de correction. Seule une minorité de patients présente un raccourcissement pur des jambes. La plupart présentent également des déformations dans le plan frontal ou, dans une moindre mesure, des anomalies sagittales et rotatoires.<sup>24</sup> La déformation est classée de type I (unidimensionnel) à type IV (quadridimensionnel), ce qui permet de comparer les résultats de l'allongement et de la correction de la déformation axiale en fonction de la complexité.<sup>24</sup>

La radiographie de base comprend des radiographies antéro-postérieures et latérales des deux jambes (orthoradiogrammes) en position debout, la rotule en avant, avec des blocs placés sous le pied de la jambe courte pour niveler le bassin. L'imagerie par résonance magnétique (IRM) est demandée dans les déformations par rotation pour déterminer l'antéversion du fémur et la torsion du tibia.<sup>5</sup> Les systèmes d'imagerie modernes, par exemple sterEOS®, permettent d'obtenir simultanément des images de l'ensemble du squelette humain debout dans des plans orthogonaux, avec moins d'erreurs d'irradiation et de projection et la possibilité d'une reconstruction tridimensionnelle.<sup>25</sup> De plus, nous effectuons une radio de la main gauche pour déterminer l'âge osseux définitif par rapport à l'âge chronologique.

L'analyse manuelle, numérisée ou logicielle de la déformation comprend un test de mauvais alignement, une analyse du centre de rotation (CORA), la détermination de l'axe mécanique et de sa relation avec le centre du genou, et des mesures standardisées des angles d'orientation des articulations (p.ex. l'angle mécanique latéral distal du fémur [mLDFA], l'angle médial proximal du tibia [MPTA]). L'analyse de la déformation et le choix du site d'ostéotomie déterminent l'ampleur de la correction angulaire et en translation.

Un état clinique approfondi se concentre sur l'instabilité des articulations et l'amplitude des mouvements, l'état des tissus mous et inclut l'état neurovasculaire. L'évaluation fonctionnelle par un physiothérapeute expérimenté, les mesures de force (tests isocinétiques) et un laboratoire de marche sont des outils utiles dans le processus de décision pour les cas compliqués.<sup>5</sup>

## Considérations générales sur l'allongement intramédullaire des jambes et la correction des déformations

En raison du taux de complication plus faible et du plus grand confort du patient, les dispositifs d'allongement intramédullaires tels que le clou Fitbone®, que nous utilisons depuis 15 ans, sont devenus une alternative acceptée aux fixateurs externes.<sup>7,26</sup>

Le système entièrement implantable présente de nombreux avantages par rapport aux fixateurs externes classiques. Le risque d'infection est très faible. Ce système élimine l'effort de nettoyage quotidien pour le patient / les parents et le personnel infirmier. Le manteau de tissus mous (peau et muscles) autour de l'os à allonger est nettement moins sollicité en raison des petits accès chirurgicaux et de la position presque entièrement intramédullaire de l'implant. En conséquence, le patient ressent moins de douleurs postopératoires et retrouve plus rapidement une mobilité normale. Sans transfixation de la peau et des muscles, les clous d'allongement permettent un mouvement complet de l'articulation dans les premiers jours suivant l'opération, alors que les fixateurs externes réduisent l'amplitude du mouvement avant même le début du processus d'allongement.<sup>7,27</sup> Cela a donc un effet significatif sur les temps de réhabilitation plus courts chez les patients ayant subi un allongement intramédullaire.<sup>7</sup>

De plus, grâce aux progrès des clous d'allongement intramédullaires et à l'introduction de nouveaux implants, les indications de leur utilisation ont changé au cours de la dernière décennie, avec des corrections de déformation tridimensionnelles.<sup>28</sup> Depuis quelques années, nous utilisons également le clou Precise®, qui permet d'allonger des segments osseux plus courts et plus étroits, mais qui est un peu plus compliqué à manipuler et à contrôler pour le patient. Les deux systèmes donnent d'aussi bons résultats pour atteindre l'objectif d'allongement (voir ci-dessous).<sup>29</sup>



En général, l'allongement intramédullaire des membres en combinaison avec la correction des déformations est exigeant en termes de planification préopératoire, de technique chirurgicale et de gestion postopératoire et doit donc être réservé à des chirurgiens expérimentés. Cependant, contrairement aux systèmes externes, l'utilisation de clous intramédullaires solides droits est soumise à certaines exigences anatomiques:

