Science Arts & Métiers (SAM)
is an open access repository that collects the work of Arts et Métiers Institute of Technology researchers and makes it freely available over the web where possible.

This is an author-deposited version published in: https://sam.ensam.eu
Handle ID: .http://hdl.handle.net/10985/8873

To cite this version :

D. PAILLER, P. SAUTREUIL, J-B PIERA, M. GENTY, Hélène GOUJON - Évolution des prothèses des sprinters amputés de membre inférieur - Annales de Réadaptation et de Médecine Physique - Vol. 47, n°6, p.374-381 - 2004

Any correspondence concerning this service should be sent to the repository Administrator : scienceouverte@ensam.eu

Available online at www.sciencedirect.com
SCIENCE DIRECT®
Annales de réadaptation et de médecine physique 47 (2004) 374–381
ANNALES de RÉADAPTATION et de MÉDECINE PHYSIQUE
www.elsevier.com/locate/annrmp

Analyse de la littérature

Évolution des prothèses des sprinters amputés de membre inférieur

Evolution in prostheses for sprinters with lower-limb amputation

D. Pailler [a,*], P. Sautreuil [b], J.-B. Piera [c], M. Genty [d], H. Goujon [e]

[a] *MPR, Fédération nationale française handisport, 42, rue Louis-Lumière, 75020 Paris, France*
[b] *MPR, centre d'appareillage d'Île-de-France, ministère de la défense, 10, avenue du Val-de-Fontenay, 94135 Fontenay-sous-Bois, France*
[c] *Commission médicale handisport, fédération française handisport, 42, rue Louis-Lumière, 75020 Paris, France*
[d] *MPR, CRF Roseraie, 76310 Sainte Adresse, France*
[e] *Laboratoire de Biomécanique, 151 bd de l'Hôpital, 75013Paris, France*

Résumé

Depuis une quinzaine d'années, les progrès techniques en appareillage ont été le facteur déterminant de la progression des performances des sportifs amputés de membre inférieur. Pour l'amputé tibial, la prothèse de course comprend un manchon gel et une emboîture solidarisés par un accrochage distal ou un vide virtuel. Par ses qualités dynamiques, le pied en fibre de carbone, garni de pointes, assure des performances remarquables. Pour l'amputé fémoral, équipé des mêmes pieds prothétiques, le genou est à biellettes et à contrôle des phases d'appui et pendulaire. Par rapport au coureur valide, le temps d'appui sur le membre appareillé est raccourci tandis que celui sur le membre sain est allongé. L'asymétrie du sprint de l'amputé tibial est discrète. C'est le travail des extenseurs de hanche qui est la principale compensation au déficit de propulsion dû à l'amputation. Chez l'amputé fémoral, l'absence de genou aggrave l'asymétrie. L'extension totale du genou prothétique, précoce en fin de phase oscillante et persistant pendant toute la phase d'appui, impose une compensation par une augmentation d'extension de la hanche controlatérale. Les transferts de charge de travail entre côté amputé et sain, par l'intermédiaire d'une hyperlordose lombaire, mettent en jeu le bassin, le tronc et les épaules. Les amputés sportifs font progresser la recherche en appareillage. Leurs orthoprothésistes acquièrent avec eux un savoir-faire dont bénéficient leurs patients non-sportifs.
© 2004 Elsevier SAS. Tous droits réservés.

Abstract

For about 15 years, technical advances in prosthetic treatment have been the main factor in the increased performance of athletes with lower-limb amputation. For trans-tibial amputation, the prosthesis for sprinting is composed of a gel liner and a socket joined by a locking or virtual vacuum liner. Because of these dynamic properties, the carbon prosthetic foot equipped with tacks ensures outstanding performance. For trans-femoral amputation, a hydraulic swing and a stance control unit are added to the same prosthesis. In comparison with the able-bodied runner, athletes with amputation have smaller loading times in the prosthetic limb and larger ones in the sound limb. The length of the energy-storing prosthetic foot is determined by the "up-on-the-toes" running gait. The sprinting gait with trans-tibial amputation is almost symmetrical. The hip extensor effort is the main compensation of propulsion reduction with lower-limb amputation. With trans-femoral amputation, the lack of knee increases the asymmetry. The total prosthetic knee extension (early in late-swing phase and lasting during total stance phase) compensates with extension of both hips, especially the opposite one. The amputation and sound limb load transfer with lumbar hyperlordosis concern the pelvis, trunk and shoulders. Because of athletes with amputation, research in prosthetic treatment has progressed. The development of orthotics and prostheses for such athletes has benefited non-athletes with amputation.
© 2004 Elsevier SAS. Tous droits réservés.

Mots clés : Amputé de membre inférieur ; Sprint ; Sport ; Prothèse ; Pied à restitution d'énergie

Keywords: Lower-limb amputee; Sprinting; Sport; Prosthesis; Energy-storing prosthetic foot

* Auteur correspondant.
Adresse e-mail : medical@handisport.org (D. Pailler).

