

## Technique de mesure

M. Bellmann, S. Blumentritt, M. Pusch, T. Schmalz, M. Schönemeier

# 3D L.A.S.A.R. – Une nouvelle génération de l'analyse de la statique pour l'optimisation de l'alignement de prothèses et d'orthèse

La technique de l'appareil de mesure de la statique « L.A.S.A.R. Posture » a, ces deux dernières décennies, fortement contribué à déterminer et optimiser l'alignement statique de dispositifs orthopédiques des membres inférieurs. Sur la base de ses principes fondamentaux, nous avons développé l'appareil de mesure « 3D L.A.S.A.R. Posture ». Cet article décrit aussi bien les fonctions avancées que les bénéfices supplémentaires qui en résultent pour l'orthoprothésiste et les appareillages qu'il réalise au quotidien.

**Mots-clés :** alignement, statique, prothèses, orthèses

## Introduction

Après une amputation d'un membre inférieur, rétablir la capacité à se tenir debout et à marcher constitue un objectif de rééducation essentiel [1]. Pour atteindre cet objectif, chaque amputé de la jambe a besoin, peu importe son niveau de mobilité, d'une part d'une prothèse qui reste stable sous charge lorsqu'il marche et dans la phase d'appui lorsqu'il se déplace. D'autre part, il doit disposer d'une garde au sol suffisante pendant la phase pendulaire de sorte que le bas de la jambe puisse balancer vers l'avant sans être gênée. Seul un alignement prothétique correct d'un point de vue biomécanique permet de répondre à ces exigences fondamentales. Il influence durablement la qualité de l'appareillage et finalement celle de la vie de la personne amputée. Par

exemple, la symétrie des pas, la charge des articulations et aussi l'absorption d'oxygène pendant la marche dépendent de l'alignement de la prothèse [2, 3]. L'alignement de la prothèse dans le cadre de l'appareillage se déroule en trois étapes :

1. Alignement dans l'atelier ou de base (montage précis de la prothèse, en général selon les indications du fabricant)
2. Alignement statique de la prothèse (ajustement de la prothèse sur le patient debout)
3. Optimisation dynamique de l'alignement (ajustement précis après évaluation de la marche)

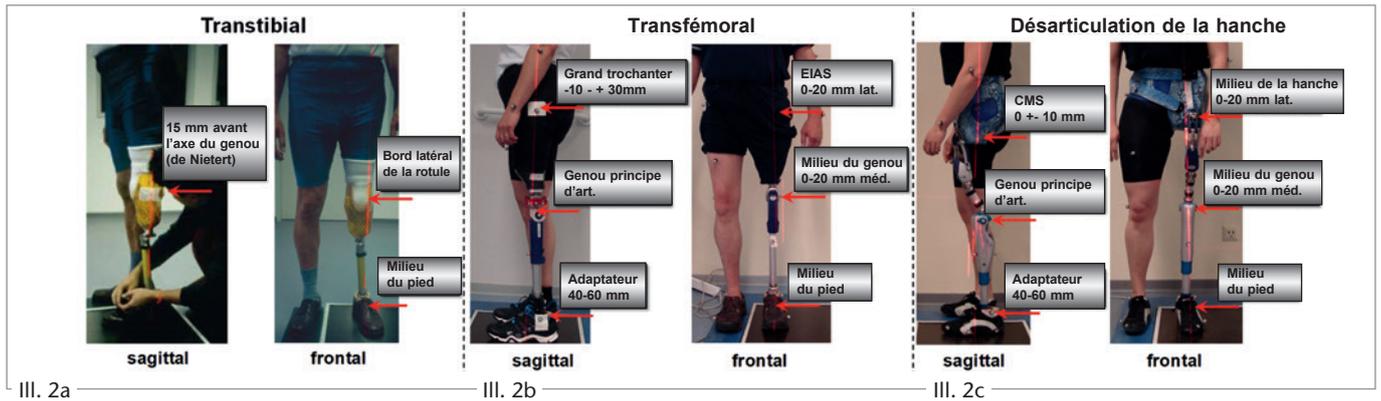
Cet article aborde essentiellement le thème de l'alignement statique de la prothèse, les consignes d'alignement et les possibilités d'objectivisation grâce à la technologie L.A.S.A.R.. L'acronyme « L.A.S.A.R. » signifie « Laser Assisted Static Alignment Reference ».

## Expériences acquises avec l'appareil de mesure de la statique L.A.S.A.R. Posture

La collecte de données sur la statique requiert des dispositifs qui rendent visibles les forces et les couples de rotation qui s'exercent pendant la position debout. Il y a 20 ans, nous avons lancé le L.A.S.A.R. Posture. Ce fut le premier appareil de mesure permettant un alignement statique et objectif des prothèses dans des conditions d'atelier. Cet appareil définit le centre de pression et projette, à l'aide d'une ligne laser verticale, les composants verticaux de la force de réaction au sol sur la personne qui se tient debout (ill. 1). Les écarts de cette ligne par rapport aux points importants de référence de l'alignement, par exemple les axes de rotation de l'articulation, peuvent être mesurés [4]. Si la personne à mesurer se tient debout avec les deux jambes sur la plateforme



Ill. 1 Principe fondamental du L.A.S.A.R. Posture.



III. 2 Statique de l'alignement prothétique correct d'un point de vue biomécanique pour le membre inférieur. Sont représentés les niveaux d'amputation « transtibial » (2a), « transfémoral » (2b) et « désarticulation de la hanche » (2c) dans les plans sagittal et frontal. La ligne de charge (ligne rouge) définie avec une plateforme de mesure de force passe, en fonction du niveau d'amputation, au niveau de l'écart indiqué par rapport au point de référence correspondant.

de mesure de force, la ligne du centre de gravité corporel est déterminée. Si la personne se tient debout sur la plateforme de mesure de force avec une jambe et avec la deuxième jambe sur la plateforme de compensation de la hauteur, la ligne de charge est visible.

