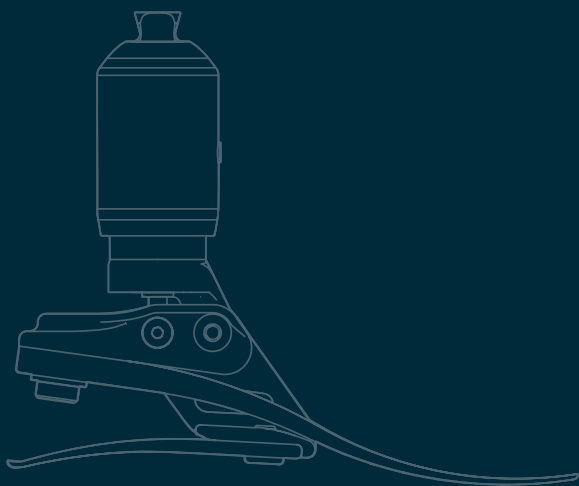




Une étude des chevilles hydrauliques

Les chevilles hydrauliques

Plus d'une décennie après avoir défié la sagesse populaire, des nouvelles preuves scientifiques continuent d'être publiées sur les avantages des chevilles hydrauliques.



Un pied humain comprend 26 os. Ces os représentent 25 % de tous les os de notre corps. Le pied recense également 30 articulations et plus d'une centaine de muscles, tendons et ligaments. C'est cette conception assez compliquée qui nous permet de nous déplacer et de garder l'équilibre sur diverses surfaces, sans vraiment avoir à y penser.

La prothèse de pied a toujours été d'une conception assez simple. Elle a longtemps été basée sur le concept du stockage et de la restitution d'énergie, d'une manière aussi efficace que possible. Pour y parvenir, des éléments en fibre de carbone, semblables à des ressorts, se déforment pour supporter les poids, stocker l'énergie qui est ensuite restituée alors que l'utilisateur s'appuie sur l'avant-pied. Cela permet d'obtenir une sorte de propulsion qui serait normalement fournie par les muscles de la cheville.

Cependant, dans ces conceptions de prothèse, la cheville est souvent fixe pour garantir un transfert efficace de l'énergie. Ainsi, les prothèses se reposent sur la flexibilité de ces éléments semblables à des ressorts pour s'adapter aux sols irréguliers ou accidentés. Des études précédentes ont indiqué que ce manque d'adaptation était un inconvénient des prothèses¹ conventionnelles, puisque la majorité des utilisateurs de prothèses ont du mal à marcher sur un sol qui n'est pas complètement plat^{2,3}.

L'introduction de chevilles à amortissement hydraulique pour résoudre ce problème a été très controversé puisqu'il allait à l'encontre des enseignements tirés de la biomécanique des prothèses à l'époque et de ce que l'on en comprenait. Comment cette technologie pouvait-elle profiter à l'utilisateur alors qu'elle affecte l'efficacité de la restitution d'énergie ?

La biomimétique de la cheville

La biomimétique est la capacité qu'une conception a d'imiter le comportement naturel de ce qu'elle remplace. Une prothèse de pied conventionnelle avec stockage et restitution d'énergie (SRE) se repose sur la déflexion des ressorts de « l'avant-pied » et du « talon » en fibre de carbone, pour produire un mécanisme de « déploiement » du pied pendant la marche. D'un point de vue technique, cela peut être créé avec deux

ressorts, un à l'avant et l'autre à l'arrière de la

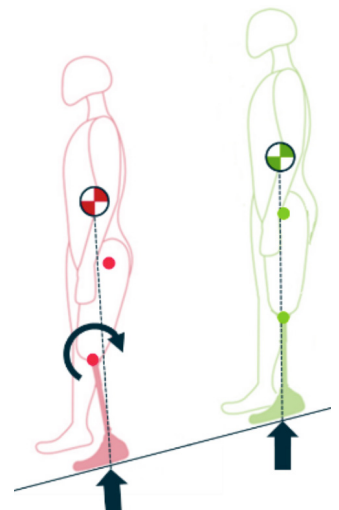
cheville, qui possèdent un point d'équilibre déterminé pendant l'alignement statique de la prothèse. Alors que l'efficacité des ressorts détermine la quantité d'énergie restituée, il n'est pas possible de déterminer quand l'énergie est fournie pendant le cycle de la marche, ce qui signifie que le pied a une capacité d'adaptation limitée aux divers environnements.

Les chevilles hydrauliques sont une alternative à cette conception conventionnelle par la création d'un modèle biomimétique. Cette conception intègre toujours des lames « d'avant-pied » et du « talon » mais au lieu d'avoir une cheville « rigide », il y a une articulation. L'amortissement hydraulique est utilisé pour influencer le mouvement au niveau de l'articulation, produisant une propriété viscoélastique plus proche du comportement du muscle humain. Ainsi, ce mécanisme peut être modélisé sur une configuration avec deux ressorts amortisseurs qui procurent une position à équilibre variable. En principe, la « cheville » peut s'auto-aligner et s'adapter d'elle-même.