© 2004 Elsevier SAS. Tous droits réservés.
doi:10.1016/j.annrmp.2004.05.007

1. Introduction

L'appareillage sophistiqué des amputés de membre inférieur sportifs leur permet de réaliser des performances remarquables dans le sprint et le saut en longueur. Manchons en gel, emboîtures carbone, genoux prothétiques à contrôle de la phase pendulaire, pieds à restitution d'énergie, qualité des composants et de leur application, autant d'éléments qui participent aux résultats de ces athlètes de haut niveau, soumis à un entraînement calqué sur celui des valides. L'intensité de leur pratique sportive sert de banc d'essai au matériel. Il permet également aux orthoprothésistes d'affiner leur maîtrise de l'appareillage et d'en faire bénéficier tous leurs patients amputés non sportifs.

2. Classification et catégories

Toute compétition nécessite une classification pour créer des groupes homogènes au sein desquels chacun peut avoir ses chances en compétition. Initialement pensées par les médecins qui lancèrent le sport pour handicapés, les classifications étaient naturellement fondées sur des critères médicaux, les types et la quantification des déficiences. Les classes se multiplièrent au gré de la participation de nouvelles formes de handicap, si bien qu'au début des années 1990, le besoin d'en diminuer le nombre fit évoluer les classifications vers une approche fonctionnelle, en faisant abstraction du type de handicap.

Les amputés de membre inférieur courent dans deux catégories :

- T 42* : amputé transfémoral, l'on y intègre les désarticulés de genou (qui ont un bras de levier plus long) et les arthodésés de genou (qui gardent un pied et une cheville fonctionnels),
- T 44 : amputé transtibial, quelle que soit la longueur du moignon, qu'il soit agénésique ou post-traumatique.

  **T : Track event, littéralement épreuve sur piste, course.*

3. Évolution des activités des sportifs amputés et de leurs performances au cours des trois dernières décennies

Les amputés de membre inférieur ont été les premiers à structurer des activités sportives en France au début des années cinquante. Leurs pratiques, marginales à l'époque, mettaient peu en jeu leur mobilité et leur appareillage : natation, lancers, tir à l'arc, tir aux armes... Ils utilisaient leur prothèse de vie quotidienne ou concouraient en fauteuil roulant.

Les premiers Jeux Paralympiques se déroulèrent en 1960 à Rome mais ce n'est qu'en 1976, aux Jeux de Toronto, que des amputés participèrent pour la première fois à des courses[1]. À ces Jeux, Danziger (Israël), amputé tibial unilatéral réalisa 14,3 secondes. Au 100 m, Hgwe Mg Tin (Birmanie) amputé tibial bilatéral courut en 15,4 secondes et Harrisson (Canada) amputé fémoral unilatéral en 18,9 secondes.

Aux Jeux Paralympiques de Séoul en 1988, un amputé tibial américain, Denis Oehler, fût le premier à utiliser un pied à « restitution d'énergie », en fibre de carbone, monté de façon non spécifique sur une emboîture contact. Ce *Flex-Foot* de première génération comportait un appui talonnier. Quatre ans plus tard, aux Jeux Paralympiques de Barcelone, les lames étaient « montées en équin », sans partie talonnière et, pour les amputés fémoraux, les genoux comportaient déjà des systèmes de contrôle de la phase pendulaire.

À Sydney, en 2000, le meilleur amputé fémoral, Connor a couru le 100 m. en 12,61 secondes et le meilleur tibial, Marion Shirley, en 11,09 secondes. Ce dernier a fait passer en 2003 le record du monde sous la barre symbolique des 11 secondes avec 10,97 secondes lors des championnats du monde d'athlétisme de Paris, au stade de France.

Le changement de type de prothèse, en 1988, a fait gagner aux amputés tibiaux plus de deux secondes et le record n'a ensuite progressé, fruit d'un entraînement intense, que de quelques dixièmes de seconde. Pour les fémoraux, de 1976 à 1992 (date pour eux de l'utilisation de pieds à lame en carbone) le gain a été de plus de cinq secondes, tandis que depuis 1992 il n'a été que de 65 centièmes de seconde.

On peut donc affirmer que ce sont bien les nouvelles prothèses qui ont été et sont le facteur déterminant de l'amélioration des performances, directement par leurs qualités propres (lame carbone et interface moignon-emboîture) et indirectement par le confort et la préservation du moignon qu'elles apportent, autorisant de plus longues séances d'entraînement.

4. Choix techniques actuels

Plusieurs choix techniques sont possibles, nous les analysons en décrivant le matériel depuis le moignon pour aller jusqu'au contact de la piste :

4.1. Niveau tibial

Une prothèse tibiale de compétition comprend un manchon gel, une emboîture, un système de coaptation, une jonction emboîture-lame et un pied dynamique garni de pointes.

4.1.1. Les manchons adhérents

Il s'agit le plus souvent de manchons en gel de silicone, d'uréthane ou de copolymère. Le gel, dont l'épaisseur est comprise entre une dizaine de millimètres dans sa partie

[1] Petite anecdote : lors des Jeux Paralympiques d'Heidelberg (Allemagne) en 1972, quatre ans auparavant, des amputés, pour qui il n'y avait pas de compétition, avaient manifesté et entravé le bon déroulement des épreuves.