- Une longueur d'os suffisante (correspondant à la longueur minimale de l'implant)
- Des dimensions médullaires appropriées (correspondant au diamètre minimal de l'implant)
- Absence de déformations angulaires prononcées<sup>7</sup>
- Un CORA (centre de rotation et d'angulation) situé loin de l'ostéotomie prévue est un obstacle géométrique supplémentaire qui peut gêner l'utilisation des systèmes intramédullaires.
- Les limitations associées aux implants peuvent également résulter d'un niveau d'ostéotomie oblique (une certaine distance minimale/maximale du point d'entrée) de certains implants pour obtenir des conditions de verrouillage stables.<sup>26</sup>

Toutes les corrections de déformation, à l'exception de l'allongement, doivent être effectuées en peropératoire et ne peuvent pas être ajustées en postopératoire, contrairement aux fixateurs externes et surtout au TSF. En outre, contrairement à l'allongement par fixation externe – qui suit généralement l'axe mécanique – l'allongement par clou intramédullaire droit est effectué le long de l'axe du clou, qui se rapproche généralement de l'axe anatomique<sup>16</sup>. Par conséquent, même chez les patients sans déformations angulaires, des modifications de l'axe mécanique sont inévitables au cours du processus d'allongement (par exemple, un certain degré de valgisation dans l'allongement fémoral rétrograde). Si ce décalage de l'axe lié à la géométrie n'est pas pris en compte en préopératoire, l'allongement intramédullaire peut entraîner une déformation iatrogène de l'axe<sup>22</sup>. Par conséquent, l'allongement avec ou sans déformation angulaire concomitant avec des implants droits nécessite toujours une planification préopératoire minutieuse ainsi qu'une technique d'implantation soignée<sup>3, 30</sup>. D'autre part, les corrections de déformations complexes avec des instruments d'allongement intramédullaires sont également possibles après une planification préopératoire soignée si des forets rigides droits sont utilisés (voir fig. 2).

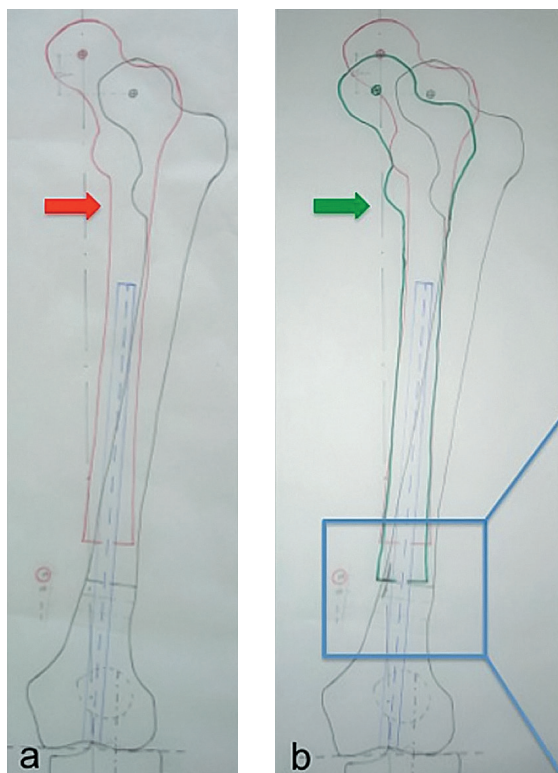


Fig. 2 de →26:

Le principe de la méthode de planification inverse<sup>22</sup> est de planifier le résultat final souhaité (flèche rouge) après correction de la déformation et allongement (a). Le processus d'allongement est ensuite inversé graphiquement (flèche verte) et la position correspondante de l'implant et la translation segmentaire (encart) sont déterminées (b). La mise en œuvre méticuleuse de la planification préopératoire (encart de b) est de la plus haute importance (d). Par conséquent, l'utilisation d'ale-soirs rigides droits est essentielle pour préparer le canal médullaire et positionner l'implant conformément à la planification préopératoire(c).