Auto-alignement

L'adaptation de la cheville avec le sol est également importante en position debout. Sur un sol plat, le prothésiste décidera d'aligner la prothèse pour minimiser les forces qui agissent sur les articulations du membre inférieur. Le vecteur du poids du corps doit agir sur l'avant de la cheville, légèrement sur l'avant du genou et à travers ou légèrement derrière la hanche. Avec une prothèse de pied SRE, la cheville ne s'adapte pas et donc des mouvements de compensation sont souvent nécessaires pour se tenir debout sur une pente. Une stratégie consiste à poser le pied à plat sur le sol et de plier le genou. Le vecteur du poids du corps est ainsi déplacé derrière le genou. L'utilisateur de la prothèse doit alors résister contre l'élan résultant qui complique la tenue en équilibre et qui fait que l'utilisateur se fatigue quand il doit tenir debout.

Une autre possibilité est d'étendre beaucoup le genou en tirant le poids vers le talon et en maintenant l'abdomen vers l'avant. Le vecteur du poids du corps se retrouve alors sur l'avant de la hanche, ce qui crée là encore un mauvais alignement et un élan contre lequel il faut résister au travers d'un effort musculaire ailleurs.



L'auto-alignement de la cheville permet une posture droite et une répartition homogène du poids



Point d'équilibre fixe

Point d'équilibre variable

Ces compensations font généralement que les utilisateurs de prothèses se reposent de plus en plus sur leur membre sain pour supporter le poids de leur corps et utilisent aussi plus d'énergie. Les personnes amputées utilisent plus d'énergie au quotidien que les personnes non amputées pour faire les mêmes tâches. S'ils doivent en plus résister contre des forces supplémentaires causées par un mauvais alignement, tous ces efforts s'accroissent rapidement.

La répartition de la pression au niveau de l'interface de l'emboîture est aussi influencée par le degré de la pente du sol^{4,5}, ce qui cause parfois un certain inconfort, voire potentiellement une blessure du membre. Avoir une prothèse de pied qui s'adapte à différentes inclinaisons, qui garde la bonne position de l'emboîture et qui réduit le risque, pour les zones sensibles, d'être assujetties à des charges lourdes, améliorera le confort de l'utilisateur de la prothèse.

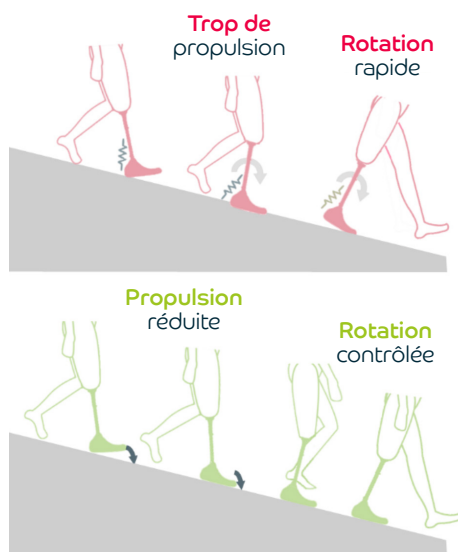
Les dispositifs hydrauliques respectent l'inclinaison de la pente, ce qui permet au vecteur du poids du corps de bien rester aligné sur le genou et la hanche. Cela engendre une tenue plus naturelle et une meilleure symétrie, ce qui permet de réduire la probabilité d'avoir des problèmes musculosquelettiques comme de l'arthrose et des douleurs dans le bas du dos, qui sont des problèmes très fréquents chez les personnes amputées d'un membre inférieur^{6,7}.

Des études ont indiqué une augmentation pouvant aller jusqu'à 24 % de la charge supportée par la prothèse et jusqu'à 20 % en moins par le membre sain⁸ avec les chevilles hydrauliques. Le résultat ? Un meilleur équilibre, observé par la réduction moyenne de 25 % du mouvement du centre de pression, ce qui réduit les risques de chute, un autre problème malheureusement fréquemment rencontré par les personnes amputées⁹.

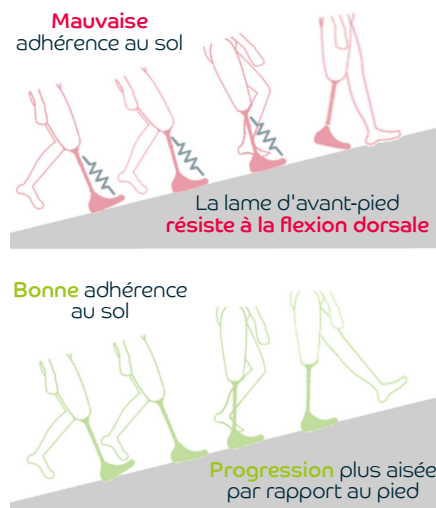
Marcher sur des pentes

L'adaptation de la cheville n'est pas uniquement bénéfique pour la position debout. Elle l'est également lors de la descente d'une pente. Il convient de poser le pied à plat sur le sol de manière efficace, au bon moment, pour profiter d'une bonne stabilité. Avec un pied SRE, le talon est conçu pour propulser l'utilisateur vers l'avant, qui, dans ce cas, force la partie inférieure de la jambe à tourner vers l'avant trop vite parce que le talon est conçu pour pousser l'utilisateur sur l'avant-pied. Cela peut provoquer une flexion excessive du genou ou un travail supplémentaire de la hanche quand l'utilisateur tente de compenser et de contrôler le mouvement.