L'accompagnement scientifique et intense de ce procédé assuré par un grand nombre d'études et la mise en cause permanente de cette technologie entièrement inédite par l'utilisateur au cours des appareillages effectués nous ont permis de formuler des recommandations précises pour un alignement prothétique justifié d'un point de vue biomécanique, de la prothèse tibiale à la coque pour bassin. Ces recommandations varient principalement en fonction du niveau d'amputation comme montré ci-après.

### Alignement de prothèse en cas d'amputation transtibiale

L'alignement de la prothèse transtibiale influence durablement le fonctionnement de l'articulation de genou saine en position debout et pendant la marche [5]. Il a pour objectif biomécanique d'obtenir un fonctionnement physiologique du genou. Les principes biomécaniques de l'alignement de la prothèse et de ses effets sur le fonctionnement du genou en position debout et pendant la marche ont fait l'objet de nombreuses études [4-7]. Sur la base de ces principes, des instructions pratiques d'alignement ont été établies. Elles ont prouvé leur efficacité, au quotidien et dans le monde entier, dans le domaine de l'appareillage des patients.

Pour un alignement individuel, l'orthoprothésiste a recours à la technique de mesure pour analyser la statique et il observe la personne amputée pendant qu'elle marche. Il faut alors veiller à ce que la démarche présente les caractéristiques du fonctionnement physiologique du genou et que les critères correspondants relatifs à la statique (ill. 2a) soient remplis.

### Alignement de prothèse en cas de désarticulation du genou et d'amputation transfémorale

L'alignement influence durablement la sécurité et le fonctionnement de la prothèse pendant la position debout et la marche des personnes ayant subi une désarticulation du genou ou une amputation transfémorale. Le fonctionnement fiable du genou est l'objectif biomécanique visé. Pour rétablir la capacité à se tenir debout et à marcher, il est fondamental d'aligner le pied prothétique par rapport à l'articulation de la hanche avec le moignon présentant une flexion et une adduction appropriées. Cette observation se fonde sur les règles mécaniques du déplacement. Selon son principe de fonctionnement, l'articulation de genou est positionnée entre le pied prothétique et l'emboîture. L'alignement de base ne permet, que d'une manière très limitée, d'influencer le fonctionnement technique de l'articulation [8].

Les prothèses transfémorales sont, dans un premier temps, installées sur l'appareil d'alignement et exactement ajustées. Le fabricant des composants

prothétiques émet des prescriptions indiquant comment positionner le pied et l'articulation de genou. L'adduction et la flexion de l'emboîture font l'objet de spécifications individuelles. Les restrictions de mouvement de l'articulation de la hanche, dues à une contracture en flexion, doivent également être prises en compte. Dans la plupart des cas, il suffit d'ajuster la flexion plantaire sur le patient en position debout après le montage précis de la prothèse pour remplir les critères statiques (ill. 2b). Une condition est toutefois pour cela requise : la zone proximale de l'emboîture doit être réalisée de sorte que la force entre la prothèse et le corps puisse être transmise le plus au centre possible et non sur les bords. La différence entre la ligne de charge et la ligne de centre de gravité corporel ne doit pas être supérieure à 15 mm dans le plan sagittal. Pendant le test de marche, la position en flexion et en adduction du moignon ainsi que la rotation transversale de l'articulation de genou sont contrôlées et, si nécessaire, corrigées. Les longueurs de pas qui sont fortement asymétriques indiquent que la flexion de l'emboîture n'est pas correcte.

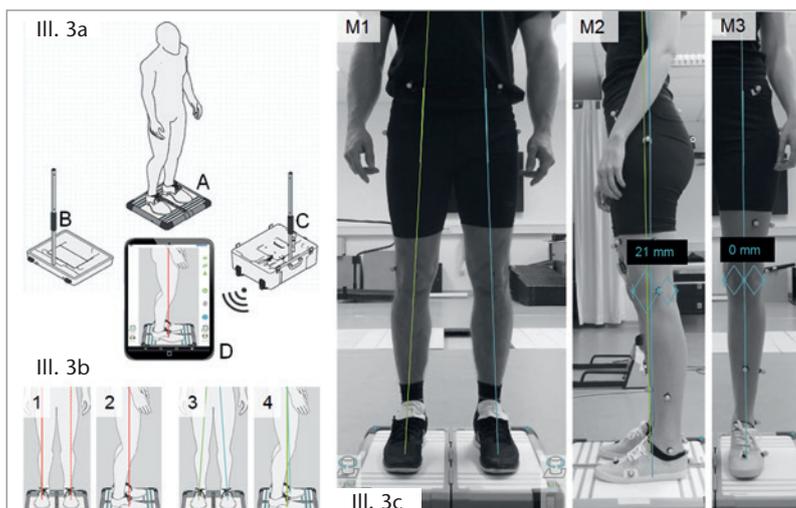
### Alignement de la prothèse en cas de désarticulation de la hanche

L'alignement influence la sécurité et le fonctionnement de la prothèse pendant la position debout et la marche des personnes ayant subi une désarticulation de la hanche. Un fonctionnement fiable du genou et au minimum une fonction de base de l'articulation de

**III. 3a** Représentation schématique des composants principaux du 3D L.A.S.A.R. (A : plateforme de mesure de force avec capteurs, B et C : quatre caméras sur deux pieds, C : ordinateur, D : unité de commande tablette).

**III. 3b** Représentation schématique des conditions de mesure (« mode legacy » [2D] dans le plan frontal [1] et dans le plan sagittal [2] ; « mode 3D » dans le plan frontal [3] et dans le plan sagittal [4]).

