

25^e CONGRÈS ISPO FRANCE



INTERNATIONAL SOCIETY FOR
PROSTHETICS AND ORTHOTICS

2021

**4 ET 5 NOVEMBRE
LYON**

Livre des communications





INTERNATIONAL SOCIETY
FOR PROSTHETICS AND ORTHOTICS
25^e CONGRÈS NATIONAL SCIENTIFIQUE

Livre des communications

4 et 5 novembre 2021

Cité Centre de Congrès
Lyon – France



*Le Journal de
rOrthopédie*



GATE



World Health
Organization



USAID

#ISPOWER
Empowering people with impaired
mobility to reach their full potential



UFOP | Union Française
des Orthoprothésistes





**International Society
for Prosthetics and Orthotics**

**Société Internationale
pour la Prothèse et l'Orthèse
Société Française membre de l'ISPO**

ISPO-France - 5, rue de la Claire 69009 Lyon - France
Tel : 04 37 642 162 - Fax : 04 37 642 169 - secretariat@ispo-france.com

ISPO-France Executive Committee

Président :	Jean-Pierre LISSAC - Lyon - Fondateur
Vice-Président :	Doménico MENAGER - Valenton - Fondateur
Secrétaire :	Jérôme CORTI - Marseille
Trésorier :	Jean-François CANTERO - Dijon
Trésorier-adjoint :	Jérôme BONNIN - Lyon
Membre actif du Comité :	Didier AZOULAY - Paris
Membre actif du Comité :	Franck CHANGEANT - Montpellier
Membre actif du Comité :	Gérard CHIESA - Valenton
Membre actif du Comité :	Philippe IZARD - Angers
Membre actif du Comité :	Frédérique PETIT - Paris
Membre actif du Comité :	Didier PILLIARD - Saint Maurice
Membre actif du Comité :	Marielle CAZIN - Paris



International Society for Prosthetics and Orthotics



*Madame, Mademoiselle, Monsieur,
Cher Membre,*

Bonjour et bienvenue à Lyon.

Cela fait 2 ans que nous nous sommes vus et je suis particulièrement heureux de vous accueillir de nouveau à Lyon pour la tenue de notre Congrès Scientifique ISPO-France !

Avec l'arrivée de la Covid-19, les congrès médicaux et scientifiques ont subi un changement radical et inédit dans leur pratique, qui datait de plus d'un demi-siècle, avec, notamment, la montée en puissance des évènements digitaux.

Dès les premiers signes de confinement, nous avons également imaginé une manière de tenir notre rencontre annuelle, selon une forme en distanciel. Malheureusement, quinze jours avant sa tenue, le durcissement des contraintes sanitaires ne nous a pas permis de mettre en œuvre le plateau vidéo prévu, et nous avons dû mettre en place une solution dans l'urgence.

Malgré des moyens très éloignés de la qualité prévue, vous avez été très nombreux à assister et suivre nos deux journées de présentations. Je voudrais prendre le temps de remercier l'ensemble des congressistes participants et aussi, tous les exposants qui ont maintenu leur confiance en véritables partenaires.

A un certain stade, la question a été posée de savoir si les évènements digitaux allaient remplacer les congrès ?

Nous avons énormément appris de cette période, et domestiqué des moyens techniques nouveaux que nous pourrions facilement mettre au service d'autres objectifs, notamment pour mener à bien les projets de formations.

Pour autant, même si nous vivons un développement fulgurant des évènements virtuels, les évènements en présentiels s'imposent comme une priorité vitale pour notre domaine.

En fin d'année dernière, l'idée de refaire un congrès en présentiel était vraiment un pari.

*Dans le même temps, ISPO International a annulé son congrès du Mexique pour le reporter en 2023. Depuis plusieurs années, le Board international de ISPO suit avec attention les actions de ISPO-France, et c'est ainsi que le Président de ISPO nouvellement nommé **Claude TARDIF**, ainsi que le Président sortant **Ed LEMAIRE**, nous font l'amitié de participer cette année.*

*Avec eux, nous devons nous rappeler et faire vivre le postulat du fondateur de ISPO, **Knud Jensen**, qui a été le premier promoteur de l'idée consistant à mettre en place le travail en équipe et la pluridisciplinarité appliquée dans le domaine de la P&O et de la Réhabilitation. Il s'agit là des fondements de ISPO, qui nous ont conduits à considérer toute l'importance*

de réunir ensemble les professionnels de l'Orthopédie : Chirurgiens, médecins, rééducateurs, ortho-prothésistes, podo-orthésistes, kinésithérapeutes, ergothérapeutes, biomécaniciens, à l'intérieur d'un même groupe scientifique. C'est le lien indispensable au partage de nos connaissances, de nos pratiques cliniques, techniques et technologiques que nous devons mettre en œuvre chaque jour au service de nos patients.

Le groupe ISPO propose un véritable réseau d'excellence, et le respect de la pluridisciplinarité est au cœur de nos préoccupations. L'engouement avec lequel vous participez aux actions d'ISPO-France, met en évidence le besoin, ainsi que votre volonté à aller dans ce sens. Je vous en remercie.

Les thèmes retenus par le Comité Exécutif de ISPO-France permettent de proposer un programme scientifique équilibré, entre les domaines de compétences de la P&O et de la Réhabilitation.

Le Comité scientifique 2021 et son Président Laurent THEFENNE ont réalisé un travail conséquent, et je souhaite exprimer toute ma gratitude à l'ensemble des responsables de thème pour leur implication.

Comme à l'accoutumée, je souhaite que ces deux journées de rencontre, permettent à tous les acteurs, d'établir des liens professionnels, techniques, scientifiques, et économiques durables.

L'accomplissement du postulat de Knud Jensen, est étroitement lié à la réussite de notre groupe scientifique ISPO-France. Cela nécessite le soutien de chacun d'entre vous sans lequel rien n'est possible. Vous êtes très nombreux à faire confiance à ISPO-France et à participer à ses congrès. Aujourd'hui, le groupe a besoin de votre engagement en souscrivant une adhésion dès cette année. Vous profiterez de la nouvelle formule particulièrement attractive, imaginée afin de permettre l'accès au plus grand nombre. Pour ce faire, pendant ces deux journées, pensez à visiter le stand d'ISPO-France.

D'ores et déjà, je vous propose de prendre date pour notre prochain rendez-vous :

17 & 18 novembre 2022

XXVI^e Congrès Scientifique National ISPO-France – Palais du PHARO à MARSEILLE.

Je formule mes meilleurs souhaits pour la continuation des actions d'ISPO-France.

Je vous souhaite un excellent séjour à Lyon et un excellent congrès.

Jean – Pierre LISSAC

ISPO-France President

Editor in Chief Le Journal de l'Orthopédie

Member of the International Publication Committee of ISPO

Member of the International CPD Committee of ISPO

Member of the International Advocacy Committee of ISPO

Mot du Président du Comité scientifique 2021



*Chers confrères, Chers collègues,
Chers Congressistes,*

C'est avec grand plaisir et joie que nous vous attendons pour le prochain congrès ISPO 2021 du 4 au 5 novembre à Lyon, dont j'assume la Présidence. Je suis très honoré d'avoir accepté cette fonction et très impatient d'y être. Je ne suis pas anxieux car je suis entouré d'une équipe dynamique, connaissant bien les rouages pour réaliser un événement annuel de qualité.

Le programme de ce congrès est riche comme chaque fois. Il est issu d'un travail coordonné des membres du comité scientifique et des intervenants ayant proposé leur présentation.

Les thèmes abordés sont variés encore une fois. Le deuxième volet de l'appareillage de l'enfant marchant, les techniques d'appareillages destinés aux pathologies d'amputations majeures et mineures du membre inférieur (emboitures, Interface cutanée, manchon) sont deux chapitres importants de notre spécialité. Le thème fil rouge est le parasport. Nous le déclinons depuis plusieurs congrès avec pour horizon les JO 2024 en France. Une présentation sur ceux de Tokyo sera d'ailleurs au programme. Ce thème pourra faire écho à celui des nouveautés et innovations en appareillage et les perspectives d'intégration dans le système de soin, la nécessité d'investissement dans les activités de loisirs pour nos patients.

J'attire l'attention sur l'importance des communications libres, lieu privilégié pour présenter vos projets, vos idées et en débattre. Pour tous ceux qui n'osent pas communiquer, le comité scientifique vous propose de l'aide si besoin pour vous accompagner à la réalisation de ces communications.

En 2020, nous avons réussi à proposer un congrès virtuel. Cette année, j'espère que nous pourrions pour la plupart être présent. Certes les échanges virtuels sont intéressants, mais dans notre spécialité pouvoir se voir, toucher les patients et les matériels, échanger de vive voix sont des moments primordiaux. Ceci doit pouvoir se faire lors des séances (par vos questions toujours utiles pour faire avancer la discussion, n'hésitez pas à poser des questions), ou de manière informelle lors des pauses, sur les stands à la découverte de nouveautés.

Nous faisons le maximum pour vous accueillir dans le respect des règles pour assurer votre santé et celle de vos proches.

Je souhaite que ce congrès soit un lieu d'apprentissage pour toutes et tous. La qualité du programme d'un congrès est intimement liée à la richesse des communicants et de leurs communications mais aussi des échanges.

Nous nous retrouverons à Lyon, cette ville qui s'est métamorphosée depuis quelques années, comme de nombreux chapitres de notre profession.

J'ai hâte de vous retrouver dans cette belle ville et me réjouis d'avance de nos échanges et de nos discussions !

Pr THEFENNE Laurent

*Professeur Agrégé de l'Ecole du Val de Grâce
MPR HIA Laveran, Marseille et Sainte Anne, Toulon*

Membres du Comité scientifique 2021

**Président du Comité Scientifique 2021
Laurent THEFENNE**

Didier AZOULAY

Mathieu BERTHEL

Anne BERRUYER

Jean-François BUQUET

Marielle CAZIN

Gérard CHIESA

Jérôme CORTI

Philippe FORGEAT

François GENÊT

Philippe IZARD

Eric LAPEYRE

Jean-Pierre LISSAC

Isabelle LOIRET

Serge MATHIS

Doménico MENAGER

Frédérique PETIT

Didier PILLIARD

Sophie POURRET

Jean REDOUX



Les 7 objectifs de ISPO France

1. Servir d'organisme national impartial et non politique de coordination, concertation et conseil en matière de prothèses, orthèses, ingénierie de rééducation et autres domaines relatifs au système squelettique et neuromusculaire.
2. Opérer un échange scientifique national et international entre ses membres et des tiers.
3. Encourager, promouvoir et, sur demande, prêter assistance afin de coordonner ou orienter la recherche, le développement et l'évaluation d'activités relatives aux prothèses et orthèses de par le territoire national français.
4. Encourager, orienter et soutenir les actions de toutes les personnes chargées de l'enseignement et de la formation.
5. Encourager, orienter et prêter assistance à toute personne engagée dans des soins aux patients concernés par ces domaines.
6. Encourager et faciliter l'uniformisation de la pratique à haut niveau en développant des normes pour la nomenclature, les programmes, la conception d'appareils, en s'impliquant dans tous les aspects particuliers relatifs aux soins prodigués aux patients à la recherche et au développement.
7. Effectuer des recherches et sondages le cas échéant.

***The International Society for Prosthetics and Orthotics** trouve ses racines en 1951, lorsque la Société Internationale pour la réhabilitation des personnes handicapées (I.S.R.D.) crée un comité prothèses, orthèses et aides techniques. En 1957, Knud Jansen de l'Hôpital Orthopédique de Copenhague, occupait le poste de Président de ce Comité International. C'est sous son impulsion, et dans une continuité logique que fut créée I.S.P.O. donnant ses lettres de noblesse à l'environnement de l'orthopédie, au plan mondial.*

A l'époque, le groupe était constitué de 66 prothésistes, médecins, chirurgiens et kinésithérapeutes de 10 pays. Au moment de la première réunion scientifique, la recherche en prothèse, et le programme de formation en prothèse du membre inférieur organisé par I.S.P.O. était reconnu comme étant le plus avancé de par le monde.

En 1970, I.S.P.O. prend la forme juridique que nous connaissons aujourd'hui. Knud Jansen en assure la présidence.

Aujourd'hui, I.S.P.O. compte environ 3 500 membres répartis dans 100 pays.

Il y a un peu plus de vingt ans, sous l'impulsion de Marcel Bertbet, Doménico Ménager, Olivier Pierron, François Rigal et de Jean-Pierre Lissac, la branche française de I.S.P.O. est instaurée.

La création de I.S.P.O. France survient au moment où les échanges internationaux s'accélérent, et où nous pensons utile que les professionnels français y participent.

I.S.P.O. est impliquée dans le domaine de l'orthopédie au sens large : en matière d'éducation, de formation. Elle agit en tant qu'organisation non-gouvernementale auprès des Nations Unies (Consultative status - category II - with the economic and social council) et entretien des relations officielles avec W.H.O. (World Health Organisation).

En matière de nombre d'adhérents, I.S.P.O. France se place au 3^e rang mondial et évolue vers le 2^e rang. I.S.P.O. France organise une réunion scientifique annuelle, et participe au congrès mondial tous les deux ans. I.S.P.O. France a co-organisé le congrès mondial de 2015 à Lyon.

*I.S.P.O. France a créé une cellule de traduction, et s'est investie dans la création d'un média scientifique destiné à l'environnement : **Le Journal de l'Orthopédie**, auquel elle abonne ses membres.*

ISPO est ouverte aux professionnels de l'orthopédie : chirurgiens, médecins, ortho-prothésistes, podo-orthésistes, kinésithérapeutes, ergothérapeutes, ingénieurs biomécaniciens.

Notre souhait est d'associer à notre entreprise les personnes les plus compétentes dans leur domaine, afin de proposer des informations référentes de qualité.

Table ronde :
Nouveautés et innovations
en appareillage – Perspectives
d'intégration dans le système de soin

Responsables du thème :
Gérard CHIESA, Pierre CHABLOZ, Philippe FORGEAT

Réflexions sur la numérisation, la présence et le contact

Pierre ANCET¹

Mots Clés : numérisation, présence, contact.

Introduction

Les moyens numériques contemporains transforment nos habitudes de travail et modifient nos priorités dans nos exercices professionnels : ainsi on peut avoir l'impression d'œuvrer davantage au profit du patient numérique que du patient réel.

Corps du résumé / Matériels et méthodes

Quelles en sont les conséquences pour l'exercice professionnel ?

Résultats

Quels sont les avantages et inconvénient de ces activités de soin où la présence et le contact deviennent plus rares : ceux-ci deviennent-ils plus précieux ou au contraire de moins en moins essentiels ?

1. Centre Georges Chevrier – DIJON (21).

Les voies du progrès en Ortho-prothèse

Hervé CAUDAN¹, Dominique FILLONNEAU¹

Mots Clés : progrès, Ortho-prothèse.

Introduction

Le métier d'ortho-prothésiste emprunte et adopte les développements du monde industriel pour les adapter à la compensation du handicap et aux objectifs thérapeutiques des équipes médicales.

Au cours du XX^{ème} siècle, ce métier est passé progressivement de l'artisanat total à l'industrialisation des pièces détachées et des procédés de fabrication.

La première guerre mondiale a déclenché cette industrialisation en réponse à la demande, d'autant plus grande que les blessés de guerre provenaient essentiellement de pays industrialisés (France, Allemagne, Royaume-uni, Etats-unis).

Cette adaptation constante aux évolutions des technologies est un des fondements de notre profession, c'est ce qui en fait un métier passionnant.

Nous avons le devoir de « vivre avec notre temps ».

La révolution numérique récente accélère toutes les évolutions. Les technologiques par la rapidité des calculs, des simulations, des évaluations, des moyens de communication.

Corps du résumé / Matériels et méthodes

Mission de l'orthoprothésiste :

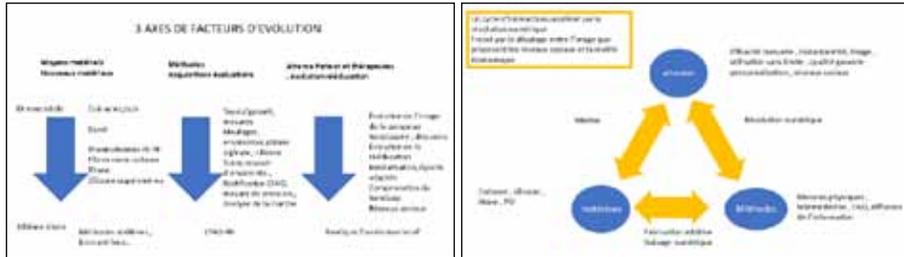
La mission de l'orthoprothésiste est de tirer parti des avancées technologiques pour les mettre au profit de ses patients. Cette mission englobe non seulement les connaissances technologiques, médicales, mais aussi les moyens de mises en œuvre pour atteindre l'efficacité, la traçabilité, la garantie de qualité.

L'orthoprothésiste doit aussi être à l'écoute de son patient dans son cadre social. Il doit en être un partenaire au cours d'un moment critique, plus ou moins long de sa vie.

1. ORTHOFIGA –VERN SUR SEICHE (35).

3 axes majeurs d'évolution :

- Moyens matériels technologiques, Nouveaux matériaux
- Méthodes Acquisitions évaluations
- Attente Patient et thérapeutes, évolution des thérapeutiques, Image du handicap, médiatisation



Résultats

L'impact de la révolution numérique :

Les patients, mais aussi les soignants, comparent facilement le monde réel de la consommation avec celui de la compensation du handicap. Les réalités économiques n'étant pas les mêmes (économie d'échelle) les frustrations sont grandes.

Les matériels orthopédiques n'évoluent pas aussi vite que la téléphonie....

Les réseaux sociaux alimentés par les médias mais aussi par les professionnels, offrent une image de progrès constant et de dépassement des limites = tout est possible.

Les patients se sentent autorisés à tout oser, à tout envisager, à tout nous demander. Ils souhaitent essayer tous les matériels, pratiquant parfois une forme de nomadisme marchand. Ils s'informent par eux-mêmes, zappant d'un site à l'autre, quitte à remettre en cause leurs propres thérapeutes.

Le numérique, c'est aussi plus d'efficacité professionnelle par la qualité des acquisitions biométriques et par une réduction de certaines tâches (robotisation).

Les outils de mesures objectifs, factuels vont continuer de se développer pour mesurer, quantifier le service rendu.

Le temps dégagé peut aussi être mis à profit pour plus de conseils, plus de temps thérapeutique. Ce temps plus efficace doit renforcer notre accompagnement des aidants (EHPAD, foyers de vie).

Le numérique nous permet de mieux communiquer à distance pour toucher des publics éloignés, isolés (travail avec les équipes mobiles).

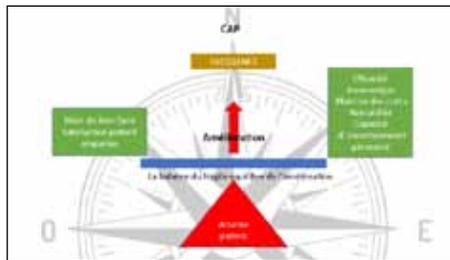
Mais le numérique ne rend pas le temps élastique, il nous permet simplement de déplacer des créneaux horaires vers d'autres tâches devenues essentielles aux yeux des patients.

Conclusion

Le fragile équilibre de l'amélioration

L'orthoprothésiste sera toujours tirailé par d'un côté son désir de satisfaire au mieux ses patients et de l'autre celui de conduire son entreprise ou son équipe vers une efficacité optimale et durable.

Le progrès se mesure dans le temps.



L'appareillage Orthopédique en 2021 : Un contexte en forte évolution !

Julien MOURET¹

Mots Clés : appareillage orthopédique, numérique, progrès.

Introduction

L'appareillage orthopédique se trouve depuis quelques années dans un contexte en forte évolution. En effet après la révolution des nouveaux matériaux et des techniques associées, ce fut l'arrivée du numérique avec la CFAO, les dispositifs mécatroniques, l'impression 3D. Les systèmes d'acquisition des données ont fait des progrès fantastiques : Scanner 3D, analyse de la marche, analyse des pressions...

Corps du résumé / Matériels et méthodes

Ces avancées doivent nous permettre de répondre aux besoins et aux exigences des patients qui à l'heure des réseaux sociaux sont plus que jamais renforcés.

Résultats

Parallèlement notre cadre réglementaire est modifié, RGPD et MDR font désormais partie de notre quotidien.

1. CHABLOZ Orthopédie – SEYSSINET-PARISSET (38).

Les conséquences de l'usage des nouveaux moyens techniques : perspectives et questionnements

Philippe FORGEAT¹

Mots Clés : Intelligence artificielle, valeurs.

Introduction

L'évolution du numérique dans la prothèse et l'orthèse et dans les métiers de la santé est fulgurante.

Corps du résumé / Matériels et méthodes

Laurent Alexandre médecin de formation et énarque dans son livre « La guerre des intelligences » écrit qu'il y a encore quinze ans, la réflexion sur l'intelligence artificielle était cantonnée à quelques cercles étroits de spécialistes et de chercheurs.

Pour le monde entier elle n'était qu'un thème de science-fiction où des machines plus ou moins hostiles entraient en interaction avec les humains d'un autre temps. De HAL 9000 dans 2001, l'Odyssée de l'espace à R2-D2 dans Star Wars, l'image du robot redoutable ennemi ou fidèle compagnon est depuis un incontournable des films d'anticipation.

Mais peu de monde n'imaginait que l'Intelligence Artificielle puisse devenir un objet contemporain, traversant l'écran pour atterrir dans notre vie réelle.

C'est à partir de ce tournant des années 2012-2013 que l'on est véritablement entré dans le monde de l'IA.

Un monde dans lequel l'homme rencontre pour la première fois une concurrence sérieuse. L'automatisation des tâches intellectuelles est inédite dans notre histoire.

Désormais les ordinateurs s'éduquent plus qu'ils ne se programment. Leur assiduité ferait passer les élèves les plus acharnés pour de poussifs cancrés...

L'IA a impacté notre métier et va continuer de progresser, elle ne se substitue pas seulement aux emplois peu qualifiés mais aussi à certains des plus qualifiés dont on pensait que la technique et la dimension relationnelle relevaient uniquement de l'homme.

1. AMBROIS ORTHOPEDIE – FONTAINE (38).

L'IA opérera mieux, analysera un scanner mieux que nous.

Il faut comprendre que l'IA n'est déjà plus une option que l'on pourrait choisir de décocher, elle est devenue indispensable.

Laurent Alexandre présente deux IA.

L'IA faible et l'IA forte.

L'IA faible est limitée au sens où elle effectue ce qu'on lui a appris à faire dans un domaine déterminé. Elle est puissante mais elle reste sous contrôle humain.

L'IA forte serait une intelligence surpuissante et qui aurait conscience d'elle-même, conscience au sens humain du terme. Elle pourrait développer son propre projet, échappant ainsi à ses créateurs.

L'IA faible est l'élément de réflexion immédiat.

Il est techniquement envisageable de pouvoir, dans un futur très proche, suivre l'ensemble d'une chaîne de réalisation d'appareillage depuis le scanner jusqu' à l'impression 3D ou l'usinage automatisé de l'appareillage.

Pierre Ancet, maître de conférences en philosophie, écrit dans son article, « Perspective philosophique et éthique : quelles sont les conséquences de l'usage des nouveaux moyens techniques ? » Il écrit que cette automatisation va profondément changer les métiers manuels où il y a création d'éléments, même si ces éléments sont individualisés par l'analyse d'une morphologie pour une adaptation la plus parfaite possible.

D'après Pierre Ancet, on ne parle plus ici de prolongement de l'action humaine, comme si un assistant suivait des directives émises par un professionnel, mais d'une réalisation automatisée, dont on a décomposé les différentes étapes avec suffisamment de finesse pour que sa qualité soit parfaite.

Dès lors, le professionnel voit son activité remplacée ou soumise au découpage des tâches qui permettront une meilleure efficacité de la machine.

Beaucoup se sont vus contraints d'appliquer de plus en plus des protocoles qui correspondent à ce découpage des tâches pour les automatiser. Ce qui conduit soit à remplacer l'action humaine, soit à la contraindre pour prendre des mesures plus fines, qui permettront ensuite à l'IA de mieux travailler.