Avec une cheville hydraulique, quand le talon subit une charge, la « cheville » s'adapte à la surface pour que le pied puisse être posé à plat sur la pente, avec la jambe toujours sa posture naturelle. L'utilisateur profite alors d'un meilleur contrôle de l'impulsion puisque la lame de talon renvoie moins d'énergie, ce qui réduit le recours à des compensations de la démarche.



De même, lors de l'ascension d'une côte avec le pied SRE, l'utilisateur doit positionner son corps droit, au dessus du pied, avec la lame d'avant-pied en action contre eux. Cela demande beaucoup d'effort et peut entraîner une hyperextension du genou. La



cheville hydraulique facilite une plage de mouvements de flexion dorsale pour que la jambe puisse pivoter sur le pied plus aisément et pour que la lame suive le sens de la marche. Ces avantages se traduisent également en une marche sur le sol avec une tendance à se pencher d'un côté à l'autre (également appelée « cambrée »).

Une étude a révélé que les élan de la cheville hydraulique reproduisaient plus fidèlement ceux de la cheville saine de l'utilisateur et des personnes du groupe de contrôle non amputées, comparée à un pied SRE, lors d'une marche sur des surfaces cambrées¹⁰. Cela souligne bien la conception biomimétique des chevilles hydrauliques.

Dépense d'énergie

Puisque l'utilisateur ne doit pas se battre contre les lames de pied, marcher sur des pentes avec des chevilles hydrauliques est beaucoup plus efficace d'un point de vue énergétique et bien moins fatigant. Une étude a évalué quelle quantité d'énergie une personne amputée emploie lorsqu'elle marche sur une pente, en analysant l'oxygène et le dioxyde de carbone dans sa respiration¹¹. Il a été demandé aux sujets de marcher sur diverses inclinaisons de pentes avec un pied SRE à fixation rigide et la cheville hydraulique Blatchford. Avec les chevilles hydrauliques, ils utilisaient en moyenne 20 % d'énergie en moins sur les diverses pentes.

Par le passé, on pensait que parce que les chevilles hydrauliques absorbent l'énergie, elles doivent être plus fatigantes pour l'utilisateur lorsqu'il marche sur un sol plat. C'était bien là un malentendu. La quantité d'énergie restituée n'est, toutefois, pas la seule chose prise en considération. L'énergie restituée lors du cycle de marche et l'orientation du pied à ce moment-là comptent aussi.

Pour une cheville biologique, pendant la marche, les muscles utilisent les contractions concentriques et excentriques pour contrôler le taux de poids accepté, empêcher un claquement de pied et gérer la vitesse à laquelle la jambe et le reste du corps avancent. Les chevilles hydrauliques tentent de répliquer ce « comportement visco-élastique » à l'aide de valves réglées en conséquence, pour personnaliser la rotation de la cheville et l'énergie stockée dans le talon et les lames d'avant-pied.

La même étude¹¹ a également observé quelle quantité d'énergie la personne amputée utilise quand elle marche sur un sol plat à différentes vitesses de marche avec les deux types de prothèses de pied. Avec les chevilles hydrauliques, elles utilisaient en moyenne 12 % d'énergie en moins à différentes vitesses de marche. Cela veut dire que pour la même quantité d'énergie, les sujets pouvaient marcher jusqu'à 7 % plus vite avec leur cheville hydraulique.

Meilleure mobilité

Quand les patients sélectionnent leur vitesse de marche, la vitesse augmente jusqu'à 8 %¹²⁻¹⁴ et la progression à travers le cycle de la marche a été observé comme étant plus aisée et régulière^{14,15}.

Le fait que les personnes amputées choisissent naturellement une vitesse de marche plus rapide quand elles portent une cheville hydraulique indique bien la meilleure gestion d'énergie de la prothèse. Une marche plus rapide accroît naturellement les forces sur le corps, mais quand cette vitesse de marche supérieure est prise en compte, il est observé que les chevilles hydrauliques réduisent significativement la quantité de travail fournie par le membre sain d'en moyenne 17 %, ce qui produit une meilleure symétrie de la répartition du poids entre les membres. La réduction de la demande sur le membre sain, pendant la marche, peut réduire la probabilité de développer de l'arthrose, une conséquence souvent subie par les personnes amputées⁶.