**III. 3c** Représentation des mesures réelles dans le « mode 3D » (M1 : mesure dans le plan frontal, M2 : mesure dans le plan sagittal avec gabarit 60/40 digital affiché, M3 : mesure dans le plan frontal avec gabarit 50/50 digital affiché).



la hanche est l'objectif biomécanique visé. Pour rétablir la capacité à se tenir debout et à marcher, il est essentiel d'aligner le pied prothétique, l'articulation du genou et celle de la hanche par rapport à l'emboîture du bassin.

Des études complètes ont démontré que le centre de masse segmentaire (CMS) constitue le point de référence décisif pour l'alignement de la prothèse [9,10]. Par conséquent, l'alignement de la prothèse ne dépend pas de la conception de l'emboîture de bassin. Sur l'appareil d'alignement, l'articulation de la hanche, l'articulation de genou et le pied prothétique sont ajustés par rapport à ce point de référence avec une position neutre de l'emboîture de bassin. L'alignement statique consiste uniquement à ajuster la flexion plantaire pour remplir les critères d'alignement (ill. 2c). Pendant le test de marche, les positions en adduction et en rotation de l'emboîture de bassin par rapport à l'articulation de la hanche et de celle de genou sont contrôlées.

## Nouveau 3D L.A.S.A.R. et ses fonctions et informations supplémentaires

### Caractéristiques techniques

En raison des évolutions permanentes des composants électroniques tels que les micro-ordinateurs, les capteurs et les puces de caméra à haute résolution, nous avons fait entrer la technique de notre L.A.S.A.R. Posture dans l'ère digitale. Le nouveau 3D L.A.S.A.R. est un système de mesure comprenant une plateforme de mesure de force qui est

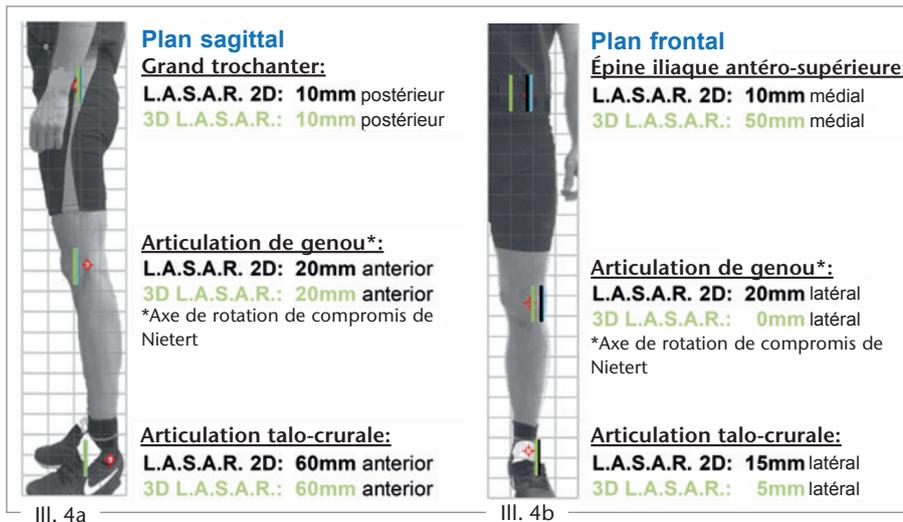
composée de deux parties et de capteurs, quatre caméras CMOS avec 5 mégapixels, un ordinateur central ainsi qu'une tablette pour sa commande (ill. 3a).

Les deux plateformes de mesure du 3D L.A.S.A.R. présentent le même équipement puisqu'elles comprennent chacune quatre cellules de pesage et trois capteurs de force fonctionnant avec des jauges de mesure de contrainte dans une configuration à pont complet. Les paramètres de charge importants des deux jambes sont ainsi recueillis en même temps. Outre les centres de pression qui en résultent sur les plateformes de mesure et les composants verticaux de force de réaction au sol, les forces horizontales qui sont exercées peuvent également être mesurées. De même, il est possible de définir les couples de torsion autour de l'axe vertical du système de coordonnées de la force de réaction au sol. À partir de ces informations, les composants verticaux de la force de réaction au sol (également appelés « lignes de charge ») peuvent d'une part être représentés simultanément sur la tablette pour les deux membres inférieurs (ce qui correspond au « mode legacy » en 2D) (ill. 3b). D'autre part, la prise en compte des forces horizontales permet de déterminer les vecteurs de la force de réaction au sol au niveau du point d'appui et de les afficher sur l'écran de la tablette, au choix, dans le plan sagittal ou frontal (ce qui correspond au « mode 3D »). Pour déterminer les écarts entre les lignes de charge ou les vecteurs de force et les points de référence (p. ex. axe de rotation de l'articulation du genou), des instruments

de mesure virtuels ou des calibres de mesure de l'écart peuvent être ajoutés sur l'image enregistrée (ill. 3c : M2 et M3). Pour un positionnement exact de ces instruments auxiliaires, il est possible d'effectuer un zoom avant dans l'image.

La représentation numérique des valeurs mesurées permet, pour la première fois, de stocker des données qui peuvent être utilisées pour consigner et analyser des informations sur la statique même après la phase de mesure. Outre les images et les données de la mesure, des commentaires peuvent être ajoutés pour indiquer, par exemple, des remarques sur les étapes suivantes de l'appareillage. Pour le stockage des données, nous avons recours à une base de données SQL, protégée par un mot de passe, dans laquelle les images et les données des patients peuvent être sauvegardées en toute sécurité. Cette base de données est disponible sur une carte SD. La carte SD peut être remplacée par une autre carte SD. Plusieurs utilisateurs peuvent ainsi travailler sur un même appareil avec leur propre base de données.