Mais dans ce dernier cas, c'est le praticien qui devient l'assistant de l'IA et non l'inverse... (En tout cas, est-ce l'impression qu'il a ressentie).

A la limite, le praticien expert peut devenir un spécialiste du contrôle qualité, ce qui lui permettra de valider les processus permettant de déléguer de plus en plus aux machines. C'est une manière d'anticiper sur les changements et de participer à ceux-ci avec toujours en vue la plus grande efficacité pour le patient.

Mais dans ce cas, le professionnel doit être conscient du changement de nature de son travail.

Il peut être proactif dans le changement imposé par l'IA, il peut travailler avec elle, proposer de nouvelles manières d'agir, mais il lui faudra se demander si cela correspond toujours aux valeurs qui sont les siennes.

Pierre Ancet distingue en effet des valeurs de premier ordre (comme l'altruisme, la bienfaisance, l'honnêteté, la sincérité...) et des valeurs de second ordre (comme la compétitivité, l'efficacité, le respect des règles et normes standardisées).

Ces valeurs semblent bien distinctes, les premières donnant une direction que les secondes ne feraient qu'appuyer, comme des moyens en vue d'un but.

La difficulté apparaît quand les moyens sont érigés en valeurs premières et font oublier les buts altruistes.

Résultats

Peut-être que beaucoup de nos contemporains seront tentés, en voyant leurs idéaux leur échapper, de ne plus penser qu'à leur propre intérêt. La réalisation d'une action en cohérence avec ses aspirations (valeurs de premier ordre) est si difficile qu'on en vient à les oublier ; ou encore l'effort mis sur les moyens conduit peu à peu à transformer les moyens en des buts en soi (les valeurs de second ordre prennent alors toute la place).

Conclusion

Le travail doit être conçu comme la manifestation d'une puissance moyenne : on ne fera jamais dans sa vie que ce que l'on peut, avec les moyens dont on dispose à ce moment-là.

Devons-nous alors devant la montée en puissance de l'IA se questionner sur l'agir juste ?

Notre formation initiale est-elle prête ?

Devons-nous davantage anticiper la montée en puissance de l'IA ?

Bibliographie / Références

La guerre des intelligences. Docteur Laurent Alexandre. Livre éditions JC Lattès.

Perspective philosophique et éthique : quelles sont les conséquences de l'usage des nouveaux moyens techniques ? Pierre Ancet, Maître de conférences en philosophie.

La podo-orthèse : au croisement des chemins !

Serge MATHIS¹

Mots Clés : podo-orthèse.

Introduction

Comme tous les autres acteurs de l'Orthopédie mondiale, les Podo-Orthésistes sont confrontés à plusieurs facteurs, impactant grandement leur façon de travailler, et les appareillages fournis.

Les demandes des patients n'ont plus grand-chose à voir avec ce qui était fourni il y a 20 ans : le cahier des charges de l'Assurance Maladie a nettement évolué, permettant de réaliser des appareillages plus légers, et en utilisant des matériaux beaucoup plus modernes.

Corps du résumé / Matériels et méthodes

Les exigences des patients ont elles aussi nettement évolué : dans la mesure du possible, les patients ne souhaitent plus que leur handicap se voit par le plus grand nombre, et veulent donc des « chaussures » qui ressemblent à ce qui se fait dans le commerce.

Enfin, la mise à disposition de nouvelles techniques, de nouveaux matériaux, pour la réalisation de ces appareillages, a fortement contribué à atteindre, dans la majorité des cas, l'objectif précédent, lié aux attentes des patients. Nombre de podo-orthésistes recherchent parmi les matériaux et techniques disponibles de quoi réaliser des appareillages plus légers, plus technologiques ou plus adaptés aux habitudes quotidiennes.

Résultats

Mais tout ceci se heurte, pour l'heure, à la prise en charge par les organismes d'Assurance Maladie, puisque la tarification des articles distribués par les podo-orthésistes n'a pas bougé depuis le 01/10/2013, malgré les interventions incessantes

1. ORTHOPEDIE MATHIS – COLMAR (68).

de la Fédération, et les Mutuelles ne participent pas toujours à l'effort recherché (de même que certains podos-orthésistes ne s'engagent pas dans cette voie-là).

Conclusion

Tout cela augure donc d'un avenir certes plein d'espérance, mais qui nécessitera une adaptation certaine, avec des modifications de la prise en charge et du cahier des charges.

Les nouvelles technologies prothétiques : de l'imaginaire technopositif à la complexité du vécu quotidien appareillé

Valentine GOURINAT¹, Lucie DALIBERT², Paul-Fabien GROUD³

Mots Clés : Nouveautés technologiques, Imaginaires, Réalité, Conséquences, Déceptions.

Introduction

Cette présentation vise à analyser les conséquences que la médiatisation massive des nouveautés technologiques en termes d'appareillage prothétique, dans le champ des médias grand public (presse, documentaires télévisés, œuvres de culture populaire, etc), peut avoir sur le champ de la réadaptation fonctionnelle, notamment en termes d'imaginaires et d'attentes des patients vis-à-vis de leur appareillage.

Corps du résumé / Matériels et méthodes

Ces dernières années ont vu émerger une production croissante d'articles de presse et de reportages d'actualité autour des nouveautés technologiques en matière de dispositifs prothétiques. Les prothèses, notamment robotisées, estampillées sous le terme de "bionique", sont un sujet récurrent de l'actualité scientifique, et leurs promesses de réparation du corps sont déroulées dans les discours collectifs atteignant le grand public. Or, ces imaginaires et discours liés aux nouveautés technologiques en matière d'assistance au corps et à l'enchantement prothétique plus particulièrement (imaginaire futuriste et enthousiaste considérant la prothèse comme un objet miraculeux, qui non seulement répare le corps, mais plus encore, l'amènerait sur la voie de l'augmentation), ont un certain nombre de retentissements sur les parcours de soins et les attentes des patients.

L'objet de cette communication est de présenter les conséquences principales de ces discours technopositifs, tant sur les patients eux-mêmes (en termes d'attentes et de déceptions, notamment), que sur les soignants et prothésistes (dans le cadre de leurs relations avec leurs patients, vis-à-vis des propositions d'appareillage qu'ils peuvent apporter face aux attentes de ces derniers), ou encore l'entourage personnel

1. S2HEP - Université Claude Bernard Lyon 1 – ITTENHEIM (67).

2. S2HEP - Université Claude Bernard Lyon 1 – VILLEURBANNE (69).

3. S2HEP - Université Claude Bernard Lyon 1 – LYON (69).

des usagers (en termes de compréhension de la situation, et de stigmatisation tout particulièrement).

Nous appuierons nos propos sur de précédents travaux universitaires se basant sur des observations et entretiens semi-directifs menés auprès de personnes amputées appareillées et de soignants, ainsi que sur des analyses textuelles et iconographiques menées sur une série de productions médiatiques (presse, documentaires, films, etc).

Résultats

Nous montrerons comment ces productions discursives et iconographiques contribuent à construire une forme d'«enchantement prothétique» qui peut générer une certaine confusion / méconnaissance de la situation prothétique et ses enjeux chez le grand public et entraîner des attentes chez les patients, auxquelles les prothèses ne peuvent pas répondre.

Conclusion

Les imaginaires et représentations collectives, loin de n'être qu'une donnée relevant du domaine populaire, peuvent avoir un véritable impact tant chez les patients que chez leur entourage, et conduire à des difficultés, voire des conflits, dans la prise en charge réadaptationnelle ; mais peuvent aussi jouer dans une certaine mesure sur les orientations à venir de la R&D dans le monde de l'appareillage. Aussi, il nous semble important de ne pas sous-estimer ces aspects dans une réflexion plus globale sur la transformation du champ prothétique et ses conséquences sur les formes de prises en charge à venir.

Bibliographie / Références

- Dalibert L. (2015). «Remarquables, mais non (re-)marqués : Le rôle du genre et de la blanchité dans les représentations des corps technologisés», *Poli - Politique de l'Image*, 10, pp. 50-59.
- Goffette J. (2017). «Prosthetic dreams: “Wow Effect”, mechanical paradigm and modular body – prospects on prosthetics». *Sport in Society*, Taylor & Francis (Routledge), 21 (4), pp.705 - 712.
- Gourinat V., (2020) « From Disability to Enhancement : Paradoxical Representations of Prosthetic Bodies in the Media Discourse », in Butnaru Denisa (dir.), *Medial Bodies, from Fiction to Faction*, Transcript Verlag.
- Gourinat V., Groud PF. Jarrassé N., (2020) « L'ambivalence de l'enchantement prothétique contemporain », in Gourinat V., Groud P-F., Jarrassé N. (dir), *Corps et prothèses*, Grenoble, PUG.
- Gourinat V. Groud PF. (2018) « Le corps amputé n'est pas réparable. Approches anthropologiques et critiques du discours contemporain sur l'enchantement prothétique », in Carpigo et al., *Corps meurtris, beaux, subversifs : réflexions transdisciplinaires autour des modifications corporelles*, Nancy, PUL.

- Gourinat V. (2017) « La prothèse comme promesse de réparation du corps amputé : du discours à l'expérience », in Lindenmeyer Cristina (dir.), *L'humain et ses prothèses : Savoirs et pratiques du corps transformé*, Paris, CNRS Editions, pp.155-170.
- Gourinat V. (2016) « Nouvelles technologies prothétiques et paradigme de l'homme augmenté : quel impact auprès des personnes appareillées ? », in *De l'être humain réparé à l'être humain augmenté : quels impacts sur l'individu et la société ?*, Éditions Médecine et Hygiène.
- Moser Ingunn (2006) Disability and the Promises of Technology : Technology, Subjectivity and Embodiment within an Order of the Normal. *Information, Communication and Society*, 9(3): 373-395.
- Winance M. (2003). Pourriez-vous être politiquement correct lorsque vous parlez des personnes handicapées ? Sur la force des discours dans le champ du handicap, *Handicap – Revue de sciences humaines et sociales*, 97, CTNERHI, pp.54-70.

Les enjeux de la relation soignant-soigné sur les processus d’appropriation de la prothèse : tensions, collaborations, évolutions

Paul-Fabien GROUD¹, Valentine GOURINAT², Lucie DALIBERT³

Mots Clés : Relation de soins, Appareillage, Exigences, Conflits.

Introduction

Au-delà de la dimension médicale et technique de la prise en charge du patient amputé, c’est tout un équilibre relationnel qui détermine le succès d’une remise en mouvement d’un corps amputé grâce à la prothèse. Malgré un appareillage bien calibré et une prise en charge médicale sans faille, une mauvaise compréhension des besoins implicites de la personne, de ses possibilités, aspirations et attentes personnelles, tant en termes d’appareillage que de suivi, peut conduire au long terme à un délitement de la relation thérapeutique et du rapport à l’appareillage.

Corps du résumé / Matériels et méthodes

La relation de soins entre la personne amputée et ses accompagnants, qu’ils soient médicaux ou paramédicaux, peut être source tant de collaborations que de tensions, de divergences et d’exigences, entre les différents acteurs en présence. Les métiers de la réadaptation doivent relever le défi de la singularité de chacun des patients et de leurs situations et problématiques spécifiques et personnelles, décisives dans la façon dont se déroulera le parcours de soins, l’appropriation de l’appareillage, et son usage satisfaisant sur le long terme.

Mais ces dernières années, ce sont de nombreux changements fondamentaux qui viennent bousculer la prise en charge et l’appareillage des personnes amputées : changement structurels des institutions médicales et de leurs conditions de prise en charge, changement des profils patients, évolution des techniques d’appareillage et des types de prothèses, changement des attentes des usagers et de leur posture dans leurs parcours de soins, etc.

1. S2HEP - Université Claude Bernard Lyon 1 – LYON (69).

2. S2HEP - Université Claude Bernard Lyon 1 – ITTENHEIM (67).

3. S2HEP - Université Claude Bernard Lyon 1 – VILLEURBANNE (69).

Tout ceci se ressent sur la manière dont les patients expriment leurs besoins, s'approprient leur appareillage, et se sentent compris ou accompagnés par l'équipe médicale et para-médicale.

Cette communication se penchera plus particulièrement sur les enjeux relationnels de cette collaboration soignants-soignés, notamment au travers de ses points de tension et d'achoppement, ses divergences, mais aussi ses collaborations possibles. Dans quelle mesure le déroulement de cette relation peut-elle avoir des conséquences sur le port de l'appareillage et son appropriation, tout particulièrement dans le contexte contemporain ?

Nous appuierons nos propos sur des données recueillies dans le cadre d'observations menées au sein de plusieurs centres de réadaptation ces dernières années, ainsi qu'au travers de nombreux entretiens menés tant avec les professionnels de la réadaptation, que des patients amputés et des usagers de prothèses de membre. Il s'agira de souligner les enjeux et l'importance de la relation thérapeutique, face à l'évolution de la prise en charge prothétique et aux révolutions des pratiques.

Résultats

Nous verrons dans quelle mesure les dimensions non-techniques et non-médicales de la prise en charge thérapeutique peut jouer sur les possibilités d'appareillage et d'usage de la prothèse au long terme, et combien la prise en compte par chacun de l'évolution du contexte de soin ainsi que du cadre social des personnes amputées peut changer la donne dans ce cadre.

Conclusion

Le monde du soin et de la réadaptation fonctionnelle change, à la fois par ses évolutions technologiques et le basculement du contexte social environnant, mais la notion de relation interpersonnelle qui lie le patient amputé avec ses accompagnants médicaux et paramédicaux (et tout particulièrement le prothésiste), reste toujours essentielle et centrale dans les possibilités de succès de la prise en charge fonctionnelle et de l'appropriation d'un appareillage prothétique.

Bibliographie / Références

- Benaroyo, L. (2010). Éthique et herméneutique du soin. Dans : L. Benaroyo et al. (dir.), *La philosophie du soin: Éthique, médecine et société*, pp. 23-36.
- Drapéri, C. (2010). Narration, soin et accompagnement : accéder au monde de l'autre. Dans : L. Benaroyo et al. (dir.), *La philosophie du soin: Éthique, médecine et société*, pp. 37-55.
- Ehrler S., Gourinat V., « Problématiques thérapeutiques et éthiques liées à l'appareillage du membre amputé », in Thiel M.-J. (dir.), *Les enjeux éthiques du handicap*, Presses Universitaires de Strasbourg, octobre 2014, p. 347-359.

- Gourinat V. (à paraître), “Apprentissage et appropriation de la prothèse de membre : préparer le corps, apprivoiser la technologie, développer des savoirs pour toute une vie”, in ALTER - Revue Européenne sur le Handicap (dossier spécial à paraître en 2021).
- Groud PF. (2019), “Appréhender la vie après l’amputation : expériences corporelles, prothétiques et du handicap”.
- Cultures-Kairos*, Maison des sciences de l’homme Paris Nord.
- Groud PF. (2019), “Complexité du rapport corps/prothèse : potentialités, limitations et face cachée”. *L’humain et ses prothèses*, CNRS Éditions, pp.171-186
- Louzeau P., Marsick A., Groud PF. (2019), « Inclure les savoirs expérientiels pour améliorer la relation de soin et la formation des professionnels de santé », *Vie sociale*, vol. 25-26, no. 1-2, 2019, pp. 291-302.
- Murray CD. (2005) The social meanings of prosthesis use, *Journal of Health Psychology*, n° 10, pp. 425-441.
- Murray CD. (2009). Being like everybody else : the personal meanings of being a prosthesis user », *Disability and Rehabilitation*, 31(7), pp. 573-581.
- Winance M. (2003). Pourriez-vous être politiquement correct lorsque vous parlez des personnes handicapées ? Sur la force des discours dans le champ du handicap, *Handicap – Revue de sciences humaines et sociales*, 97, CTNERHI, pp.54-70.

Horizon 2030 : Vision d'évolution des métiers de l'appareillage orthopédique

Jules REVAIS¹

Mots Clés : appareillage orthopédique, évolution.

Introduction

Les métiers de l'appareillage orthopédique ont évolué depuis une centaine d'années pour s'adapter aux contextes. Historiquement basé sur un système d'artisanat, composé de façonniers travaillant le bois, le dural, la profession a accéléré sa mutation depuis 2 décennies.

En effet, la transition numérique des métiers, les nouvelles technologies associées, ainsi que les contraintes actuelles et futures vont forcer les différents corps de métiers gravitant autour de l'appareillage à se réinventer. Les systèmes de prise en charge devront également être repensés pour être en adéquation avec les attentes des patients.

Corps du résumé / Matériels et méthodes

Nous proposons une vision du métier d'orthoprothésiste vers 2 spécialisations :

- **Orthoprothésiste rééducateur** : né de la fusion de rééducateurs (kinésithérapeutes, ergothérapeutes) et des orthoprothésistes, cette nouvelle profession universitaire aurait la charge du patient pendant toutes les phases de l'appareillage (analyse clinique, thérapie, prise de mesure, essai de l'appareillage, rééducation...) et aurait un véritable rôle de tandem avec les médecins MPR,
- **Ingénieur orthoprothésiste** : Une spécialisation d'ingénieurs biomécanique et d'ingénieurs produit avec des compétences en appareillage orthopédique. Ils participent au développement des nouveaux appareillages et outils numériques pour aider les orthoprothésistes rééducateurs dans leur travail. Ils seraient également responsables des centres de fabrication des appareillages orthopédiques.

La dématérialisation de la conception permettra de séparer les centres d'appareillage et rééducation des centres de production.

1. CHABLOZ Orthopédie – SEYSSINET-PARISSET (38).

Résultats

Un comité de pilotage pourrait également voir le jour afin de gérer l'évolution des techniques d'appareillage et de s'assurer de l'accès et la prise en charge des nouvelles innovations plus rapidement pour les patients.

Ce comité serait composé de MPR, Orthoprothésistes rééducateurs, ingénieurs orthoprothésistes, organismes payeurs et sociétés savantes).

Conclusion

Cette révolution serait également accompagnée d'une formation du corps médical (médecins MPR, chirurgiens...) aux nouvelles techniques d'appareillage en étroite collaboration avec les organismes payeurs.

Le contexte, les outils et les contraintes changent la profession et vont indéniablement continuer à la changer dans les années à venir. Nous ne devons pas subir ce changement mais au contraire en être acteurs et anticiper ce que sera l'orthopédie du futur.

L'appareillage de l'amputé en France : de la médecine de ville au centre expert, chacun a sa place !

Dr Noël MARTINET¹, Pr Jean PAYSANT¹

Mots Clés : appareillage en France.

Introduction

Dans le cadre de la réforme sur le financement des SSR en 2022, « la prise en charge des patients amputés, appareillés ou non en établissement SSR expert » sera reconnue comme une activité d'expertise et donc éligible à un financement spécifique prévu dans le nouveau modèle de financement. De façon à assurer un traitement homogène sur l'ensemble du territoire, les activités d'expertises ont fait l'objet d'un cahier des charges national spécifique définissant les objectifs et les missions, les indications, le positionnement dans l'offre de soins et les conditions techniques de fonctionnement.

Corps du résumé / Matériels et méthodes

Les centres experts n'ont pas pour vocation de traiter tous les patients amputés. Comment sera structurée la prise en charge des amputés en France ? Quelle place pour la pratique hors centre, en centre SSR avec autorisation locomoteur, en centre SSR expert amputé ? Fabrication en atelier intégré ou en atelier externalisé ? Prothèse de traitement ou prothèse de vie ?

Résultats

L'Instruction N° DGOS/MSSR/DGS/DSS/2021/78 du 2 avril 2021 présente le cahier des charges de l'activité d'expertise en appareillage.

Conclusion

Cette présentation a pour but d'apporter des éclaircissements sur ce cahier des charges.

1. Centre Louis Pierquin – NANCY (54).

Thème spécial :
Sports et appareillage :
le Parasport et ses enjeux

Responsables du thème :
François GENÊT, Eric LAPEYRE

Performance para-sportive en fauteuil roulant manuel : présentation d'une approche numérique afin d'améliorer la compréhension des effets des réglages et leur optimisation

Christophe SAURET¹, Jade LOISEL², Yoann POULET¹,
Théo ROUVIER², Emeline SIMONETTI¹, Samuel HYBOIS²,
Hélène PILLET², Joseph BASCOU¹

Mots Clés : Fauteuil roulant manuel, optimisation numérique, parasport.

Introduction

Le fauteuil roulant manuel (FRM) est un dispositif d'assistance à la mobilité, d'apparente simplicité dans sa conception et dans son adaptation à son utilisateur. S'il permet de redonner une certaine autonomie à son utilisateur, plus des deux tiers des utilisateurs rapportent des douleurs ou des blessures aux membres supérieurs, et en particulier au niveau de l'épaule. Or la mauvaise adaptation de la configuration du FRM à son utilisateur pourrait être un facteur déterminant dans l'apparition de ces troubles musculo-squelettiques des membres supérieurs.

Le développement du parasport, quel que soit le niveau de pratique, est encouragé pour les bienfaits qu'il procure tant sur les plans physiques que psychologiques. Dans les sports pratiqués en FRM (athlétisme, basket-ball, rugby, tennis de table, badminton, tennis, etc), le sportif doit s'exprimer au travers de son FRM. Pour cela, la configuration du FRM joue un rôle crucial, à la fois sur la performance et sur les risques de blessures, notamment au niveau des épaules. La configuration optimale doit donc prendre en compte les caractéristiques des sportifs, mais également les spécificités des actions motrices à améliorer qui varient en fonction des sports. Cependant, optimiser les réglages des FRM n'est pas chose aisée et fait l'objet de préoccupations très importantes de la part des sportifs et des entraîneurs. En effet, une enquête réalisée en novembre 2018 par la Fédération Française Handisport auprès de 81 sportifs et entraîneurs de haut niveau a montré que 42% des sportifs et 57% des entraîneurs considéraient les réglages des FRM comme une source de questionnements réguliers. Ceci s'explique par le fait qu'il existe de nombreux

1. INI-CERAH – CRETEIL (94).

2. ENSAM-IBHGC – PARIS (75).

réglages possibles, souvent interdépendants entre eux, et qu'ils agissent sur différentes composantes de la performance («réactivité», «roulage», «manœuvrabilité», «stabilité», selon les termes consacrés par le monde sportif).

Etant donné la multiplicité des réglages possibles et de leurs interactions, les approches essais-erreur trouvent rapidement leurs limites par impossibilité de tester l'ensemble des configurations possibles. A l'inverse, les démarches de modélisation et de simulation numérique (beaucoup moins limitée en terme d'engagement pour le sportif) pourraient participer à guider les sportifs et entraîneurs à appréhender l'effet des réglages et à trouver une configuration optimale de FRM en fonction du sport et du sportif. Cependant, ces démarches restent jusqu'alors limitées.

L'objectif du présent résumé est de présenter une telle démarche et les sous-basements nécessaires à une telle approche.

Corps du résumé / Matériels et méthodes

La base de l'approche repose sur une modélisation du système {sportif+ FRM}. Etant donné l'objectif, ce modèle numérique doit être paramétrable à partir des caractéristiques à la fois du FRM et des sportifs. Différentes approches peuvent se présenter pour cette modélisation : réseaux de neurones, réseaux bayésiens, ou modélisation mécanique et biomécanique. Le défaut des premières méthodes, basées sur les statistiques, est qu'elles nécessitent préalablement une quantité très importante de données expérimentales pour construire les relations mathématiques entre les différents paramètres. Les modélisations mécaniques et biomécaniques sont plus laborieuses à mettre en œuvre mais les relations sont explicites permettant de comprendre les mécanismes sous-jacents relevant de l'effet des caractéristiques des sportifs et des FRM. Nous avons donc choisi cette approche.