Réduire la charge sur le membre sain a aussi d'autres avantages. La raison la plus commune d'une amputation d'un membre inférieur est une maladie dysvasculaire comme le diabète. Les études démontrent que ces maladies causent jusqu'à 82 % des amputations des membres inférieurs aux États-Unis¹⁶. Elles surviennent à la suite du développement d'ulcères de pression sous le pied, souvent non traités et non remarqués¹⁷. Pour les personnes qui ont une maladie dysvasculaire et une amputation, une personne sur dix aura besoin d'être amputée du membre contralatéral dans les 12 mois,¹⁸ il est donc très important de protéger le pied sain.

Une étude a évalué la pression sous le pied contralatéral des personnes amputées et a démontré une réduction de 24 % en moyenne de la pression maximale quand les personnes portaient des chevilles hydrauliques, comparées aux prothèses rigides ou élastiques¹⁹. C'est un avantage significatif pour la santé du membre contralatéral. Il est aussi probable que la réduction des compensations de la démarche, comme élévation de la hanche en phase d'oscillation, a contribué à cette observation.

Les forces sur le membre sain ne sont pas les seules choses à prendre en considération. Les personnes amputées dysvasculaires auront aussi des moignons vulnérables. Dans ce cas, les tissus mous sont plus

susceptibles d'être abîmés²⁰, ils ne cicatrisent pas aussi bien que les tissus sains²¹ et ils peuvent être affectés par une neuropathie périphérique qui fait que leur rupture et leur blessure ne se font pas remarquer. Tout comme les ulcères des pieds des diabétiques qui peuvent survenir et entraîner une amputation¹⁷, les ulcères de pression sur le moignon sont une préoccupation majeure pour les utilisateurs de prothèses^{22,23}. Parmi les patients qui développent des ulcères de pression en milieu hospitalier, 34,5 % proviennent de dispositifs médicaux²³. Quand un patient souffre de comorbidités vasculaires, 24 % des amputés transtibiaux et 14 % des transfémoraux nécessiteront une reprise chirurgicale ou une nouvelle amputation à un niveau supérieur, dans la première année suivant la première opération¹⁸. Bien évidemment, protéger le moignon est donc primordial.

Les différences de pression au niveau de l'interface du moignon ont été étudiées lors d'une marche avec un pied RSE et une cheville hydraulique²⁴. Lors d'un déplacement sur divers terrains, comme un sol pavé, de l'herbe, des escaliers ou une pente, les pressions maximales sur le moignon étaient jusqu'à 81 % moindres avec le dispositif hydraulique. Les taux de charge étaient également réduits jusqu'à 87 %. Il est très probable que ces différences influent sur le développement d'ulcères de pression.