## Détails techniques du clou Fitbone®

Le Fitbone® (principalement Wittenstein Intens, Igersheim, Allemagne, maintenant Orthofix, S.R.L. Milan, Italie) est un clou en acier motorisé<sup>15</sup> (fig. 1). Son moteur électromagnétique entièrement implanté et hermétiquement encapsulé fournit un couple de rotation (force de pointe de 1800 N, soit deux fois la force nécessaire pour distraire les fémurs<sup>31, 32</sup>), qui est converti en mouvement axial par un mécanisme d'engrenage et de broche. Le patient active et contrôle le système avec un émetteur (courant d'induction) via un système de réception sous-cutané (antenne de réception). Deux types de clous sont disponibles: Le clou droit Fitbone SAA (Slide Active Actuator) pour la pose fémorale antégrade, possède un trou de glissement, un diamètre extérieur de 13 mm et est disponible dans des longueurs comprises entre 260 et 520 mm. Une extension jusqu'à 85 mm et un transport d'os jusqu'à 200 mm sont possibles.

Le clou Fitbone TAA (Telescope Active Actuator), plus couramment utilisé, est une version télescopique dont le diamètre est de 11 mm dans la tige et de 12 mm près de l'articulation (fig. 1). Il existe une version droite 24,5 cm / 22,5 cm pour une insertion rétrograde dans le fémur et une version incurvée 22,5 cm avec un angle de Herzog pour une insertion antérograde dans le tibia. En outre, il existe désormais des clous plus étroits avec un diamètre de tige de 9 mm et des versions plus courtes allant jusqu'à 18 cm. Selon le type, on peut obtenir des extensions allant jusqu'à 80 mm dans le fémur et 60 mm dans le tibia. Des clous personnalisés, par exemple pour l'allongement du moignon après une résection tumorale, sont possibles. Le programme de licence restreint des centres d'excellence de la première société limitait son utilisation à une installation par pays et a été abandonné avec le rachat par la nouvelle société. En conséquence, ce système peut désormais être utilisé par tout chirurgien orthopédique expérimenté dans la distraction des callosités ayant été initié. Les centres d'excellence ont fait état d'une fiabilité et d'un taux de réussite élevés des implants dans des séries cliniques.<sup>7, 33-36</sup>

## Résultats propres et comparaison avec la littérature

Nous avons publié nos 32 premiers patients consécutifs entre septembre 2006 et décembre 2008 avec un âge médian de 17 ans (IQR: 15-19) qui ont été traités pour la première fois avec un dispositif d'allongement intramédullaire motorisé entièrement implantable (Fitbone) en Suisse. La différence médiane de longueur de jambe était de 35 mm (IQR: 30-44) au niveau du fémur (n=21) et de 28 mm (IQR: 25-30) au niveau du tibia (n=11) (voir rapport de cas fig. 3 et fig. 4). L'allongement des jambes a été réussi dans 30 des 32 cas, sans divergence résiduelle importante ( $\pm 5$  mm). Aucune complication peropératoire n'a été observée. L'indice de consolidation était significativement différent ( $p=0,04$ ) entre l'allongement fémoral (moyenne de 35 jours/cm) et l'allongement tibial (moyenne de 48 jours/cm), mais ne dépendait pas de l'âge (supérieur/ inférieur à 16 ans) ou d'une chirurgie antérieure sur le membre affecté<sup>7</sup>.

Le taux de complication postopératif de 12,5% dans notre série (4 sur 32 patients) est conforme aux résultats de Baumgart et al.<sup>34</sup>, qui ont rapporté un taux de complication de 13% chez un plus grand nombre de patients (n=150) traités avec des clous Fitbone TAA et SAA. Ces faibles taux de complication peuvent être dus au mécanisme d'allongement actionné électriquement et à sa contrôlabilité fiable avec des taux de distraction constants. Une étude de comparaison directe en 2015 entre le clou Fitbone et le fixateur externe a montré des taux de complication significativement plus faibles pour le clou de 26% contre 60% pour le fixateur externe.<sup>35</sup> Les taux de complications des fixateurs externes vont de 24% à 117%<sup>23, 37</sup> et de 11% à 47%<sup>17, 18, 38</sup> pour les dispositifs intramédullaires à actionnement mécanique, en fonction de la longueur de la distraction et de l'expérience du chirurgien.

Des données comparatives plus récentes de Horn et ses collègues en 2019 ont montré des résultats équivalents pour les deux clous motorisés actuels (Precise® et Fitbone®), avec des taux de complications égaux de 16% chacun, avec la même distance d'allongement moyenne de 40 mm et une population de patients similaire<sup>29</sup>.