Le fonctionnement de la méthode d'optimisation numérique des réglages des FRM consiste alors à simuler la propulsion à partir des caractéristiques des sportifs et des FRM à travers le modèle mécanique et biomécanique. Pour cela une procédure de synthèse de mouvement est mise en œuvre, et nous avons choisi une approche de commande optimale avec une méthode de collocation directe. Cette méthode permet de générer l'évolution temporelle des couples articulaires du tronc, des épaules et des coudes permettant de faire avancer le FRM en respectant des consignes de vitesse moyenne et en minimisant l'intégrale des couples articulaires sur la durée nécessaire pour réaliser la tâche locomotrice, par exemple.

Le modèle étant paramétrable à partir des caractéristiques du FRM et du sportif, il est nécessaire de pouvoir décrire ces caractéristiques dans un formalisme adéquat par rapport au modèle mécanique et biomécanique. Pour le FRM, il est ainsi nécessaire de pouvoir décrire à la fois la géométrie du FRM mais également les propriétés massiques et inertielles des différents composants. Pour cela, il était tout d'abord nécessaire de standardiser la méthode de description de la géomé-

trie, puis de développer des méthodes expérimentales de détermination de ces caractéristiques. Pour le sportif, les choses sont plus complexes puisqu'il s'agit de pouvoir caractériser la chaîne cinématique (longueurs segmentaires, amplitude de mouvement maximum, etc), les propriétés massiques et inertielles des segments, mais également les propriétés musculaires (couples maximum, relations couples/angles/vitesses, délais d'activation/désactivation, etc). Des méthodes sont alors à développer pour identifier ces propriétés avec un minimum d'investissement requis pour le sportif.

Les caractéristiques du mouvement à optimiser doivent également pouvoir être mesurées au préalable. En effet, les procédures d'optimisation nécessitent la connaissance d'un jeu de données initial à partir duquel est lancée la procédure d'optimisation. La plupart des méthodes d'optimisation étant basée sur la recherche d'un minimum local, il est important que la solution initiale ne soit pas trop éloignée de la solution idéale. La détermination des caractéristiques principales des mouvements à optimiser est donc également nécessaire.

Enfin, un indicateur de performance doit être extrait du résultat de la simulation. Cet indicateur va alors être utilisé comme fonction coût (également nommée fonction objectif) qu'il va s'agir de minimiser/maximiser à travers une boucle d'optimisation sous contrainte modifiant à chaque itération les réglages du FRM. La fonction objectif peut être de maximiser la vitesse moyenne, minimiser les couples articulaires, etc, ou des fonctions mixtes intégrant des coefficients pour pondérer différents sous-objectifs.

Conclusion

Au final, si l'approche numérique est séduisante car elle pourrait permettre de minimiser le temps investi par les sportifs pour optimiser leur FRM, de nombreux travaux scientifiques, notamment expérimentaux, restent à accomplir. La réalisation de l'ensemble de ces travaux préalables à un bon fonctionnement de l'algorithme d'optimisation des réglages des FRM ouvre cependant de nouvelles perspectives pour l'optimisation de l'adaptation des aides techniques à leur utilisateur, que ce soit pour l'activité sportive, mais également pour la vie quotidienne.

Regards croisés clinicien - ingénieur pour améliorer la reprise de la course à pied chez l'amputé de membre inférieur.

Intérêt d'un protocole personnalisé ?

Dr Marie THOMAS-POHL¹, Dr Christophe SAURET²

Mots Clés : amputé membre inférieur, course à pied, lame.

Introduction

La reprise d'une activité sportive chez le patient en situation de handicap permet à la fois de lutter contre la sédentarité et les pathologies qui en découlent (cardio-vasculaire, ostéo-articulaire) [1] mais est aussi un tremplin à la reconstruction, à la reprise d'une vie sociale et l'amélioration de la qualité de vie.

Chez l'amputé de membre inférieur, de nombreuses activités sportives sont possibles, avec ou sans adaptation de l'appareillage. La course à pied nécessite l'acquisition d'une lame de course (et donc son financement), une rééducation spécifique à l'utilisation de celle-ci et un environnement favorable à la pratique de cette activité sportive. Cette prothèse est individuelle et adaptée à chaque patient (forme, épaisseur, longueur dépendent du poids, de la taille et du niveau d'activité du patient). Elle permet des performances sportives proches de la personne valide.

La rééducation est jusqu'alors analytique et fonctionnelle, globale (travail des amplitudes de hanches, renforcement musculaire proximal des membres inférieurs et du tronc, proprioception, réentraînement cardio-vasculaire à l'effort), et spécifique (travail des appuis, gammes d'athlétisme, ...). Elle reste hétérogène.

Quels sont les freins à la reprise de la course à pied appareillée chez les patients ? Est-ce qu'une prise en charge personnalisée technico-rééducative permettrait d'améliorer cette pratique ?

L'objectif de ce projet est donc d'évaluer les freins à la reprise de la course appareillée et d'évaluer un processus technico-rééducatif personnalisé. L'hypothèse est qu'un travail spécifique individuel, basé dans le choix de la prothèse et la mise en

1. HIA Percy – CLAMART (92).

2. CERAH – INI – CRETEIL (94).

œuvre de la rééducation, issue d'une réflexion pluridisciplinaire, paraît pertinent et bénéfique à la reprise de la course à pied chez l'amputé.

Corps du résumé / Matériels et méthodes

Etude monocentrique prospective en deux temps :

- questionnaire d'évaluation des freins à la reprise de la course à pied appareillé
- mise en place et évaluation d'un processus personnalisé

Les patients recrutés sont suivis conjointement par l'équipe de Médecine Physique et de Réadaptation de l'Hôpital d'Instruction des Armées Percy et celle du Centre d'Etudes et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés de l'Institution Nationale des Invalides. Le choix de la lame de course se fait selon les caractéristiques et projet de vie du patient. Les patients inclus sont majeurs, appareillés en prothèse définitive avec pied de classe 3, qui ont identifié un frein technico-rééducatif à la reprise de la course. La visite d'inclusion détaille le bilan articulaire et musculaire (examen clinique, dynamomètre, évaluation de la stabilité du tronc et de l'équilibre). L'apprentissage à la course à pied appareillée se déroule de façon collective sur 1 semaine. Les patients sont revus 6 semaines plus tard pour évaluation clinique et quantifiée par analyse quantifiée de la course à pied à l'aide d'un système Vicon et plateformes de force. Les données recueillies portent sur les paramètres spatio-temporels, cinématiques de la course à pied, et les efforts au sol et leur point d'application ; ainsi que la caractérisation de la déformation de la lame. Un staff multidisciplinaire (orthoprothésiste, kinésithérapeute, médecin, ingénieur chercheur) à l'issue des mesures identifie les défauts de course et met en place des propositions d'amélioration (réglages, alignements, rééducation, ...). Les patients sont ensuite revus tous les 3 mois sur 9 mois pour bilan clinique et analyse quantifiée de la course à pied. Le questionnaire initial est de nouveau rempli à la visite finale.

Dossier en cours auprès du Comité de Protection des Personnes.

Résultats

La recherche d'un appui lame ciblé en phase d'appui permet une restitution d'énergie optimale de la lame carbone. Le travail conjoint de l'orthoprothésiste (par le réglage et les alignements), de l'équipe de médecine physique et de réadaptation (médecin, kinésithérapeute, ...) et de l'ingénieur chercheur (par la caractérisation de la déformation et du point d'application de la force de réaction au sol au cours du cycle de marche) semble donc séduisant.

Conclusion

Ce regard croisé entre cliniciens et ingénieurs pour la mise en place d'un processus personnalisé devrait permettre d'améliorer la reprise de la course à pied appareillée.

Bibliographie / Références

1. Bragaru M, Dekker R, Geertzen JH, Dijkstra PU. Amputees and sports: a systematic review. *Sports med.* 2011;41(9):721-40.

Haute performance en tennis fauteuil : un exemple de recherche appliquée

Joseph BASCOU¹, Christophe SAURET¹, Pr Patricia THOREUX²,
Pr François LAVASTE³, Pr Hélène GOUJON³

Mots Clés : fauteuil roulant manuel, tennis fauteuil, biomécanique.

Introduction

Outre les effets positifs recensés sur la socialisation, l'image de soi et la santé, la pratique sportive renforce les conditions physique et psychique et l'athlète, car la performance recherchée nécessite l'utilisation poussée de ses capacités. Mais dans de nombreux domaines sportifs, l'équipement utilisé et son adéquation à l'athlète sont des facteurs importants de cette performance. Dans la pratique sportive en fauteuil roulant, ce dernier est l'élément qui permet la mobilité ou la stabilité de l'athlète, il revêt donc une importance majeure dans la performance, plus encore dans un sport comme le tennis fauteuil, où le déplacement est primordial.

Constitué de plusieurs pièces de géométrie et propriétés mécaniques différentes, en mouvements les unes par rapport aux autres, le fauteuil roulant du sportif peut présenter un éventail important de configurations. Chaque réglage d'une configuration aura une influence sur le comportement du fauteuil roulant : déplacements en ligne droite, en rotation, stabilité (Medola et al., 2014).

Adapter les réglages pour maximiser la performance d'un athlète pour un sport donné se heurte alors à deux obstacles. La première difficulté est de prioriser les éléments à maximiser ou minimiser : capacité d'accélération du joueur, facilité à entrer en rotation, facilité à se propulser, etc. ? La deuxième problématique est qu'un réglage du fauteuil a souvent plusieurs conséquences sur son comportement : améliorer le confort de propulsion peut entraîner un mouvement de balancement du fauteuil, améliorer la rotation peut réduire la force de frappe.

Les travaux suivants s'inscrivent dans une démarche menée au cours d'une thèse de science (Bascou, 2012) pour optimiser la performance d'un sportif tennis fauteuil de niveau mondial.

1. CERAH, Institution nationale des Invalides – CRETEIL (94).

2. Hôpital Hôtel-Dieu – PARIS (75).

3. Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, ENSAM – PARIS (75).

Corps du résumé / Matériels et méthodes

Stéphane Houdet, médaillé d'or en double et d'argent en aux JOP de Pékin 2008 et son fauteuil ont été sollicités pour cette étude. Une analyse de la tâche a été effectuée pour identifier les points d'amélioration à apporter : les causes des points gagnants/perdants lors des JOP de Pékin ont été classées par catégorie d'amélioration (« j'ai été trop lent à démarrer », « je n'ai pas pu m'orienter vers la balle assez rapidement », « j'étais fatigué en fin de match », etc., puis exprimées en termes mécaniques : « maximiser l'accélération », « modifier la capacité de rotation », « réduire les pertes d'énergies », etc. Pour chaque volet, la liste des réglages influençant le paramètre identifié a été établie par analyse bibliographique, par modélisation mécanique ou expérimentation. Des expérimentations complémentaires ont été menées lorsque qu'un compromis entre les réglages étaient nécessaires. Les mises en place de réglages jugés optimaux sur le fauteuil actuel, ainsi que sur un fauteuil idéal, ont enfin été étudiées.

Résultats

Quatre thématiques sont ressorties de l'analyse de la tâche, avec les résultats suivants :

- Limiter la fatigue en fin de match : utilisation de la modélisation mécanique et expérimentation de diverses roues pour minimiser les pertes d'énergies dans la résistance au roulement. Au final, le diamètre des roulettes avant et leur épaisseur ont été augmentés, leur matériau modifié.
- Obtenir une meilleure efficacité de propulsion : par étude bibliographique et optimisation expérimentale, un compromis entre la stabilité de propulsion, le confort de propulsion a été proposé, en avançant légèrement le siège du fauteuil (Bascou et al., 2015).
- Obtenir une bonne maniabilité directionnelle, sans perturber la frappe de balle : par modélisation mécanique et expérimentations, un compromis a été trouvé en avançant légèrement le siège. L'utilisateur peut par ailleurs se pencher en avant pour sortir de la rotation. Enfin un système de rattrapage de jeu dans les grandes roues a été développé.
- Obtenir une meilleure frappe de balle : expérimentalement, une position plus ouverte de la position d'assise a été conseillée, pour faciliter le mouvement tronç/bassin.

Discussion

Les travaux ont ainsi combiné l'analyse de la littérature, la modélisation mécanique, l'étude expérimentale et la conception mécanique pour proposer des améliorations au fauteuil, adaptées au style de jeu de S.Houdet.

Les limites de ce travail étaient que les moyens matériels limités ont empêché de modifier la structure du châssis, bloquant la possibilité d'inclure des réglages plus avancés.

Conclusion

Les travaux menés ont conduit à une meilleure compréhension des mécanismes en jeu dans différentes tâches de jeu, permettant ainsi au sportif de choisir de façon plus objective les réglages les plus adaptés à son style de jeu, effectuant les compromis nécessaires. Un partenariat industriel a permis de mettre en œuvre des modifications plus profondes du châssis du fauteuil, par la suite. Les travaux menés sur le fauteuil sportif et les méthodes développées ont par ailleurs permis d'améliorer la compréhension des fauteuils roulants de la vie courante, ouvrant la voie à une meilleure adaptation du fauteuil à son utilisateur et son environnement.

Bibliographie / Références

- Bascou J. Analyse biomécanique pour la compréhension et l'amélioration du fauteuil roulant dans son application au tennis de haut niveau. Thèse. Ecole nationale supérieure d'arts et métiers - ENSAM, 2012. Français.
- Bascou J, Sauret C, Pillet H, Bonnefoy A, Thoreux P, Lavaste F. Evolutions of the wheelchair user's centre of mass and centre of pressure according to the seat fore-aft position during sprinting: a case study of an elite wheelchair tennis player. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2012;15 Suppl 1:210-1.

Handicap moteur et activité physique : un entraînement numérique à destination des patients

Léo BARASSIN¹, Céline BONNYAUD², Laura HORNAC²,
Ayoub BOUCHAYA¹, Thomas GANDOIS³, Pr François GENET²

Mots Clés : Application numérique, Handicap, Fonction motrice, Activité physique, Auto-Rééducation.

Introduction

L'entraînement régulier des capacités motrices est recommandé pour les personnes atteintes de pathologies neurologiques avec troubles moteurs. Cela concerne aujourd'hui plusieurs millions de personnes en France, c'est un enjeu majeur de santé publique, avec le vieillissement de la population pathologique. Néanmoins, face au manque d'offres adaptées, ces personnes sont confrontées à une restriction de leurs activités motrices. Lorsqu'elles n'abandonnent pas leurs rééducations, certaines personnes atteintes de pathologies neurologiques chroniques se tournent vers des applications grand public, non adaptées aux déficits, ce qui les rend difficilement utilisables.

Corps du résumé / Matériels et méthodes

Dans ce contexte, un outil numérique d'auto-entraînement destiné aux personnes en situation de handicap moteur d'origine neurologique est développé.

Résultats

L'objectif est d'accompagner ces personnes vers une amélioration ou un entretien de leurs capacités motrices et la pratique d'une activité physique, en toute indépendance avec un outil adapté aux besoins, évolutif et accessible à tous. Cette démocratisation de l'accessibilité à l'entraînement guidé apparaît opportune dans le contexte sanitaire actuel.

1. Institut de Santé Parasport Connecté (ISPC) Synergies – GARCHES (92).

2. Hôpital Raymond Poincaré – GARCHES (92).

3. Université Paris-Saclay – GARCHES (92).

Activité Physique et Personne en situation de handicap : de la prévention secondaire à la prévention primaire

Pr François GENET¹

Mots Clés : Activité Physique, handicap, prévention.

Introduction

L'augmentation de l'espérance de vie et de la qualité de vie des personnes en situation de handicap induit l'urgence de réflexions que nous devons mener sur les modalités de prévention primaire contre les maladies notamment celles inhérentes au vieillissement, la sédentarité et l'obésité. La lutte contre ces fléaux devient donc un enjeu majeur de santé publique pour cette population qui doit rester actrice de sa prise en charge.

Corps du résumé / Matériels et méthodes

L'activité physique et sportive n'est donc plus seulement un traitement de prévention secondaire (se reconstruire par le sport, gagner en autonomie, ...) voire tertiaire (éviter la récurrence de la maladie qui a créé le handicap) mais devient un des acteurs clé, donc de prévention primaire, pour le « bien vieillir » de cette population.

Résultats

Même si cet enjeu est reconnu, les modalités de mise en application sont complexes tant la singularité de chacune des personnes en situation de handicap génère des difficultés afin d'établir des recommandations de mise en capacité de pratique et de suivi. Comme tout pratiquant le sait, le sport peut également être pathogène et il est majeur de se préserver de toute blessure qui pourrait induire avec le temps qui passe un « sur handicap ».

1. Unité Péri Opératoire du Handicap (UPOH) – GARCHES (92).

Conclusion

C'est de ces sujets d'activité physique et de parasport que doivent s'approprier les professions de santé afin de participer au développement de la médecine préventive, véritable enjeu de santé publique dans notre pays.

Communications libres

Responsables du thème :
Frédérique PETIT, Jean REDOUX, Sophie POURRET

Regards socio-anthropologiques sur les processus d'appropriation et les usages de la prothèse de membre

Lucie DALIBERT¹, Paul-Fabien GROUD², Valentine GOURINAT³

Mots Clés : Prothèse, Appropriation, Sciences Humaines et Sociales, Vécu des usagers.

Introduction

Cette intervention présentera les enjeux de l'étude APADiP (2020-2023), et proposera une analyse socioanthropologique des dimensions non-techniques et non-médicales (vécu personnel, relations interindividuelles, situations environnementales, etc.) dans les processus d'appropriation de l'appareillage prothétique.

Corps du résumé / Matériels et méthodes

Au cours de leur réadaptation fonctionnelle, après leur retour à domicile, ou tout au long de leur parcours de vie, les personnes amputées appareillées peuvent rencontrer un certain nombre de difficultés liées à la prothèse, entraînant des douleurs, des contraintes, des déceptions. Ces difficultés peuvent conduire certains des patients pris en charge à moins porter leur appareillage une fois rentrés chez eux, voire à ne plus le porter du tout sur le moyen ou le long terme. Ces usages prothétiques plus compliqués, plus restreints, peuvent à leur tour amener des souffrances ou un rejet psychologique de l'appareillage de la part des personnes concernées.

L'étude APADiP (Amélioration des Parcours d'Appropriation des Dispositifs Prothétiques) est une recherche en sciences humaines et sociales, en cours depuis 2020, au sein de l'Université Claude Bernard Lyon 1, qui a pour objectif d'identifier et analyser les différents facteurs pesant sur les possibilités et limites d'appropriation d'une prothèse par une personne amputée de membre inférieur ou supérieur.

Cette recherche s'appuie sur une récolte de données in situ, menée dans deux centres de réadaptation et d'appareillage (l'Institut Robert Merle d'Aubigné à Valenton, et l'Institut Universitaire de Réadaptation Clémenceau à Strasbourg),

1. S2HEP, Université Claude Bernard Lyon 1 – VILLEURBANNE (69).

2. S2HEP, Université Claude Bernard Lyon 1 – LYON (69).

3. S2HEP, Université Claude Bernard Lyon 1 – ITTENHEIM (67).

ainsi qu'auprès d'une association d'utilisateurs (ADEPA - Association de Défense et d'Étude pour les Personnes Amputées). Il s'agit d'une part de mener des observations ethnographiques dans le cadre de parcours de réadaptations, de consultations de suivi ou d'appareillage, et au domicile d'utilisateurs, et d'autre part de mener des entretiens avec des patients nouvellement appareillés (durant leur parcours de réadaptation, puis sur l'année qui suit leur retour à domicile), des utilisateurs ayant déjà des habitudes d'appareillage (ou de non-appareillage, dans le cadre d'usages partiels ou d'abandons), des pairs accompagnants, ainsi que des professionnels de soins, médicaux ou paramédicaux.

L'ensemble des données récoltées devra permettre d'identifier et d'analyser les éléments factoriels impliqués dans les processus de bonne appropriation de la prothèse de membre, ou à l'inverse les facteurs pouvant générer une relation conflictuelle avec l'appareillage, voire un rejet de la prothèse. Cette étude s'appuie sur une dimension collaborative entre chercheurs, acteurs de la réadaptation fonctionnelle, et personnes concernées.

Résultats

Nous montrerons la mesure dans laquelle, au-delà des simples aspects fonctionnels et de santé du patient (âge, profil médical, état du moignon, comorbidités, etc.), les dimensions non-techniques de l'appareillage, tels que les facteurs personnels, interindividuels et environnementaux peuvent impacter sur la façon dont ce dernier sera en mesure de s'approprier son appareillage au cours de son parcours de soins et de vie.

Conclusion

L'objet de cette communication sera ainsi de présenter le cadre de cette recherche, son avancée et ses premières pistes d'analyse, et de les soumettre à la communauté des professionnels de la réadaptation et de l'appareillage.

Bibliographie / Références

- Biddiss, E. A., & Chau, T. T. (2008). Multivariate prediction of upper limb prosthesis acceptance or rejection. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 3(4), 181–192.
- Biddiss, E. & Chau (2007) "The roles of predisposing characteristics, established need, and enabling resources on upper extremity prosthesis use and abandonment", *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 2(2), 71-84.
- Biddiss, E., & Chau, T. (2007, September). "Upper limb prosthesis use and abandonment: A survey of the last 25 years". *Prosthetics and Orthotics International*.
- Biddiss, E., & Chau, T. (2007). "Upper-limb prosthetics: Critical factors in device abandonment". *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86(12), 977–987.

- Burrough, S. F., & Brook, J. A. (1985). Patterns of Acceptance and Rejection of Upper Limb Prostheses. *Orthotics and Prosthetics*, 39(2), 40–47.
- Gourinat V. (2018), *Du corps reconstitué au corps reconfiguré : Pour une compréhension éthique de la prothèse à l'ère du techno-enchantement*, Thèse de doctorat en sciences de l'information et de la communication, et en sciences de la vie, Université de Strasbourg, Université de Lausanne.
- Groud PF. (2020), *De l'irréversibilité au devenir : diversité des expériences corporelles, prothétiques et du handicap des personnes amputées des membres inférieurs en France*, Thèse de doctorat en anthropologie, Université Lumière Lyon 2.
- Haddow, G. (2021) *Embodiment and Everyday Cyborgs: Technologies that Alter Subjectivity*. Manchester : Manchester University Press.
- Moser I. (2006) "Disability and the Promises of Technology : Technology, Subjectivity and Embodiment within an Order of the Normal". *Information, Communication and Society*, 9(3): 373-395.
- Murray CD. (2005) "The social meanings of prosthesis use", *Journal of Health Psychology*, n° 10, pp. 425-441.
- Murray CD. (2009). "Being like everybody else : the personal meanings of being a prosthesis user", *Disability and Rehabilitation*, 31(7), pp. 573-581.
- Østlie K., Lesjø, I. M, Franklin, R. J., Garfelt, B., Skjeldal, O. H. & Magnus, P. (2012), "Prosthesis use in adult acquired major upper-limb amputees: patterns of wear, prosthetic skills and the actual use of prostheses in activities of daily life", *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 7(6): 479-493.

La TMR (Targeted Muscle Reinnervation) : Résultats deux ans après la première chirurgie française

Sylvio BAGNAROSA¹, Claire BONAMICI²,
Dr Edward DE KEATING-HART³, Dr Jérôme PIERRART⁴,
Dr Dominique EVENO², Dr Guillaume BOKOBZA², Dr M DA COSTA²

Mots Clés : Targeted Muscle Reinnervation.

Introduction

La TMR est une technique chirurgicale de réinnervation musculaire ciblée.

Développée aux Etats-Unis par le Pr Kuiken, cette intervention se pratique également en Europe (à Vienne et à Gottingen principalement).

Cette solution thérapeutique s'adresse aux patients amputés en trans-humérale et en glénohumérale.

Corps du résumé / Matériels et méthodes

Le but de l'intervention est de permettre au patient un contrôle plus intuitif donc plus naturel de sa prothèse myoélectrique ou bionique en multipliant les points moteurs et donc les électrodes de la prothèse.

La chirurgie s'adresse aussi aux patients présentant des douleurs de membres fantômes.

Le principe chirurgical est une neurotisation de territoires musculaires ciblés, à l'aide des nerfs médian, ulnaire et de la branche profonde du nerf radial.

Ces nerfs vont être réactivés pour remplir à nouveau leur ancienne fonction motrice.