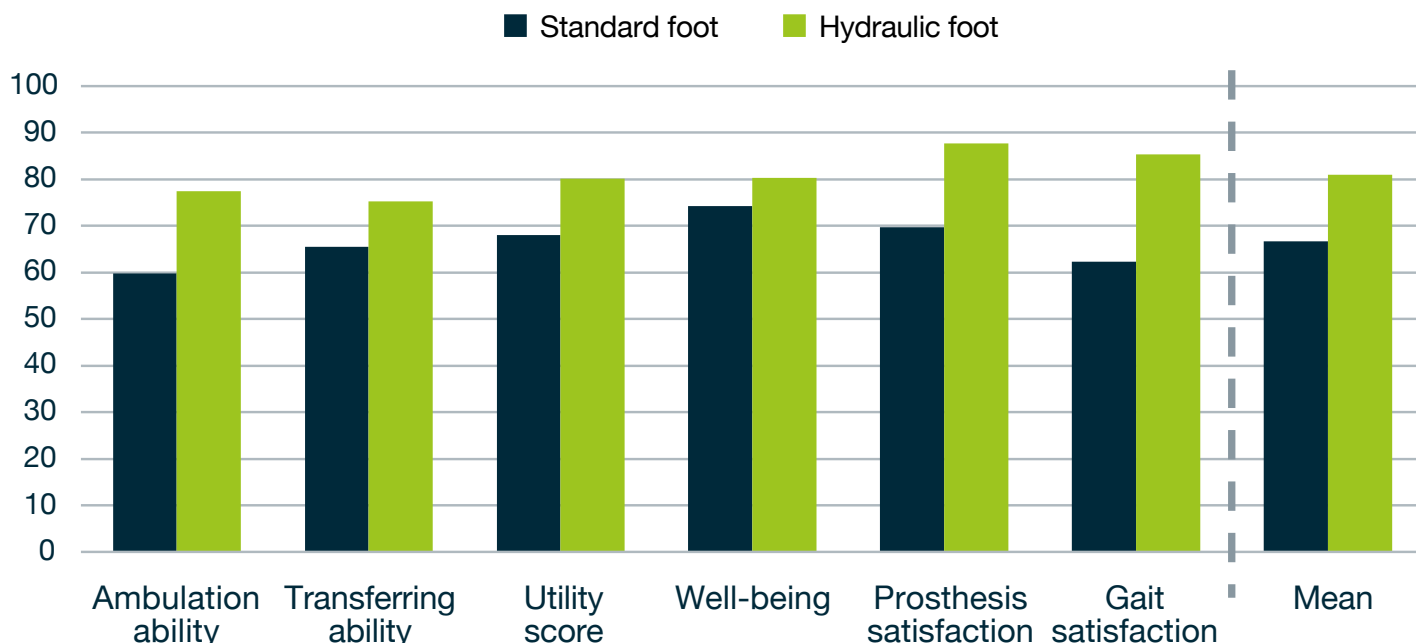
Réduction du risque de chute

Pendant la phase d'appui, la gestion de l'énergie et de la charge est importante. Pendant la phase pendulaire, l'objectif est de bien placer le pied, sans accrocher l'avant-pied. Les chutes sont un gros problème pour les personnes amputées⁹, causées aussi bien par une perte de l'équilibre que par des trébuchements²⁵. La perte de la fonction musculaire et la proprioception du membre inférieur font que l'espace entre l'avant-pied et le sol pendant la phase



La flexion dorsale en phase pendulaire procure un plus grand espacement

Combined PEQ scores for Echelon/Avalon^{K2} v standard feet



pendulaire) est mis en danger après une amputation, ce qui augmente le risque d'accrochage de l'avant-pied qui fait l'utilisateur trébucher. Le mouvement des chevilles hydrauliques place le pied dans une position de flexion dorsale à la fin de la phase d'appui et elle reste ainsi pendant la phase pendulaire. Ainsi, le dégagement minimum entre l'avant-pied et le sol est augmenté de 18 % en moyenne avec les chevilles hydrauliques, comparées aux pieds à fixation rigide¹². Cette position à flexion dorsale a en plus l'avantage d'absorber les chocs et d'amortir, puisque la cheville peut bouger dans toute sa plage de mouvements pendant la phase d'appui.

Satisfaction de l'utilisateur

Les chevilles hydrauliques ne font pas que connaître de bons résultats en laboratoire. Selon le questionnaire d'évaluation des prothèses Seattle (Prosthesis Evaluation Questionnaire - PEQ)²⁶ comme mesure, deux études distinctes ont évalué la différence entre les scores d'évaluation des patients ; l'une a comparé l'Echelon au pied SRE pour des utilisateurs K3²⁷ et l'autre a comparé l'Avalon^{K2} au pied Multiflex pour des utilisateurs K2²⁸. Les patients ont évalué leur prothèse actuelle, en examinant dans quelle mesure ils pouvaient exécuter certaines tâches de mobilité, et comment ils ont perçu leur prothèse et les aspects de leur vie impactés par leur amputation. Ils ont ensuite porté un dispositif hydraulique et l'ont utilisé au quotidien avant de procéder à une nouvelle évaluation.

Au bout de quatre semaines, les scores étaient améliorés sur tous les plans, avec l'Avalon^{K2} recensant une hausse moyenne de 23 % dans toutes les catégories²⁸ et l'Echelon enregistrant une amélioration moyenne de 21 %²⁷. Les plus grosses différences ont été observées dans les scores associés aux catégories de la déambulation, de la satisfaction par rapport à la démarche et celle de la prothèse. Pour la déambulation, les utilisateurs de l'Avalon^{K2} ont affiché une hausse de 29 % et les utilisateurs de l'Echelon une hausse de 30 %, ce qui indique une amélioration globale de leur mobilité fonctionnelle. Les scores de satisfaction pour la prothèse et la démarche, c'est-à-dire comment chaque utilisateur perçoit sa prothèse ou la manière dont il marche, ont énormément augmenté, en particulier le score associé à la démarche pour lequel les utilisateurs de l'Avalon^{K2} ont indiqué une grande amélioration de 42 % !

Utilisateurs de prothèses à mobilité réduite

Environ 75 % des personnes amputées de membre inférieur ont plus de 60 ans^{29,30}. L'âge peut restreindre encore plus la mobilité. Il est donc nécessaire d'avoir à disposition une technologie de pointe qui se concentre spécialement sur les besoins biomécaniques de cette population.

L'Avalon^{K2} de Blatchford combine un pied spécialement conçu, à une structure solide, doté d'une technologie de cheville hydraulique. En plus des améliorations déjà mentionnées²⁸, les utilisateurs à mobilité réduite ont observé une amélioration de la vitesse de marche d'environ 6,5 % avec ce pied³¹. La symétrie de répartition du poids entre les membres a aussi été améliorée, comme confirmé ultérieurement par des études qui ont révélé que l'asymétrie du temps passé sur chaque membre pendant une marche a été réduite d'en moyenne 34 % pour les utilisateurs d'Avalon^{K2}, comparés aux dispositifs de cheville rigides ou élastiques précédents³².