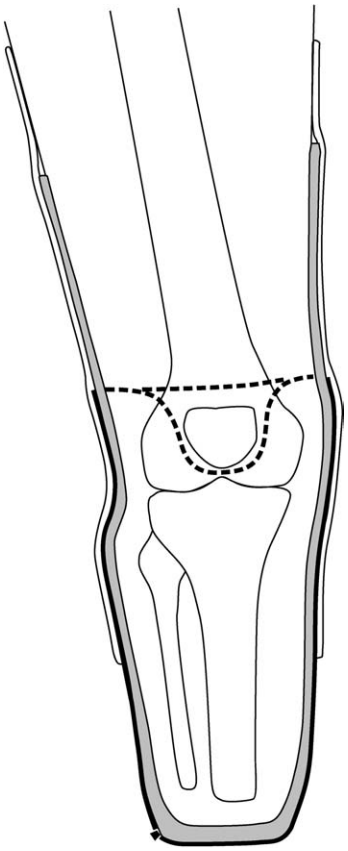

Fig. 1. Amputation tibiale, avec manchon gel (en gris), emboîture carbone à contact total (*Total Bearing Socket*), valve antiretour, gaine de suspension en silicone. En pointillé, la limite supérieure de l'emboîture avec ou sans contour de la rotule.

tubulaire et une vingtaine pour la cupule distale (Fig. 1), se comporte, à la température du corps, comme un fluide qui va mouler les reliefs osseux de la tête du péroné, des plateaux tibiaux et de l'arrête tibiale. L'onction du moignon avec une huile minérale enrichie en vitamine E réduirait au minimum, pour certains, les forces de friction en cisaillement superficiel, principal mécanisme générateur de phlyctènes à l'entraînement comme en compétition.

En compression, le matériau du manchon s'amincit et répartit les forces dues à l'appui. Il reprend son épaisseur en décharge mais ce phénomène demande un certain délai et n'a plus le temps de se produire à partir d'une certaine fréquence de cycle de foulées.

La transpiration est un inconvénient du confinement du moignon dans le manchon en gel. Ce phénomène est important en début d'utilisation mais la peau s'adapte en quelques semaines. Quelques produits cosmétiques permettent d'accélérer cette régularisation.

4.1.2. L'emboîture

Elle est de type contact total (*Total Surface Bearing*, TSB), sans appui préférentiel sous rotulien ni contre-appui poplité comme cela se fait dans la prothèse tibiale contact traditionnelle. Cette emboîture est en résine carbone.

4.1.3. La solidarisation manchon-moignon–emboîture

Elle se réalise de deux façons qui peuvent être associées :

- par un accrochage distal : une tige métallique prolonge le manchon gel et se « clipe » au fond de l'emboîture (cette solution est surtout utilisée à l'entraînement et plus rarement en course) ;
- par un effet de vide virtuel créé grâce à une valve antiretour placée en fond d'emboîture, celle-ci étant maintenue par une genouillère de suspension en silicone qui rend étanche l'ensemble moignon-manchon dans l'emboîture ;
- d'autres artifices de coaptation peuvent être employés, comme une courroie supracondylienne ou une sangle de suspension reliée à une ceinture...

Pendant la course, le moignon subit des pressions positives à l'appui et des pressions négatives au cours de la phase pendulaire. Ce pistonnage peut être responsable de lésions cutanées, malgré la qualité de l'adaptation.

4.1.4. La jonction emboîture–lame

Elle est réalisée par une pièce distale en forme de pyramide ou par la fixation directe de la lame à la face postérieure de l'emboîture. Cette dernière solution permet d'équiper des moignons longs, en faisant remonter le début de la courbure de la lame jusqu'à 2 cm de l'extrémité du moignon.

4.1.5. Les pieds dynamiques

Ils constituent vraiment le facteur déterminant de la performance. L'étroit marché mondial est dominé par les pieds *Flex-Sprint*, Cheetah et C-Sprint* (Fig. 2, a, b et c). Ils sont constitués d'une lame en fibre de carbone d'environ 7 mm d'épaisseur qui tient lieu de segment jambier et de pied. Il n'existe pas de partie talonnière. Le *Sprint Flex* (Fig. 3a) a une forme de J majuscule tandis que le Cheetah (Fig. 3b) qui doit son appellation à sa ressemblance avec la patte d'un guépard, a la forme d'un point d'interrogation à l'envers. Le C sprint a une forme de C majuscule. La bonne longueur est trouvée, après approximations successives, par comparaison au membre controlatéral dans sa position de sprint, c'est-à-dire sur la pointe du pied. Le coureur a le choix entre plusieurs flexibilités de lame. Lors de l'appui au sol, la lame se déforme et sa hauteur diminue de 35 à 55 mm, ce qui équivaut à l'amortissement musculaire du membre sain. Chaque modèle a sa flexibilité spécifique, convenant à un poids corporel et à une puissance musculaire déterminés. Cette cotation n'est pas assez précise pour les sportifs de très haut niveau qui perçoivent des différences d'un dixième de cotation ! Ils ont, dans leur sac de sport plusieurs prothèses identiques, à l'exception de la dureté de la lame, et le choix se fait le jour de la compétition en fonction de la forme physique, des qualités de la piste, voire du degré hygrométrique.

Parmi les coureurs français, certains utilisent des pieds Dynapro, en fibre de verre.