Pour notre patiente, la neurotisation du chef court du biceps a été réalisée par le nerf ulnaire, celle du muscle brachial par le nerf médian et le celle du chef latéral du triceps par la branche profonde du nerf radial.

1. BOP Technologies – SAINTE LUCE SUR LOIRE (44).

2. Centre de la Tourmaline – NANTES (44).

3. Centre de Chirurgie de la main et des nerfs périphériques – NANTES (44).

4. Clinique des deux Caps – COQUELLES (62).

La multiplication de ces nouveaux territoires musculaires contractiles (5 territoires) va permettre d'augmenter le nombre d'électrodes (5 électrodes au lieu de 2) de la prothèse et donc de faciliter le fonctionnement et la fluidité de celle-ci. Grâce à cette chirurgie, la prothèse pourra être utilisée par la pensée et donc plus naturellement.

La rééducation et l'appareillage complexes se réaliseront en service spécialisé de médecin physique et de réadaptation, au sein d'une équipe pluridisciplinaire formée à ce projet thérapeutique exigeant, pour une durée moyenne de 2 ans.

Résultats

La TMR s'adresse donc à un patient amputé et au préalable déjà appareillé, désirant une amélioration significative de la fonctionnalité de sa prothèse. L'adhésion totale du patient à l'ensemble du processus thérapeutique est indispensable.

Conclusion

Nous avons réalisé en Novembre 2018, la 1^{ère} TMR française à Nantes.

Nous vous présentons la technique opératoire, l'appareillage, la rééducation et les résultats, à 2 ans de cette chirurgie.

Quantification de la propulsion des pieds prothétiques chez les personnes amputées trans-tibiales lors de la marche à plat

Xavier BONNET¹, Isabelle LOIRET², Hélène PILLET²,
C PILLON², Dr Noël MARTINET², Pr Jean PAYSANT²

Mots Clés : propulsion des pieds prothétiques, marche.

Introduction

La propulsion est une des fonctions déterminantes de la marche bipède pour assurer le transfert de la charge d'un pied à l'autre et assurer le passage du membre oscillant au-dessus du sol (Zelik and Adamczyk, 2016). Cette propulsion est principalement réalisée par la cheville lors de la marche physiologique humaine (40 à 60 % du travail total réalisé par le membre inférieur) juste avant et pendant la phase de double appui (Alexander et al., 2017). Pour les personnes amputées du membre inférieur, les pieds prothétiques doivent assurer cette fonction. Les pieds prothétiques ont connu énormément d'évolutions technologiques depuis le pied SACH aux pieds motorisés en passant par les pieds dits «à restitution d'énergie» ou les ensembles pieds-chevilles mécatroniques. La quantification de la puissance générée à la cheville peut être calculée lors des examens d'analyse du mouvement (Müller et al., 2019). Ces analyses permettent également de quantifier la puissance totale délivrée par chaque membre inférieur afin d'investiguer comment cette puissance à la cheville peut être utilisée pour affecter la dynamique du centre de gravité de la personne pendant la marche.

Corps du résumé / Matériels et méthodes

Cette étude porte sur l'analyse rétrospective de la base de données des analyses de la marche en laboratoire du mouvement réalisées à l'Institut Régional de Réadaptation de Nancy (IRR), à partir des critères suivants : personnes amputées tibiales utilisant un pied prothétique marchant sur sol plat à vitesse de confort. Les enregistrements ont été réalisés entre 1998 et mai 2021. Les pics de puissance

1. Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak – PARIS (75).

2. IRR Louis Pierquin – NANCY (54).

à la cheville et la puissance totale du membre inférieur ont été calculés sur Matlab à partir des méthodes présentées dans (Donelan et al., 2002) et (Pillet et al., 2014) normalisées en fonction du poids des participants. La vitesse de marche et la longueur de pas ont été également extraites car les puissances sont très fortement affectées par ces deux paramètres.

Résultats

Les données quantifiées de la marche de 79 personnes amputées tibiales ont pu être analysées. Les pieds prothétiques analysés correspondent aux différents types de pieds prothétiques inscrits ou non à la LPP. Les pics de puissance sont présentés en fonction de la vitesse de marche et de la longueur du pas pour les différents types de pieds (pieds à restitution d'énergie, classe de restitution, pieds motorisés, pieds chevilles mécatroniques).

Conclusion

Cette analyse, par le fait qu'elle soit rétrospective, entraîne un biais de sélection puisque les différents pieds prothétiques analysés n'ont pas été attribués de manière aléatoire. Ce biais est contrebalancé par l'exploitation d'une des plus grandes bases de données françaises d'analyse quantifiée de la marche afin d'expliquer statistiquement la variabilité mesurée depuis plus de 20 ans sur les paramètres de propulsion. Cette propulsion est affectée par la conception du pied prothétique (pieds motorisés, pieds à restitution d'énergie, pieds mécatroniques). La quantification de cette propulsion par l'analyse du mouvement permet d'objectiver l'influence des différents types de technologie utilisée aujourd'hui. Les pieds prothétiques à restitution d'énergie ont également bénéficié d'améliorations importantes depuis 5 ans grâce à l'optimisation du design (Childers and Takahashi, 2018) ou l'évolution des matériaux et procédés de fabrications (Kaufman and Bernhardt, 2021). Une augmentation de puissance positive à la cheville prothétique semble affecter la dynamique du centre de gravité, mais une réduction de puissance à la cheville est globalement compensée par les articulations sus jacentes.

La propulsion lors de la marche sur sol plat, qui est essentielle pour la récupération d'une marche physiologique, est un des nombreux paramètres déterminants à prendre en compte dans le choix du pied prothétique.

Bibliographie / Références

Alexander, N., Strutzenberger, G., Ameshofer, L.M., Schwameder, H., 2017. Lower limb joint work and joint work contribution during downhill and uphill walking at different inclinations. *J. Biomech.* 61, 75–80. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.07.001>

- Childers, W.L., Takahashi, K.Z., 2018. Increasing prosthetic foot energy return affects whole-body mechanics during walking on level ground and slopes. *Sci. Rep.* 8, 5354. <https://doi.org/10.1038/s41598-018-23705-8>
- Donelan, J.M., Kram, R., Kuo, A.D., 2002. Simultaneous positive and negative external mechanical work in human walking. *J. Biomech.* 35, 117–124. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00169-5](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00169-5).
- Kaufman, K.R., Bernhardt, K., 2021. Functional performance differences between carbon fiber and fiberglass prosthetic feet. *Prosthet. Orthot. Int.* 45.
- Müller, R., Tronicke, L., Abel, R., Lechler, K., 2019. Prosthetic push-off power in trans-tibial amputee level ground walking: A systematic review. *PLoS One* 14, 1–15. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0225032>
- Pillet, H., Drevelle, X., Bonnet, X., Villa, C., Martinet, N., Sauret, C., Bascou, J., Loiret, I., Djian, F., Rapin, N., others, 2014. APSIC: Training and fitting amputees during situations of daily living. *IRBM* 35, 60–65.
- Zelik, K.E., Adamczyk, P.G., 2016. A unified perspective on ankle push-off in human walking 3676–3683. <https://doi.org/10.1242/jeb.140376>.

Anomalie réductionnelle des membres supérieurs prise en charge orthétique

Jean REDOUX¹

Mots Clés : anomalies réductionnelles, orthèses, pédiatrie.

Introduction

Les malformations des membres sont relativement fréquentes, elles concernent environ une naissance sur 700 (tous états vitaux confondus).

Elles peuvent être de trois types :

- Malformations réductionnelles,
- Polydactylie (un ou plusieurs doigts ou orteils supplémentaires),
- Syndactylie (accolement et fusion de deux ou plusieurs doigts ou orteils).

Nous nous intéresserons particulièrement aux malformations réductionnelles en éliminant les absences totales de membre (amélie)

Corps du résumé / Matériels et méthodes

Les anomalies réductionnelles sont classées en 3 catégories

- Anomalies déficitaires transverses
- Anomalies déficitaires longitudinales
- Anomalies déficitaires transverses intercalaires

Les orthèses sont confectionnées de façon très précoce à quelques jours ou quelques semaines de vie, elles ont pour objectif de corriger progressivement les déviations articulaires afin d'éviter des déformations et de permettre un développement tendineux et des tissus mous qui ne fixe pas les déviations.

La complexité de l'appareillage vient de la petitesse des orthèses et de leur renouvellement fréquent.

1. ORTHESIS – LYON (69).

Résultats

La présentation proposera un partage d'expérience à partir de de plusieurs cas extrait d'un panel de 52 enfants suivis sur plusieurs années.

Conclusion

Cette prise en charge orthétique nécessite une collaboration étroite entre les différents acteurs Chirurgien, MPR, Kiné, orthoprothésiste.

L'accompagnement des parents dans ce parcours, qui peut être long, est absolument essentiel.

Bibliographie / Références

<https://www.santepubliquefrance.fr/maladies-et-traumatismes/maladies-de-la-mere-et-de-l-enfant/anomalies-et-malformations-congenitales/articles/anomalies-des-membres>

<https://www.em-consulte.com/article/261528/classification-des-malformations-congenitales-des>

https://cpdpn.chu-grenoble.fr/sites/cdpdpn.chu-grenoble.fr/files/public/anomalies-main-membresup_fmoutet_cdpdpn2014.pdf

http://medecine.univ-batna2.dz/sites/default/files/medecine/files/malformations_congenitales_des_membres_et_du_rachis.pdf

<https://www.epaule-main.fr/upload/lcgvjdsggk.pdf>

Effet des alignements prothétiques sur la propulsion et la marche de sujets avec amputations transfémorales

Dr Marie THOMAS-POHL¹, Malou COPPIN², Xavier BONNET³,
Cyril LOGEL², Hélène PILLET³

Mots Clés : Amputation transfémorales, alignements, marche, propulsion.

Introduction

La marche des personnes amputées du membre inférieur présente une dépense énergétique accrue par rapport aux sujets sains. Cette dépense énergétique supplémentaire est principalement attribuée à un manque de propulsion du pied prothétique à la fin de la phase d'appui. Cependant, les patients ayant subi une amputation trans-fémorale (TFA) ou une amputation trans-tibiale (TTA) sont généralement équipés des mêmes pieds à restitutions d'énergie, malgré le fait que les TFA ont une dépense énergétique beaucoup plus élevée que les TTA pendant la marche (van Schaik et al. 2019). La phase de propulsion chez les TFA est complexifiée en raison du transfert de poids sur la jambe controlatérale simultanément à l'initiation de la flexion du genou prothétique (Bonnet et al. 2014). Pour les TTA, l'alignement du pied prothétique peut modifier la propulsion et avoir un impact sur la consommation d'énergie (Pinzur et al. 1995). Peu d'études comparent la propulsion des TTA et des TFA ainsi que l'impact de la modification de l'alignement sur la propulsion et le schéma de marche des amputés fémoraux. Certains auteurs ont augmenté la propulsion du pied prothétique en utilisant un pied actif motorisé mais cette étude n'a pas trouvé d'effet significatif sur la charge du membre contralatéral (Proebsting 2000) malgré une augmentation de la puissance de la cheville prothétique.

Afin de réaliser le montage de la prothèse avec les différents éléments prothétiques, les prothésistes suivent tout d'abord une procédure d'alignement des composants en utilisant les recommandations du fabricant et en tenant compte de l'évaluation clinique de chaque patient. L'optimisation des réglages se fait finalement à l'aide

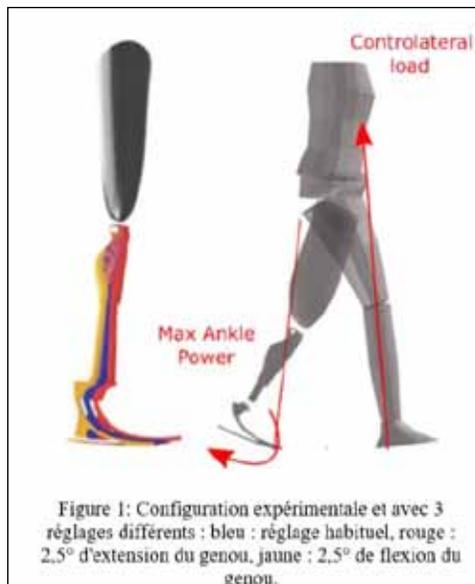
1. - HIA Percy – CLAMART (92).
2. INI – CERAH – CRETEIL (94).
3. ENSAM – PARIS (75).

du ressenti des patients et de l'analyse visuelle de la marche par l'orthoprothésiste. Les alignements sont modifiés via les vis de réglage jusqu'à ce que le patient se sente confortable, en sécurité, et qu'il présente le moins de compensations possible en statique comme à la marche. Cependant, ce processus manque de répétabilité et de justification scientifique (Koehler-McNicholas et al. 2016). L'objectif de cette étude préliminaire est donc de quantifier la réponse biomécanique à court terme de l'alignement prothétique sur la propulsion et le transfert du poids du corps des TFA.

Corps du résumé / Matériels et méthodes

Quatre volontaires ont été équipés de leurs prothèses habituelles (genoux Cleg[®] ou Genium[®] et pieds Taleo[®] ou Rush[®]). Les sujets avaient des niveaux d'activité, une longueur de membre résiduel, une force musculaire bilatérale, un type d'emboîture et un ajustement d'emboîture similaires. Suivant un protocole approuvé par le comité d'éthique (Comité de Protection des Personnes, CPP 2020A01711-38), 4 sujets TFA ont participé à cette étude. 68 marqueurs réfléchissants ont été placés sur le corps des sujets. L'analyse du mouvement a été réalisée à l'aide d'un système optoélectronique à 10 caméras (VICON) et de 2 plateformes de force (AMTI). Les données ont été analysées à l'aide du logiciel Matlab (Mathwork) pour obtenir les angles, moments et puissances articulaires suivant Pillet et al. 2014.

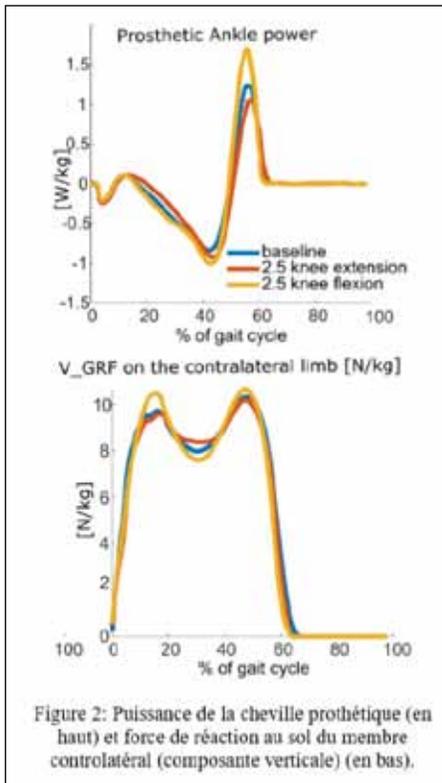
Il a été demandé aux sujets de traverser la pièce à allure confortable sur sol plat. Afin d'examiner l'impact des différents alignements prothétiques, la position angulaire d'un segment par rapport à un autre a été modifiée, comme illustré sur la figure 1. La position d'extension complète a été modifiée de +/- 2,5° (+/- un tour de vis) par le même prothésiste.



Des acquisitions statiques et dynamiques ont été effectuées et le réglage initial a été choisi comme alignement de référence. Quatre réglages différents ont été utilisés : deux sans aucune compensation du pied prothétique, et deux avec compensation du pied : un tour de vis en talus ou en équin. Au cours de l'étude, des informations ont été recueillies par le biais d'un retour subjectif du prothésiste certifié pour chaque paramètre de réglage.

Résultats

Comme attendu, une variation de $\pm 2,5$ degrés de l'alignement du genou a eu un impact considérable sur la puissance maximale restituée par le pied prothétique à la fin de la phase d'appui, passant en moyenne de 19,0 % (sd = 10,5 %) à +30,6 % (sd = 16,5 %) (figure 2 A et tableau 1).



Mean variation from baseline [%] (1 std)	2.5° knee extension	2.5° knee flexion
Max prosthetic ankle power	-19,0 (10,5)	30,6 (16,5)
Max norm controlat force	-2,1 (3,6)	4,6 (6,3)
Walking speed	-2,6 (6,6)	5,1 (1,8)
Contralateral step length	-3,3 (2,9)	4,8 (5,1)

Table 1: Variation moyenne (sd) de la puissance de la cheville prothétique et de l'effort repris par le membre controlatéral.

Discussion

Cependant une augmentation de la restitution de la prothèse a entraîné une augmentation de la force de réaction au sol (-2,1 à +4,6%) sous le membre controlatéral, ce qui peut être expliqué par l'augmentation de la longueur du pas (Donelan et al. 2002). Les commentaires des patients étaient concordant : une augmentation

de la flexion d'emboîture de 2,5°, est ressenti plus dynamique mais moins sécuritaire. Avec ce réglage, tous les sujets ont signalé un mouvement involontaire de déséquilibre du tronc vers l'avant, les obligeant à compenser volontairement cette attitude pour éviter la chute. En revanche, l'ajout de 2,5° d'extension du genou a provoqué une démarche plus sûre mais moins dynamique. Les sujets ont tous verbalisé la nécessité de devoir s'investir davantage lors de la flexion de hanche, afin d'initier un effort permettant d'accomplir le déclenchement de leur pas prothétique.

Conclusion

La puissance de propulsion de la prothèse a été significativement affectée par l'alignement du genou, mais cette étude préliminaire souligne également la spécificité de la démarche TFA pour laquelle l'augmentation de la poussée de la prothèse n'entraînera pas directement une diminution de la charge appliquée sur le membre controlatéral. Il serait intéressant de confirmer ces résultats avec d'autres sujets.

Bibliographie / Références

- Bonnet X, Villa C, Fodé P, Lavaste F, Pillet H. 2014. Mechanical work performed by individual limbs of transfemoral amputees during step-to-step transitions: Effect of walking velocity. *J Eng Med.* 228(1):60–66.
- Donelan JM, Kram R, Kuo AD. 2002. Simultaneous positive and negative external mechanical work in human walking. *J Biomech.* 35(1):117–124.
- Koehler-McNicholas SR, Lipschutz RD, Gard SA. 2016. The biomechanical response of persons with transfemoral amputation to variations in prosthetic knee alignment during level walking. *J Rehabil Res Dev.* 53(6):1089–1106.
- Pillet H, Drevelle X, Bonnet X, Villa C, Martinet N, Sauret C, Bascou J, Loiret I, Djian F, Rapin N, others. 2014. APSIC: Training and fitting amputees during situations of daily living. *IRBM.* 35(2):60–65.
- Pinzur MS, Cox W, Kaiser J, Morris T, Patwardhan a, Vrbos L. 1995. The effect of prosthetic alignment on relative limb loading in persons with trans-tibial amputation: a preliminary report. *J Rehabil Res Dev.* 32(4):373–377.
- Van Schaik L, Geertzen JH, Dijkstra PU, Dekker R. 2019. Metabolic costs of activities of daily living in subjects with lower limb amputation: a systematic review and meta-analysis. *PLoS ONE.* 14(3):1–24.

Stratégies d'appareillage pour un patient amputé d'une hémipelvectomie avec double stomie, vers une marche fonctionnelle et efficace

Dr Frédéric CHARLATÉ¹, Marie GALLAND¹, Sophie PERSINE¹

Mots Clés : Hémipelvectomie, appareillage complexe, prothèse, rééducation, réinsertion socio-professionnelle, biomécanique.

Introduction

L'hémipelvectomie, technique la plus couramment pratiquée pour une résection de tumeur pelvienne, est une chirurgie exigeante techniquement et parmi les plus invasives pratiquées aujourd'hui [1]. Très rare, elle représentait 0.05 % des amputations de membre inférieur en 2017 [2]. L'objectif de la rééducation est la restauration optimale de l'indépendance fonctionnelle du patient. Le choix de l'appareillage dépend de nombreux facteurs tel que l'âge, l'étiologie, l'état de santé global et son potentiel de mobilité. Les 3 principaux critères de réussite de l'appareillage pour une amputation très proximale sont le confort, la fonction, et l'esthétique [1].

Plus l'amputation est proximale, plus l'énergie nécessaire pour la locomotion est importante [3]. Les muscles et articulations restantes doivent compenser l'absence des fonctions motrices au-delà du niveau de l'amputation. Le coût énergétique à la marche de patient avec hémipelvectomie ou désarticulation de hanche serait de 80 à 125% plus élevé que les personnes valides [4]. Les progrès récents des articulations prothétiques de hanche et de genou ont contribué à une amélioration de la fonction, permettant ainsi un déplacement quotidien efficace avec ce matériel.

Au vu de la complexité de l'intervention et des spécificités qu'elle engendre, appareiller un patient avec hémipelvectomie relève de plusieurs challenges associant la volonté du patient et le travail de l'équipe pluridisciplinaire.

L'objectif de cette étude de cas est de présenter la réflexion et la méthode employée pour appareiller un patient avec hémipelvectomie et double stomie sur étiologie tumorale, ainsi que les performances fonctionnelles qui en résultent.

1. Centre Jacques Calvé Fondation Hopale – BERCK (62).

Corps du résumé / Matériels et méthodes

Pierre, 24 ans, est opéré d'une hémipelvectomy pour résection de chondrosarcome central du bassin, incluant une double stomie responsable de la présence permanente de 2 poches abdominales. Une emboiture avec appui sous costal est adoptée, avec suspension en demi pince taille côté intact et serrage avec sangles. Le maintien abdominal est alors maximal tout en isolant ses poches abdominales. La rééducation à la marche a été réalisée progressivement avec une articulation de hanche 7E7 / genou verrou / pied articulé, pour terminer avec Hélix/c-leg/CIII taléo.

Résultats

La progression de ses performances locomotrices avec prothèse a été évaluée tout au long du séjour par des tests fonctionnels et avec des analyses quantifiées de la marche en laboratoire d'analyse du mouvement. Au moment du retour à domicile il évoluait sur tout type de terrain avec 1 à 2 aides techniques et son périmètre de marche était de 1km. Une stratégie de vaulting (augmentation de la flexion plantaire en phase d'appui, ici de 17°) était employée pour aider au passage de la prothèse en phase d'oscillation. L'amplitude du tronc dans le plan sagittal était augmentée de 10° vers l'avant pour compenser le pas postérieur.

Conclusion

Les objectifs principaux de la rééducation ont été remplis, à savoir la réalisation d'une coque adaptée, supportée toute la journée en continue en respectant les points d'appui et tenant compte des stomies. Des capacités fonctionnelles ont été développées et sont comparables aux appareillages de désarticulation de hanche [5,6]. Enfin l'aspect esthétique est respecté dans la posture statique bipodale.

Des axes d'amélioration sont à envisager concernant l'optimisation de la coque et le choix des matériaux en lien avec les problématiques rencontrées au cours de cet appareillage complexe.

Bibliographie / Références

- Houdek MT, Kralovec ME, Andrews KL. Hemipelvectomy: high-level amputation surgery and prosthetic rehabilitation. *Am J Phys Med Rehabil.* 2014 Jul;93(7):600-8.
- Agence technique de l'information sur l'hospitalisation. Répartition des niveaux des amputations majeures de membre inférieur en France. 2017.
- Chui KK, Jorge M, Yen S-C, Lusardi MM. *Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation.* fourth edi. (Elsevier, ed.); 2020.

- Nowroozi F, Salvaneli ML, Gerber LH. Energy expenditure in hip disarticulation and hemipelvectomy amputees. *Arch Phys Med Rehabil.* 1983 Jul;64(7):300-3.
- Gailledrat E, Moineau B, Seetha V, DeAngelis MP, Saurel B, Chabloz P, Nougier V, Pérennou D. Does the new Helix 3D hip joint improve walking of hip disarticulated amputees? *Ann Phys Rehabil Med.* 2013 Jul;56(5):411-8.
- Houdek MT, Andrews K, Kralovec ME, Kotajarvi B, Smither FC, Shives TC, Rose PS, Sim FH. Functional outcome measures of patients following hemipelvectomy. *Prosthet Orthot Int.* 2016 Oct;40(5):566-72.