Contrôle par microprocesseur

Le contrôle par microprocesseur est un élément bien établi de la prothèse de genou depuis les années 1990. Une technologie similaire a cependant uniquement été



L'effet de freinage du microprocesseur en descente de pente pour contrôler l'élan

déployée dans les prothèses de pied et cheville depuis ces dix dernières années environ. La prothèse de pied Elan de Blatchford avec microprocesseur se base sur la technologie de la cheville hydraulique et adapte la résistance fournie par l'articulation pendant tout le cycle de la marche. C'est en changeant la résistance en flexion dorsale et plantaire, indépendamment, que le comportement biomécanique de la prothèse de cheville peut reproduire assez fidèlement la cheville naturelle.

Quand elle est comparée à un pied élastique sur un sol plat, l'Elan conserve tous les avantages fournis par la technologie hydraulique précédente. L'Elan et le pied SRE avec une cheville élastique ont été directement comparés et cette comparaison a été répétée plus d'un an plus tard³³. L'Elan a constamment affiché des vitesses de marche auto-sélectionnées plus rapides et les changements des élan du genou résiduel ont indiqué qu'un soutien plus grand du poids du corps était fourni par le côté doté de la prothèse.

Lors de la descente d'une pente, la résistance de la flexion plantaire est automatiquement réduite comparée à une marche sur terrain plat. La cheville peut donc pivoter plus aisément, ce qui améliore l'adaptabilité au sol, avec moins d'énergie stockée dans la lame de talon et une vitesse de déploiement diminuée. En même temps, la résistance à la flexion dorsale est augmentée, ce qui contrôle la vitesse à laquelle la jambe pivote au-dessus du pied. Cet ensemble produit un effet global de freinage du mouvement de la prothèse, ce qui accroît la stabilité de la personne, et donne à l'utilisateur un meilleur contrôle de sa démarche lors de la descente d'une pente.

De nombreuses études ont comparé l'efficacité de l'Elan avec un pied à fixation rigide et avec des chevilles hydrauliques sans microprocesseur lors de la descente d'une pente. Lors d'une marche en pente descendante, l'Elan présente une réduction de la flexion du genou de 15 % en réponse à la charge³⁴, puisque la flexion plantaire plus aisée (en raison de la résistance hydraulique moindre) a permis au pied de mieux suivre le terrain jusqu'à 8 % plus rapidement. Ce mouvement de la cheville offre une absorption des chocs, tout en réduisant les mouvements compensatoires au niveau du genou résiduel. En outre, l'effet de freinage provenant de la résistance supérieure en flexion dorsale réduit la vitesse de rotation de la jambe jusqu'à 9 %. Non seulement cela permet de mieux contrôler le début du mouvement, mais en plus le genou est plus stable³⁵, l'impact sur les articulations proximales est réduit³⁶ et le côté avec la prothèse peut aussi mieux supporter le poids du corps³⁷. Dans une étude, ce support a augmenté en moyenne de 26 %, ce qui diminue jusqu'à 8 %³⁷ le recours au membre sain.

Lors de l'ascension d'une côte, la résistance de la flexion plantaire est accrue, ce qui stocke et restitue autant d'énergie que possible dans la lame de talon tandis que la flexion dorsale est réduite pour une progression plus aisée de la jambe par rapport au pied. Cela permet d'obtenir une propulsion contre la gravité et facilite la rotation du membre vers l'avant. Des études ont démontré que ces changements de la résistance, lors de la montée d'une côte, réduisent la mobilisation du membre sain, cette fois-ci, de 7 %³⁷ en moyenne, et ils améliorent le biomimétisme de l'élan de la cheville³⁵.



Généralités

Les études actuelles indiquent les avantages potentiels des chevilles hydrauliques pour les patients. Ces avantages concernent plusieurs aspects réputés comme généralement problématiques pour les personnes amputées.

Symétrie de la charge



Répartition plus homogène entre le membre sain et le moignon
Risque réduit de développement d'une arthrose ou de douleurs dans le bas du dos

Dépense d'énergie



Moins fatigant
Membre sain moins sollicité

Pression



Moins de pression sur le moignon
Moins de pression sous le pied sain
Protection contre les lésions cutanées

Risque de chutes



Le dégagement de l'avant-pied est augmenté lors du pivotement - moins de risque de trébucher
Moins de trébuchements veut dire moins de chutes
Meilleur équilibre en position debout sur les surfaces irrégulières ou les pentes

Qualité de la démarche



Vitesses de marche accélérées
Meilleure posture
Démarche plus naturelle sur les pentes ou les surfaces irrégulières

Satisfaction de l'utilisateur



Satisfaction supérieure de l'utilisateur aussi bien pour les personnes amputées à mobilité élevée que celles à mobilité réduite



