

PRO-FLEX® PIVOT

Le risque de développer une gonarthrose (ostéo-arthrite (OA) ou arthrose du genou) est 17 fois plus élevé chez les amputés tibiaux que chez les personnes non amputées. Deux facteurs principaux sont à l'origine de cette statistique inquiétante : une démarche asymétrique et un niveau d'impact élevé. Ce deuxième facteur est d'ailleurs également lié à l'asymétrie de la démarche, du fait de l'allongement du temps passé sur le côté sain par rapport au côté prothétique.

L'OA du genou a **17 fois plus de probabilité** de se développer chez les amputés tibiaux par rapport aux personnes non-amputées.

En plus de la douleur accrue et de la mobilité réduite de l'individu, les coûts financiers liés à l'arthrose du genou ont augmenté de 66 % au cours des dix dernières années et devraient encore augmenter de 50 % dans les vingt prochaines années. Pour faire face à ce défi, Össur a développé le Pro-Flex Pivot : la première prothèse de pied au monde qui offre une protection éprouvée du côté sain. En améliorant la symétrie de la marche et en réduisant les forces d'impact maximales et le moment de varus du genou de respectivement⁴¹ 19 % et 13 %, il contribue à réduire le risque d'arthrose du genou pour les amputés et les coûts associés à cette affection.

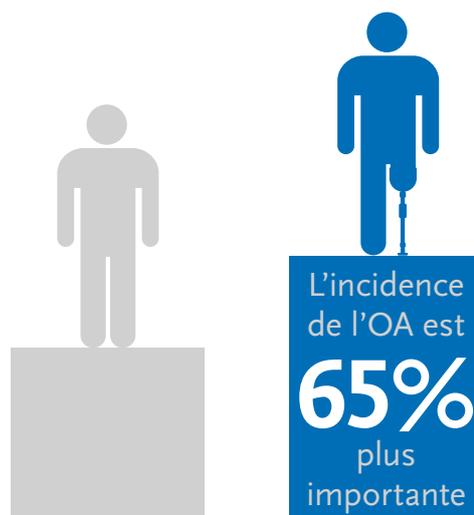
LIEN ENTRE LA PERTE D'UN MEMBRE ET L'ARTHROSE

L'arthrose de la hanche et du genou sont les principales causes de handicap chronique dans le monde. Plus de 700 000 personnes souffrant d'une perte de membre inférieur vivent aujourd'hui aux États-Unis et ce nombre augmente de 50 à 60 000 par an.³ Il pourrait doubler d'ici 2050.⁴ En plus de souffrir d'une mobilité réduite^{5,6,7}, il a été démontré que les amputés de membres inférieurs ont tendance à mettre davantage de poids (charge) leur côté sain ce qui entraîne des conséquences sur ce côté. Ceci explique les douleurs et dégénérescences articulaires et donc le développement potentiel de l'arthrose.^{8,9,10}

Une démarche asymétrique et un niveau **d'impact élevé** sont les principaux facteurs de risque.

Les amputés tibiaux appliquent plus de poids/charge sur leur membre sain que sur leur membre prothétique lorsqu'ils marchent¹¹; en observant la différence de douleur entre les deux côtés et la dégénérescence au niveau du genou, on peut supposer que la charge mécanique est un facteur aggravant. Les mouvements compensatoires mineurs, ainsi qu'une démarche asymétrique, peuvent augmenter le niveau de contraintes sur le membre sain et potentiellement, sur le long terme, prédisposer l'utilisateur à une arthrite dégénérative précoce.¹²

Le risque accru d'arthrose de la hanche et du genou suscite une inquiétude croissante chez les personnes amputées¹³. Ce type de comorbidité va souvent de pair avec la perte d'un membre et, ajouté à la douleur¹⁴, ces deux éléments sont des facteurs de réduction supplémentaire de la mobilité des personnes.⁷



En se basant sur un échantillon représentatif d'amputés de membre inférieur, actifs et inactifs, l'augmentation du taux d'OA est 65,6% plus importante que chez les personnes non amputées.²²



