

INFORMATIONS CLEFS

- L'amputation d'un membre mérite toute notre attention.
- Le geste chirurgical est évidemment déterminant pour le devenir fonctionnel du patient.
- Cette intervention doit être réalisée en concertation avec les différents acteurs de la rééducation (rééducateur, prothésiste, etc.) pour qu'elle soit idéale.
- Cette concertation permettra d'établir, avec le patient, « le projet » permettant de préserver une qualité de vie optimale.

IMAGE CLEF



Figure 1
Prothèse fémorale (fût en carbone -
genou électronique C-Leg)

INTRODUCTION

L'amputation est une sanction chirurgicale qui peut être ressentie comme un échec : artérite terminale, pieds de Charcot, plaies atones, ostéite peu sensible à l'antibiothérapie, pseudarthrose.

L'objectif de ce chapitre n'est pas de s'immiscer dans le travail bien codifié qu'est celui de la chirurgie orthopédique. Par contre, il nous semble intéressant de rappeler que cette intervention mérite le même soin qu'une arthroplastie ou une arthrodèse. C'est le début d'une « nouvelle aventure », d'un « projet » que nous devons construire ensemble (1). Et assurer ainsi à nos patients qu'à côté des dé-

ficiences, des désavantages, imposés par cet handicap, nous sommes avec eux à la recherche d'une qualité de vie optimale.

Ce résumé nous donne également l'occasion de valider nos usages à Saint-Luc par les *guidelines* internationaux (1,2).

ÉPIDÉMIOLOGIE

L'examen de la littérature permet de déterminer approximativement les causes d'amputation : pathologie vasculaire y compris le diabète (82 %), traumatisme (16 %), cancer (1 %) et pathologie congénitale (1 %).

95 % des amputations concernent les membres inférieurs.

Des statistiques récentes font état d'une prévalence de 20/100.000 aux Pays-Bas avec plus de 90 % de causes vasculaires, une prédominance masculine (60 %) et de personnes âgées (80 % de plus de 65 ans) (1).

L'extrapolation de ces chiffres permet d'évaluer le nombre d'amputés à 7700 en Belgique avec 1800 nouveaux cas par an.

La littérature fait état d'une réduction progressive des amputations pour causes vasculaires (1). En ce qui nous concerne, même si les pathologies vasculaires dominent le tableau, la fréquence des amputations dans le décours d'une arthroplastie ou d'un traumatisme semble augmenter (FIG. 2 et 3).

PRESCRIPTIONS

Différents documents permettent la prescription de prothèses, ces documents étant différents pour les membres inférieurs et supérieurs, notamment pour les prothèses myoélectriques.

En ce qui concerne les membres inférieurs, les patients sont répartis en 5 catégories selon le niveau fonctionnel. Les délais de renouvellement varient en fonction de ces niveaux, de même que les remboursements réalisés par les organismes assureurs. Notons également que les fûts peuvent être remplacés anticipativement



Figure 2 - Fracture tibia-péroné compliquée



Figure 3 - Fracture tibia-péroné multi-opérée

sous certaines conditions.

Ces prothèses sont remboursées intégralement par l'organisme assureur en dehors de demandes particulières ou de produits de technologie inhabituelle.

Ces prothèses doivent être prescrites par un médecin spécialiste.

En ce qui concerne la prescription des prothèses myoélectriques, le médecin spécialiste doit être lié à un centre de rééducation fonctionnelle, de rééducation locomotrice ou neurologique ayant conclu une convention avec l'INAMI. Cette prescription devient pluridisciplinaire (médecin, kiné ou ergothérapeute).

| GROUPE | DÉFINITION | TYPE DE PROTHÈSE | DÉLAI | REMB. MUT. (EUROS) |
|--------|--|--|--------|--------------------|
| 1 | Patients sans perspective de récupérer la fonction de marche | Prothèse cosmétique | 10 ans | + 2700 |
| 2 | Patients ayant une fonction de marche très réduite et nécessitant l'aide de tiers lors de transferts ou de déplacements | Prothèse de transfert | 5 ans | + 2900 |
| 3 | Patients ayant une fonction de marche réduite, utilisant des appareils d'aide à la marche, se déplaçant sans l'aide de tiers et participant à des activités sociales à l'extérieur | Prothèse d'évaluation Prothèse définitive | 4 ans | + 4000 |
| 4 | Patients actifs n'utilisant aucun appareil d'aide à la marche lorsqu'ils marchent à l'aide d'une prothèse | Prothèse d'évaluation Prothèse définitive | 3 ans | + 4700 |
| 5 | Patients très actifs dont les possibilités avec la prothèse doivent répondre au test de la marche visé au §13, C., 2°, réalisé sans aucune aide ou autre soutien | Prothèse d'évaluation Prothèse définitive | 3 ans | + 5600 |