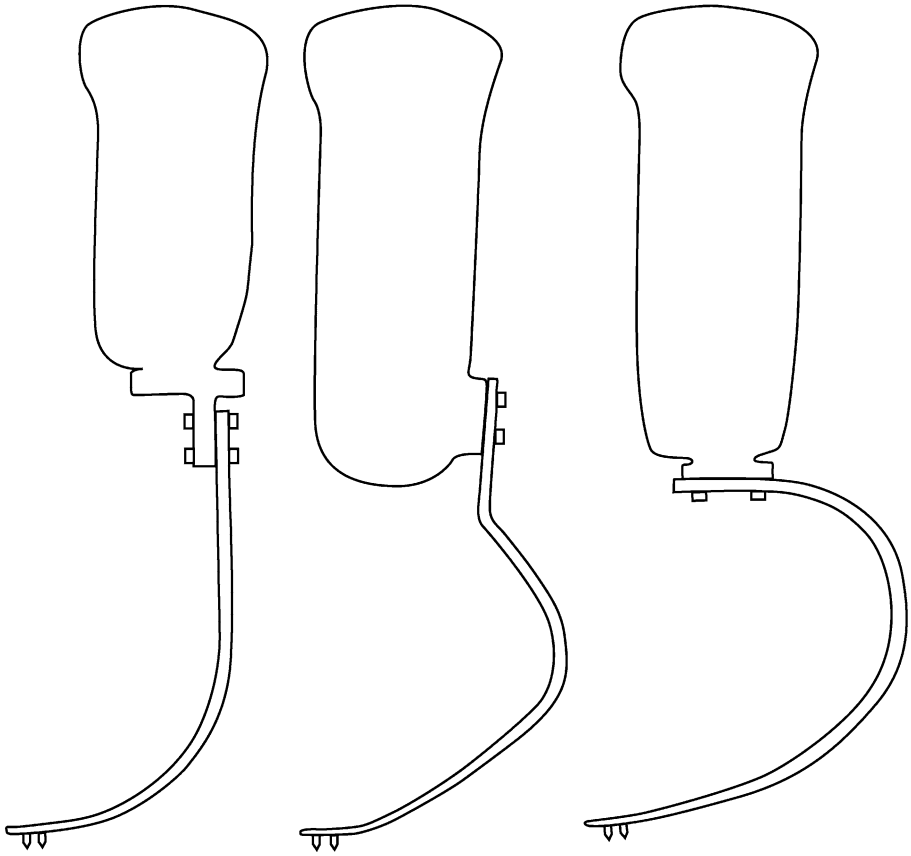

Fig. 2. Pieds à restitution d'énergie, *Flex-Sprint* (a), Cheetah (b), C-Sprint (c).

4.1.6. Pointes et pieds prothétiques

La prothèse ne comporte pas de revêtement esthétique ni de chaussure. Les pointes sont mises sous l'extrémité distale de la semelle du pied dynamique.

4.2. Niveau fémoral

L'amputation au niveau fémoral amplifie les difficultés de compensation dynamique rencontrées au niveau tibial. Aux problèmes de continuité moignon-prothèse s'ajoute la compensation des deux fonctions du genou : la mobilité articulaire et l'énergie de propulsion dans la course. En ce qui concerne la continuité moignon–emboîture, les emboîtures à ischion intégré (Fig. 4) n'ont pas totalement éliminé les emboîtures quadrangulaires avec tablette d'appui sous ischiatique. Quel que soit le choix retenu, il s'agit d'emboîtures doubles qui comprennent un manchon en matériau semi-souple débordant largement une emboîture rigide en fibre de carbone.

L'utilisation d'une ceinture de maintien (*safebelt*) augmente la sécurité de la contention.

Les manchons gel en interface ont conquis certains amputés, en particulier les désarticulés de genou.

Le genou prothétique est à contrôle des mouvements de flexion et d'extension. On préfère actuellement les genoux à biellettes, avec vérin hydraulique. Les genoux avec contrôle électronique de la phase pendulaire ne sont pas encore adaptés à la course. Au début de la phase oscillante, la flexion active de la hanche entraîne une flexion passive du genou sous l'effet de la pesanteur et de l'inertie, le vérin limite la flexion et emmagasine l'énergie de compression, utilisée pour accélérer le retour en extension avant la phase d'appui. Plus la compression du vérin est réglée dure et plus il faut aller vite pour déclencher la flexion du genou d'où un « fauchage » à vitesse insuffisamment rapide, démarrage de course par exemple. De même, plus la compression est réglée dure et plus la flexion du genou est limitée au début de la phase oscillante, ce qui a l'avantage de réduire la course de la jambe prothétique pour venir en extension à l'attaque du pas suivant. En pratique, en fonction des besoins de la compétition et de ses sensations, l'amputé règle son genou facilement au bord de la piste, celui-ci n'étant pas habillé esthétiquement.

En compétition, les amputés fémoraux choisissent généralement un pied *Sprint Flex*.