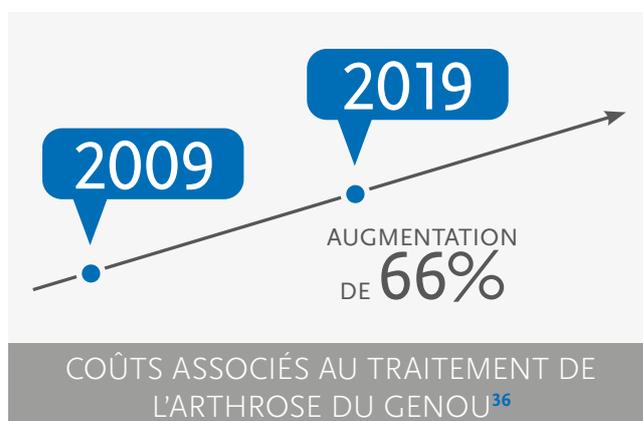
Il n'est pas surprenant que les personnes ayant perdu un membre présentent un taux plus élevé d'arthrose des articulations du côté sain par rapport aux articulations du côté prothétique et aux articulations de la population en général.^{20,14,21} Les cas d'arthrose du genou du côté sain sont 17 fois plus élevés que chez les personnes valides du même âge¹⁰ et les douleurs du genou sont deux fois plus fréquentes.¹⁰

Les études par imagerie ont confirmé la prévalence accrue des changements dégénératifs dans le genou du membre sain.^{23,24} Cela est dû au fait que les amputés passent plus de temps sur leur membre sain que sur leur membre prothétique lorsqu'ils marchent.^{25,26,27} En conséquence, leur démarche est asymétrique^{28,29,30} et la charge placée sur le membre sain est plus importante.^{31,32}

COÛTS ASSOCIÉS À L'ARTHROSE DU GENOU

L'arthrose est l'une des principales causes d'invalidité chez les personnes âgées et touche plus d'un adulte sur huit.^{15,16} Elle devrait augmenter d'environ 50 % au cours des 20 prochaines années.^{17,18,19} Pour les systèmes de soins, cela se traduit par une explosion des coûts en raison du nombre croissant de remplacements d'articulations, de l'assistance nécessaire à la vie quotidienne et de la perte de productivité.^{1,2} L'arthrose est une maladie dégénérative qui s'accompagne généralement d'une douleur chronique. Ces douleurs, la réduction de la mobilité et la perte notable de qualité de vie sont les caractéristiques du coût humain de l'arthrose.

Il est nécessaire de **modifier les politiques de santé** afin de réduire la progression de cette maladie coûteuse.³⁶



Des études comparatives de 1993³³ et 2012³⁴ montrent que le taux d'arthrose en France a augmenté de 54 %, et les coûts médicaux directs de 156 %. Au Royaume-Uni, le coût financier pour le remplacement des articulations a lui aussi augmenté et atteint 514 millions de Livres Sterling en 2010, soit une hausse de 66 % par rapport à la décennie précédente. L'arthrose représente 10 % des AVCI dus à des troubles musculo-squelettiques.³⁵ Aux États-Unis, le taux de remplacement total du genou a augmenté de 58 %^{34a} entre 2000 et 2006 et il augmente encore. Aux États-Unis toujours, les coûts directs liés aux arthroplasties totales du genou atteignent 51 000 \$. Si l'on ajoute les coûts indirects (tels que la perte de productivité) qui se montent à environ 21 000 \$, les dépenses totales pour les cinq premières années suivant l'opération de remplacement atteignent le montant colossal de 72 000 \$, soit 14 500 \$ par an.⁴⁶

PRO-FLEX : RÉDUIRE LE RISQUE

Dans un contexte où les cas d'arthrose du genou augmentent pour la population en général et où le risque est plus élevé pour les personnes amputées en particulier, il est important d'examiner de près les solutions



PIC
D'IMPACT

19%



LE PRO-FLEX PIVOT AMÉLIORE LA
SYMÉTRIE DE LA MARCHE ET RÉDUIT LE
PIC D'IMPACT DE 19 %⁴¹

prothétiques. Il est primordial de prendre en considération les technologies qui permettent de réduire sensiblement l'usure du corps, et de considérer leurs avantages tant du point de vue de la qualité de vie que de celui des coûts des soins de santé à long terme.