NIVEAUX D'AMPUTATION

MEMBRES INFÉRIEURS

Les amputations du pied (transmétatarsienne, Lisfranc, Chopart) autorisent un appui talonnier et permettent donc un appareillage relativement aisé. Ces ampu-

tations peuvent nécessiter un geste de stabilisation de la cheville.

Les amputations de cheville sont de deux types. La technique de Pirogoff comprend une astragalectomie avec une arthrodèse tibio-calcanéenne. L'amputation de Syme réalise une désarticulation de cheville avec une section des deux malléoles. Ces amputations peuvent être difficiles à appareiller (cicatrisation difficile, matelassage impossible du moignon, etc.) et sont donc parfois peu recommandées. Il en va de même en général pour les calcanéectomies.

Les amputations du tibia se réalisent idéalement entre le tiers proximal et le tiers distal de la jambe, idéalement à une quinzaine de centimètres de l'interligne articulaire (1). Un soin particulier sera consacré à cette intervention : abrasion de l'angle de Farabeuf, section haute du péroné par rapport au tibia, cicatrice en dehors des reliefs osseux et des zones de contrainte imposées par la prothèse (FIG. 4). Une ostéomyoplastie peut être utile pour « capitonner » ce moignon.



Figure 4
Angle de Farabeuf

La désarticulation du genou est une alternative intéressante à l'amputation fémorale (1). En effet, la conservation des condyles fémoraux permet l'accrochage de la prothèse à ce niveau. Dès lors, il ne sera pas nécessaire de munir la prothèse ni d'appui ischiatique ni de contre-appui inguinal, ce qui rend celle-ci nettement plus confortable.

L'amputation de Gritti (arthrodèse fémoro-patellaire) ne conserve pas les condyles et ne présente donc aucun avantage particulier.

Ces deux dernières interventions ne permettent pas de placer le genou prothésé en position anatomique, ce qui a pour corollaire des segments fémoraux et jambiers inégaux par rapport au côté hétérolatéral. Cet handicap est néanmoins largement compensé par le confort de cette prothèse.

L'amputation du fémur se réalise idéalement à l'union des deux tiers proximaux et du tiers distal du fémur. Ce long bras de levier permettra de mieux contrôler la prothèse tout en autorisant le placement du genou prothétique en position anatomique (1).

Les amputations par désarticulation de la hanche ou par hémipelvectomie méritent également toute notre attention. L'appareillage est délicat et nécessite une cicatrisation optimale avec notamment absence de tissu graisseux ou cutané excédentaire.

MEMBRES SUPÉRIEURS

Ces amputations sont rares. Nous nous y attarderons donc de manière succincte.

Les amputations de l'avant-bras veilleront à conserver le moignon le plus long possible. Outre la conservation de la prono-supination, ces moignons permettent l'utilisation de prothèses myoélectriques. La conservation d'un coude fonctionnel est bien évidemment déterminant même si le moignon est court.

En ce qui concerne les amputations humérales, elles ne permettent sauf cas exceptionnels qu'un appareillage esthétique et ce d'autant plus que le moignon est court. Le patient ne retire souvent aucun bénéfice fonctionnel de cet appareillage.

APPAREILLAGES

MEMBRES INFÉRIEURS

Pieds et chevilles

Ces amputations sont appareillées de manière aisée. L'appareillage comprend d'une part une chaussure orthopédique « classique » et d'autre part une prothèse interne en mousse Podofoam®, matériel qui permet une certaine « élasticité » lors de la marche (FIG. 5 et 6).



Figure 5 - Prothèse pour amputation de Syme et Chopart



Figure 6 - Chaussures avec prothèse pour Syme et Chopart

Prothèse tibiale

La prothèse tibiale comprend une emboiture, une partie intermédiaire, la tubulure, et une partie distale, le pied (FIG. 7).