Thème spécial : Appareillage
de l'enfant marchant – Partie 2
Pathologies de l'enfant marchant – amputation,
malformation et troubles musculaires

Responsables du thème :
Didier PILLARD, Anne BERRUYER, Marielle CAZIN

Les défauts de marche des orthoprothèses et les solutions apportées

Elodie PENNETEAU¹, Ronan NICOLARDOT¹,
Nathaly QUINTERO-PRIGENT²

Mots Clés : agénésie, hypoplasie fémorale, ectromélie longitudinale externe, examen clinique, alignement, travail en équipe.

Introduction

Nous ne traiterons dans cette présentation que des hypoplasies fémorales et des ectromélies longitudinales externes qui sont les malformations congénitales de membre les plus fréquemment rencontrées.

Nous montrerons quels sont ces principaux défauts et comment nous tentons d'y remédier grâce à des solutions techniques, d'alignement, mais aussi de respect des solutions de compensation mises en place par nos petits patients.

Corps du résumé / Matériels et méthodes

Les désordres osseux, musculaires, articulaires et ligamentaires des agénésies génèrent parfois une marche défectueuse, parfois difficile et énergivore.

Résultats

Les hypoplasies fémorales sont des anomalies segmentaires unies ou bilatérales des membres, de gravité très variable selon leur étendue avec des altérations associées, en particulier l'instabilité de la hanche et un raccourcissement marqué du membre inférieur concerné.

Les principaux défauts de marche seront différents s'il y a acte de chirurgie ou non et il faudra donc distinguer les patients opérés ou non.

Ces principaux défauts de marche dépendront aussi de la rééducation, plus elle est présente et plus nous aurons un renforcement des muscles agénésiques (quand c'est possible) et donc meilleur sera le contrôle de la prothèse.

1. PROTEOR – PARIS (75).

2. HOPITAUX DE SAINT MAURICE – SAINT MAURICE (94).

La particularité dans la prothésisation des enfants, est que ces défauts vont très souvent se majorer au fur et à mesure de la croissance : c'est un élément majeur à prendre en compte dans la réflexion, dans la conception et la réalisation.

Conclusion

Comme nous l'avons montré dans cette présentation nous améliorons en permanence notre savoir-faire.

Les analyses quantifiées de la marche en cours, qui vont vous être présentées, vont nous permettre de vérifier et valider notre travail.

Les techniques chirurgicales s'améliorent elles aussi et renforcent également l'amélioration de la prothésisation.

Tout ce travail réalisé en équipe pluridisciplinaire au sein des hôpitaux de St Maurice contribue à améliorer les conditions de vie de nos petits patients.

Bibliographie / Références

Pilliard D ; Thevenin D ; Taussig G ; Malformations et amputations congénitales des membres chez l'enfant.EMC, ,kinésithérapie, Médecine physique-Réadaptation, 1991,26-390-A-10.

G Genin :Anomalies Osseuses Constitutionnelles ; Sauramps Médical.

M Cazin, M Fahmy : Modalités d'appareillage et place de la rééducation dans les principales malformations congénitales unilatérales du membre inférieur chez l'enfant non égalisables par la chirurgie.

Qualité de vie et fonction de l'enfant et de l'adulte présentant une hypoplasie fémorale par auto-questionnaires d'évaluation

Dr Anne-Laure SIMON¹, Dr Marion ZEMOUR², Dr Manon BACHY³,
Dr Tristan LANGLAIS³, Dr Franck FITOUSSI³,
Dr Nathaly QUINTERO-PRIGENT⁴

Mots Clés : hypoplasie fémorale.

Introduction

L'hypoplasie fémorale est une anomalie congénitale rare (0,5 à 2 pour 100000 naissances vivantes) qui se caractérise par un défaut de développement du fémur dans sa globalité, conduisant à une inégalité de longueur des membres inférieurs, avec ou sans anomalie de la formation du fémur proximal. Cette inégalité de longueur lorsqu'elle est supérieure à 20%, nécessite de manière précoce, la mise en place d'un appareillage de marche. Différents types d'appareillages sont possibles mais dépendent à la fois des malformations associées, notamment des instabilités au niveau des articulations de la hanche et du genou, mais également des différentes chirurgies réalisées dans le but de faciliter cet appareillage. L'objectif de notre étude était d'évaluer la qualité de vie et la qualité fonctionnelle de patients présentant une hypoplasie fémorale quelle que soit la sévérité de leur malformation ou quelle que soit la prise en charge thérapeutique reçue.

Corps du résumé / Matériels et méthodes

Il s'agit d'une étude rétrospective, multicentrique et comparative menée entre 1950 et 2020, incluant tous les patients pris en charge consécutivement dans le centre de référence des anomalies des membres (CEREFAM) pour une hypoplasie fémorale congénitale unilatérale. Les critères de non inclusion représentaient tous les patients présentant une hypoplasie bilatérale ou un contexte syndromique. Les patients ont été classés selon la classification de Paley à l'aide des radiographies. Les traitements

1. - Hôpital Robert-Debré – PARIS (75).

2. AP HP – PARIS (75).

3. Hôpital Armand-Trousseau – PARIS (75).

4. SAINT MAURICE (94).

reçus (chirurgicaux et appareillages) et leurs complications ont été analysées. Une évaluation fonctionnelle et de qualité de vie a été faite par télémedecine avec 4 questionnaires : le SIGAM, le PedsQL, le Locomotor Capability Index (LCI) et le Prosthesis Evaluation Questionnaire (PEQ). Une analyse comparatives de 3 sous-groupes différents a été réalisée : Comparaison 1 (amputation de Pirogoff versus pas d'amputation), Comparaison 2 (enfants <15 ans versus adultes) et Comparaison 3 (hanches stables pour les Paley 1 et 2 versus les hanches instables pour les Paley 3).

Résultats

Au total, 22 patients ont été inclus. L'âge moyen des patients au moment de l'évaluation était de $19,3 \pm 16,7$ ans (de 2 à 70 ans) et 77% des patients (n=17) avaient eu un traitement chirurgical, dont les différentes procédures étaient plus ou moins associées dans certains cas. Pour la Comparaison 1, le PEQ a montré un meilleur confort du port de prothèse dans le groupe des patients amputés ($p=0.03$) ainsi qu'une capacité plus importante dans la gestion des émotions et des activités usuelles pour le PedsQL ($p=0.008$). En revanche, aucune différence significative n'a pu être démontrée sur le plan fonctionnel ($p=0,8$ et $p=0,7$ pour le le SIGAM et le LCI respectivement). Pour la Comparaison 2, les enfants avaient un meilleur confort du port de la prothèse sur le PEQ ($p=0.005$). Les adultes, quant à eux montraient une bonne capacité d'adaptation au monde du travail sur le PedsQL ($p=0.04$). Pour la Comparaison 3, le groupe des hanches stables (Paley 1) montraient une tendance à une meilleure qualité de vie notamment sur le PedsQL ainsi qu'une meilleure autonomie pour la déambulation sur le LCI et le SIGAM, leur autonomie étant proche de celle des sujets non atteints de déficience.

Conclusion

Les patients présentant une hypoplasie fémorale ont certes une qualité de vie diminuée par rapport à la population générale. La réalisation d'une amputation du médio-pied selon la technique de Pirogoff permet d'améliorer la tolérance de la prothèse et la qualité de vie de ces patients, d'autant plus que cette intervention est réalisée de manière précoce. La stabilité de la hanche reste cependant un critère indéniable de qualité de vie. Aucune différence fonctionnelle n'a pu être mise en évidence sur ces questionnaires d'autoévaluation et une analyse objective par une analyse quantifiée de la marche serait nécessaire afin de voir si cette absence de différence fonctionnelle persiste.

Place de la chirurgie dans l'appareillage du membre inférieur de l'enfant

Dr Manon BACHY¹, Pr Franck FITOUSSI¹, Dr Marieke CHAMBERON²,
Dr Frederic CLAVIER², Dr Nathaly QUINTERO-PRIGENT²,
Marielle CAZIN³, Elodie PENNETEAU³

Mots Clés : Agénésie, Pirogoff, épiphysiodèse, ectromélie, chirurgie, appareillage, enfant.

Introduction

L'appareillage de l'enfant, par argument de fréquence, concerne essentiellement les malformations congénitales des membres qui peuvent être de sévérité très variable.

La prise en charge devra alors prendre en compte, en plus des considérations générales de l'appareillage, le potentiel de croissance de l'enfant et le problème des longueurs de segments osseux, l'âge de l'enfant et ses capacités fonctionnelles et les malformations associées, notamment celles des articulations sus-jacentes.

Corps du résumé / Matériels et méthodes

Les différentes indications de chirurgie en lien avec l'appareillage du membre inférieur ont été reprises dans notre centre.

Résultats

Dans la prise en charge prothétique des malformations des membres de l'enfant, une chirurgie peut être indiquée à des âges très différents et pour des malformations très différentes. Les indications peuvent être différenciées selon trois objectifs distincts : permettre l'appareillage, supprimer l'appareillage ou améliorer l'appareillage.

1. CEREFAM Hôpital Trousseau – PARIS (75).

2. CEREFAM – SAINT MAURICE (94).

3. PROTEOR – PARIS (75).

Conclusion

Les indications chirurgicales doivent être le résultat d'une réflexion globale entre chirurgien, médecin de rééducation et orthoprothésiste, centrée sur la spécificité de chaque enfant.

Bibliographie / Références

Le JT, Scott-Wyard PR. Pediatric limb differences and amputations. *Phys Med Rehabil Clin N Am.* 2015 Feb;26(1):95-108.

Passero T. Devising the prosthetic prescription and typical examples. *Phys Med Rehabil Clin N Am.* 2014 Feb;25(1):117-32.

Morrison SG, Thomson P, Lenze U, Donnan LT, J. Syme Amputation: Function, Satisfaction, and Prostheses. *J Pediatr Orthop.* 2020 Jul;40(6):e532-e536.

Évaluation fonctionnelle par l'analyse quantifiée de la marche dans les hypoplasies fémorales : vers une nouvelle mesure objective. A propos d'un cas

Dr Anne-Laure SIMON¹, Maïwenn FELDMANN¹,
Dr Marieke CHAMBERON², Dr Nathaly QUINTERO-PRIGENT²,
Raphaël PIONNIER²

Mots Clés : hypoplasies fémorales, analyse quantifiée de la marche.

Introduction

Le suivi évolutif des hypoplasies fémorales repose sur un suivi pluridisciplinaire médico-chirurgical pour la surveillance et la modification des appareillages et des éventuelles chirurgies qui peuvent être réalisées tout au long de la croissance. Des échelles d'auto-évaluation parents et enfants à la fois pour mesurer la qualité de vie mais également la fonction dans la vie quotidienne ont été validées dans la littérature. Le Locomotor Capability Index (LCI) est une échelle composée de 14 tâches réparties en 2 catégories : 7 activités basiques et 7 activités complexes. L'objectif de notre étude préliminaire était de mesurer l'efficacité au cours de différentes tâches du LCI grâce à l'analyse quantifiée du mouvement (AQM).

Corps du résumé / Matériels et méthodes

Un patient test présentant une hypoplasie fémorale appareillée par une orthoprothèse a été analysé avant son intervention chirurgicale. Un protocole d'AQM composé de 7 tâches issues du LCI ont été évaluées : la marche sur terrain neutre à vitesse normale et à vitesse rapide, la marche en double tâche, la montée et la descente des escaliers et le lever et l'assise sur une chaise. Les données cinématiques et cinétiques ont été évaluées pour le côté sain et le côté pathologique.

Résultats

Sur les paramètres spatio-temporels de la marche, la vitesse était diminuée mais sans asymétrie entre les côtés (3.7 km.h-1), lié principalement à une augmentation

1. Robert Debré – PARIS (75).

2. Hop St Maurice – PARIS (75).

de la longueur du pas du côté de la malformation (0.62 m vs 0.58 m). Il existait également un élargissement de la base de support associé à un genu valgum dynamique (0.18 m vs 0.14 m) accentué lors de la phase de simple appui. Concernant les pourcentages des phases du cycle de marche, l'appui était diminué du côté malformé (58% vs 65%), principalement par raccourcissement du simple appui. La cinématique montrait une flexion correcte du genou dans le plan sagittal, attestant de l'efficacité de la prothèse, sauf sur la propulsion au niveau de la cheville par déficit de flexion dorsale de l'appareillage et par la position du pied natif dans l'orthoprothèse. Les résultats de la cinétique pour le lever et l'assise sur une chaise ont montré une augmentation des forces en postérieur du côté pathologique lors du lever (0.08 ± 0.007 N.Kg-1 vs 0.07 ± 0.009 N.Kg-1, $p=0.02$) et de l'assise (0.04 ± 0.003 N.Kg-1 vs 0.08 ± 0.02 N.Kg-1, $p=0.008$) sur la chaise, avec une asymétrie de pourcentage d'appui lors de la phase initiale du lever (33% vs 68%, $p=0.008$) en faveur du côté sain.

Conclusion

Bien qu'il existait une variabilité des paramètres de la marche chez notre patiente, ceux-ci étaient relativement efficaces pour assurer une fonction correcte de la marche. L'analyse de la marche a également permis de montrer la bonne adaptation de la patiente à sa prothèse avec un seul point d'amélioration à apporter, celui de la propulsion au niveau de la cheville. Les mesures cinétiques du lever et de l'assise sur une chaise a montré une asymétrie de répartition des forces, prédominant du côté sain avec un déport des forces en postérieur sur le côté pathologique. L'analyse postopératoire après amputation du médio-pied permettra de mesurer les bénéfices ou non de la chirurgie sur la fonction de marche.

Prise en charge d'un enfant amputé de membre inférieur et prévention des complications liées à la croissance

Dr Brice LAVRARD¹, Dr Mounir ARFAOUI¹, Dr Gérard CHIESA¹

Mots Clés : enfant amputé, complications, croissance.

Introduction

La prise en charge de l'enfant amputé est hautement spécialisée et nécessite un suivi pluridisciplinaire régulier et une relation de confiance avec la famille.

La prothèse doit être vite réalisée, vite adaptée, vite renouvelée mais étroitement surveillée pour permettre à l'enfant de retrouver très vite son autonomie et sa joie de vivre.

Afin de surveiller la croissance, d'en prévenir et/ou d'anticiper les éventuelles complications, il convient d'assurer un suivi médico-technique régulier et d'adopter une stratégie médicochirurgicale coordonnée et réactive.

Corps du résumé / Matériels et méthodes

Nous rapportons ici l'expérience de l'Institut Robert Merle d'Aubigné dans la prise en charge, l'appareillage et la rééducation de l'enfant amputé de membre inférieur.

Après une brève présentation des étiologies d'amputation nous souhaitons développer deux points qui nous semblent essentiels :

1. La prise en charge initiale, de la première rencontre parfois même en amont de l'amputation, à la première prothèse et la reprise voire l'apprentissage de la marche ; puis les étapes du suivi médico-technique.
2. Les complications éventuelles liées à la croissance : leur dépistage, leur prise en charge médicale, technique voire chirurgicale.

Résultats

A l'IRMA, la prise en charge des enfants se fait en ambulatoire par une équipe pluridisciplinaire dédiée.

1. Institut Robert Merle d'Aubigné – VALENTON (94).

Prise en charge médico-chirurgicale, processus d'appareillage et pronostic fonctionnel des patients amputés dans les suites d'un Purpura Fulminans dans l'enfance

Dr Constance AMELON-PETIT¹, Dr Gérard CHIESA¹

Mots Clés : Purpura Fulminans, enfant.

Introduction

Le Purpura Fulminans désigne un état de choc associé à un purpura extensif et une coagulation disséminée. Le taux de mortalité des PF dans l'enfance est de 16 à 25%. Les dommages musculaires, les lésions osseuses et cartilagineuses engagent le pronostic fonctionnel. Ces lésions nécessiteront dans 5 à 19% des cas des amputations d'un ou plusieurs membres mais aussi des troubles de croissance par lésions des zones de croissance osseuse.

Corps du résumé / Matériels et méthodes

L'objectif de l'étude est de décrire la prise en charge médico-chirurgicale au long cours et le potentiel fonctionnel des patients amputés dans les suites d'un PF dans l'enfance.

Il s'agit d'une étude descriptive monocentrique, rétrospective, incluant une population de patients amputés dans les suites d'un PF dans l'enfance nécessitant un appareillage. Les profils orthopédiques, le suivi médico-chirurgical, le processus d'appareillage, l'évolution fonctionnelle et l'évolution du mode de vie ont été étudiés.

Résultats

10 patients ont été inclus dont 4 mineurs et 6 adultes, âgés de 2 à 43 ans, avec un suivi s'étendant de 1 à 36 ans. Tous ont présenté un Purpura Fulminans entre l'âge de 9 et 74 mois (Moy : 31,4 mois) ayant nécessité au moins une amputation.

1. Institut Robert Merle d'Aubigné – VALENTON (94).

6/10 patients ont une atteinte orthopédique se surajoutant à l'amputation. Tous les patients ont été réopéré entre 1 et 11 fois pour exostose, des/épiphysiodèse, ostéotomie de ré-axation, ré-amputation, greffe cutanée. La répartition des reprises chirurgicales était plus importante dans l'enfance avec un pic autour de 6 ans. Aucun patient n'a été appareillé des membres supérieurs. Le nombre de prothèses année/livrées varie entre 0,71 et 6 pa (moy quadriamputés : 3,82 pa ; bi-amputés : 2,13 pa ; mono-amputés : 1,24pa). 90% des patients ont acquis ou repris la marche, 70% des patients ont pratiqué une activité sportive dans l'enfance, 90% des patients ont suivi une scolarité, 4/6 adultes travaillent ou sont encore étudiant, 2/6 adultes ont des enfants.

Conclusion

L'appareillage prothétique de l'enfant est spécifique et complexe, c'est une urgence et doit répondre à un cahier des charges très précis, il doit être très surveillé et renouvelé autant que nécessaire dans un centre permettant une prise en charge multidisciplinaire et une expertise importante. La prise en charge médicale et chirurgicale est extrême lourde en aigue mais aussi au long cours. Il apparaît malgré tout que les capacités fonctionnelles et le mode de vie des patients soient satisfaisant dans l'enfance et à l'âge adulte.

Actualités en appareillage de l'enfant marchant en neuro pédiatrie

Marjorie BERNARD¹

Mots Clés : neuro pédiatrie, appareillage, enfant.

Introduction

Qu'il soit de fonction ou de posture, l'appareillage tient une place primordiale dans la vie d'un enfant marchant atteint d'une pathologie neurologique. Il va l'accompagner dans sa croissance et au cours de ses différentes acquisitions motrices, et limiter les dégradations orthopédiques.

Corps du résumé / Matériels et méthodes

On comprend alors facilement l'importance qu'il requiert. Il se doit d'être parfaitement adapté à l'enfant, fonctionnel, confortable et esthétique. Mais il doit aussi répondre au projet de l'enfant et de sa famille. Tout ceci permettra la meilleure tolérance possible, son acceptation et donc une observance optimale.

Résultats

Nous aborderons les différents types d'appareillage que l'on propose à ces enfants en fonction de leurs rétractions orthopédiques et de leurs compétences en indiquant les objectifs recherchés de leur port. Objectifs repris avec l'enfant et sa famille pour qu'ils comprennent mieux l'enjeu de l'appareillage et y adhèrent. Les avancées technologiques constantes nous poussant à revoir sans cesse nos certitudes....

1. Hôpital Femme Mère Enfant – Escalé – BRON (69).

Thème spécial : Techniques
d'appareillages destinées aux
pathologies d'amputations majeures
et mineures du membre inférieur –
Partie 1
Emboîtures, Interface cutanée, manchon

Responsables du thème :
Laurent THEFENNE, Mathieu BERTHEL,
Isabelle LOIRET, Didier AZOULAY

Difficultés d'adaptation de l'emboiture ou du manchon : problématiques cliniques et pathologies éventuelles

Dr Tiphaine BERTHIER¹

Mots Clés : emboiture, manchon, membre résiduel, moignon, complication, prothèse tibiale, prothèse fémorale, niveau d'amputation.

Introduction

Le choix de l'appareillage prothétique est un enjeu important pour nos patients, conditionné par l'histoire clinique, la qualité et les caractéristiques du membre résiduel, les capacités physiques et cognitives, les activités du patient. Il repose sur une évaluation pluridisciplinaire faisant appel aux compétences associées du médecin MPR, de l'équipe de soins (IDE, aide-soignant), de l'équipe de plateau de rééducation (kinésithérapeute, ergothérapeute, psychologue, etc.), de l'équipe d'orthoprothésistes.

Corps du résumé / Matériels et méthodes

Le choix du type d'emboiture et le choix du manchon sont essentiels, tenant compte de multiples paramètres et reposant sur une réflexion individualisée et potentiellement évolutive, dans l'objectif de trouver un équilibre entre confort, sécurité et fonction. L'analyse clinique et fonctionnelle pluridisciplinaire apparaît primordiale pour définir les objectifs, les limites, les risques et élaborer ainsi un cahier des charges individualisé, permettant d'orienter le choix.

Le manchon joue le rôle d'interface entre le membre résiduel et l'emboiture. Les points de vigilance principaux concernant le manchon sont : la tolérance cutanée, le confort, la contention des parties molles, la facilité de chaussage et d'entretien.

L'emboiture est caractérisée par sa forme, son système d'accrochage. Les points de vigilance principaux sont : l'adaptation aux volumes, la répartition des appuis, le confort, le bon maintien de la prothèse en phase oscillante, sa facilité de chaussage.

Un défaut d'adaptation du manchon et/ou de l'emboiture peut être source de complications cutanées, mécaniques, vasculaires, fonctionnelles.

1. Pôle Saint Hélier – RENNES (35).

Résultats

A travers quelques exemples cliniques de patients ayant eu une amputation trans-tibiale ou trans-fémorale, nous allons présenter des situations illustrant les enjeux de l'analyse préalable au choix du type de manchon et du type d'emboiture, en lien avec les caractéristiques du membre résiduel (longueur, volume, état cutané, douleurs, état orthopédique), avec les capacités fonctionnelles globales du patient (fonctionnalité des membres supérieurs ; situation cognitive) et le projet de vie du patient (utilisation attendue de la prothèse).

Nous allons ensuite exposer quelques complications liées à un défaut d'adaptation du manchon et/ou de l'emboiture : complications cutanées, complications mécaniques, vasculaires et fonctionnelles.

Conclusion

Le choix du manchon et de l'emboiture est une étape essentielle lors de l'appareillage de nos patients, qui peut être marquée par des difficultés d'adaptation, nécessitant une analyse multidisciplinaire patiente des problématiques et une réflexion commune pour apporter des solutions à ces situations parfois délicates.

«Et après l'amputation...», le patient acteur de sa prise en charge

Cécile HENRIET¹, Dr Marie THOMAS-POHL¹, Anne-Laure FRANCOIS¹,
Mélody BLANCHARD¹, Marianne ANCELLIN¹, Julie MOINE¹,
Karelle BRET-BOSSAN¹, Pr Eric LAPEYRE¹

Mots Clés : éducation thérapeutique, amputation.

Introduction

Le patient est de plus en plus acteur de sa prise en charge. Et c'est finalement lui, le principal artisan de la bonne adaptation de son membre résiduel et de sa prothèse. Faisant suite au travail national du « guide méthodologique pour l'élaboration d'un programme d'éducation thérapeutique pour personnes amputées de membre(s) » [1], et pour répondre à une demande croissante sur le territoire, l'équipe de Médecine Physique et de Réadaptation de l'hôpital Percy a élaboré son propre programme d'éducation thérapeutique.

Corps du résumé / Matériels et méthodes

Ainsi, après un bilan éducatif, 4 à 6 participants échangent lors de quatre ateliers de groupe sur (1) la mise en place et l'entretien de leur membre résiduel comme de leur prothèse (permettant de limiter et de reconnaître plaies, variations de volume, ...), (2) l'importance de poursuivre la pratique des activités physiques et de loisirs (cuisine, conduite, cinéma, sports...) et les adaptations possibles, (3) la compréhension des phénomènes douloureux qu'ils expérimentent et les moyens thérapeutiques ou rééducatifs de les gérer et enfin (4) leur vécu de cette amputation, la prise de conscience de leur image corporelle pour mieux appréhender la vie extérieure. Les ateliers durent deux heures, sur supports variés et animés par deux professionnels de santé.