5. Cinématique de la course des amputés de membre inférieur

La course met en évidence des asymétries et des compensations que l'on ne remarque pas toujours au cours de la marche. L'asymétrie entre membres appareillé et sain se manifeste en premier dans la durée de la phase d'appui (Fig. 5). Par rapport au coureur valide, l'appui du membre appareillé est raccourci du fait d'une flexion de hanche moin-

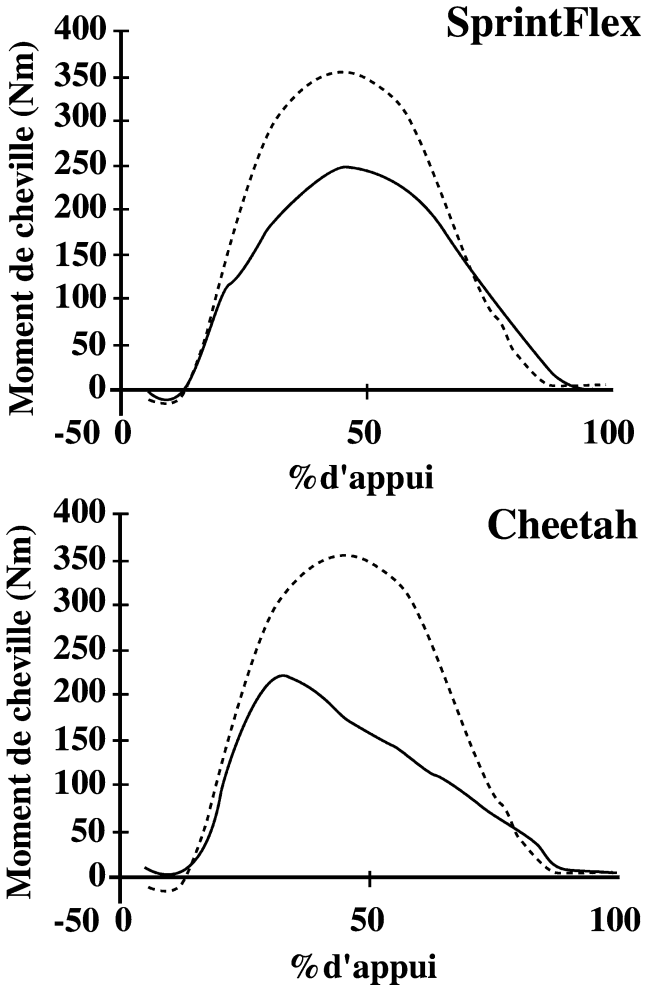

Fig. 3. Moments de cheville, du *Flex-Sprint* (a), du Cheetah (b).

dre tandis que celui du membre sain est allongé par une extension de hanche plus ample [5,9].

5.1. Niveau tibial

L'examen cinématique de la course d'un amputé tibial montre que, comme chez les valides, le genou ne se met jamais complètement en extension. Mais, alors que cette flexion se limite à 10° chez le valide celle de l'amputé reste à 25° environ. De la même façon, toujours pour l'amputé tibial, la hanche du côté amputé ne se porte pas en extension pendant toute la durée du cycle.

5.2. Niveau fémoral

Pour l'amputé fémoral, Burkett a montré que le genou prothétique s'étend complètement de façon précoce dès la fin de la phase oscillante et reste en extension pendant la phase d'appui [2], d'où la nécessité d'une compensation par une importante extension de hanche en fin d'appui associée à une hyperlordose lombaire.

Une explication à la mise en extension précoce du genou prothétique est l'absence de contrôle de flexion–extension par l'amputation des groupes musculaires correspondants.

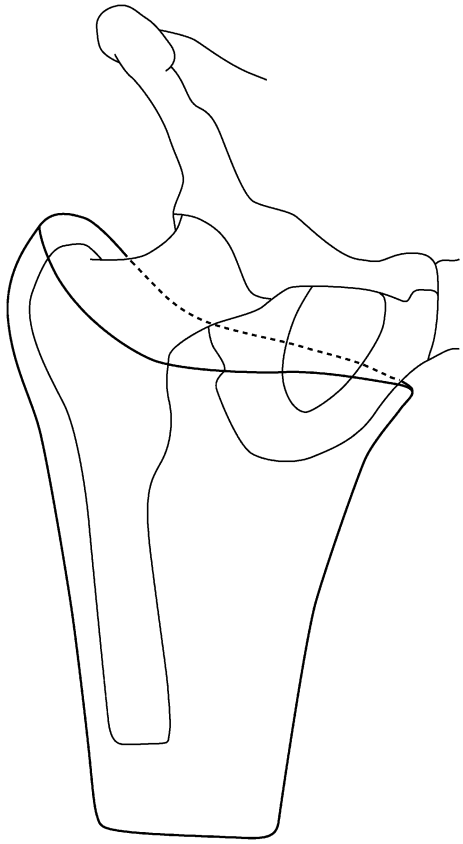

Fig. 4. Amputation fémorale, emboîture avec ischion intégré.

6. Cinématique du saut en longueur

Pour les amputés comme pour les valides, il existe un rapport direct entre la vitesse d'approche et la longueur du saut. À l'exception de leur vitesse horizontale et de leur plus grande décélération à la réception, les amputés tibiaux ont des caractéristiques techniques assez semblables aux valides.