L'emboiture est constituée d'une partie rigide, le fût, et d'un manchon souple, le « soft socket ».

Le fût réalisé par moulage dès que le volume du moignon est stable permet un accrochage supra-condylien de la prothèse. Suivant la technique et l'origine de la prothèse, ce fût adopte différentes terminologies : Prothèse Tibiale Supra-condylienne, Kondylar Bettung Munster, Patellar Tibial Bearing. En ce qui nous concerne, la seconde solution est privilégiée. Le moulage est « orienté » avec différentes zones de pression : tendon rotulien, faces latérales du tibia, contre-appui

poplité, etc. ce qui nécessite que les zones d'appui soient saines (pas de cicatrice, bonne trophicité de la peau...).

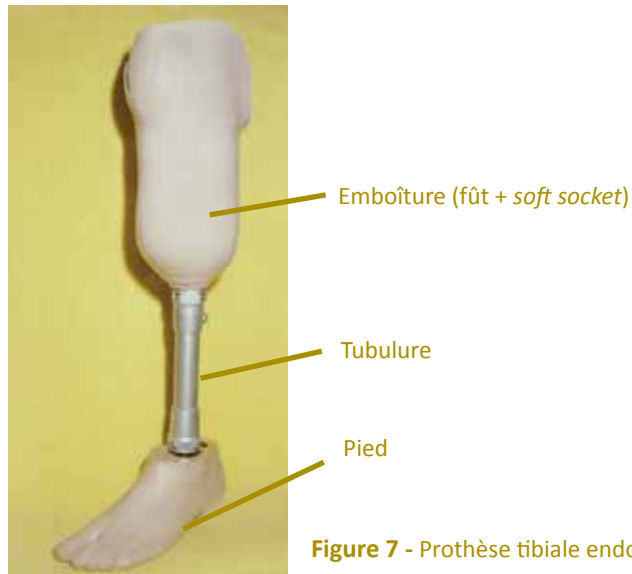


Figure 7 - Prothèse tibiale endosquelettique

Le choix du *soft socket* est dicté par la nécessité de décharger la partie distale du moignon (douleurs résiduelles, cicatrices, etc.). Dans le cas où cette décharge est nécessaire, le *soft socket* est réalisé en polyéthylène et s'adapte au fût moyennant l'utilisation de chaussettes d'épaisseurs différentes (FIG. 8).



Figure 8 - Soft socket en polyéthylène (décharge distale)



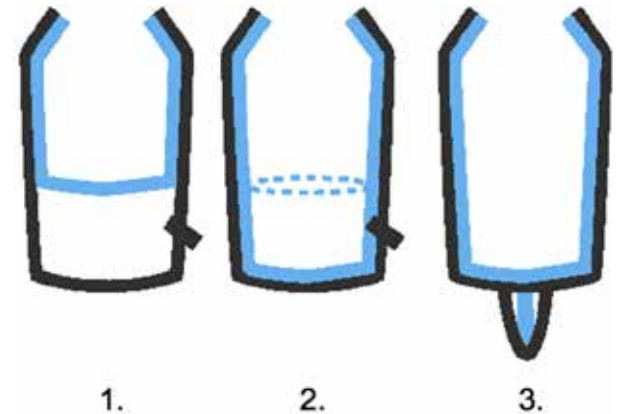
Figure 9 - Soft socket en silicone (ICEROSS®) (contact total)

Dans le cas où le contact total est autorisé, le soft socket est constitué d'une gaine préfabriquée en silicone ou en polyuréthane (FIG. 9). L'accrochage du moignon au fût peut encore être amélioré par un goujon métallique distal qui vient se clipser au fond du fût (ICEROSS®) ou par des systèmes de valves assurant une pression négative dans l'emboîture lors de la marche (2).

Lors de la réalisation de l'emboîture, plusieurs solutions s'offrent à nous (FIG. 10).

Figure 10

- 1 - Décharge distale. Soft socket en polyéthylène. Système pour effectuer le vide.
- 2 - Contact total. Soft socket en silicone et valve d'étanchéité. Système pour effectuer le vide.
- 3 - Contact total. Soft socket en silicone avec système Iceross® (goujon distal).