Le choix du pied prothétique peut influencer les niveaux d'impact du côté sain. Il a été démontré que la conception du Flex-Foot® réduit les forces de réaction au sol (GRF)³⁷ du côté sain, contrairement à celle de pieds standards qui augmentent considérablement l'impact et l'instabilité du genou.³⁸

Le nouveau pied Pro-Flex Pivot fait preuve d'un comportement exceptionnel lors du passage du pas. Sa progression souple et régulière jusqu'à la phase d'appui finale se termine par une poussée puissante. Cette poussée permet de réduire l'élévation du centre de gravité⁴² du côté prothétique³⁷ au moment d'avancer en appui sur le côté sain.³⁷ Cela se traduit par une démarche plus souple et plus symétrique ainsi que par une charge et un impact réduits sur le côté sain^{43,44,45} - soit un effet positif sur les deux facteurs clés qui permettent de réduire le risque d'OA.

Comparé au Vari-Flex®, le pied à restitution d'énergie standard, Pro-Flex Pivot a un mouvement de la cheville presque deux fois plus important lorsque l'on marche sur un sol plat et en pentes. Sa restitution d'énergie et sa puissance de propulsion est environ deux fois plus élevée.³⁹ La progression des pieds prothétiques ralentit généralement à mi-chemin, tandis que le Pro-Flex Pivot permet à l'utilisateur de progresser à mi-chemin, en utilisant l'élan pour générer une puissance de propulsion qui supporte le poids de l'utilisateur plus efficacement, réduisant l'effet de chute et la charge du côté du sain.⁴⁰ Les forces du plan horizontal, ainsi que les forces verticales de réaction au sol, sont considérablement réduites. Ces deux éléments sont importants pour contrer le développement de l'arthrose.⁴²

Les deux jambes sont précieuses. En diminuant l'impact et en améliorant la dynamique, le Pro-Flex Pivot contribue à protéger le corps et à réduire le risque d'arthrose.

CONCLUSION

Le pied Pro-Flex Pivot Össur va donc dans la bonne direction en associant une amplitude de mouvement de la cheville de 27° et une plus grande restitution d'énergie comparée aux pieds en fibre de carbone traditionnels. Il offre également une poussée puissante qui réduit les forces d'impact maximales de 13 % et le moment varisant du genou sur le membre sain de 19 %. Compte tenu du nombre de pas effectués par an et au cours d'une vie, ces avantages deviennent évidents : la réduction de la charge appliquée et l'augmentation de la dynamique sont d'une importance capitale pour la santé de l'utilisateur et donc pour la réduction des coûts de santé.