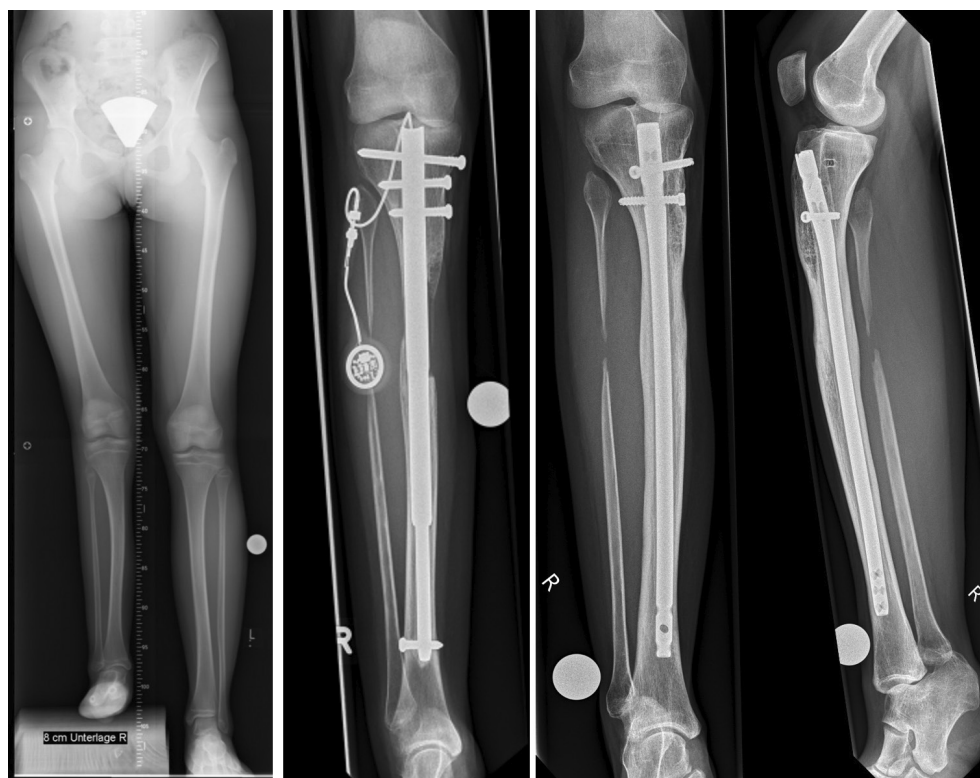


Fig. 3 (de gauche à droite): Radiographie de la jambe entière d'une jeune fille de 16 ans présentant un défaut longitudinal du péroné et des rayons III-V manquants avec un talus sphérique et une différence de longueur de jambe consécutive de -6,5 cm - implantation et distraction de 5,5 cm avec un Fitbone TAA - guérison et fixation du membre inférieur avec un clou de traumatisme intramédullaire - la patiente ne présente donc aucune rétraction dans la zone d'appui.

Outre l'allongement des os, la question de savoir ce qu'il advient des muscles qui s'allongent également, est bien entendu importante. D'un point de vue fonctionnel, nous avons constaté ce qui suit dans notre étude de force postopératoire en relation avec l'allongement et l'effet sur les muscles: il subsiste une différence significative pour le couple de force isométrique maximal des extenseurs (22%) après l'opération (au moins 2 ans) entre la jambe allongée et la jambe normale (15% avant l'opération!), ce qui peut être rattaché à la réaction du muscle à la procédure de distraction elle-même, sous la forme d'une plus grande rigidité, d'un déplacement immédiat moindre et de propriétés de relaxation de la force incohérentes. Cela signifie que la physiothérapie après un allongement des membres doit se concentrer principalement sur les muscles extenseurs pour compenser la perte de force<sup>8</sup>.

## Conclusion et perspectives d'avenir

Les clous d'allongement intramédullaires sont une alternative moderne et plus confortable pour les patients aux fixateurs externes, mais peuvent être limités par les conditions anatomiques. Cependant, grâce aux progrès des méthodes de planification préopératoire et des techniques chirurgicales, des déformations complexes peuvent être traitées avec ces implants.<sup>26</sup> L'utilisation d'alésirs rigides, de manchons pour protéger les tissus mous et la mise en œuvre minutieuse de la planification préopératoire sont de la plus haute importance. Une seconde ostéotomie et une fixation avec une plaque de verrouillage peuvent également permettre d'éviter l'utilisation de fixateurs externes dans les déformations à plusieurs niveaux. Néanmoins, chez les patients présentant des déformations angulaires prononcées ou des plaques de croissance ouvertes, l'utilisation de fixateurs externes tels que le TSF est parfois utile, voire inévitable. Cependant, chez les patients qui remplissent les





Fig. 4: Assistance clinique avant l'allongement avec orthèse tibio-pédieuse et semelles intérieures/élévation de la semelle sur la chaussure - après l'allongement de 5,5 cm (délibérément pour laisser de la place pour la prothèse plantaire!) seul ajustement de la prothèse plantaire et possibilité de porter des chaussures standard

conditions anatomiques requises, les clous d'allongement intramédullaires constituent la procédure la plus moderne pour l'allongement des membres en combinaison avec la correction des déformations, en raison du faible taux de complications et du confort élevé du patient.