La partie intermédiaire est assurée par une tubulure complétée par différents adaptateurs permettant le réglage de la prothèse (varus, valgus, etc.). Ces prothèses endosquelettiques sont préférées aux prothèses exosquelettiques car pour ces dernières, une fois la prothèse terminée, les réglages ne sont plus permis (FIG. 11).



Figure 11
Prothèse
exosquelettique



Figure 12
Pied dynamique



Figure 13 - Prothèse fémorale. Collet
d'emboiture

Contre appui trochantérien

Contre-appui inguinal

Appui ischiatique

Enfin, différents pieds permettent de compléter ces prothèses. Le pied SACH est souvent utilisé dans les prothèses provisoires ou chez les patients présentant des performances fonctionnelles limitées. Ce pied est rigide mais l'attaque du talon au sol est améliorée par un coin talonnier souple.

D'autres pieds plus efficaces peuvent être utilisés (uniaxes ou multiaxes) mais la préférence est actuellement donnée au pied dynamique où une lame de carbone permet de restituer l'énergie après la phase d'appui (FIG. 12).

Enfin, au terme de ce processus d'appareillage, cette prothèse sera « habillée », recouverte de mousse permettant d'assurer une symétrie entre les deux membres.

Prothèse fémorale

La réalisation de cette prothèse se calque sur les mêmes principes que les prothèses précédentes mais avec une difficulté supplémentaire, la présence du genou.

L'emboiture est à nouveau constituée du fût et d'un soft socket. Cette emboiture est en général à contact total. Sa partie supérieure quadrangulaire nécessite un moulage orienté permettant d'une part une stabilité rotatoire et d'autre part une décharge partielle de la partie distale du moignon. Ce collet comprend notamment un appui ischiatique et un contre-appui inguinal rendant généralement le début de la rééducation assez inconfortable (FIG. 13).



Figure 14 - Soft socket avec valve d'étanchéité



Figure 15 - Valve d'étanchéité fixée au fût

Les softs sockets sont actuellement des manchons en silicone ou en polyuréthane, leur fixation étant assurée soit par des vis distales (Iceross), des cordlettes ou plus récemment par des valves d'étanchéité. Ces valves d'étanchéité peuvent être également directement fixées dans le fût assurant à nouveau le vide durant la marche. Le choix du système s'effectue en fonction de la morphologie du moignon (FIG. 14 et 15).

A nouveau, différentes possibilités s'offrent à nous (FIG. 16).

En ce qui concerne le choix des genoux, deux options sont possibles.

Si le patient présente des performances fonctionnelles limitées (patient âgé, équilibre instable,...), des genoux à blocage sont recommandés. La sécurité est privilégiée, la marche ne peut s'effectuer qu'en extension du membre. Le genou se « débraye » lors du passage à la position assise.

Pour les patients plus mobiles, la marche avec flexion du genou est privilégiée. Des genoux simples (contrôle de la phase d'appui, polycentrique, etc.) seront

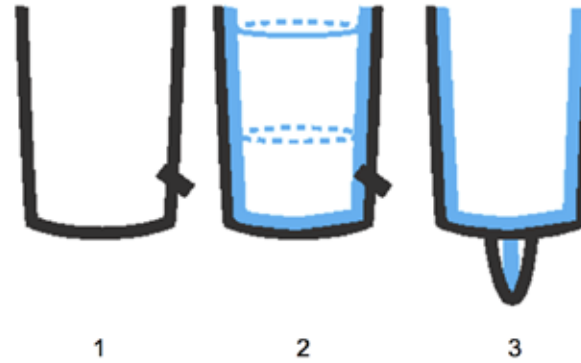


Figure 16

1 - Décharge distale. Pas de soft socket. Système pour effectuer le vide.

2 - Contact total. Soft socket en silicone avec valve d'étanchéité. Système pour effectuer le vide.

3 - Contact total. Soft socket en silicone avec système Iceross®

choisis lors de la réalisation de la prothèse provisoire. Par contre, des genoux plus sophistiqués (pneumatiques ou hydrauliques) seront préférés pour la prothèse définitive et ce en fonction des performances fonctionnelles du patient. Ces genoux permettent notamment de modifier la flexion du genou en fonction de la vitesse de marche.