Avant la mise en service du système de mesure, le positionnement exact des caméras par rapport à la plateforme de mesure de la force est ajusté. Un cadre qui s'affiche sur l'écran de la tablette facilite ce positionnement. Une fois que les caméras ont détecté les LEDs allumées dans les coins de la plateforme de mesure de la force, un algorithme de calibrage intégré ajuste les vecteurs représentés graphiquement sur la tablette aux forces mesurées. Ce qui permet, sur l'écran de la tablette, une



III. 4 Écart définis entre les points de référence et la ligne de charge ainsi que le vecteur de force, représentés pour le groupe de comparaison des personnes non amputées (n = 100) ;

a : plan sagittal, b : plan frontal.

projection sur la personne à mesurer au millimètre près et avec une mise à l'échelle de la taille, de l'angle et de la position des forces de réaction au sol, qui sont exercées. Un bouton placé sur la tablette permet de passer de la vue dans le plan sagittal à la vue dans le plan frontal.

### Avantages de l'optimisation statique de l'alignement

Le 3D L.A.S.A.R. présente un avantage essentiel : la visualisation et l'analyse simultanées de la charge statique des deux membres inférieurs. D'un seul coup d'œil, il est possible de déterminer les conditions de charge entravant la statique et de trouver directement des solutions d'optimisation de l'alignement du dispositif médical, sans que le patient ne soit obligé de modifier sa position debout sur l'appareil. Dès que la configuration de l'alignement du dispositif médical est modifiée sur un membre, les conséquences statiques de ces modifications sont immédiatement visibles sur l'autre membre. Les informations supplémentaires disponibles dans le « mode 3D » sur le tracé réel des vecteurs de force permettent de déterminer les écarts réels entre les vecteurs et les points de référence correspondants. La charge statique peut ainsi être précisément identifiée.

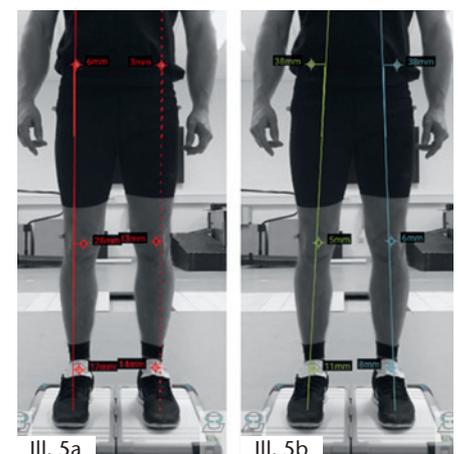
L'un des points de menu du logiciel de la tablette propose des tutoriels sur l'alignement de prothèses et également des valeurs de référence pour les différents composants prothétiques. Ce qui permet d'obtenir plus facilement un alignement statique, individuel et op-

timal d'un dispositif médical orthopédique (p. ex. une prothèse TT ou TF). À l'aide des conditions statiques représentées sur la tablette, la statique et les étapes d'optimisation suivantes peuvent être expliquées au patient. Pour former des groupes de taille importante, le système comprend également une interface permettant la projection externe de l'écran.

### Premières expériences avec le 3D L.A.S.A.R. et un groupe de comparaison de personnes non amputées

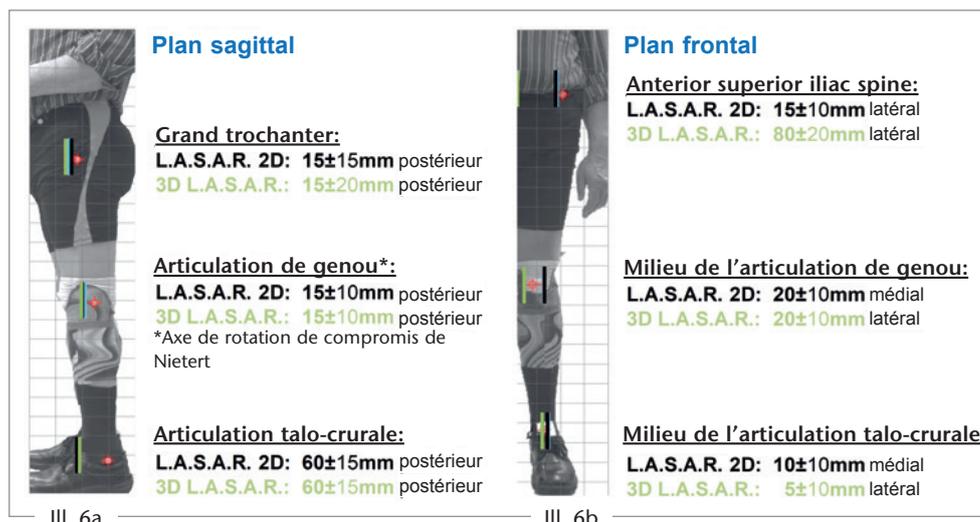
Pour les cas pratiques du domaine des prothèses et des orthèses, il peut être pertinent de tenir compte des valeurs moyennes de personnes testées non amputées pour répondre aux nombreuses questions possibles. Avec le L.A.S.A.R. Posture classique, il fallait tenir compte du fait que les valeurs mesurées représentaient les écarts entre la ligne d'action de la force verticale et les points de référence. Le 3D L.A.S.A.R. permet dorénavant de mesurer les écarts entre la ligne d'action du facteur de force « réel » et les points de référence. Pour vérifier les différences des valeurs mesurées avec les deux versions du L.A.S.A.R. Posture et pour obtenir des valeurs de référence pour l'utilisation du 3D L.A.S.A.R., nous avons examiné un groupe de 50 personnes ne présentant aucune anomalie neurologique ou orthopédique ( $29 \pm 8$  ans,  $177 \pm 9$  cm,  $73 \pm 10$  kg, hommes : n = 31, femmes : n = 19) sur les deux versions du L.A.S.A.R.

et effectué des comparaisons. Pour que la situation de départ du test soit la même pour tous, nous avons expliqué aux personnes examinées avant la mesure des valeurs avec le L.A.S.A.R. Posture d'adopter sur l'appareil de mesure une position debout qui corresponde à leur taille normale en position debout. Autre critère que nous avons respecté : positionner les pieds à la même hauteur dans le sens antérieur-postérieur. La taille de chaque personne en position debout a été mesurée. Pour la mesure suivante effectuée sur le 3D L.A.S.A.R., nous étions ainsi en mesure de reproduire la position des pieds. Une fois les résultats obtenus pour les deux jambes, nous disposions de valeurs moyennes pour chacun des 100 membres (ill. 4).