Ce n'est pas le cas pour les amputés fémoraux. Du fait d'une difficulté à l'impulsion au moment de la dernière foulée sur le membre appareillé, les amputés fémoraux ont une vitesse verticale moindre. Ils doivent compenser en majorant, encore une fois, l'extension de hanche. À la réception, ne pouvant pas horizontaliser symétriquement leurs deux membres inférieurs, le tronc reste plus vertical et les flexions de hanche et de genou sont insuffisantes du côté amputé, ce qui limite la longueur du saut [10].

Enfin, si l'amputation concerne le membre inférieur dominant, qui n'est pas systématiquement homolatéral de la main dominante, il est souvent difficile à l'amputé de transférer la prise d'appel sur le membre valide.

7. Biomécanique de la course chez l'amputé de membre inférieur

Les études à ce sujet sont peu nombreuses et réalisées avec un très petit nombre de sportifs. La plupart des auteurs ont analysé la course à faible vitesse (10 km/heure) tandis qu'un

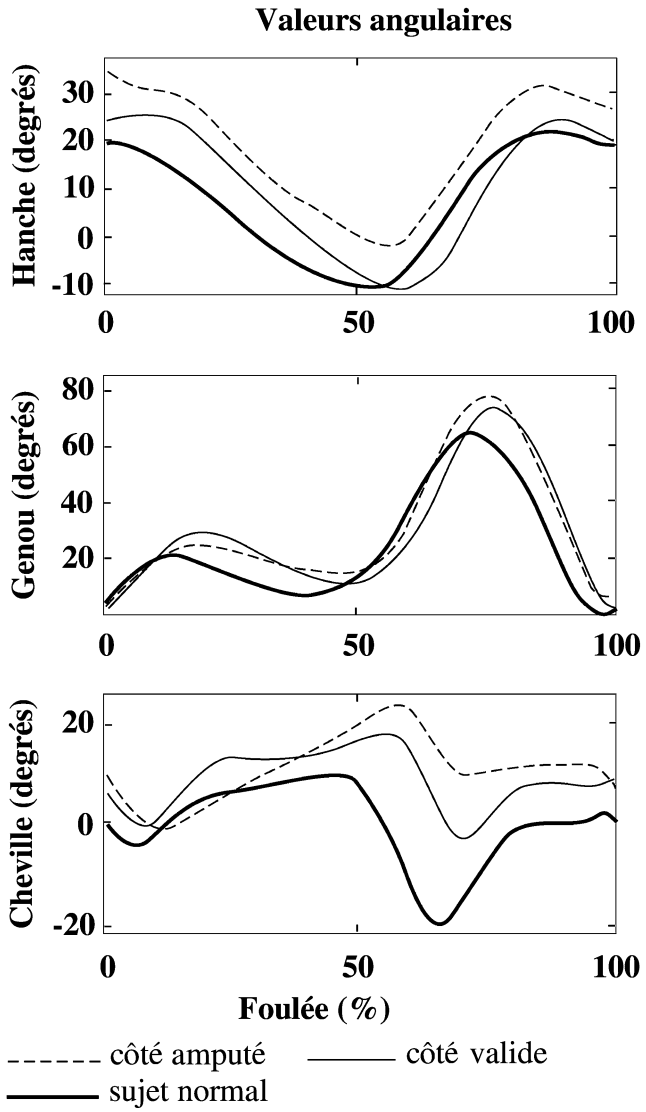

Fig. 5. Amputé tibial, valeurs relatives des amplitudes de hanche, genou et pied, côté amputé et côté valide, d'après Bateni [1].

100 m se court trois fois plus vite et uniquement en digitigrade [3]. En outre, les stratégies compensatrices des amputés varient avec les vitesses de course [9].

7.1. Amputés transtibiaux

Pour Czerniecki, les principaux mécanismes de compensation qui permettent aux amputés de courir se produisent du côté appareillé et du côté valide. Du côté appareillé, pendant l'appui, on note une augmentation du travail de la hanche. Du côté valide, pendant l'appui, on note également une augmentation du travail de la hanche et du genou [7]. Mais il faut remarquer que les sportifs étudiés courent à 2,8 m/seconde (10 km/heure) seulement et sont équipés de *Flex Foot*, avec vraisemblablement un appui talonnier. Or, en sprint, la cinématique du membre appareillé des amputés tibiaux est proche de celle des valides et comme eux, ils courent en digitigrade [2].

Buckley [3], considérant que le sprint est différent de la course à allure modérée, étudie des sprinters courant à 6,8 m/seconde (24,5 km/heure.) avec des prothèses équipées de pieds *Sprint Flex* ou Cheetah (tous deux sans partie talonnière). Ses résultats confirment l'étude précédente et Buckley pense que le travail accru mesuré sur le genou valide indique de plus que les sprinters amputés utilisent des mécanismes complémentaires de compensation et notamment une augmentation des amplitudes de mouvement dans les ceintures pelvienne et scapulaire ainsi qu'au niveau des charnières thoracolombaire et lombosacrée.