RÉFÉRENCES

1. Hunter, David J., Deborah Schofield, and Emily Callander. "The individual and socioeconomic impact of osteoarthritis." *Nature Reviews Rheumatology* 10.7 (2014): 437-441.
2. Nho, Shane J., Steven M. Kymes, John J. Callaghan, and David T. Felson 2013, The Burden of Hip Osteoarthritis in the United States: Epidemiologic and Economic Considerations. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* 21 Suppl 1: S1–6.
3. HCUP: Healthcare Cost and Utilization Project, June 2015. Agency for Healthcare Research and Quality, Rockville, MD, U.S. Department of Health and Human Services. <http://hcupnet.ahrq.gov/Hcupnet.jsp> Agency for Healthcare Research and Quality
4. Ziegler-Graham, Kathryn, et al. "Estimating the prevalence of limb loss in the United States: 2005 to 2050." *Archives of physical medicine and rehabilitation* 89.3 (2008): 422-429.
5. Miller, William C., et al. "The influence of falling, fear of falling, and balance confidence on prosthetic mobility and social activity among individuals with a lower extremity amputation." *Archives of physical medicine and rehabilitation* 82.9 (2001): 1238-1244.
6. Burger, Helena, C. R. T. Marincek, and Eli Isakov. "Mobility of persons after traumatic lower limb amputation." *Disability & Rehabilitation* 19.7 (1997): 272-277.
7. Geertzen JH, Bosmans JC, Van der Schans CP. Claimed walking distance of lower limb amputees. *Disabil Rehabil* 2005;27:101-4.
8. Nolan L, Wit A, Dudzinski K, Lees A, Lake M, Wychowanski M. Adjustments in gait symmetry with walking speed in trans-femoral and trans-tibial amputees. *Gait Posture*.2003;17(2):142–51 prosthetic knee. *Arch Phys Med Rehabil* 2007;88:207-17.
9. Burke MJ, Roman V, Wright V. Bone and joint changes in lower limb amputees. *Ann Rheum Dis*. 1978;37(3): 252–54.
10. Struyf, Pieter A., et al. "The prevalence of osteoarthritis of the intact hip and knee among traumatic leg amputees." *Archives of physical medicine and rehabilitation* 90.3 (2009): 440-446.
11. Gailey R, Allen K, Castles J, Kucharik J, Roeder M. Review of secondary physical conditions associated with lower-limb amputation and long-term prosthesis use. *J Rehabil Res Dev* 2008;45(1):15–29.
12. Hurley GR, Mckenney R, Robinson M, Zdravac M, Pierrynowski, MR. The role of the contralateral limb in below knee amputee gait. *Prosthet Orthot Int*. 1990;14(1):33–42.
13. Struyf, Pieter A., et al. "The prevalence of osteoarthritis of the intact hip and knee among traumatic leg amputees." *Archives of physical medicine and rehabilitation* 90.3 (2009): 440-446.
14. Kulkarni J, Adams J, Thomas E, Silman A. Association between amputation, arthritis and osteopenia in British male war veterans with major lower limb amputations. *Clin. Rehabil.*, 12 (4) (1998), pp. 348–353
15. Centers for Disease Control and Prevention (CDC). Prevalence and impact of chronic joint symptoms—seven states, 1996. *MMWR Morb. Mortal. Wkly Rep*. 47, 345–351 (1998).
16. Dunlop, D. D., Manheim, L. M., Song, J. & Chang, R. W. Arthritis prevalence and activity limitations in older adults. *Arthritis Rheum*. 44, 212–221 (2001).
17. Hunter, D. J. Lower extremity osteoarthritis management needs a paradigm shift. *Br. J. Sports Med*. 45, 283–288 (2011).
18. Hootman, J. M. & Helmick, C. G. Projections of US prevalence of arthritis and associated activity limitations. *Arthritis Rheum*. 54, 226–229 (2006).
19. Perruccio, A. V., Power, J. D. & Badley, E. M. Revisiting arthritis prevalence projections—it's more than just the aging of the population. *J. Rheumatol*. 33, 1856–1862 (2006).
20. Nolan L, Wit A, Dudzinski K, Lees A, Lake M, Wychowanski M. Adjustments in gait symmetry with walking speed in trans-femoral and trans-tibial amputees. *Gait Posture*.2003;17(2):142–51 prosthetic knee. *Arch Phys Med Rehabil* 2007;88:207-17.
21. Hungerford D, Cockin J. Fate of the retained lower limb joints in World War II amputees. *J. Bone Jt. Surg.*, 57 (1975), p. 111
22. Melzer I, Yekutieli M, Sukenik S. Comparative study of osteoarthritis of the contralateral knee joint of male amputees who do and do not play volleyball. *J. Rheumatol.*, 28 (1) (2001), pp. 169–172
23. Norvell DC, Czerniecki JM, Reiber GE, Maynard C, Pecoraro JA, Weiss NS. The prevalence of knee pain and symptomatic knee osteoarthritis among veteran traumatic amputees and nonamputees. *Arch Phys Med Rehabil* 2005;86(3):487–93.