III. 5 Projection frontale de la ligne d'action de la force de réaction au sol verticale (a : « mode legacy », correspond à l'information du L.A.S.A.R. Posture) et ligne d'action réelle frontale du vecteur de force (b : « mode 3D ») ; exemple individuel.

III. 6 Écarts définis entre les points de référence et la ligne de charge ainsi que le vecteur de force, représentés pour les personnes amputées TT avec indication des plages de réglage possibles ;  
**a** : plan sagittal, **b** : plan frontal.



Conformément à nos attentes, nous avons constaté uniquement des différences minimales dans le plan sagittal, qui augmentent légèrement du côté distal vers le côté proximal. Pour l'écart, bien souvent important dans la pratique, entre la ligne d'action de la force et l'axe de rotation de compromis de l'articulation de genou [11], nous avons mesuré avec le 3D L.A.S.A.R. une valeur moyenne de 20 mm environ avec une différence standard de 15 mm. Dans le plan frontal, les différences sont nettement plus importantes. Ce qui s'explique par l'appui du corps sur les deux jambes, auquel des forces horizontales plus élevées par rapport au plan sagittal sont associées. Les valeurs moyennes du groupe de comparaison composé de personnes non amputées se caractérisent par une différence standard élevée, ce qui renvoie aux différences individuelles importantes connues. Ces valeurs peuvent, malgré tout, être considérées et utilisées comme des ordres de grandeur pertinents.

L'illustration 5 fournit un exemple de mesure effectuée avec le 3D L.A.S.A.R. dans les deux modes. La situation mesurée dans le « mode legacy » fournit, dans le plan sagittal, une information qui est semblable au L.A.S.A.R. Posture. Dans le « mode 3D », les écarts du côté distal vers le côté proximal augmentent (malléole latérale : env. 10 mm ; épine iliaque antéro-supérieure : env. 40 mm). Avec le L.A.S.A.R. Posture, la ligne de charge mesurée sur l'articulation de genou se trouve entre 15 et 20 mm dans le sens latéral (comparable au 3D L.A.S.A.R. dans le « mode legacy » : env. 20 mm) ; la ligne d'action réelle du vecteur de la

force, mesurée dans le « mode 3D », présente un tracé qui passe quasiment par le centre du genou.

### Premières expériences d'appareillage avec le 3D L.A.S.A.R. et recommandations d'alignement de prothèse après une amputation transtibiale et transfémorale

Pour créer la base des données de référence des personnes ayant subi une amputation transtibiale (TT) et transfémorale (TF), nous avons eu recours à 15 personnes au total (5 TT : 43 ± 11 ans, 174 ± 9 cm, 73 ± 16 kg, hommes : 3, femmes : 2 ; 10 TF : 46 ± 10 ans, 176 ± 8 cm, 87 ± 13 kg, hommes : 8, femmes : 2). Ces dernières ont, au préalable, été appareillées conformément aux recommandations d'alignement de Blumentritt pour les prothèses transtibiales [4-7] ou les prothèses transfémorales [12]. Les mesures ont été effectuées séparément pour le côté concerné et le côté sain aussi bien avec le L.A.S.A.R. Posture qu'avec le nouveau 3D L.A.S.A.R. Nous avons ainsi recueilli des valeurs pour les conditions de mesure suivantes :

- L.A.S.A.R. Posture
- 3D L.A.S.A.R. dans le « mode legacy »
- 3D L.A.S.A.R. dans le « mode 3D »

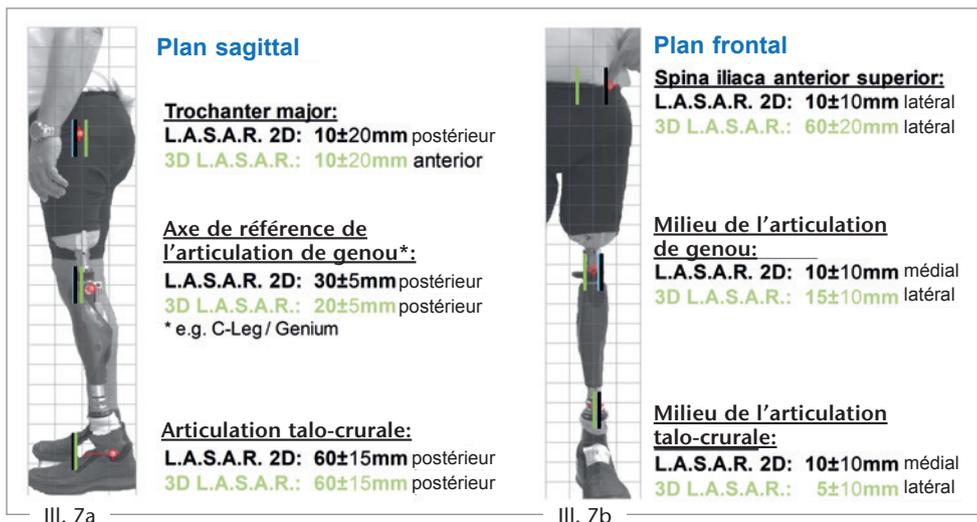
Les recommandations qui en résultent pour les écarts entre la ligne de charge (L.A.S.A.R. Posture, 3D L.A.S.A.R. dans

le « mode legacy ») ou le vecteur de force (3D L.A.S.A.R. dans le « mode 3D ») et le point de référence correspondant sont résumées dans les illustrations 6 (TT) et 7 (TF). Pour les appareillages, il est possible d'en tirer les conclusions suivantes :