Les transferts d'énergie entre côté amputé et sain mettent en jeu le bassin et le tronc. Ce transfert du côté appareillé vers le côté sain atteindrait 75 %, au cours de la phase oscillante du membre appareillé. Ce mécanisme adaptatif de redistribution d'énergie au tronc compense partiellement la réduction du travail mécanique du membre prothétique en phase d'appui qui provient de l'insuffisance d'amortissement résultant de l'amputation (suppression de groupes musculaires). Ceci explique également les asymétries de durée des phases d'appui : raccourcissement du côté appareillé, allongement du côté sain [9].

Le rendement (ratio énergie restituée sur énergie absorbée) de différents pieds prothétiques est meilleur, c'est une évidence, avec les pieds à « restitution d'énergie » qu'avec les pieds traditionnels [6]. Les pieds type SACH (*Silent Ankle Cushion Heel*) ont un rendement de 31 %, les pieds de type Seattle 52 % et le *Flex Foot* atteint 84 % [10]. Mais ce rendement reste dérisoire par rapport à celui du pied valide qui approche les 250 %. Dans ce même travail, en 1991, l'auteur montre que, chez les amputés tibiaux, les extenseurs de hanche sont les principaux responsables de l'absorption et de la génération d'énergie alors que, chez les valides, le principal amortisseur est le quadriceps et les principaux propulseurs sont les fléchisseurs plantaires.

Dans son étude avec des pieds *Sprint Flex* et Cheetah, Buckley en 2000 [3] trouve un rendement de 100 %. Les prothèses avec un composant talonnier se déforment au contact du sol ce qui réduit la charge transférée au moignon. L'énergie absorbée au contact du sol provoque une dorsiflexion et favorise le transfert du poids de l'amputé sur la partie antérieure de la prothèse. Ainsi cette énergie est dissipée avant l'impulsion. Avec une prothèse sans composant talonnier, le sujet se réceptionne sur la partie « orteils » de la lame qui est aussi celle où se produit l'impulsion. Ainsi l'énergie absorbée, pendant que le pied se déforme lors du contact initial et de la première moitié de l'appui, peut être directement restituée pendant la seconde partie de l'appui, tandis que la lame tend à retrouver sa forme d'origine avant l'impulsion.

Signalons une étude non publiée de l'Institut national du sport et de l'éducation physique qui montre les modifications, par rapport au sujet valide, des forces verticales (compensation du côté sain, retard du côté appareillé) et longitudinales (écrasement des courbes, absence de composante négative) au niveau du membre amputé appareillé et du membre valide (Fig. 6).

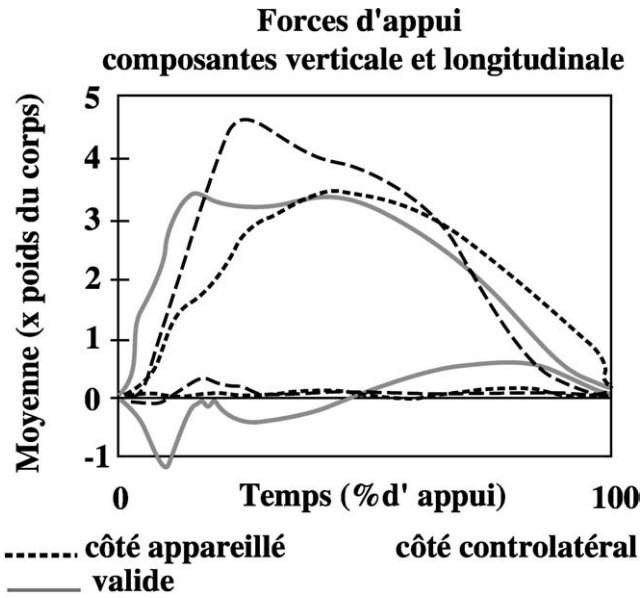

Fig. 6. Amputé tibial, modifications des forces d'appui au sol, au niveau du membre amputé appareillé et du membre valide, des composantes verticales, compensation du côté sain et retard du côté appareillé ; longitudinales, écrasement des courbes, absence de composante négative.

7.2. Amputés transfémoraux

Pour accélérer le retour en extension du segment prothétique jambier pendant la phase d'oscillation, Burkett [4] a montré qu'en théorie l'on pouvait diminuer la longueur du segment jambier prothétique et abaisser ainsi le centre de genou prothétique. On réduirait alors le moment de l'extension du segment jambier et on en raccourcirait le délai. Par cet artifice, on améliorerait la symétrie et la vitesse de course des amputés fémoraux, en moyenne de 26 %, mais en déséquilibrant la symétrie des rapports de longueur segmentaire ce qui est péjoratif au niveau esthétique.

En pratique, c'est le renforcement de la puissance de renvoi en extension du segment jambier par le contrôle de phase pendulaire du genou prothétique qui est le plus fréquemment utilisé.

Par ailleurs, en course, une recherche d'allègement des prothèses est indispensable pour compenser le poids parfois important du genou prothétique [8].

8. Choix techniques en pratique et modalités financières de prise en charge

Les choix techniques dépendent en premier lieu du prothésiste qui a ses convictions et son expérience. Un dialogue s'installe nécessairement avec le sportif qui compare ses sensations en fonction des changements de composants et parfois propose de nouveaux concepts. L'entraîneur participe obligatoirement à la discussion et beaucoup plus exceptionnellement le médecin spécialiste.