Cependant, l'étape suivante a déjà été franchie dans l'évolution et nous serons bientôt en mesure de traiter les enfants présentant des différences significatives de longueur de jambe et des articulations ouvertes avec une plaque motorisée (fixateur interne) à l'UKBB. De ce fait, il sera possible de s'éloigner, notamment en ce qui concerne les enfants, du fixateur externe dans un avenir plus lointain.

#### Literatur

- 1 Guichet, J.-M., et al., Lower limb-length discrepancy. An epidemiologic study. *J Clinical orthopaedics related research* 1991(272): p. 235-241.
- 2 Helling, A.-L., Leg length inequality: a prospective study of young men during their military service. *J Upsala journal of medical sciences*, 1988. 93(3): p. 245-253.
- 3 Harvey, W.F., et al., Association of leg-length inequality with knee osteoarthritis: a cohort study. *J Annals of internal medicine*, 2010. 152(5): p. 287-295.
- 4 Eyre-Brook, A., Bone-shortening for inequality of leg lengths. *British medical journal*, 1951. 1(4700): p. 222.
- 5 Hasler, C.C. and A.H. Krieg, Current concepts of leg lengthening. *Journal of children's orthopaedics*, 2012. 6(2): p. 89-104.
- 6 Bangertner, C., et al., What are the biomechanical consequences of a structural leg length discrepancy on the adolescent spine during walking? *Gait Posture*, 2019. 68: p. 506-513.
- 7 Krieg, A.H., et al., Intramedullary leg lengthening with a motorized nail: indications, challenges, and outcome in 32 patients. *Acta orthopaedica*, 2011. 82(3): p. 344-350.
- 8 Krieg, A.H., et al., Gain of length-loss of strength? Alteration in muscle strength after femoral leg lengthening in young patients: a prospective longitudinal observational study. *J Pediatr Orthop B*, 2018. 27(5): p. 399-403.