### Alignement des prothèses transtibiales

Les valeurs mesurées avec le L.A.S.A.R. Posture et le 3D L.A.S.A.R. dans le « mode legacy » sont quasiment identiques aussi bien pour le côté appareillé que pour le côté sain dans les deux plans (sagittal et frontal) (ill. 6). Ce qui nous permet de conclure que les recommandations d'alignement jusqu'à présent formulées pour les prothèses transtibiales à l'aide du L.A.S.A.R. Posture peuvent être directement appliquées au 3D L.A.S.A.R. dans le « mode legacy ». Ce qui est également valable pour les écarts entre la ligne de charge et les points de référence malléole latérale (ou articulation talo-crurale), axe de rotation de compromis de l'articulation de genou (abréviation : articulation de genou), grand trochanter et épine iliaque antéro-supérieure.

Les valeurs mesurées dans le « mode 3D » (3D L.A.S.A.R.) diffèrent de celles mesurées dans le « mode legacy », les différences étant toutefois faibles dans le plan sagittal en cas d'alignement correct de la prothèse en raison de la force horizontale relativement faible. Dans le plan frontal, les différences sont nettement plus importantes notamment du côté appareillé. Le vecteur de force passe ici, au niveau du genou, le long du bord



III. 7 Écart définis entre les points de référence et la ligne de charge ainsi que le vecteur de force, représentés pour les personnes amputées TF avec indication des plages de réglage possibles ;

a : plan sagittal, b : plan frontal.

médial de la rotule (L.A.S.A.R. Posture et 3D L.A.S.A.R. dans le « mode legacy » : bord latéral de la rotule) et à environ 80 mm du côté médial de l'épine (L.A.S.A.R. Posture et 3D L.A.S.A.R. dans le « mode legacy » : 0 à 20 mm dans le sens médial).

### Alignement des prothèses transfémorales

Comme pour les prothèses transtibiales, les valeurs mesurées avec le L.A.S.A.R. Posture et le 3D L.A.S.A.R. sont quasiment identiques dans le « mode legacy », aussi bien pour le côté appareillé que pour le côté sain dans les deux plans observés (sagittal et frontal) (ill. 7). Ce qui permet aussi, pour les prothèses transfémorales, d'appliquer directement au 3D L.A.S.A.R. dans le « mode legacy » les recommandations d'alignement jusqu'à présent formulées à l'aide du L.A.S.A.R. Posture. Cette conclusion est également valable pour les écarts entre la ligne de charge et le point de référence correspondant (mal-léole latérale [ou articulation talo-crurale], articulation de genou, grand trochanter et épine iliaque antéro-supérieure).

En revanche, les valeurs mesurées dans le « mode 3D » (3D L.A.S.A.R.) divergent dans les deux plans (sagittal et frontal) de celles mesurées dans le « mode legacy ». Ce qui entraîne, du côté appareillé, des écarts plus faibles de 5 à 10 mm environ dans le plan sagittal entre le vecteur de force et l'articulation de genou ou le grand trochanter et ainsi un vecteur de force qui passe, du côté appareillé, un plus vers l'arrière

que pour le groupe de comparaison des personnes non amputées. Ce qui peut indiquer une spécificité des appareillages avec des prothèses TF, dans lesquels le point de la transmission de la force peut se trouver à l'arrière du grand trochanter dans la zone proximale de l'emboîture.

Dans le plan frontal, les vecteurs de force mesurés dans le « mode 3D » avec le 3D L.A.S.A.R. passent, dans le cas des amputés transfémoraux, au niveau de l'épine iliaque antéro-supérieure 10 mm de plus environ du côté médial par rapport au groupe de comparaison des personnes non amputées. Il semble que, du côté appareillé, des forces horizontales plus élevées s'exercent dans le sens médio-latéral en raison du point de transmission de la force plus orienté du côté médial sur l'emboîture. Ces

forces doivent être compensées par le côté controlatéral. Par conséquent, les vecteurs de force ont tendance à s'incliner plus fortement vers le centre du corps.

En cas de types d'articulation de genou différents, il est également possible pour le 3D L.A.S.A.R. de définir des recommandations individuelles pour les écarts entre le vecteur de force et l'axe de référence de l'articulation de genou dans le plan sagittal. Elles sont indiquées dans l'illustration 8 à côté des recommandations déjà bien connues définies pour le L.A.S.A.R. Posture.

Pour les deux niveaux d'amputation (TT et TF), nous avons constaté avec le 3D L.A.S.A.R. du côté controlatéral dans le plan sagittal quasiment les mêmes écarts entre les points de référence correspondants et la ligne de