Les prothèses de course sont des prototypes. Chaque saison, le coureur de haut niveau utilise plusieurs prothèses avec des réglages différents. Le coût total de cet appareillage qui utilise des matériaux onéreux est très élevé. La couverture sociale n'est pas concernée et le coureur, non professionnel, n'a pas les moyens d'assumer cette dépense. Bien souvent, ce sont les prothésistes eux-mêmes qui assurent la charge financière si le sportif accepte, en échange, de prêter son image et son concours lors de manifestations promotionnelles.

9. Modalités d'entraînement

Actuellement, la très grande majorité des coureurs de niveau international s'entraînent avec les valides. Ils bénéficient de plans d'entraînement personnalisés, préparés et suivis par des entraîneurs renommés. Les moignons, moins traumatisés depuis l'utilisation des pieds à « restitution d'énergie », des manchons gel et des nouvelles techniques de formatage d'emboîture, supportent des séances d'entraînement plus longues et plus fréquentes. Les meilleurs sprinters mondiaux s'entraînent quotidiennement.

Pour les amputés fémoraux, une part importante de l'entraînement consiste à optimiser les compensations de propulsion au niveau de l'extension de la hanche (amplitude et puissance) et de limiter la compensation par hyperlordose.

Dans les plans frontal et sagittal, la synergie du mouvement des ceintures pelviennes et scapulaires peut être désynchronisée puis réharmonisée et symétrisée par un travail assidu et astreignant.

10. Retombées technologiques pour les amputés non sportifs

Les amputés sportifs sont les premiers à bénéficier des retombées de leurs activités sportives. Ils utilisent dans la vie quotidienne des prothèses équivalentes mais avec un pied dynamique de marche, recouvert d'une esthétique. Les genoux informatisés qui se répandent chez les amputés malgré leur coût ne sont pas utilisés pour les prothèses de course car ils ne procurent pas, pour l'instant, la même rapidité d'extension que les genoux à rappel hydraulique.

En pratique quotidienne, la principale retombée pour les amputés non sportifs tient à l'expérience qu'acquièrent les appareilleurs en travaillant pour et avec des sportifs, que ce soit pour l'utilisation des matériaux ou la finesse des réglages. Les coureurs amputés sont à l'appareilleur ce que sont les pilotes d'essai pour les fabricants d'automobiles.

11. Conclusion

L'amélioration des performances des amputés transtibiaux ou transfémoraux à la course est essentiellement due aux prothèses utilisées actuellement, parce qu'elles permettent des entraînements plus longs et proches de ceux des valides. Des progrès techniques ont été apportés dans chacun

des composants des prothèses (manchon, emboîture, système de coaptation, genou prothétique), mais c'est surtout l'utilisation des pieds dynamiques qui est déterminante. Si, la restitution d'énergie est proche de 100 %, cela reste nettement inférieur à celle d'un pied valide qui est d'environ 250 %.

Pour courir, les amputés recourent à des mécanismes de compensation du côté appareillé comme du côté sain. Par rapport au coureur valide, on peut mesurer des augmentations des moments de travail de hanche et de genou ainsi qu'une majoration de l'amplitude d'extension de hanche. Les transferts d'énergie entre les deux membres inférieurs mettent en jeu le bassin et le tronc.

L'orthoprothésiste qui prend en charge un coureur amputé de haut niveau acquiert une maîtrise de l'appareillage dont il fait bénéficier tous ses patients.

Références

[1] Bateni H, Olney SJ. Kinematic and kinetic variations of below-knee amputee gait. Journal of Prosthetics and Orthetics 2002;14:2–12.

[2] Buckley JG. Sprint kinematics of athletes with lower-limb amputations. Arch Phys Med Rehabil 1999;80:501–8.

[3] Buckley JG. Biomechanical adaptations of transtibial amputee sprinting in athletes using dedicated prostheses. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2000;15:352–8.

[4] Burkett B, Smeathers J, Barker T. Optimising the trans-femoral prosthetic alignment for running, by lowering the knee joint. Prosthet Orthot Int 2001 Dec;25(3):210–9.

[5] Burkett B, Smeathers J, Barker T. Walking and running inter-limb asymmetry for Paralympic transfemoral amputees, a biomechanical analysis. Prosthet Orthot Int 2003;27:36–47.

[6] Czerniecki JM, Gitter A, Munro C. Joint moment and muscle power output characteristics of below knee amputees during running: the influence of energy storing prosthetic feet. J Biomech 1991;24:63–75.

[7] Czerniecki JM, Gitter A. Insights into amputee running. A muscle work analysis. Am J Phys Med Rehabil 1992;71:209–18.

[8] Czerniecki JM, Gitter A, Wearrver K. Effects of alterations in prosthetic shank mass on the metabolic costs of ambulation in above-knee amputees. Seattle Am J Med rehabil 1994;73:348–52.

[9] Czerniecki JM, Gitter AJ, Beck JC. Energy transfer mechanisms as a compensatory strategy in below knee amputee runners. J Biomech 1996;29:717–22.

[10] Nolan L, Lees A. Touch-down and take-off characteristics of the long jump performance of world level above- and below-knee amputee athletes. Ergonomics 2000;43:1637–50.