24. Lemaire ED, Fisher FR. Osteoarthritis elderly amputee gait. *Arch Phys Med Rehabil* 1994;75(10):1094–9.
25. Breakley J. Gait of unilateral trans-tibial amputees. *Orthot Prosthet*. 1976;30:17–24.
26. Murray MP, Mollinger LA, Sepic SB, Gardner GM, Linder MT. Gait patterns in above-knee amputee patients: Hydraulic swing control vs constant-friction knee components. *Arch Phys Med Rehabil*. 1983;64(8):339–45.
27. Engsborg JR, Lee AG, Tedford KG, Harder JA. Normative ground reaction force data for able-bodied and below knee amputee children during walking. *J Pediatr Orthop*. 1993;13(2):169–73.
28. Zernicke RF, Hoy MG, Whiting WC. Ground reaction forces and center of pressure patterns in the gait of children with amputation: Preliminary report. *Arch Phys Med Rehabil*. 1985;66(11):736–41.
29. Menard MR, McBride ME, Sanderson DJ, Murray D. Comparative biomechanical analysis of energy-storing prosthetic feet. *Arch Phys Med Rehabil*. 1992;73(5):451–58.
30. Schneider K, Hart T, Zernicke RF, Setoguchi Y, Oppenheim W. Dynamics of below-knee amputee child gait: SACH foot versus Flex foot. *J Biomech*. 1993;26(10): 1191–1204.
31. Suzuki K. Force plate study on the artificial limb gait. *J Jpn Orthop Assoc*. 1972;46:503–16.
32. Engsborg JR, Lee AG, Patterson JL, Harder JA. External loading comparisons between able-bodied and below knee amputee children during walking. *Arch Phys Med Rehabil*. 1991;72(9):657–61
33. E. Levy, A. Ferme, D. Perocheau, and I. Bono, "Socioeconomic costs of osteoarthritis in France," *Revue du Rhumatisme*, vol. 60, no. 6, pp. 63S–67S, 1993.
34. Chen, A., et al. "The global economic cost of osteoarthritis: how the UK compares." *Arthritis* 2012 (2012).
- 34a. Centers for Disease Control and Prevention (CDC). Racial disparities in total knee replacement among Medicare enrollees— United States, 2000-2006. *MMWR Morb Mortal Wkly Rep* 2009;58(6):1338.
35. Murray, C. J. et al. Disability-adjusted life years (DALYs) for 291 diseases and injuries in 21 regions, 1990–2010: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2010. *Lancet* 380, 2197–2223 (2013).
36. Hunter, David J., Deborah Schofield, and Emily Callander. "The individual and socioeconomic impact of osteoarthritis." *Nature Reviews Rheumatology* 10.7 (2014): 437-441.
37. Snyder, R.D., et al., The effect of five prosthetic feet on the gait and loading of the sound limb in dysvascular below-knee amputees. *J Rehabil Res Dev*, 1995. 32(4): p. 309-15.
38. Lehmann JF, Price R, Boswell-Bessette S, Dralle A, Questad K. Comprehensive analysis of dynamic elastic response feet: Seattle Ankle/Lite Foot versus SACH foot. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation* 1993;74(8):853-61.
39. Heitzmann DWW. et al; Evaluation of a novel prosthetic foot while walking on level ground, ascending and descending a ramp; *Gait & Posture* 42 (2015): S94-S95. Abstract, Oral Presentation at the ESMAC 24th annual Meeting Heidelberg, Germany, September 10-12, 2015; E-mail: daniel.heitzmann@med.uni-heidelberg.de
40. Morgenroth, David C., et al. "The effect of prosthetic foot push-off on mechanical loading associated with knee osteoarthritis in lower extremity amputees." *Gait & posture* 34.4 (2011): 502-507.
41. Heitzmann, D. W. W., et al. "Evaluation of a novel prosthetic foot while walking on level ground, ascending and descending a ramp." *Gait & Posture* 42 (2015): S94-S95.
42. Powers, Christopher M., et al. "Influence of prosthetic foot design on sound limb loading in adults with unilateral below-knee amputations." *Archives of physical medicine and rehabilitation* 75.7 (1994): 825-829.
43. Segal, Ava D., et al. "The effects of a controlled energy storage and return prototype prosthetic foot on transtibial amputee ambulation." *Human movement science* 31.4 (2012): 918-931.
44. Kuo, Arthur D. "The six determinants of gait and the inverted pendulum analogy: A dynamic walking perspective." *Human movement science* 26.4 (2007): 617-656.
45. Kuo, Arthur D., J. Maxwell Donelan, and Andy Ruina. "Energetic consequences of walking like an inverted pendulum: step-to-step transitions." *Exercise and sport sciences reviews* 33.2 (2005): 88-97.
46. Osteoarthritis kneebracing – A health economic evaluation – USA, 2012. On file at Össur