Répartition plus symétrique de la charge

20%

moins de consommation d'énergie en pentes

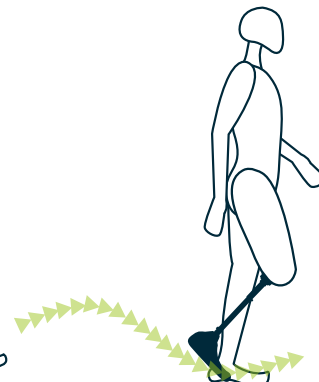
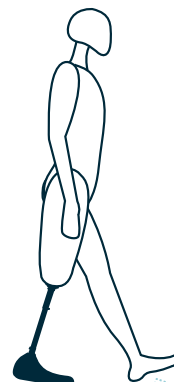
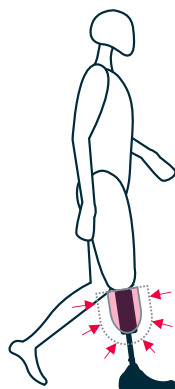
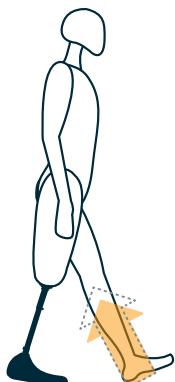
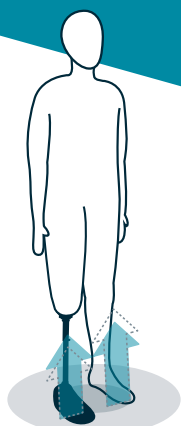


