

# Influence du choix de prothèse sur la biomécanique de la marche chez des individus amputés du membre inférieur

Alexandre Thibault-Piedboeuf<sup>1,2\*</sup>, Rosaly Beaulieu<sup>1,2</sup> Maxime T. Robert<sup>1,3</sup>,  
Katia Turcot<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Centre interdisciplinaire de recherche en réadaptation et intégration sociale (Cirris), Québec, Canada

<sup>2</sup>Département de kinésiologie, Université Laval, Québec, Canada

<sup>3</sup>École des sciences de la réadaptation, Université Laval, Québec, Canada

alexandre.thibault-piedboeuf.1@ulaval.ca

**Objectifs :** L'alignement et le choix prothétique reposent sur l'expertise, le jugement clinique et sur les observations/rétroactions des individus amputés du membre inférieur (iAMI). Actuellement, aucune mesure objective n'existe pour optimiser le suivi prothétique.

**Question de recherche :** Évaluer l'influence du type de prothèse lors de la marche et identifier les paramètres biomécaniques pertinents pour le suivi prothétique.

**Méthode :** Onze iAMI (six transfémoraux [iATF] et cinq transtibiaux [iATT]) et 16 individus sains (iSI) ont effectué une tâche de marche. Un système de capture du mouvement et quatre plateformes de force ont été utilisés pour quantifier la cinématique et la cinétique du mouvement. Les iAMI ont été évalués avec leur prothèse de base (P1), puis avec une modification de composante (P2) six à dix jours plus tard. La douleur, le confort et la satisfaction avec la prothèse ont été évalués. Les variables dépendantes ont été sélectionnées selon des études antérieures. Pour déterminer les variables d'intérêt, l'effet de l'amputation sur la marche était comparé entre iAMI (P1) et iSI avec le D de Cohen. Les paramètres ayant un effet  $\geq 0,80$  étaient comparés entre P1 et P2 avec le test de Wilcoxon des rangs signés. La taille d'effet a également été calculée entre P2 et iSI.

**Résultats :** L'amputation avait un effet sur 33 variables d'intérêt (Tableau 1), et 17 montraient une réduction entre P1 et P2 (six sous 0,80). À P2, les iATT diminuaient la vitesse, la force de propulsion, le moment extenseur à la hanche et la flexion du genou sain. Chez les iATF, la longueur de pas amputé et l'amplitude d'inclinaison du pelvis côté sain diminuaient et le moment de flexion plantaire côté amputé augmentait.

**Conclusions :** Bien que les iAMI semblaient préférer la P2, son effet sur les paramètres biomécaniques reste mitigé, influencé par la variabilité inter-sujet.

Nombre de mots : 300

**Tableau 1.** Variables ayant une taille d'effet supérieur à importante entre le groupe contrôle et les individus amputés (P1).

	<b>Variables</b>	<b>D de Cohen</b>
<b>Spatio-temporel</b>	Cadence	-1,787
	Vitesse	-1,757
	Largeur des pas	1,402
	Longueur des pas	-0,996
	Phase d'appui	-0,691
<b>Cinématique</b>	ADM cheville FE (oscillation)	- 3,83811
	ADM cheville	-3,40684
	Flexion genou (Mise en charge)	-1,53175
	ADM Pelvis latéral	0,92554
	Extension hanche	0,8912
	ADM Pelvis FE	0,88361
	ADM genou FE	-0,87897
	Flexion genou oscillation	-0,80816
<b>Force de réaction au sol</b>	vGRF (2 <sup>e</sup> pic)	-3,57
	AP GRF (Propulsion)	-2,67
	AP GRF (Freinage)	2,34
	vGRF (1 <sup>er</sup> pic)	-1,31
	VLR	-1,08
<b>Moments</b>	Extension genou (1 <sup>er</sup> pic)	-2,378
	Flexion plantaire cheville (Pic)	-2,203
	Extension hanche (Pic)	1,668
	Abduction hanche (1 <sup>er</sup> pic)	-1,09
<b>TSM</b>	Hanche TSM (Cycle de marche)	-1,372
	TSM total (Cycle de marche)	-1,211
	Cheville TSM (Cycle de marche)	-0,552
	Genou TSM (Cycle de marche)	-0,476
<b>Contribution TSM</b>	Genou TSM (Mise en charge)	-1,288
	Cheville TSM (Milieu de la phase d'appui)	-1,1043
	Genou TSM (Milieu de la phase d'appui)	1,0374
	Hanche TSM (Milieu de la phase d'appui)	0,8453
<b>Puissance</b>	Génération cheville (Pré-oscillation)	-3,5808
	Absorption genou (Mise en charge)	1,9564
	Absorption hanche (Milieu de la phase d'appui)	0,862

Abréviation : ADM, Amplitude de mouvement, FE, Flexion/Extension, GRF, Force de réaction au sol, TSM, Total support moment.