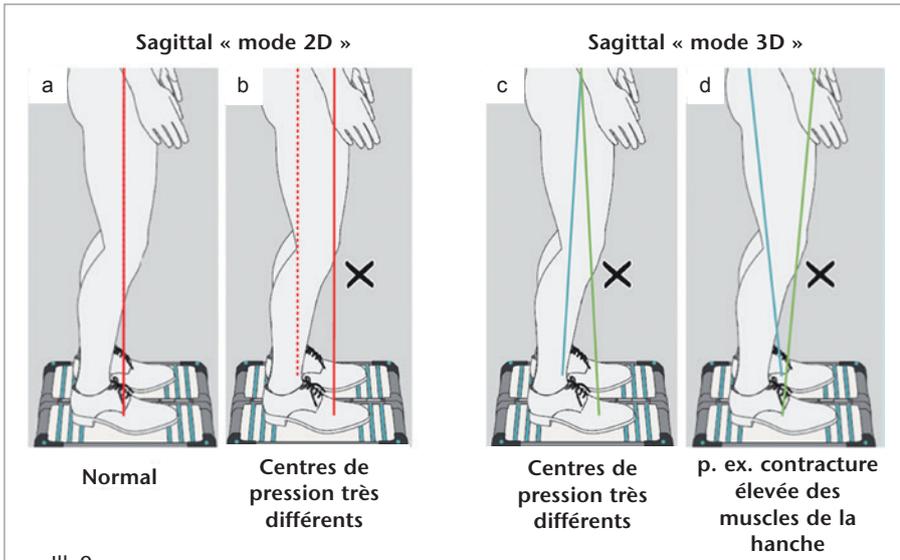
Knie-gelenk	2D	3D
3R40/41	45 mm	35 mm
3R15/49	40 mm	30 mm
3R90/92	40 mm	30 mm
3R95	45 mm	35 mm
3R60	10* mm	0* mm
3R20/36	35 mm	25 mm
3R106	35 mm	25 mm
3R80	35 mm	25 mm
C-Leg	30 mm	20 mm
Genium	30 mm	20 mm

**Grand trochanter:**  
L.A.S.A.R. 2D: 10±20mm postérieur  
3D L.A.S.A.R.: 10±20mm anterior

**Axe de référence de l'articulation de genou\*:**  
L.A.S.A.R. 2D: (Table 2D) postérieur  
3D L.A.S.A.R.: (Table 3D) postérieur

**Articulation talo-crurale:**  
L.A.S.A.R. 2D: 60±15mm postérieur  
3D L.A.S.A.R.: 60±15mm postérieur

III. 8 Recommandation pour les écarts entre les points de référence et la ligne de charge ou le vecteur de force dans le plan sagittal pour les personnes amputées TF, représentation pour les différents types d'articulation du genou, avec indication des plages de réglage possibles au niveau de l'articulation talo-crurale ou du grand trochanter.



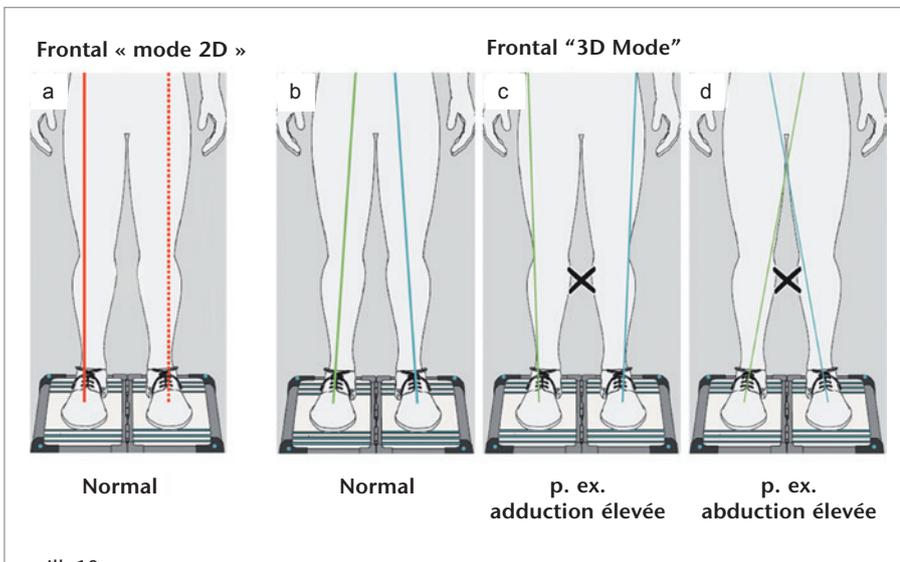
**III. 9** Représentation schématique des conditions statiques dans le « mode legacy » et dans le « mode 3D » dans le plan sagittal ;

*a* : statique de jambe normale pour les deux membres ;

*b* : position antéro-postérieure très différente des centres de pression et des lignes de charge (statique défavorable) ;

*c* : position antéro-postérieure très différente des centres de pression et inclinaison différente des vecteurs de force (statique défavorable) ;

*d* : position antéro-postérieure identique des centres de pression, mais inclinaison différente des vecteurs de force (statique défavorable)



**III. 10** Représentation schématique des conditions statiques dans le « mode legacy » et dans le « mode 3D » dans le plan frontal ;

*a et b* : statique de jambe normale pour les deux membres ;

*c* : position optimale des centres de pression, mais vecteurs de force fortement inclinés dans le sens latéral (statique défavorable) ;

*d* : position optimale des centres de pression, mais vecteurs de force fortement inclinés dans le sens médial (statique défavorable).

charge (« mode legacy ») ou le vecteur de force (« mode 3D »). Par conséquent, les recommandations jusqu'ici formulées pour la statique de la jambe du côté sain continuent de s'appliquer.

### Remarques sur l'optimisation statique de l'alignement dans le « mode 3D »

L'affichage simultané des deux vecteurs de force dans le plan sagittal permet d'observer séparément deux effets différents :

– L'écart horizontal des vecteurs sur la plateforme de mesure de force est dû

aux centres de pression éloignés l'un de l'autre (ill. 9b dans le « mode legacy » et 9c dans le « mode 3D »). Ce qui peut être ajusté, par exemple, avec la modification de la flexion plantaire du composant de pied.

– L'écart des vecteurs au niveau du grand trochanter est dû, le cas échéant, à un couple non physiologique appliqué à la hanche dans le plan sagittal et/ou dans le plan transversal ou peut être causé par une rotation non physiologique du bassin. Des emboîtures au positionnement non favorables sont bien souvent à l'origine du problème dans les plans cités. (ill. 9d).