Des genoux électroniques peuvent également être prescrits. Nous avons pu en placer sur quelques prothèses, leur utilisation est néanmoins limitée vu le niveau d'activité des patients amputés et surtout vu leur coût (+/- 25 000 euros).

Enfin, les tubulures et les pieds sont choisis selon les mêmes critères que pour les amputations tibiales.

Le remboursement des prothèses varie en fonction du niveau fonctionnel du patient (groupe 1: 3600 euros - groupe 5: 9500 euros).



Figure 17
Prothèses : désarticulation du genou (A),
fémorale (B), désarticulation de hanche
(C)

La désarticulation du genou est une amputation fémorale particulière (FIG. 17).

Longtemps décriée et réservée aux patients âgés ou fragiles, elle ne permettait pas de placer le genou prothétique en position anatomique et rendait dès lors les segments de membres inégaux par rapport au côté sain. Actuellement, cette amputation mérite toute notre attention puisque d'une part les améliorations technologiques ont permis de compenser partiellement ce problème inesthétique et que d'autre part cette technique nous dispense d'appui ischiatique rendant cet appareillage beaucoup plus confortable.

Rappelons que l'amputation de Gritti sacrifie les condyles lors de l'intervention. Elle ne présente donc aucun avantage particulier et peut donc être abandonnée.

Enfin, ce qui concerne les prothèses de désarticulation de hanche ou d'hémipectomie, elles comprennent une coque pelvienne et deux articulations (hanche et genou) montées en double recurvatum, ce qui permet la stabilité du membre amputé lors de la mise en charge. Hormis chez des sujets jeunes particulièrement motivés, cette prothèse « canadienne » permet en général une indépendance assez limitée d'autant plus qu'elle implique une dépense énergétique significative.

Le remboursement varie en fonction du niveau fonctionnel (groupe 1: 5100 euros - groupe 4: 10900 euros).

MEMBRES SUPÉRIEURS

Les prothèses du membre supérieur sont réalisées sur le même modèle que les prothèses du membre inférieur : emboîture, effecteur intermédiaire et effecteur terminal.

Plus que pour tout autre appareillage, la mise en place d'un « projet » avec le patient est indispensable.

Les prothèses esthétiques sont en général peu utilisées et ce d'autant plus que par définition elles n'ont aucune utilité fonctionnelle. Elles peuvent être rapidement abandonnées.

Les prothèses myoélectriques peuvent être bien utiles surtout dans le cas d'amputation des deux membres supérieurs. Leur utilisation nécessite néanmoins une rééducation longue en centre spécialisé et notamment la réussite de tests de myostimulation pré-appareillage (Myohand – VariPlus – Speed d'Ottobock) (FIG. 18).



Figure 18
Prothèse
myoélectrique

RÉFÉRENCES

1. Geertzen J, van der Linde H, Rosenbrand K, Conradi M, Deckers J, Koning J, Rietman HS, van der Schaaf D, van der Ploeg R, Schapendonk J, Schrier E, Smit Duijzentkunst R, Spruit-van Eijk M, Versteegen G, Voesten H. **Dutch evidence-based guidelines for amputation and prosthetics of the lower extremity : Amputation surgery and postoperative management.** Part 1. Prosthet Orthot Int. 2015 Oct ; 39 (5) : 351-60.
2. Geertzen J, van der Linde H, Rosenbrand K, Conradi M, Deckers J, Koning J, Rietman HS, van der Schaaf D, van der Ploeg R, Schapendonk J, Schrier E, Duijzentkunst RS, Spruit-van Eijk M, Versteegen G, Voesten H. **Dutch evidence-based guidelines for amputation and prosthetics of the lower extremity : Rehabilitation process and prosthetics.** Part 2. Prosthet Orthot Int. 2015 Oct ; 39 (5) : 361-71.
3. Vanmarsenille JM, Dierick F, Detrembleur C, De Cuyper F. **L'appareillage de l'amputé de jambe adulte.** Louvain Med. 2001 ; 120 : 349-353.
4. Nguyen Ung V, Theunissen E, Vanderhofstadt C, Verbraeken E, Vanmarsenille JM. **Appareillage du patient amputé au niveau de la partie proximale du membre inférieur.** Louvain Med. 2012 ; 131 (6) : 276-280.