- 9 Paley, D., et al., Femoral lengthening over an intramedullary nail. A matched-case comparison with Ilizarov femoral lengthening. *JBJS Essent Surg Tech*, 1997. 79(10): p. 1464–80.
- 10 Codivilla, A., On the means of lengthening, in the lower limbs, the muscles and tissues which are shortened through deformity. *JBJS*, 1905. 2(4): p. 353–369.
- 11 Ombredanne, L., Allongement d'un fémur sur un membre trop court. *Bull Mém Soc Chir Paris*, 1913. 39: p. 1177–1180.
- 12 Wittmoser, R., Pressure osteosynthesis. *Langenbecks Archiv für klinische Chirurgie ... vereinigt mit Deutsche Zeitschrift für Chirurgie*, 1953. 276: p. 229–231.
- 13 Götz, J. and W. Schellmann, Continuous lengthening of the femur with intramedullary stabilisation. *Archiv für Orthopädische und Unfallchirurgie*, 1975. 82(4): p. 305–310.
- 14 Witt, A., et al., An implantable femur distractor for operative leg lengthening (author's transl). *Archives of orthopaedic traumatic surgery*, 1978. 92(4): p. 291–296.
- 15 Baumgart, R., A. Betz, and L. Schweiberer, A fully implantable motorized intramedullary nail for limb lengthening and bone transport. *Clinical orthopaedics related research*, 1997(343): p. 135–143.
- 16 Guichet, J., Leg lengthening and correction of deformity using the femoral Albizzia nail. *Der Orthopäde*, 1999. 28(12): p. 1066–1077.
- 17 Cole, J.D., et al., The intramedullary skeletal kinetic distractor (ISKD): first clinical results of a new intramedullary nail for lengthening of the femur and tibia. *Injury*, 2001. 32: p. 129–139.
- 18 Guichet, J.-M., et al., Gradual femoral lengthening with the Albizzia intramedullary nail. *JBJS*, 2003. 85(5): p. 838–848.
- 19 Schiedel, F.M., et al., How precise is the PRECICE compared to the ISKD in intramedullary limb lengthening? Reliability and safety in 26 procedures. *Acta orthopaedica*, 2014. 85(3): p. 293–298.
- 20 Thaller, P.H., et al., Limb lengthening with fully implantable magnetically actuated mechanical nails (PHENIX®)—Preliminary results. *Injury*, 2014. 45: p. S60–S65.
- 21 Neel, M.D., et al., Use of a smooth press-fit stem preserves physeal growth after tumor resection. *Clinical Orthopaedics Related Research*, 2004. 426: p. 125–128.
- 22 Baumgart, R., The reverse planning method for lengthening of the lower limb using a straight intramedullary nail with or without deformity correction. *Operative Orthopädie und Traumatologie*, 2009. 21(2): p. 221–233.
- 23 Paley, D., Problems, obstacles, and complications of limb lengthening by the Ilizarov technique. *Clinical Orthopaedics Related Research*, 1990. 250: p. 81–104.
- 24 Manner, H.M., et al., Accuracy of complex lower-limb deformity correction with external fixation: a comparison of the Taylor Spatial Frame with the Ilizarov ring fixator. *Journal of children's orthopaedics*, 2007. 1(1): p. 55–61.
- 25 Dubousset, J., et al., EOS stereo-radiography system: whole-body simultaneous anteroposterior and lateral radiographs with very low radiation dose. *Revue de chirurgie orthopédique et réparatrice de l'appareil moteur*, 2007. 93(6 Suppl): p. 141–143.
- 26 Lenze, U. and A.H. Krieg, Intramedullary lengthening nails: can we also correct deformities? *J Child Orthop*, 2016. 10(6): p. 511–516.
- 27 Maffulli, N., U. Nele, and L. Matarazzo, Changes in knee motion following femoral and tibial lengthening using the Ilizarov apparatus: a cohort study. *Journal of Orthopaedic Science*, 2001. 6(4): p. 333–338.
- 28 Steiger, C.N., U. Lenze, and A.H. Krieg, A new technique for correction of leg length discrepancies in combination with complex axis deformities of the lower limb using a lengthening nail and a locking plate. *J Child Orthop*, 2018. 12(5): p. 515–525.
- 29 Horn, J., et al., Limb lengthening and deformity correction with externally controlled motorized intramedullary nails: evaluation of 50 consecutive lengthenings. *Acta orthopaedica*, 2019. 90(1): p. 81–87.
- 30 Thaller, P.H., F. Wolf, and M. Kucukkaya, Surgical techniques for lengthening and deformity correction of the tibia with lengthening nails. *Techniques in Orthopaedics*, 2014. 29(3): p. 150–157.
- 31 Younger, A., W. Mackenzie, and J. Morrison, Femoral forces during limb lengthening in children. *Clinical orthopaedics related research*, 1994(301): p. 55–63.
- 32 Wolfson, N., et al., Force and stiffness changes during Ilizarov leg lengthening. *Clinical orthopaedics related research*, 1990(250): p. 58–60.
- 33 Krieg, A.H., B.M. Speth, and B.K. Foster, Leg lengthening with a motorized nail in adolescents. *J Clinical orthopaedics related research* 2008. 466(1): p. 189–197.
- 34 Baumgart, R., et al., A fully implantable, programmable distraction nail (Fitbone)—new perspectives for corrective and reconstructive limb surgery, in *Practice of intramedullary locked nails*. 2006, Springer. p. 189–198.
- 35 Horn, J., et al., Femoral lengthening with a motorized intramedullary nail: A matched-pair comparison with external ring fixator lengthening in 30 cases. *Acta Orthopaedica*, 2015. 86(2): p. 248–256.
- 36 Accadbled, F., et al., Bone lengthening using the Fitbone® motorized intramedullary nail: The first experience in France. *Orthop Traumatol Surg Res*, 2016. 102(2): p. 217–22.
- 37 Blondel, B., et al., Limb lengthening and deformity correction in children using hexapodal external fixation: preliminary results for 36 cases. *Orthopaedics Traumatology: Surgery Research*, 2009. 95(6): p. 425–430.
- 38 Leidinger, B., W. Winkelmann, and R. Roedl, Limb lengthening with a fully implantable mechanical distraction intramedullary nail. *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete*, 2006. 144(4): p. 419–426.