L'objectif de l'optimisation statique de l'alignement est de faire en sorte

1. que les vecteurs de force passent au niveau des écarts recommandés par rapport aux points de référence,
2. que les écarts des centres de pression au niveau de la plateforme de mesure de force soient identiques dans le sens antéro-postérieur ou soient distants l'un de l'autre de 20 mm maximum et
3. que les vecteurs de force du côté appareillé et du côté sain soient les plus identiques possibles dans le plan sagittal.

Le respect de ces critères permet de supposer que les structures des articulations saines ainsi que les composants prothétiques subissent des charges raisonnables conformément aux critères

biomécaniques et qu'aucune force de réaction au sol horizontale à l'ampleur non physiologique n'est exercée avec pour conséquence une contracture dans l'interface moignon-emboîture et dans la région du bassin. Les effets des forces horizontales sur le tracé réel des forces de réaction au sol sont directement identifiables uniquement dans le « mode 3D » du 3D L.A.S.A.R. (ill. 9 c et d).

Dans le plan frontal, les centres de pression devraient se trouver au milieu du pied et le vecteur de force à l'écart recommandé par rapport au milieu de l'articulation de genou et à l'épine iliaque antéro-supérieure, conformément aux indications fournies pour chaque niveau d'amputation. Dans l'illustration 10, les sections a (« mode legacy ») et b (« mode 3D ») proposent une représentation schématique d'une

situation statique physiologique. Les sections c et d présentent des forces horizontales de réaction au sol anormalement élevées, qui entraînent une inclinaison importante des vecteurs de force et ne peuvent être représentées dans cette forme qu'avec le 3D L.A.S.A.R.. De tels cas sont souvent le signe d'une contracture élevée dans la zone du bassin.

## Conclusion

Contrairement au L.A.S.A.R. Posture, le 3D L.A.S.A.R. permet d'utiliser d'autres paramètres et informations pour procéder à l'optimisation statique de l'alignement des prothèses et des orthèses et, ainsi, d'améliorer la qualité de l'appareillage des patients. Il offre également de nouvelles possibilités de consignation et d'analyse ultérieure des don-

nées. Il en résulte des avantages supplémentaires pour chaque orthopédiste effectuant au quotidien des appareillages, qui est ainsi en mesure de réaliser un dispositif orthopédique pour membre inférieur tout en respectant des principes biomécaniques. La possibilité de consigner les données a pour intérêt de faciliter le dialogue avec les patients et les organismes de prise en charge au sujet de la fiabilité et de la qualité de l'appareillage.

### Pour les auteurs :

*Dipl.-Ing. (FH) Malte Bellmann, CPO  
Otto Bock HealthCare GmbH  
Recherche biomécanique  
Clinical Research & Services  
Hermann-Rein-Str. 2a, 37075 Göttingen  
malte.bellmann@ottobock.de*

Article révisé/reviewed paper

## Littérature :

- [1] Greitemann B, Brückner L, Schäfer M, Baumgartner R. Amputation und Prothesenversorgung. Indikationsstellung – operative Technik – Nachbehandlung – Funktionstraining. 4., vollständig überarbeitete Auflage. Stuttgart, New York: Thieme Verlag, 2016
- [2] Blumentritt S. Ganganalyse. In: Greitemann B, Brückner L, Schäfer M, Baumgartner R. Amputation und Prothesenversorgung. Indikationsstellung – operative Technik – Nachbehandlung – Funktionstraining. 4., vollständig überarbeitete Auflage. Stuttgart, New York: Thieme Verlag, 2016: 546–556
- [3] Schmalz T, Blumentritt S, Jarasch R. Energy expenditure and biomechanical characteristics of lower limb amputee gait: The influence of prosthetic alignment and different prosthetic components. *Gait Posture*, 2002; 16 (3): 255–263
- [4] Blumentritt S. A new biomechanical method for determination of static prosthetic alignment. *Prosthet Orthot Int*, 1997; 21 (2): 107–113
- [5] Blumentritt S, Schmalz T, Jarasch R. Die Bedeutung des statischen Prothesenaufbaus für das Stehen und Gehen des Unterschenkelamputierten. *Orthopäde*, 2001; 30 (3): 161–168
- [6] Blumentritt S. Aufbau von Unterschenkelprothesen mittels „L.A.S.A.R. Posture“. *Orthopädie Technik*, 1998; 49 (12): 938–945
- [7] Blumentritt S, Schmalz T, Jarasch R, Schneider M. Effects of sagittal plane prosthetic alignment on standing trans-tibial amputee knee loads. *Prosthet Orthot Int*, 1999; 23 (3): 231–238
- [8] Blumentritt S, Scherer HW, Michael JW, Schmalz T. Transfemoral amputees walking on a rotary hydraulic prosthetic knee mechanism: A preliminary report. *J Prosthet Orthot*, 1998; 10 (3): 61–70
- [9] Bellmann M, Ludwigs E, Blumentritt S. Die TMS-Methode zum Aufbau von Beckenkorbprothesen. *Orthopädie Technik*, 2012; 63 (4): 30–41
- [10] Ludwigs E, Bellmann M, Schmalz T, Blumentritt S. Biomechanical differences between two exoprosthetic hip joint systems during level walking. *Prosthet Orthot Int*, 2010; 34 (4): 449–460
- [11] Nietert M. Das Kniegelenk des Menschen als biomechanisches Problem. *Biomedizinische Technik*, 1977; 22 (1-2): 13–21
- [12] Otto Bock HealthCare GmbH. Aufbauempfehlungen für Oberschenkelprothesen mit L.A.S.A.R. Posture (Poster). 2008 <https://professionals.ottobock.com/media/pdf/646F219-GB-12-1308w.pdf>

Avec les compliments de

**ottobock.**