Résultats

C'est ainsi qu'à la fin du programme, les participants auront amélioré la compréhension des symptômes physiques, des conséquences psychologiques et fonctionnelles

1. HIA Percy – CLAMART (92).

de leur amputation, développer des comportements d'auto-soins et des capacités d'adaptation.

Discussion

Cela leur permet de faire corps avec leur prothèse, de limiter les conséquences cutanées, cardiovasculaires et/ou orthopédiques liées à une mauvaise utilisation de l'appareillage et de se projeter avec leurs capacités actuelles pour optimiser leurs projets de vie.

Conclusion

Ce programme, ciblant particulièrement les patients amputés traumatiques, vient de recevoir l'agrément de l'Agence Régionale de Santé.

Bibliographie / Références

- [1] Guide méthodologique pour l'élaboration d'un programme d'éducation thérapeutique pour personnes amputées de membre(s), validé par les sociétés savantes de Médecine Physique et de Réadaptation (SOFMER, AFA-AMPAN, ISPO).

Evolution Numérique et Solutions Prothétiques : de la prise d’empreinte à l’impression 3D chez les patients amputés de membres inférieurs

Mounir ARFAOUI¹, Stéphane BAUDOIN¹, Dr Brice LAVRARD¹

Mots Clés : empreintes numériques, impression 3D, intégration des alignements.

Introduction

L’Institut Robert Merle d’Aubigné de Valenton poursuit sa démarche d’innovation permanente vers l’acquisition numérique, l’impression 3D, les technologies d’emboitures.

Cette démarche s’appuie sur son expérience, son expertise et son équipe pluridisciplinaire.

Aujourd’hui, 80% des prothèses tibiales livrées et 60% des prothèses fémorales sont réalisées via une prise d’empreinte numérique.

Les nouvelles solutions digitales osant le passage de la prise d’empreinte à l’impression 3D sont-elles efficaces pour un appareillage rapide et de qualité au service du patient ?

Corps du résumé / Matériels et méthodes

Afin de répondre à notre question, nous avons analysé et comparé ces solutions aux méthodes traditionnelles sur deux niveaux :

Le premier étant l’aspect pratique de la solution :

- Ergonomie,
- Facilité d’utilisation,
- Adaptabilité du logiciel à nos pratiques.
- Coûts

Le second étant le résultat fonctionnel pour nos patients :

- Délai de réalisation de l’emboiture entre la prise d’empreinte et le premier essai,

1. IRMA – VALENTON (94).

- Taux de réussite : le taux de reprise d'alignement et de retouche dans l'emboiture lors du premier essayage,
- Satisfaction patient.

Résultats

Cette évaluation nous a permis d'établir les bénéfices qu'offrent ces méthodes numériques par rapport aux méthodes conventionnelles de prise d'empreinte, de montage, et de fabrication.

De par l'analyse de nos résultats nous avons pu déterminer les points de vigilance à mettre en application et les outils nécessaires à mettre en place pour une poursuite efficace vers le tout numérique pour tout niveau d'amputation.

Conclusion

Le numérique permet l'amélioration de nos pratiques grâce à des outils d'analyse de plus en plus précis et performants pour offrir la solution la plus adaptée à nos patients.

L'Institut Robert Merle d'Aubigné s'applique au quotidien à faire progresser ses méthodes d'appareillage vers l'impression 3D sur les emboitures provisoires dans l'optique d'avoir une solution viable et pérenne applicable aux appareillages définitifs dès que la législation le permettra.

Bibliographie / Références

VANNAH WILLIAM M. PHD, HARNING, DAVID M. CPO, HASTINGS, JEFFREY A. MS, STAND, JOSEPH, A. DRVARIC, DAVID M. MD., *Surface Curvature-Based Modification as a Practical CAD/CAM Rectification for Transtibial Limbs..JPO Journal of Prosthetics and Orthotics:August 21st, 2000.*

ISOZAKI K., HOSODA M., MASUDA T., MORITA S., *CAD/CAM Evaluation of the fit of trans-tibial sockets for trans-tibial amputation stumps,Journal of medical and dental sciences 53(1):51-6 · April 2006?*

Dr KLOTZ R., *CFAO et prothèse tibiale. Rodin UserDays 2018.*

CANICAVE J., *Etude pilote en réadaptation fonctionnelle sur l'utilisation de l'impression 3D pour la prothèse tibiale dans des contextes difficiles : résultats de l'étude et perspectives. ISPO France 2017.*

CHABLOZ P, REVAIS J., *L'impression 3D, nouvelles perspectives d'appareillage : Argumentation par l'exemple –AFA AMPAN 2018.*

MOUNIR A., BAUDOIN S., FONTUGNE M.-J., LAVRARD B., CHIESA G., *Apport de la numérisation du moignon dans l'appareillage des patients amputés de membre inférieur. ISPO France 2018.*

MOUNIR A., BAUDOIN S., FONTUGNE M.-J., LAVRARD B., *Impacts du processus de numérisation du membre amputé sur la prise en charge pluridisciplinaire des patients. ISPO France 2019.*

MOUNIR A., BAUDOIN S., FONTUGNE M.-J., LAVRARD B., *BÉNÉFICES ET ENJEUX de la numérisation pour les prothèses de membre inférieur. Problématiques et perspectives. RODIN4D USERDAYS 2020.*

I.N.E.S.S ou comment repenser l'emboiture souple

Stéphane PAILLET¹

Mots Clés : Emboiture souple, silicone, I.N.E.S.S, Innovation, Carbone, Légèreté, Dynamisme.

Introduction

De tout temps le patient, aidé de son orthoprothésiste, est à la recherche de dispositifs médicaux à même de lui redonner autonomie et mobilité, et ceci avec confort et dépense énergétique mesurée.

Quel que soit le système, les emboitures souples sont l'enjeu d'aujourd'hui et de demain.

Je vous présente ici le système breveté I.N.E.S.S (Innovative Edge Silicone System).

I.N.E.S.S permet de lier la souplesse du silicone et la rigidité du carbone en bord à bord afin de ne garder que le meilleur des deux mondes : légèreté, rigidité, souplesse et technicité.

Corps du résumé / Matériels et méthodes

Je vous présente ici un mariage de matériaux réputé contre nature.

Après 8 années de recherche, nous pouvons proposer aujourd'hui un processus éprouvé pour marier le silicone et le carbone en bord à bord.

Nous créons un châssis technique à l'aide de carbone ou tout autre matériau composite (bambou, basalte, aramide) et y adossons des zones de déformation calibrées en silicone.

Le châssis composite pourra être très rigide ou au besoin inclure des zones dynamiques (à déformation dynamique tel qu'un releveur).

Nous pouvons inclure du silicone, qu'il soit injecté ou calandré, uniquement là où le besoin s'en fait sentir.

Cette technique résout notamment certains problèmes liés au poids du silicone qui nous limitait jusqu'alors à de grosses réalisations.

1. Orfeal/Trinytec – VALAURIE (26).

Aujourd'hui le procédé I.N.E.S.S nous permet de concevoir :

- Releveurs en carbone avec bords en silicone
- Bords de prothèses en silicone pour une meilleure esthétique et la préservation des habits et des gaines de suspension notamment
- Emboîtures silicone/carbone n'excédant pas 600g
- Corsets (body jacket) avec bords silicone et fermetures zip réglables par système de sangles et/ou poches gonflables
- Releveurs en silicone avec insert en carbone

Les connaissances approfondies et la maîtrise de ces matériaux nous permet aujourd'hui de nous libérer de leurs contraintes et ouvrent les portes de notre imagination.

Concevoir des dispositifs médicaux à la fois techniques, souples et très légers, devient un jeu d'enfant pour les professionnels de santé aguerris que nous sommes.

Résultats

Aujourd'hui 45 patients en test sur cette technologie.

Notre expérience nous permet de répondre à toutes les demandes

Aujourd'hui

12 tibiales

60% de bords en silicone.

40 % avec couverture interne plus ou moins totale en silicone.

28 fémorales

70 % avec silicone intégral interne privilégiant le confort et la souplesse.

30% avec insert et bord distal en silicone pour privilégier le dynamisme et la légèreté.

5 orthèses

Releveurs avec bords en silicone.

Corsets

Début de mise en œuvre sur les corsets MAI 2021.

Discussion

De nombreux systèmes pour apporter du confort à nos patients arrivent sur le marché, la demande est bien présente et le besoin de renouveau est de plus en plus fort pour apporter des solutions innovantes à nos patients.

La stimulation de notre créativité n'a plus aucune limite si ce n'est la prise en charge financière.

I.N.E.S.S à l'avantage de se nourrir de l'expérience de chaque orthopédiste, d'accroître notre technicité sans changer nos habitudes de travail.

Conclusion

L'orthopédie, en continuelle évolution connaît aujourd'hui une forte demande d'innovations.

De plus en plus de systèmes apportent des solutions dans la création d'emboitures souples.

Ils proposent tous plus de confort et de souplesse, notre système I.N.E.S.S mariage de deux mondes antinomique (les composites et les polymères) ,fruit de nombreuse années de recherche apporte enfin des solutions viables et pérennes.

L'innovation sera toujours au service du handicap.

Bibliographie / Références

Emboiture I.S.S ; Pommier orthopedie.

Systeme HIFI, Bidesign.

Systeme Protheflex ,Zmago Vidrich.

M.A.S 2.0 Marlo Ortiz.

Evaluation du confort et de la qualité de vie associée à l'utilisation d'une emboîture souple pour prothèse fémorale – Une étude pilote

Jonathan PIERRET¹

Mots Clés : Emboîture souple ; amputés trans-fémoral ; confort ; qualité de vie.

Introduction

L'amputation de membre inférieur a un impact définitif sur les capacités locomotrices d'une personne, réduisant considérablement son autonomie dans la vie courante (Samuelsson et al., 2012). 50% des personnes amputées en membre inférieur en France le sont à un niveau transfémoral. La prothèse fémorale doit être adaptée pour déambuler dans les situations de la vie courante et rendre accessible aux personnes amputées l'éventail des activités pratiquées par les personnes non amputées. La posture assise, qui représente une part importante de nos journées, doit également être confortable.

Le confort va être étroitement lié à l'emboîture, qui assure la transmission des actions mécaniques de la prothèse au corps de la personne appareillée par l'intermédiaire du membre résiduel. Ceci doit se faire sans nuire à l'intégrité des tissus biologiques à l'interface. L'enjeu est donc de transmettre les actions mécaniques inhérentes à l'utilisation de la prothèse tout en étant la plus confortable possible. La forme d'emboîture fémorale la plus répandue est celle à ischions inclus, qui de par sa structure limite les rotations de l'emboîture autour du membre résiduel. Cependant, elle limite les amplitudes articulaires de hanche, ce qui impacte significativement le confort pendant la marche, notamment lorsque l'individu doit évoluer dans des environnements contraignants (terrains irréguliers, dévers, montée, descente) (Hagberg et al., 2005). Le confort est également limité lors de la mise en place de la prothèse et lors de la station assise, en raison des limites de l'emboîture qui remontent dans l'aîne et la fesse (Hagberg et al., 2005). L'inconfort peut aussi être induit par des surfaces de contact et de serrage (Cagle et al., 2018).

Seulement 42% des personnes amputées se déclarent satisfaites de leur emboîture (Mohd Hawari et al., 2017). Or une emboîture inconfortable ou induisant des plaies ne sera pas ou peu portée ce qui peut augmenter le risque de comorbidités.

1. Institut Régional de Réadaptation de Nancy – NANCY (54).

Une solution permettant de répondre à la problématique du confort pourrait être l'emboîture souple Access Socket (AS), qui reprend exactement la forme et les principes de fabrication de l'Emboîture à ischion inclus rigide en carbone (ER), mais allie une structure rigide et des zones souples. Ces zones souples permettent de répartir les pressions dans l'emboîture en autorisant une certaine déformation, tout en maintenant les propriétés mécaniques nécessaires pour la marche.

L'objectif de cette étude pilote était de comparer le confort perçu par des personnes amputées lors du port d'une emboîture souple AS par rapport à leur ER, les deux emboîtures étant montées de manière identique sur les dispositifs médicaux habituels des patients.

Corps du résumé / Matériels et méthodes

8 patients amputés trans-fémorales ont porté de manière successive l'ER puis l'emboîture souple AS, copie identique de leur emboîture habituelle rigide, sur une période de 15 jours. A chaque fin de période, les patients ont répondu au Prosthesis Evaluation Questionnaire (PEQ), qui permet d'évaluer la satisfaction vis à vis de leur prothèse, au Prosthetic Limb Users Survey of Mobility (PLUS-M SF12) qui évalue spécifiquement la mobilité des personnes amputées de membre inférieur ainsi qu'au Socket Score Comfort (SCS) qui est une échelle visuelle analogique de 0 à 10, qui évalue le confort lors de différentes situations (assis, assis sur les toilettes, assis en voiture). La qualité de vie était quant à elle évaluée à l'aide du Swedish Health Survey (SF-36). Des tests de Wilcoxon pour échantillons appariés ont été utilisés afin de comparer les médianes des scores aux questionnaires et échelles en fonction de l'emboîture portée par les patients.

Résultats

Les tableaux 1 à 4 présentent les résultats aux différentes échelles et questionnaires. On constate des améliorations significatives sur l'ensemble des échelles et questionnaires lors du port de l'emboîture souple AS en comparaison à l'emboîture rigide habituelle.

Conclusion

Bien qu'il existe un biais d'ordre d'exposition, l'emboîture AS ayant été utilisée après l'ER, l'AS améliore significativement le confort, la mobilité et la satisfaction vis à vis de l'aide technique perçus par les patients. En revanche, il n'y avait pas d'amélioration sur la qualité de vie, bien que l'on observe une amélioration de la composante physique de la SF-36 lors du port de l'AS. L'AS semble être une solution prometteuse pour l'amélioration du confort et de la mobilité des patients amputés trans-fémorale et des investigations supplémentaires sont en cours.

Tableau 1. Scores médians aux sous échelles de la PEQ en fonction de l'emboîture portée et différences de score entre les deux emboîtures. Une différence en rouge indique que la différence minimale détectable (MDC) est atteinte. * : différence significative (p<0.05)

	PEQ Rigide	PEQ Souple	Différence	MDC
Ambulation (PEQ-MS)	5.2	5.96*	0.76	0.55
Apparence	7.14	8.36*	1.22	1.4
Frustration	6.74	8.66	1.92	1.6
Réponse perçue	8.5	9.08	0.58	0.9
Santé du membre résiduel	7.54	8.56	1.02	0.8
Souffrance sociale	7.72	7.8	0.08	1.4
Son	5.66	8.58	2.92	1.7
Utilité	5	8.72*	3.72	1.2
Bien être	5.72	6.46	0.74	1.4

Tableau 2. Scores médians à la PLUS-M en fonction de l'emboîture portée et différence de score entre les deux emboîtures. Une différence en rouge indique que la différence minimale détectable (MDC) est atteinte. * : différence significative (p<0.05).

PLUS M Rigide	Plus M Souple	Différence	MDC
49.1	54.42*	5.32	4.5

Tableau 3. Scores médians dans les différentes dimensions de la SCS en fonction de l'emboîture portée et différence de score entre les deux emboîtures. Une différence en rouge indique que la différence minimale détectable (MDC) est atteinte. * : différence significative (p<0.05).

	SCS Rigide	SCS Souple	Différence	MDC
Chaise dure	3.56	8.73*	5.17	2.82
Chaise souple	4.52	9.02*	4.5	2.82
Assi voiture	6.15	8.9*	2.76	2.82
Assis toilette	2.5	8.8*	6.3	2.82
Score agrégé	4.18	8.86*	4.68	2.82

Tableau 4. Scores médians à la SF-36 en fonction de l'emboîture portée et différence de score entre les deux emboîtures.

	SF36 Rigide	SF36 Souple	Delta
Score Physique	66.45	76.89	10.44
Score mental	83.95	82.94	-1.01

Bibliographie / Références

Cagle, J. C., Reinhall, P. G., Allyn, K. J., McLean, J., Hinrichs, P., Hafner, B. J., & Sanders, J. E. (2018). A finite element model to assess transtibial prosthetic sockets with elastomeric liners. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 56(7), 1227-1240.

- Hagberg, K., Häggström, E., Uden, M., & Brånemark, R. (2005). Socket Versus Bone-Anchored Trans-Femoral Prostheses: Hip Range of Motion and Sitting Comfort. *Prosthetics and Orthotics International*,29(2), 153-163.
- Mohd Hawari, N., Jawaid, M., Md Tahir, P., & Azmeer, R. A. (2017). Case study: Survey of patient satisfaction with prosthesis quality and design among below-knee prosthetic leg socket users. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*,12(8), 868-874.
- Samuelsson, K. A., Töytäri, O., Salminen, A.-L., & Brandt, Å. (2012). Effects of lower limb prosthesis on activity, participation, and quality of life: A systematic review. *Prosthetics and Orthotics International*,36(2), 145-158.

Revue de la littérature sur les systèmes de dépressurisation pour l'adaptation de l'emboîture chez les amputés de membre inférieur

Dr Guilhem EMILE¹, Dr Remi KOLTZ²

Mots Clés : Systèmes de dépressurisation, emboîture.

Introduction

L'enjeu d'un appareillage prothétique repose en grande partie sur l'adaptation de l'emboîture avec le membre résiduel. Depuis quelques années, la dépressurisation est de plus en plus utilisée, car elle peut améliorer le confort et la qualité de vie chez les personnes amputées. La recherche reste insuffisante pour informer les pratiques cliniques, particulièrement dans le cadre d'études prospectives en milieu écologique.

Le but était de réaliser une revue de la littérature sur les 20 dernières années afin de trouver des résultats significatifs sur la dépressurisation pour les amputés de membre inférieur.

Corps du résumé / Matériels et méthodes

Medline, Scopus, Web of science, Google Scholar ont été évaluées entre 2001 et septembre 2021 avec les mots suivants : *lower limb amputee, lower limb amputation, elevated vacuum; vacuumassisted suspension; active vacuum; prosthetic suspension system.*

Seules les études en Anglais et en Français ont été sélectionnées. Les case-report ont été inclus.

Résultats

Plus de 42 études ont été retenues. Les objectifs couvraient de nombreuses évaluations : modification de volume, piston, pression à l'interface, satisfaction, soins de plaies, marche, équilibre ou qualité de vie. La dépressurisation permet un meilleur

1. Centre Hospitalier d'Arcachon – LA TESTE DE BUCH (33).

2. CRF LA TOUR DE GASSIES – BRUGES (33).

contrôle du volume, protège des lésions cutanées, améliore les paramètres de marche et d'équilibre et semble améliorer le confort.

Conclusion

Chez les amputés de membre inférieur, les études sont en faveur de nombreux effets bénéfiques de la dépressurisation, mais elle ne semble pas être appropriée à tous les types de patients. Toutefois, les preuves actuelles d'études de bonne qualité restent insuffisantes pour affirmer des conclusions définitives.

Amputations mineures du pied

Serge MATHIS¹

Mots Clés : Amputations mineures, pied.

Introduction

Comme les autres professionnels de l'orthopédie, les Podo-Orthésistes sont confrontés, par le biais de nombreuses pathologies, à des amputations mineures réalisées au niveau du pied : amputation d'un ou plusieurs orteils, amputations Trans métatarsiennes, voire selon Chopart. Il s'agit donc, pour notre profession, de réaliser un appareillage qui soit à la fois esthétique, puisque c'est la demande du patient, et fonctionnel, pour recréer au maximum les mouvements du pied, comme s'il n'y avait pas d'amputation.

Les matériaux utilisés se doivent également de respecter au mieux les parties restantes du pied, pour le protéger d'une éventuelle amputation plus tard, mais aussi pour respecter les exigences liées à la performance de cet appareillage. De plus, ces amputations, bien que formalisées très précisément, ne sont pas toujours réalisées à l'identique, et les pathologies connexes rendent parfois le travail encore plus difficile.

Corps du résumé / Matériels et méthodes

Le podo-orthésiste est donc confronté, d'une part, à l'utilisation de matériaux plus communs, mais non traumatisants, pour rester dans des coûts limités par la prise en charge financière, mais peuvent également utiliser de nouveaux produits mis à leur disposition par la science, comme la fibre de carbone, ou l'impression 3 D ; mais ces techniques restent encore assez chères, et sont assez peu utilisées par mes confrères, du fait des difficultés de mise en oeuvre d'une part, et de leur coût pour l'entreprise d'autre part.

Résultats

Ma mission, ici, ne sera pas de faire un point sur les avancées les plus avant-gardistes, mais de monter des appareillages réalisés actuellement, pour le plus grand

1. ORTHOPEDIE MATHIS – COLMAR (68).

nombre, en respectant les impératifs vus plus haut ; ces appareillages sont portés par les patients, de manière permanente quand ils se déplacent, et leur permettent bien souvent de se déplacer en augmentant leur sécurité, et en minimisant au maximum les risques pour leur santé. Dès lors, le travail des podos-orthésistes est, tout comme celui des autres professions de l'Orthopédie, mis à la disposition du plus grand nombre, augmenté encore par d'une part les lésions à caractère traumatique et, d'autre part, par les maladies récurrentes nombreuses, comme par exemple le diabète, qui a des répercussions importantes sur leurs pieds.

Conclusion

Puissent les podos-orthésistes apporter leur pierre à l'édifice, et permettre alors au plus grand nombre la possibilité de se mouvoir sans freins !

Conséquences biomécaniques de différents types d'emboiture de prothèse d'avant-pied sur la marche des personnes amputées partielles de pied

Dr Isabelle LOIRET¹, Constance BILLON¹, Valériane LEAL¹,
Marie-Agnès HALDRIC¹, Dr Noël MARTINET¹, Pr Jean PAYSANT¹

Mots Clés : amputation partielle de pied, prothèse d'avant pied en carbone, semelles à faux bout, appareillage, marche, conséquences biomécaniques.

Introduction

Les amputations partielles de pied (APP), qui correspondent à la perte de l'avant-pied et/ou de l'arrière -pied, sont deux fois plus nombreuses que les amputations majeures de membre inférieur (15000 APP pour 8000 amputations majeures). Le diabète et l'artérite oblitérante des membres inférieurs en sont les étiologies les plus fréquentes. La majeure partie sont des amputations d'orteils. Suivent ensuite les désarticulations métatarso-phalangiennes, les amputations trans-métatarsiennes, les amputations de l'articulation de Lisfranc et les amputations de l'articulation de Chopart. Pour un même niveau d'amputation, plusieurs appareillages sont réalisables allant de la semelle à faux -bout à la prothèse d'avant-pied en carbone. De plus, la marche sans appareillage est possible ce qui explique que de nombreuses personnes amputées d'avant-pied ne sont pas appareillées. Pour autant, la marche chez les personnes APP, appareillées ou non, et l'influence de l'appareillage sur la marche dans ses composantes biomécaniques ont été très peu étudiées dans la littérature (*Dillon 2006a, 2006b, 2008, 2011*), contrairement à la marche des personnes ayant bénéficié d'une amputation majeure de membre inférieur.

L'objectif de cette étude est donc d'évaluer, chez les personnes ayant une APP, l'influence sur le membre amputé et sur le membre controlatéral de l'appareillage en comparaison à la marche non appareillée (pieds nus) ; et d'évaluer l'influence de différents appareillages chez une même personne ayant une APP.

Une amélioration du schéma de marche avec l'appareillage et une modification du schéma de marche en fonction du type d'appareillage porté par la personne ayant une APP sont supposées.