12%

moins de consommation d'énergie sur terrain plat



vitesse de marche jusqu'à 8% plus rapide



25%

amélioration de l'équilibre debout



17%

diminution de la charge sur le membre sain



Sur 60%

diminution des pressions dans l'emboîture



24%

pression réduite sous le pied sain



18%

dégagement supplémentaire au niveau de la pointe du pied

Références

1. Wirta RW, Mason R, Calvo K, et al. Effect on gait using various prosthetic ankle-foot devices. *J Rehabil Res Dev* 1991; 28: 13.
2. Vrieling AH, Van Keeken HG, Schoppen T, et al. Uphill and downhill walking in unilateral lower limb amputees. *Gait Posture* 2008; 28: 235–242.
3. Vickers DR, Palk C, McIntosh AS, et al. Elderly unilateral transtibial amputee gait on an inclined walkway: a biomechanical analysis. *Gait Posture* 2008; 27: 518–529.
4. Kobayashi T, Arabian AK, Orendurff MS, et al. Effect of alignment changes on socket reaction moments while walking in transtibial prostheses with energy storage and return feet. *Clin Biomech* 2014; 29: 47–56.
5. Dou P, Jia X, Suo S, et al. Pressure distribution at the stump/socket interface in transtibial amputees during walking on stairs, slope and non-flat road. *Clin Biomech* 2006; 21: 1067–1073.
6. Norvell DC, Czerniecki JM, Reiber GE, et al. The prevalence of knee pain and symptomatic knee osteoarthritis among veteran traumatic amputees and nonamputees. *Arch Phys Med Rehabil* 2005; 86: 487–493.
7. Ehde DM, Smith DG, Czerniecki JM, et al. Back pain as a secondary disability in persons with lower limb amputations. *Arch Phys Med Rehabil* 2001; 82: 731–734.
8. McGrath M, Laszczak P, Zahedi S, et al. Microprocessor knees with “standing support” and articulating, hydraulic ankles improve balance control and inter-limb loading during quiet standing. *J Rehabil Assist Technol Eng* 2018; 5: 2055668318795396.
9. Hunter SW, Batchelor F, Hill KD, et al. Risk factors for falls in people with a lower limb amputation: a systematic review. *PM&R* 2016; 9: 170–80.
10. Bai X, Ewins D, Crocombe AD, et al. Kinematic and biomimetic assessment of a hydraulic ankle/foot in level ground and camber walking. *PLOS ONE* 2017; 12: e0180836.
11. Askew GN, McFarlane LA, Minetti AE, et al. Energy cost of ambulation in trans-tibial amputees using a dynamic-response foot with hydraulic versus rigid ‘ankle’: insights from body centre of mass dynamics. *J Neuroengineering Rehabil* 2019; 16: 39.
12. Johnson L, De Asha AR, Munjal R, et al. Toe clearance when walking in people with unilateral transtibial amputation: effects of passive hydraulic ankle. *J Rehabil Res Dev* 2014; 51: 429.
13. De Asha AR, Munjal R, Kulkarni J, et al. Walking speed related joint kinetic alterations in trans-tibial amputees: impact of hydraulic ‘ankle’ damping. *J Neuroengineering Rehabil* 2013; 10: 1.
14. De Asha AR, Munjal R, Kulkarni J, et al. Impact on the biomechanics of overground gait of using an ‘Echelon’ hydraulic ankle-foot device in unilateral trans-tibial and trans-femoral amputees. *Clin Biomech* 2014; 29: 728–734.
15. De Asha AR, Johnson L, Munjal R, et al. Attenuation of centre-of-pressure trajectory fluctuations under the prosthetic foot when using an articulating hydraulic ankle attachment compared to fixed attachment. *Clin Biomech* 2013; 28: 218–224.
16. Dillingham TR, Pezzin LE, MacKenzie EJ. Limb amputation and limb deficiency: epidemiology and recent trends in the United States. *South Med J* 2002; 95: 875–883.
17. Moulik PK, Mtonga R, Gill GV. Amputation and mortality in new-onset diabetic foot ulcers stratified by etiology. *Diabetes Care* 2003; 26: 491–494.
18. Dillingham TR, Pezzin LE, Shore AD. Reamputation, mortality, and health care costs among persons with dysvascular lower-limb amputations. *Arch Phys Med Rehabil* 2005; 86: 480–486.
19. Moore R. Effect of a Prosthetic Foot with a Hydraulic Ankle Unit on the Contralateral Foot Peak Plantar Pressures in Individuals with Unilateral Amputation. *JPO J Prosthet Orthot* 2018; 30: 165–70.
20. Sibbald RG, Woo KY. The biology of chronic foot ulcers in persons with diabetes. *Diabetes Metab Res Rev* 2008; 24: S25–S30.
21. Greenhalgh DG. Wound healing and diabetes mellitus. *Clin Plast Surg* 2003; 30: 37–45.
22. Bader D, Worsley P, Gefen A. Bioengineering considerations in the prevention of medical device-related pressure ulcers. *Clin Biomech*.
23. Black JM, Cuddigan JE, Walko MA, et al. Medical device related pressure ulcers in hospitalized patients. *Int Wound J* 2010; 7: 358–365.
24. Portnoy S, Kristal A, Gefen A, et al. Outdoor dynamic subject-specific evaluation of internal stresses in the residual limb: hydraulic energy-stored prosthetic foot compared to conventional energy-stored prosthetic feet. *Gait Posture* 2012; 35: 121–125.
25. Stevens JA, Mahoney JE, Ehrenreich H. Circumstances and outcomes of falls among high risk community-dwelling older adults. *Inj Epidemiol* 2014; 1: 5.
26. Legro MW, Reiber GD, Smith DG, et al. Prosthesis evaluation questionnaire for persons with lower limb amputations: assessing prosthesis-related quality of life. *Arch Phys Med Rehabil* 1998; 79: 931–938.
27. Sedki I, Moore R. Patient evaluation of the Echelon foot using the Seattle Prosthesis Evaluation Questionnaire. *Prosthet Orthot Int* 2013; 37: 250–254.
28. Moore R. Patient Evaluation of a Novel Prosthetic Foot with Hydraulic Ankle Aimed at Persons with Amputation with Lower Activity Levels. *JPO J Prosthet Orthot* 2017; 29: 44–47.
29. Fletcher DD, Andrews KL, Butters MA, et al. Rehabilitation of the geriatric vascular amputee patient: a population-based study. *Arch Phys Med Rehabil* 2001; 82: 776–779.
30. Scottish Physiotherapy Amputee Research Group (SPARG). A Survey of the Lower Limb Amputee Population in Scotland. 2010.
31. Barnett CT, Brown OH, Bisele M, et al. Individuals with Unilateral Transtibial Amputation and Lower Activity Levels Walk More Quickly when Using a Hydraulically Articulating Versus Rigidly Attached Prosthetic Ankle-Foot Device. *JPO J Prosthet Orthot* 2018; 30: 158–64.
32. Moore R. Effect on Stance Phase Timing Asymmetry in Individuals with Amputation Using Hydraulic Ankle Units. *JPO J Prosthet Orthot* 2016; 28: 44–48.
33. De Asha AR, Barnett CT, Struchkov V, et al. Which Prosthetic Foot to Prescribe?: Biomechanical Differences Found during a Single-Session Comparison of Different Foot Types Hold True 1 Year Later. *JPO J Prosthet Orthot* 2017; 29: 39–43.
34. Struchkov V, Buckley JG. Biomechanics of ramp descent in unilateral trans-tibial amputees: Comparison of a microprocessor controlled foot with conventional ankle-foot mechanisms. *Clin Biomech* 2016; 32: 164–170.
35. Bai X, Ewins D, Crocombe AD, et al. A biomechanical assessment of hydraulic ankle-foot devices with and without micro-processor control during slope ambulation in trans-femoral amputees. *PLOS ONE* 2018; 13: e0205093.
36. Alexander N, Strutzenberger G, Kroell J, et al. Joint Moments During Downhill and Uphill Walking of a Person with Transfemoral Amputation with a Hydraulic Articulating and a Rigid Prosthetic Ankle—A Case Study. *JPO J Prosthet Orthot* 2018; 30: 46–54.
37. McGrath M, Laszczak P, Zahedi S, et al. The influence of a microprocessor-controlled hydraulic ankle on the kinetic symmetry of trans-tibial amputees during ramp walking: a case series. *J Rehabil Assist Technol Eng* 2018; 5: 2055668318790650.

+49 9221 87808 0 | contact@blatchford.fr
Blatchford Europe GmbH, Am Prime-Parc 4,
65479 Raunheim, Allemagne.

@blatchfordgrp | blatchford.fr

435972449FR Iss3 06/24. Ces informations sont tenues pour exactes au moment de l'impression.

Blatchford