1. Centre Louis Pierquin, NANCY (54).

Corps du résumé / Matériels et méthodes

Cette étude ouverte prospective comparative monocentrique (CPP 2014-A01483-44) a inclus 5 personnes ayant une APP, recrutées via la consultation d'appareillage de l'IRR à Nancy. Toute personne ayant une APP unilatérale ou bilatérale qu'elle que soit l'étiologie, capable de marcher sans aide technique avec et sans appareillage, ayant donné son consentement écrit a été incluse. Les personnes ayant une amputation bilatérale autres que partielles de pied, ou ayant toute autre pathologie pouvant affecter leur marche ont été exclues. Les personnes amputées (4 appareillées par semelles à faux-bout et 1 personne ayant une APP bilatérale appareillée par semelles à faux bout du côté trans-métatarsien, et par chausson et/ou prothèse d'avant pied du côté Lisfranc) ont marché à vitesse confortable en laboratoire d'analyse du mouvement (Vicon, 8 caméras, 3 PF AMTI) pieds nus et avec leurs différents appareillages dans leurs chaussures habituelles. Les paramètres spatio-temporels (longueur de pas, durées de simple appui et vitesse de marche), cinématiques (flexion de genou et FD de cheville) et cinétiques (puissance de cheville et de hanche, force de réaction au sol -FdR-), et le déplacement du centre de pression (COP) ont été comparées dans les différentes situations de marche. Pour chacun des paramètres, l'Absolute Symmetry Index (ASI) - $ASI > 0$ signifie que le paramètre est plus élevé sur le membre controlatéral - a été calculé (Nolan 2003).

Résultats

La longueur de pas, la vitesse de marche, la flexion de genou lors de la phase d'oscillation, la flexion dorsale maximale de cheville et le pic de puissance maximal de hanche lors de la propulsion, sont augmentés avec le port de la semelle à faux-bout pour tous les patients. L'ASI de tous les paramètres cités diminuent, et pour certains paramètres, l'ASI est inférieur à 10% comme l'ASI du 2ème pic de la FdR (Fz2) avec le port de la semelle à faux-bout. Le déplacement du COP est augmenté dans le sens de la marche et est diminué dans sa composante latérale.

La flexion maximale du genou lors de la phase d'oscillation, le déplacement du COP lors de la phase d'appui, la puissance maximale de cheville et de hanche lors de la propulsion est augmentée avec le port du chausson et surtout avec le port de la prothèse d'avant-pied chez la personne amputée bilatérale. L'ASI Fz1 et l'ASI Fz2 est inférieur à 10% avec le port de la prothèse d'avant pied.

Discussion

Le port de la semelle à faux-bout, permet de normaliser voire de symétriser de nombreux paramètres ce qui est conforme à la littérature (1-4). La trajectoire du COP du côté amputé se rapproche de celle du côté controlatéral avec le port de la semelle à faux bout. Ceci peut être expliqué par l'allongement et la rigidifica-

tion de l'avant-pied avec le port de la semelle à faux-bout. De même, elle permet le recrutement des extenseurs de hanche (augmentation du pic de puissance de hanche) lors de la propulsion permettant un pas postérieur et surtout une symétrisation de la propulsion.

La prothèse d'avant-pied permet d'augmenter la puissance de hanche et de symétriser à la fois la propulsion mais aussi l'attaque du pas ce qui est un élément préventif pour limiter les pathologies de compensations du membre controlatéral.

L'appareillage facilite donc la stratégie de compensation de hanche. Une rééducation par renforcement musculaire des extenseurs de hanche est à prévoir pour les personnes ayant une APP appareillée.

Conclusion

Le port de la semelle à faux-bout et de la prothèse d'avant-pied chez les personnes ayant une AAP améliore le schéma de marche que ce soit sur les paramètres spatio-temporels, cinématiques et cinétiques. La symétrisation du schéma de marche est probablement une des explications de l'amélioration ressentie par la personne appareillée. L'appareillage d'une personne ayant une APP est donc essentielle.

Bibliographie / Références

- Dillon MP, Barker TM. Can partial foot prostheses effectively restore foot length? 2006;30(April):17–23.
- Dillon MP, Ph D, Barker TM, Ph D. Preservation of Residual Foot Length in Partial Foot Amputation: A Biomechanical Analysis. 2006;110–6.
- Dillon MP, Hons BPO. Effect of prosthetic design on center of pressure excursion in partial foot prostheses. 2011;48(2):161–78.
- Dillon MP, Hons BPO. Comparison of gait of persons with partial foot amputation wearing prosthesis to matched control group: Observational study. 2008; 45(9);1317-1334.
- Nolan L, Wit A, Dudziński K, Lees A, Lake M, Wychowański M. Adjustments in gait symmetry with walking speed in trans-femoral and trans-tibial amputees. Gait Posture. 2003;17(2):142–51.

Vers l'estimation des efforts 3D dans l'emboîture tibiale à l'aide d'un système d'acquisition externe low-cost et portable

Dr Alvaro ALTAMIRANO¹, Denis MANGENOT¹

Mots Clés : Mesure non-invasive, jauges de contrainte, emboîture, low-cost, embarqué, efforts internes, pressions.

Introduction

Pendant la marche, l'emboîture d'une prothèse permet la transmission de la charge corporelle du membre résiduel vers le sol. Une emboîture correctement ajustée permet à son utilisateur de contrôler de manière optimale sa prothèse et d'éviter que les effets de pression et de cisaillement ne lui causent douleurs et blessures. La bonne distribution des pressions à l'intérieur de l'emboîture prothétique est importante pour le confort et l'optimisation de la marche de l'amputé (Klute et al. 2009). La caractérisation des efforts dans l'emboîture, en dynamique, pendant la rééducation, permettrait d'optimiser l'adaptation de l'appareillage. Différents moyens ont été proposés pour mesurer ces efforts (Al-Fakih et al., 2016), mais présentent plusieurs inconvénients : limitation de la mesure de pression à des points spécifiques, altération de l'emboîture ou de l'interface moignon/emboîture, limitation à l'analyse par éléments finis (Lee et al., 2004). Ces pressions peuvent aussi être estimées en mesurant la déformation de l'emboîture avec des jauges de déformation placées sur sa face externe (Sewell et al., 2012), ce qui permet de ne pas altérer sa structure ou sa composition et de ne pas modifier sa partie interne. Utilisant le même principe, l'estimation d'efforts 3D (pression et cisaillements) nécessite cependant beaucoup plus de jauges, entraînant un surcoût élevé du système d'acquisition. Cette étude présente ainsi une méthode d'estimation d'efforts 3D basée sur un système novateur externe, portable et peu coûteux.

1. INI – CERAH – WOIPPY (57).

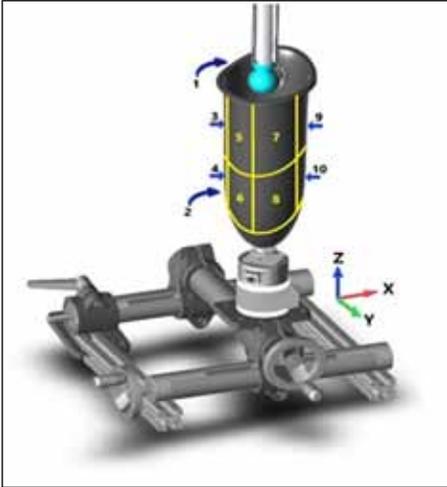


Figure 1 : Emboîture tibiale, zones et système de calibration.

Corps du résumé / Matériels et méthodes

Acquisition et calibration matérielle

Matériel : Une emboîture transtibiale en PETG a été fixée à un capteur de force 3D, placé sur un système mécanique permettant la translation dans le plan horizontal et une rotation dans l'axe vertical (Figure 1).

10 zones ont été marquées sur l'emboîture et 35 jauges de déformation ont été fixées par collage et réparties sur la surface externe de l'emboîture.

Une sphère métallique recouverte de silicone, pouvant se déplacer verticalement permettait l'application d'efforts dans l'emboîture par déplacement relatif emboîture/sphère.

Géométrie et repères : Les géométries de l'emboîture et du capteur ont été acquises par scanner 3D, permettant de définir, pour chaque zone de l'emboîture, des repères capteur et emboîture.

Acquisition : Les acquisitions synchronisées des signaux des jauges ont été réalisées à l'aide d'une carte système personnalisée basée sur Arduino et 35 modules de conversion analogique numérique à une fréquence de 16Hz. Les signaux du capteur 3D ont été acquis sur système LabView NXG.

Acquisition de calibration et validation

Après étalonnage du système, le protocole de mesure appliqué pour chacune des 10 zones a été le suivant :

- Le palpeur est placé sans contact devant le centre de la zone, puis l'acquisition est lancée.

- A l'aide du système de translation, une force croissante est imposée sur la surface intérieure de l'emboîture jusqu'à une valeur maximale de 100 N.
- En maintenant cet effort et en utilisant le dispositif de translation horizontale, une force de cisaillement est imposée jusqu'à la limite du glissement, dans un sens, puis dans l'autre.
- A la fin, le non-contact est rétabli.

Traitement des données

Un tiers des données a été utilisé pour la validation. 1000 enregistrements parmi les données restantes ont été utilisés pour l'entraînement d'un algorithme à réseau de neurone (ANN), établissant une relation entre ses entrées (jauges) et ses sorties (efforts 3D dans les 10 zones) en évitant le surentraînement. Pour la validation du système, les efforts mesurés ont été comparés aux efforts calculés par l'ANN.

Résultats

Selon la zone, les efforts maximaux variaient de 310 à 721 N pour les efforts normaux et de 141 à 688 N pour les cisaillements. Ces résultats semblent cohérents avec la littérature (Sewell et al. 2012). Les différences absolues moyennes observées entre les forces calculées et mesurées allaient de 5 à 58 N, tandis que l'erreur RMS normalisée était inférieure à 17% dans la région medio-postérieure mais pouvaient atteindre 32% dans d'autres zones. A ce stade de développement, ces résultats sont prometteurs pour estimer les efforts 3D à l'intérieur de l'emboîture, sans altérer le contact moignon/emboîture et avec un coût abordable, estimé à 2000 €. Les pistes d'amélioration en précision sont des travaux sur l'ANN et les données d'entraînement. Le système doit également gagner en fréquence et être validé par comparaison à d'autres procédés de mesure.

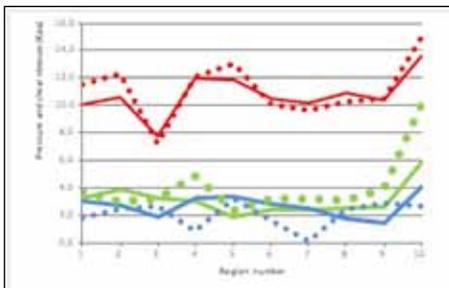


Figure 2 : Exemple de résultats par zone, efforts 3D, mesurés (traits pleins) et estimés (pointillés) pressions en rouge, cisaillements en vert/bleu.

Conclusion

Le système présenté dans cette étude a permis une mesure externe des efforts 3D par une solution abordable, les résultats prometteurs encouragent à la poursuite des travaux. À terme, cette technologie pourrait permettre d'obtenir des données originales d'effort dans l'emboîture pour un patient dans diverses situations de marche. Cela permettrait d'observer l'évolution des efforts au cours du temps pour un moignon subissant des variations de volume, étudier les effets de divers alignements, etc. On peut ainsi envisager que cette technique permettra de nourrir la réflexion sur l'amélioration de l'adaptation des emboîtures et des éléments prothétiques.

Remerciements

Ce projet a été soutenu financièrement par la Fondation des Mutilés et Invalides de Guerre et la Fédération des Amputés de Guerre de France.

Bibliographie / Références

- Al-Fakih E A, Abu Osman N A, Mahmad Adikan F R. 2016. Techniques for Interface Stress Measurements within Prosthetic Sockets of Transtibial Amputees: A Review of the Past 50 Years of Research. *Sensors*. 16(7):1119.
- Lee Winson C C, Zhang M, Boone D A, Contoyannis B. 2004. Finite-element analysis to determine effect of monolimb flexibility on structural strength and interaction between residual limb and prosthetic socket. *Journal of Rehabilitation Research Development*. 41(6A):775 – 786.
- Sewell P, Noroozi S, Vinney J, Amali R & Andrew S. 2012. Static and dynamic load prediction for prosthetic socket fitting assessment utilising an inverse problem approach. *Artificial Intelligence Medicine*. 54(1):29 – 41.
- Klute GK, Kantor C, Darrouzet C, Wild H, Wilkinson S, Iveljic S, et al. Lower-limb amputee needs assessment using multistakeholder focus-group approach. *J Rehabil Res Dev*. 2009;46(3):293–304.

La modélisation par éléments finis comme outil de prédiction des pressions à l'interface entre le membre résiduel et l'emboîture fémorale : comparaison des emboîtures à ischion intégré et quadrilatérales

Dr Nolwenn FOUGERON¹, Dr Pierre-Yves ROHAN²,
Dr Jean-Loïc ROSE³, Dr Xavier BONNET², Pr Hélène PILLET²

Mots Clés : Emboîture, Membre résiduel fémoral, Pression, Modélisation éléments finis.

Introduction

Les prothèses de membre inférieur permettent aux personnes amputées de retrouver une autonomie de locomotion à la suite de leur amputation. Le plus souvent, le lien entre la prothèse et le corps de la personne est réalisé par une emboîture qui recouvre le Membre Résiduel (MR).

L'interface entre l'emboîture et le MR ayant un impact direct sur la qualité de vie de personnes [1], plusieurs équipes se sont intéressées à cette problématique en proposant différentes formes d'emboîture [2] : quadrilatérale, à ischion intégré, marlo anatomical socket, High-Fidelity ou NU-Flex pour ne citer que celles-ci. Cette diversité permet ainsi aux orthoprothésistes de s'adapter aux besoins et préférences de chacun de leurs patients.

La pression à l'interface entre le MR et l'emboîture est une grandeur utilisée dans la littérature afin de comparer les emboîtures pour un sujet donné [3]. La mise en place de protocoles expérimentaux de mesure de pression n'étant pas compatible avec les contraintes cliniques, des auteurs s'intéressent au développement de modèles, notamment en Éléments Finis (EF), de l'interaction entre le MR et l'emboîture [4]. Cependant, les pressions à l'interface prédites par ces modèles rapportent ne sont pas en accord avec les mesures expérimentales.

1. Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak – LA TRONCHE (38).

2. Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak – PARIS (75).

3. Proteor – DIJON (21).

L'objectif de cette étude est donc la conception d'un modèle EF du MR et de l'emboîture pour comparer les répartitions de pression entre deux emboîtures, QUADrilatérale (QUAD) et à Ischion Intégré (ICS), pour un sujet.

Corps du résumé / Matériels et méthodes

1. Acquisitions et traitements des données

Une analyse quantitative de la marche a été réalisée avec un volontaire amputé au niveau fémoral, dans le cadre du CPP NX06036, dans une salle équipée d'un système optoélectronique (Vicon, Oxford Metrics Ltd) et de plateformes de force (AMTI Advances Mechanical Technology, Inc). Le sujet était équipé de 55 marqueurs sur les membres inférieurs selon le protocole de [5]. Ces données ont servi à calculer la cinématique et la dynamique inverse du système. Des radiographies (EOS, EOS-Imagine) et des acquisitions au scanner 3D (Structure, Occipital Inc.) ont été réalisées pour reconstruire la géométrie du MR et de l'emboîture (Fig. 1).

Des essais d'indentation ont été réalisés sur le MR pour obtenir les paramètres matériaux des tissus mous selon le protocole décrit par [6].

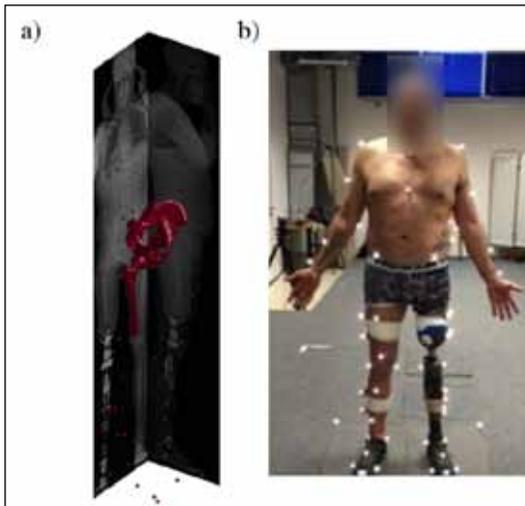


Fig. 1 : a) Radiographies et reconstructions b) Positionnement des marqueurs.

2. Modélisation EF

Le modèle EF était composé du bassin, du fémur résiduel, des tissus mous et de l'emboîture. Deux géométries d'emboîtures ont été générées sur OrtenShape (Orten, Proteor) une ICS et une QUAD et personnalisées avec les scans 3D du MR du sujet. Un serrage distal de 2 % et proximal de 3 % était défini pour les deux emboîtures.

Les tissus mous étaient modélisés par une loi de comportement de type Ogden avec un module de cisaillement de 16,3 kPa, un paramètre α de 11 et un coeffi-

cient de Poisson de 0,45. Ces paramètres étaient déduits des essais d'indentation détaillés précédemment. L'emboîture était modélisée par une loi de comportement de Ogden [7] avec un module de cisaillement de 121 MPa, un paramètre ν de 2 et un coefficient de poisson de 0,49. Les structures osseuses étaient considérées comme infiniment rigides.

Les efforts et moments calculés au centre du genou prothétique au milieu de la phase d'appui ont été appliqués à l'emboîture tandis que la position du bassin était fixée durant la simulation. Un modèle MusculoSquelettique (MSK) du MR et du bassin a été personnalisé selon la méthode de [8] afin d'ajouter les efforts des muscles au chargement du modèle EF.

Résultats

Les répartitions de pression étaient nettement différentes pour les deux emboîtures (Fig. 2). Les maxima étaient présents sur la zone antérieure de l'appui ischiatique dans les deux cas. Pour l'emboîture QUAD le maximum était plus important que pour l'ICS (185 kPa et 121 kPa respectivement). En dehors de l'appui ischiatique, les pressions étaient principalement réparties sur la face postérieure pour l'emboîture ICS mais principalement sur la face antérieure pour l'emboîture QUAD.

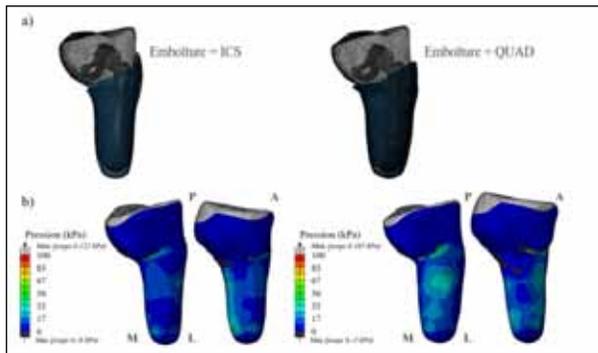


Fig. 2 : a) Modèles EF, b) Répartitions de pression. M = face médiale, L = face latérale, P = face postérieure, A = face antérieure.

Discussion

Des mesures ont été réalisées par [3] pour comparer les pressions avec ces deux types d'emboîtures. Tout comme pour la présente étude, le maximum de pression était mesuré au niveau de l'ischion et était plus important pour l'emboîture QUAD (90 kPa) que pour l'emboîture ICS (70 kPa). Les différences d'amplitudes entre les deux études peuvent, entre autres, s'expliquer par les différences entre les sujets et les emboîtures utilisées, mais également par les hypothèses faites pour construire le modèle EF.

Conclusion

Le modèle présenté ici permet de discriminer les géométries d'emboîture pour un même sujet. Une simplification des protocoles d'acquisitions et de traitement des données permettrait de développer les modèles EF en clinique afin d'aider les orthoprothésistes pour le choix de la géométrie des emboîtures. La conduite d'une campagne d'acquisition avec plus de sujets et des mesures expérimentales de pression reste nécessaire pour évaluer les résultats présentés ici.

Bibliographie / Références

- [1] E. M. Burgess and A. Rappoport, *Physical Fitness: A Guide for Individuals with Lower Limb Loss*, DIANE Publ. 1992.
- [2] R. S. Gailey and S. M. Clemens, "Sacrifice, Science, and Support: A History of Modern Prosthetics," *Full Stride Adv. State Art Low. Extrem. Gait Syst.*, pp. 1–244, 2017.
- [3] P. V. S. Lee, S. E. Solomonidis, and W. D. Spence, "Stump-socket interface pressure as an aid to socket design in prostheses for trans-femoral amputees—a preliminary study," *Proc. Inst. Mech. Eng. Part H J. Eng. Med.*, vol. 211, no. 2, pp. 167–180, 1997.
- [4] Z. Meng, D. W. C. Wong, M. Zhang, and A. K. L. Leung, "Analysis of compression/release stabilized transfemoral prosthetic socket by finite element modelling method," *Med. Eng. Phys.*, vol. 83, pp. 123–129, 2020.
- [5] H. Goujon-Pillet, E. Sapin, P. Fodé, and F. Lavaste, "Three-Dimensional Motions of Trunk and Pelvis During Transfemoral Amputee Gait," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 89, no. 1, pp. 87–94, 2008.
- [6] B. Panhelleux, N. Fougeron, N. Ruysen, P.-Y. Rohan, X. Bonnet, and H. Pillet, "Femoral residuum/socket kinematics using fusion between 3D motion capture and stereo radiography," *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 22, no. sup1, pp. S245–S247, 2019.
- [7] K. M. Moerman, D. M. Sengeh, and H. M. Herr, "Automated and Data-driven Computational Design of Patient-Specific Biomechanical Interfaces," *IEEE Access*, 2016.
- [8] N. Fougeron, X. Bonnet, B. Panhelleux, J.-L. Rose, P.-Y. Rohan, and H. Pillet, "Prediction of muscle forces in residual limb during walking: comparison of transfemoral and Gritti–Stokes amputations," *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 23, no. sup1, pp. S107–S109, 2020.

Corner International

Méthodes numériques pour la conception prédictive des emboîtures prothétiques

Alex DINCKINSON¹

La conception de l'emboîture prothétique dépend des compétences et de l'expérience de professionnels hautement qualifiés.

Leur compétence, leur expérience et leur formation les arment face à une tâche de conception très difficile : l'interface membre résiduel-emboîture est une cible mouvante en raison de la cicatrisation et de l'adaptation des tissus mous, de la fluctuation du volume et, surtout, de la dynamique de la marche.

La conception de l'emboîture bénéficie de l'itération et de la rétroaction entre l'utilisateur du membre et le prothésiste, et bien qu'une certaine itération soit inévitable lorsque les tissus mous guérissent et s'adaptent fonctionnellement à leur rôle porteur considérablement modifié, une itération excessive en tant que « essais et erreurs » a des coûts économiques pour fournisseurs de services et est inconfortable pour les utilisateurs de membres.

L'objectif de mon équipe de recherche était de développer des méthodes de conception d'emboîtures basées sur la simulation biomécanique qui aideront les prothésistes à produire des emboîtures prothétiques confortables en moins d'itérations, tout en gardant le clinicien expert et son client au centre.

Nous avons cherché à déterminer s'il était possible de créer des outils logiciels compatibles avec les flux de travail CAO/FAO pour permettre aux prothésistes d'évaluer leur conception en utilisant des prédictions de la pression des membres et de la tension des tissus mous, des biomarqueurs de l'inconfort et des lésions tissulaires. De telles analyses structurelles se sont développées sur 40 ans mais n'ont pas été adoptées cliniquement. Pour essayer d'éviter que nos travaux ne se terminent par des publications scientifiques uniquement, nous nous sommes lancés le défi que ces outils ne nécessitent pas d'ordinateurs hautes performances, de laborieux calcul, des logiciels coûteux ou d'ingénieur en mécanique.

Nous avons utilisé une modélisation statistique de la forme pour paramétrer la variabilité anatomique et chirurgicale dans le membre, et une modélisation de substitution pour produire une méthode d'application Web très efficace. La

1. Collège de Southampton, Royaume-Uni.

méthode doit afficher les prédictions de l'analyse par éléments finis de la pression dans l'emboîture et permettre au prothésiste d'apporter des modifications aux conceptions de rectification de l'emboîture, et obtenir des prévisions de pression en temps réel.

Ces méthodes ont des utilisations potentielles supplémentaires dans l'analyse de la contrainte dans la prothèse elle-même, pour envisager de nouveaux matériaux d'emboîture et des méthodes de fabrication additive. Nous analysons actuellement des méthodes d'intelligence artificielle pour développer des modèles de conception intelligents qui pourraient leur donner une première estimation de la conception d'emboîture à utiliser, pour leurs prédictions.

Abstract in English

Digital workflows for predictive prosthetic socket design

Prosthetic socket design depends on the skill and experience of highly trained professionals. This skill, experience and training equip them for a highly challenging design task: the residual limb-socket interface is a moving target due to soft tissue healing and adaptation, volume fluctuation and, not least, the dynamics of gait. Socket design benefits from iteration and feedback between the limb user and the prosthetist, and while some iteration is inevitable as the soft tissues heal and functionally adapt to their dramatically altered load-bearing role, excessive iteration as 'trial and error' has economic costs to service providers, and is inconvenient to limb users.

My research team's aim was to develop biomechanical simulation-based socket design methods which will support prosthetists in producing comfortable prosthetic sockets in fewer iterations, whilst keeping the expert clinician and their client at the centre. We set out to investigate whether software tools could be built that would be compatible with CAD/CAM workflows to enable prosthetists to appraise their design using predictions of socket-limb pressure and soft tissue strain, biomarkers of discomfort and tissue injury. Such structural analyses have developed over 40 years but have not been adopted clinically. To try and avoid our work ending with scientific publications alone, we set ourselves the challenge that these tools should not require high performance computers, long calculation times, high cost software or a mechanical engineer.

We employed statistical shape modelling to parameterise anatomic and surgical variability in the limb, and surrogate modelling to produce a highly efficient web application method for displaying Finite Element Analysis predictions of limb-socket pressure, and allow the prosthetist to make changes to the socket rectification designs and obtain pressure predictions in real time.

These methods have additional potential uses in analysing the stress in the prosthesis itself, to consider potential new socket materials and additive manufacturing methods. We are currently analysing artificial intelligence methods to develop smart design templates which could give them a first estimate socket design to use for their predictions.

Digital Transformation in Prosthetics and Orthotics

Edward Lemaire, PhD¹

Digital transformation involves cultural, organizational, and operational change of an organization, industry, or ecosystem through a smart integration of digital technologies, processes, and competencies across all levels and functions in a staged and strategic way. These transformations can be encompassing, disruptive, and beneficial to practitioners and consumers of assistive technologies.

This presentation provides an overview of the scope of digital applications in prosthetics and orthotics; including, LEAD and COMPASS project reports from ISPO (outcome measures and minimum data sets), automated assessment tools (smart hallway, smartphone apps, augmented reality), personalized design and manufacturing, specialized central fabrication, telehealth and remote diagnostics, and digitally empowered consumers.

Digital tools for providing prosthetic and orthotic devices have been available for decades, but recent experiences with the global pandemic has brought the viability and need for this digital transformation to the forefront. ISPO is working to help with the transition to use digital methods to enhance quality and access to care.

1. President, ISPO International.

Présentations des techniques de
l'INDUSTRIE

Présentation nTopology



Rapide présentation Twin 3D

- Spécialisée dans les outils 3D en Santé
- Chaîne numérique complète
- Inclut notre solution nTopology

nTopology, logiciel d'automatisation de workflow

- Donne la possibilité de créer un workflow 3D et de l'appliquer à une donnée patient-spécifique
 - Exemple : permet d'automatiser la création d'une orthèse à partir du scanner 3D du patient
 - Vidéo explicative diffusée en simultanée (en PJ)
- Le type de donnée utilisé est « sans limite »
 - Scanner 3D
 - Nuage de point = coordonnées
 - Capteur de pression
 - Etc.

nTopology, également logiciel d'optimisation de topologie

- Intégration automatisée de structures lattices
 - Allègement des dispositifs
 - Gain en matière imprimée
 - Adaptation de la topologie en fonction de l'anatomie / morphologie du patient



LIKE NO OTHER



PERSONNEL

- À la mode
- Dessins/Couleurs/Extras
- Différents matériaux

SUR MESURE

- Toute forme d'anatomie
- Toute prothèse
- Image corporelle positive



PROTECTEUR

- Résiste aux impacts
- Résistant à l'eau
- Hygiénique

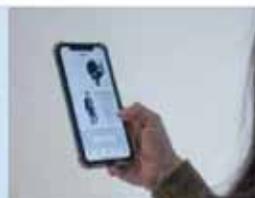
Avantages pour L'UTILISATEUR



Bénéfices de la CLINIQUE

EFFICACE

- 2-3 semaines de livraison
- Application IOS intuitive
- Assistance en direct



SANS TRACAS

- Ajustement parfait
- Poids léger
- Matériel stable



ÉCONOMIQUE

- Pas de gaspillage
- Remboursable
- Exclusivement vendu en cliniques



L'impression 3D : pourquoi et comment ?

MEDIN 3D

Grâce à l'étude menée par Stephen Mellor (2013) : « Additive manufacturing: A framework for implementation », nous savons que la fabrication additive présente des avantages uniques.

De par le fait qu'en orthopédie, chaque produit est unique, le secteur est un bénéficiaire privilégié de l'impression 3D. En réalité l'impression 3D n'est que la concrétisation de l'ensemble des valeurs ajoutées en amont de la chaîne de conception d'un produit.

Avant d'arriver à un produit à imprimer en 3D, il y a toute une chaîne de valeurs qu'il faut savoir exploiter. Simulation numérique, optimisations numériques, scan 3D, suivie de l'évolution des patients, et automatisation de design, sont des avantages réels de la fabrication par des procédés numériques.

Unitairement, il est dur de créer une chaîne de valeur rentable pour les praticiens, tout en exploitant au maximum les capacités du numérique.

Le temps affecté à la conception d'un dispositif peut vite faire gonfler le prix de chaque appareillage, c'est un des enjeux majeurs car sans intérêt économique il n'y aura pas de réelle adoption de la technique.

De plus, une problématique clé, souvent mise de côté par certaines entreprises, est l'implication du praticien dans le processus de création, car la technologie ne doit pas occulter le savoir-faire des praticiens. Si eux ont la connaissance des besoins des patients, la 3D doit alors être une boîte à outil, dans laquelle ils peuvent piocher lorsque cela est le plus pertinent, et non remplacer systématiquement l'ensemble de leurs pratiques par de la 3D.

La 3D permet de favoriser une fabrication plus responsable, moins gourmande en déchets, de contrôler plus précisément sa production, d'encaisser plus de charge et de limiter les intermédiaires (suppression des pièces détachées, des sous-traitants, des machines...).

On voit plusieurs manières d'aborder ces problèmes, en allant par exemple de Design Ortho avec Cyril Leroy, ou Crispin en Angleterre. Qu'il s'agisse d'une démarche d'internalisation, ou pour moderniser son activité, chacun peut y trouver son compte, mais il faut avoir les bons outils pour s'y lancer.



COPSIL 3D

Silicones dédiés à l'impression 3D
Certifiés contact peau
Conçus pour la fabrication de pièces
souples au design complexe



Interdisciplinary approach in upper limbs prosthetics and rehabilitation

MOTORICA

Objectives

The following research aims to evaluate the effectiveness of a interdisciplinary medical, technical and rehabilitation approach in upper limb prosthetics of children.

Methods

102 prosthetics of the upper limbs for children from 3 to 17 years old with congenital disorders have been performed from June 2019 to June 2020. In the first (N=51) children received complex individual (remote+ face-to-face) rehabilitation. Rehabilitation was conducted prior to device installation and during it. Before device installation families received age specific materials on expectations, physical and psychological preparation for the device usage. Immediately after prosthetics they underwent 1 day intensive individual complex of rehabilitation based on a multidisciplinary approach (occupational therapy, kinesiotherapy, class with a clinical psychologist) and an intensive remote follow-up by a doctor of rehabilitation medicine.

The second group of 51 children did not receive any age specific materials or rehabilitation neither prior, nor after prosthetics. They received the device and were dismissed home to get adjusted according to their own abilities. For the first group the success of the rehabilitation program was assessed with the test “ 9-Hole Peg Test “, conducted before the start of the rehabilitation program and after its completion. Also parents from both groups conducted a survey after 10 months of the prothesis usage.

Results and Conclusion

In all cases after face-to-face intensive individual rehabilitation we observed a significant improvement in the results of the 9-Hole Peg Test:

- reduction of the time required to complete the task by 80-85%;
- increase of the movement's accuracy: the number of errors and drops of pegs decreased by 2-2,6 times.

The results of the survey showed a significant difference between the prosthesis usage in 2 groups. Group 1 had more permanent pattern of usage: more than 86% of children wear the device daily, compared to 30% in the 2 group. Also the duration of usage per week was 3-3,5 times longer. Children from group 2 mostly did not wear the prosthesis to the social events, while 90% of children from group 1 did. The average satisfaction with the device in group 1 was 8,5 compared to 5,5 in group 2. Based on the data obtained so far, it can be assumed that even a short interdisciplinary rehabilitation program combined with permanent distant support can provide significant improvement of the patient's skills with the prosthesis, pattern of the device usage and general satisfaction.

L'objectivité dans l'appareillage au service des patients

Ottobock

Ces deux dernières années, la pandémie a bouleversé nos gestes et habitudes au quotidien, elle nous permet également de nous réinventer. **A l'occasion de ce congrès, nous sommes heureux de partager avec vous nos 4 axes de développement pour plus d'objectivité** dans l'appareillage. Car nous sommes convaincus que c'est avant tout un service pour les patients :

- L'objectivité de **nos solutions d'appareillage innovantes**, développées et validées en laboratoire d'analyse de la marche
- L'objectivité par les preuves, **cadrées par les études cliniques**
- L'objectivité **grâce aux appareils de mesure** utilisés au quotidien
- L'objectivité grâce au suivi documenté **en pratique courante** vient compléter les résultats de ces études cliniques.

Ainsi, nous permettons de trouver de nouvelles solutions d'appareillage par une prise en charge personnalisée selon les besoins de chaque individu.



LYON 2021

Sociétés exposantes

Nous remercions les entreprises qui ont participé au congrès :

2BFOR

98 bis, avenue de saige
33600 Pessac

AQUALEG

3 rue du Tibre
44470 THOUARE SUR LOIRE
www.aqualeg.com

ALCHIMIES

9, rue Roger Husson
57260 Dieuze
<https://alchimies.eu/alchimies-prod/>

ASTER 3D

13 Impasse Decauville
54840 GONDREVILLE

BASKO HEALTHCARE

Pieter Liefstinckweg 16
1505 HX Zaandam, Pays-Bas
<https://basko.com/>

BECKER ORTHOPEDIC APPLIANCE

635 Executive Drive, Troy, MI 48083
Etats-Unis
<https://www.beckerorthopedic.com/>

C PRO DIRECT

7A Enterprise Way, Edenbridge TN8 6HF
Royaume-Uni
<https://c-prodirect.com/>

COP CHIMIE

230 Route des Bouveries
26190 SAINT NAZAIRE EN ROYANS
www.cop-chimie.com

CRISPIN MEDICAL

ZI La Bergerie, 2 Rue Edouard Branly
49280 La Séguinière
www.crispin-medical.com

DIRAME ULTRAFLEX

253 Boulevard de Leeds
F-59777 LILLE
www.ultraflex-europe.com

FAGES & AIGLON

16 Rue Joël de Rosnay
30620 Aubord
<https://www.fages-aiglon.fr/>

FEETME

157 Bd Macdonald
75019 Paris
<https://feetmehealth.com/>

FIOR GENTZ

Dorette-von-Stern-Straße 5
D-21337 Lüneburg
Allemagne
www.fior-gentz.de

GIGLIO ORTHOPÉDIE

Rue du Tir-au-Canon 6
1227 Carouge
Suisse
<https://www.giglio-orthopedie.ch/>

GROUPE G2M

168 ZA des Aubières – BP 25
49400 SAUMUR
www.groupe-g2m.com

HAEHN – AFT INTERNATIONAL

26 rue de la Course – BP 50051
67067 STRASBOURG CEDEX
www.haehn.fr

INNOFOAM 64

87 rue Maréchal Foch
65700 MAUBOURGET
www.carefoam.eu

INNOVPULSE

4 Rue du Coteau
69390 Vernaison
<https://innovpulse.eu/wp/accueil/>

KALLISTO

68 chemin de la Flambère
31300 TOULOUSE
www.kallisto.net

3D MEDICAL

130 Rue de Lourmel
75015 Paris
<https://www.3dmedical.fr/>

LOMACO

21 Av. Jean Jaurès
46100 Figeac
<https://lomaco.fr/>

MED IN 3D

18 Rue Trudaine
59650 Villeneuve-d'Ascq
<https://medin3d.fr/>

MOTIONTECH

Chem. du Closel 5, 1020 Renens, Suisse
<https://fr.motiontech.ch/>

MOTORICA

42, ctp.1, Scolkovo, Moscow Oblast
Russie
<https://fr.motorica.org/>

MUST INFORMATIQUE

Parc d'activités Océalim
20 Av. Maryse Bastié,
87270 Couzeix
<https://www.mustinformatique.com/>

OKM QUIMICA ORTOPEDICA SL

Ctra. N-260 km.41
Polig. La Timba – Nave 1
E17742 AVINYONET DE PUIGVENTOS
(GIRONA) – Espagne
www.okm.es

OKO SOLUTIONS

157 avenue Gaston IMBERT
13790 ROUSSET
www.okosolution.com

ORTHO EUROPE

1025 rue Henri Becquerel
Parc Club du Milénaire n°29
34000 MONTPELLIER
www.ortho-europe.com

ORTHOPEDIX

135 impasse de l'Artisanat – ZA des Fraries
42740 SAINT PAUL EN JAREZ
www.orthopedix-france.fr

ORTHOTECH

39 avenue Gambetta
94100 SAINT MAUR
www.orthotech-net.fr

OSIC

ZI Courtine
825 rue de l'Aulanière
84000 AVIGNON
www.osic-carbone.fr

OTTOBOCK FRANCE

4 rue de la Réunion – CS 90011
91978 COURTABOEUF
www.ottobock.com

PROTEOR

6 rue de la Redoute
BP 37833
21078 DIJON CEDEX
www.proteor.fr

REC FRANCE

136 Ancienne Route de Clermont
34600 BEDARIEUX
www.recfrance.com

REHA TRANS

4 Rue des Forgerons
68600 Wolfgantzen
<https://www.reha-trans.fr/>

REGNIER ORTHOPÉDIE

Chem. de la Fernaye
62600 Groffliers
<https://www.regnier-pro.com/>

ROBOTICOM

Via Mario Giuntini, 13, 56021 Cascina PI
Italie
<https://roboticom.it/>

RODIN 4D

Parc Le Biogalien – Bâtiment B
27 allée Charles Darwin
33600 PESSAC
www.rodin4d.com

SIGNATURE OTHODESIGN

13 rue du Général Lionel de Marmier
31300 TOULOUSE
<https://lagarrigue.com/>

SCHEIN ORTHOPÄDIE SERVICE

Hildegardstraße 5
42897 Remscheid, Allemagne
<https://schein.de/>

SATORI

15 route de Grignan
26770 TAULIGNAN
<https://trinytec.com/fr/>

TWIN 3D

21, Rue Paul Pousset
49130 Les Ponts-de-Cé
<https://twin-3d.com/>

UNYQ

Parc scientifique et technologique de la
Cartuja
Isaac Newton, 4,
Séville, 41092, Espagne
<https://www.unyq.com/>

VT PLASTICS

9-13 route du Bassin n°5 – CE 330
92638 GENEVILLIERS
www.prolians.fr / www.vtplastics.fr

VYTRUVE

3700 Bd des Alliés
35510 Cesson-Sévigné
<https://vytruve.com/fr/>

Table des matières

Table ronde : Nouveautés et innovations en appareillage – Perspectives d'intégration dans le système de soin

Réflexions sur la numérisation, la présence et le contact Pierre ANCET	11
Les voies du progrès en Ortho-prothèse Hervé CAUDAN, Dominique FILLONNEAU	12
L'appareillage Orthopédique en 2021 : Un contexte en forte évolution ! Julien MOURET	15
Les conséquences de l'usage des nouveaux moyens techniques : perspectives et questionnements Philippe FORGEAT	16
La podo-orthèse : au croisement des chemins ! Serge MATHIS	19
Les nouvelles technologies prothétiques : de l'imaginaire technopositif à la complexité du vécu quotidien appareillé Valentine GOURINAT, Lucie DALIBERT, Paul-Fabien GROUD	21
Les enjeux de la relation soignant-soigné sur les processus d'appropriation de la prothèse : tensions, collaborations, évolutions Paul-Fabien GROUD, Valentine GOURINAT, Lucie DALIBERT	24
Horizon 2030 : Vision d'évolution des métiers de l'appareillage orthopédique Jules REVAIS	27
L'appareillage de l'amputé en France : de la médecine de ville au centre expert, chacun a sa place ! Dr Noël MARTINET, Pr Jean PAYSANT	29

Thème spécial : Sports et appareillage : le Parasport et ses enjeux

Performance para-sportive en fauteuil roulant manuel : présentation d'une approche numérique afin d'améliorer la compréhension des effets des réglages et leur optimisation Christophe SAURET, Jade LOISEL, Yoann POULET, Théo ROUVIER, Emeline SIMONETTI, Samuel HYBOIS, Hélène PILLET, Joseph BASCOU	33
---	----

Regards croisés clinicien - ingénieur pour améliorer la reprise de la course à pied chez l'amputé de membre inférieur. Intérêt d'un protocole personnalisé ? Dr Marie THOMAS-POHL, Dr Christophe SAURET	36
Haute performance en tennis fauteuil : un exemple de recherche appliquée Joseph BASCOU, Christophe SAURET, Pr Patricia THOREUX, Pr François LAVASTE, Pr Hélène GOUJON	39
Handicap moteur et activité physique : un entraînement numérique à destination des patients Léo BARASSIN, Céline BONNYAUD, Laura HORNAC, Ayoub BOUCHAYA, Thomas GANDOIS, Pr François GENET	42
Activité Physique et Personne en situation de handicap : de la prévention secondaire à la prévention primaire Pr François GENET	43

Communications libres

Regards socio-anthropologiques sur les processus d'appropriation et les usages de la prothèse de membre Lucie DALIBERT, Paul-Fabien GROUD, Valentine GOURINAT	47
La TMR (Targeted Muscle Reinnervation) : Résultats deux ans après la première chirurgie française Sylvio BAGNAROSA, Claire BONAMICI, Dr Eward DE KEATING-HART, Dr Jérôme PIERRART, Dr Dominique EVENO, Dr Guillaume BOKOBZA, Dr M DA COSTA	50
Quantification de la propulsion des pieds prothétiques chez les personnes amputées trans-tibiales lors de la marche à plat Xavier BONNET, Isabelle LOIRET, Hélène PILLET, C PILLON, Dr Noël MARTINET, Pr Jean PAYSANT	52
Anomalie réductionnelle des membres supérieurs prise en charge orthétique Jean REDOUX	55
Effet des alignements prothétiques sur la propulsion et la marche de sujets avec amputations transfémorales Dr Marie THOMAS-POHL, Malou COPPIN, Xavier BONNET, Cyril LOGEL, Hélène PILLET	57
Stratégies d'appareillage pour un patient amputé d'une hémipelvectomie avec double stomie, vers une marche fonctionnelle et efficace Dr Frédéric CHARLATÉ, Marie GALLAND, Sophie PERSINE	61

**Thème spécial : Appareillage de l'enfant marchant –
Partie 2 : Pathologies de l'enfant marchant –
amputation, malformation et troubles musculaires**

Les défauts de marche des orthoprothèses et les solutions apportées Elodie PENNETEAU, Ronan NICOLARDOT, Nathaly QUINTERO-PRIGENT	67
Qualité de vie et fonction de l'enfant et de l'adulte présentant une hypoplasie fémorale par auto-questionnaires d'évaluation Dr Anne-Laure SIMON, Dr Marion ZEMOUR, Dr Manon BACHY, Dr Tristan LANGLAIS, Dr Franck FITOUSSI, Dr Nathaly QUINTERO-PRIGENT	69
Place de la chirurgie dans l'appareillage du membre inférieur de l'enfant Dr Manon BACHY, Pr Franck FITOUSSI, Dr Marieke CHAMBERON, Dr Frederic CLAVIER, Dr Nathaly QUINTERO-PRIGENT, Marielle CAZIN, Elodie PENNETEAU	71
Évaluation fonctionnelle par l'analyse quantifiée de la marche dans les hypoplasies fémorales : vers une nouvelle mesure objective. A propos d'un cas Dr Anne-Laure SIMON, Maiwenn FELDMANN, Dr Marieke CHAMBERON, Dr Nathaly QUINTERO-PRIGENT, Raphaël PIONNIER	73
Prise en charge d'un enfant amputé de membre inférieur et prévention des complications liées à la croissance Dr Brice LAVRARD, Dr Mounir ARFAOUI, Dr Gérard CHIESA	75
Prise en charge médico-chirurgicale, processus d'appareillage et pronostic fonctionnel des patients amputés dans les suites d'un Purpura Fulminans dans l'enfance Dr Constance AMELON-PETIT, Dr Gérard CHIESA	76
Actualités en appareillage de l'enfant marchant en neuro pédiatrie Marjorie BERNARD	78

**Thème spécial : Techniques d'appareillages destinées
aux pathologies d'amputations majeures et mineures du membre inférieur –
Partie 1 : Emboîtures, Interface cutanée, manchon**

Difficultés d'adaptation de l'emboiture ou du manchon : problématiques cliniques et pathologies éventuelles Dr Tiphaine BERTHIER	81
«Et après l'amputation...», le patient acteur de sa prise en charge Cécile HENRIET, Dr Marie THOMAS-POHL, Anne-Laure FRANCOIS, Mélody BLANCHARD, Marianne ANCELLIN, Julie MOINE, Karelle BRET-BOSSAN, Pr Eric LAPEYRE	83
Evolution Numérique et Solutions Prothétiques : de la prise d'empreinte à l'impression 3D chez les patients amputés de membres inférieurs Mounir ARFAOUI, Stéphane BAUDOIN, Dr Brice LAVRARD	85
I.N.E.S.S ou comment repenser l'emboiture souple Stéphane PAILLET	88

Evaluation du confort et de la qualité de vie associée à l'utilisation d'une emboiture souple pour prothèse fémorale – Une étude pilote Jonathan PIERRET	91
Revue de la littérature sur les systèmes de dépressurisation pour l'adaptation de l'emboiture chez les amputés de membre inférieur Dr Guilhem EMILE ¹ , Dr Remi KOLTZ	95
Amputations mineures du pied Serge MATHIS	97
Conséquences biomécaniques de différents types d'emboiture de prothèse d'avant-pied sur la marche des personnes amputées partielles de pied Dr Isabelle LOIRET, Constance BILLON, Valérie LEAL, Marie-Agnès HALDRIC, Dr Noël MARTINET, Pr Jean PAYSANT.....	99
Vers l'estimation des efforts 3D dans l'emboiture tibiale à l'aide d'un système d'acquisition externe low-cost et portable Dr Alvaro ALTAMIRANO, Denis MANGENOT	102
La modélisation par éléments finis comme outil de prédiction des pressions à l'interface entre le membre résiduel et l'emboiture fémorale : comparaison des emboitures à ischion intégré et quadrilatérales Dr Nolwenn FOUGERON, Dr Pierre-Yves ROHAN, Dr Jean-Loïc ROSE, Dr Xavier BONNET, Pr Hélène PILLET.....	106

Corner International

Méthodes numériques pour la conception prédictive des emboitures prothétiques Alex DINCKINSON	113
Digital Transformation in Prosthetics and Orthotics Edward Lemaire, PhD	116

Présentations des techniques de l'INDUSTRIE

Présentation nTopology Twin 3D	119
L'impression 3D : pourquoi et comment ? MEDIN 3D	121
Copsil 3D Cop Chimie	122
Interdisciplinary approach in upper limbs prosthetics and rehabilitation MOTORICA	123
L'objectivité dans l'appareillage au service des patients Ottobock.....	125

