

# Van Terry Fox naar Marlou van Rhijn

## Over de veerkracht tijdens hardlopen met een beenprothese

Hardlopen is de basisvaardigheid voor vele sporten. Wie heeft niet ooit gewedijverd met vriendjes om wie het snelst was. Was het niet tijdens een hardloopwedstrijd, dan wel tijdens tikkertje of een balspel. Maar wat nu als je een deel van je been verliest of geboren wordt zonder onderbenen? Atleten als Terry Fox en Marlou van Rhijn hebben laten zien dat dat geen belemmering hoeft te vormen. Met mentale veerkracht, maar ook letterlijk met veerkrachtige prothesen laten zij de wereld versteld staan. In dit artikel bespreken we hoe de fysieke veerkracht van de prothese en prothesegebruiker op elkaar afgestemd moeten worden om een optimale prestatie te kunnen leveren. Maar eerste zullen we kort ingaan op de mentale veerkracht van een van de grondleggers die deze ontwikkelingen mede in gang heeft gezet.

**Han Houdijk, Laura Oudenhoven, Judith Boes, Gert Faber, Laura Hak**

Hoewel er in de geschiedenis eerder vermeldingen zijn van mensen die met een beenprothese een marathon volbrachten, kan Terry Fox<sup>1</sup> gezien worden als de grondlegger van het hardlopen met een beenprothese. Terry Fox (afbeelding 1) was een sportieve Canadese jongen, bij wie op 18-jarige leeftijd een bottumor werd gevonden. Zijn rechterbeen werd boven de knie geamputeerd en hij onderging intensieve chemotherapie. Terry Fox raakte geïnspireerd door het wetenschappelijk onderzoek dat zijn genezing mogelijk had gemaakt, maar ook door de vele mensen die hij tijdens zijn behandeling had ontmoet en voor wie geen genezing mogelijk was. Hij besloot in actie te komen voor meer bewustzijn voor de ziekte en geld op te halen voor meer onderzoek. Voor dit doel wilde hij hardlopend door heel Canada trekken en 1 dollar ophalen per hoofd van de Canadese bevolking (24 miljoen). Op 12 april 1980 startte Terry Fox zijn 'marathon of hope'<sup>2</sup> die hem uiteindelijk van St John's Newfoundland naar Tunder Bay Ontario leidde. Daar moest Terry Fox, na 143 dagen, 5373 km en 1,7 miljoen dollar, zijn race staken omdat tumoren waren teruggekeerd in zijn longen en verder lopen niet mogelijk was. Op 28 juni 1981 overleed Terry Fox.

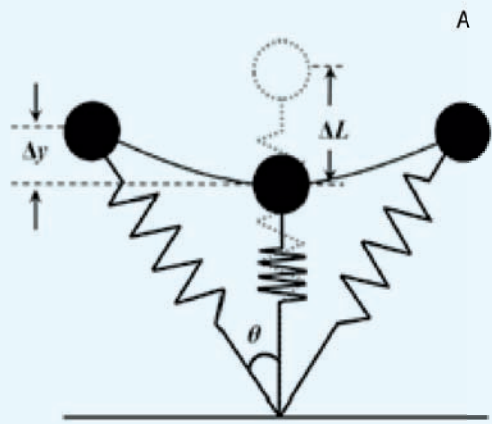
Zijn voetreis was echter niet voor niets geweest. Nadat hij zijn marathon had moeten staken werd in Canada een landelijke actie gestart in het teken van de bestrijding van kanker. Voordat Terry Fox overleed was zijn doel, het ophalen van 24 miljoen dollar, behaald. Dat bedrag stijgt nog steeds via de Terry Fox runs die



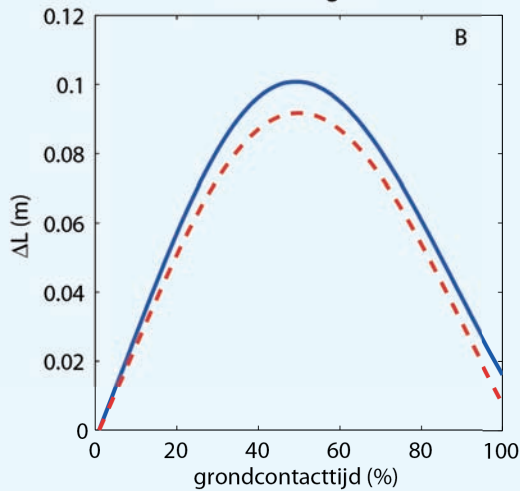
Afbeelding 1. Terry Fox tijdens zijn 'Marathon of Hope' ([https://en.wikipedia.org/wiki/Terry\\_Fox](https://en.wikipedia.org/wiki/Terry_Fox)).

1 [https://en.wikipedia.org/wiki/Terry\\_Fox](https://en.wikipedia.org/wiki/Terry_Fox).

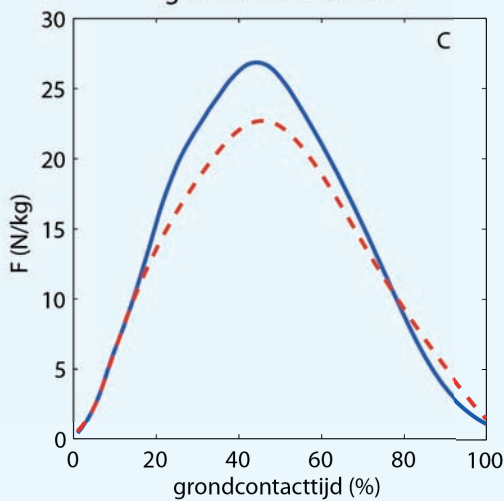
2 [https://www.youtube.com/watch?v=ZF8k8hpyp\\_A](https://www.youtube.com/watch?v=ZF8k8hpyp_A).



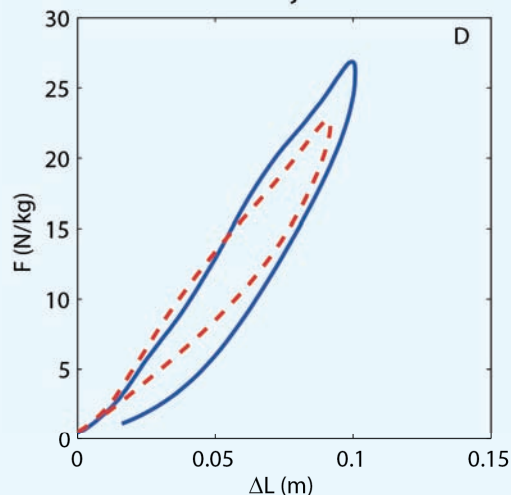
beenlengte



grondreactiekracht



beenstijfheid



--- prothesebeen  
— intact been

jaarlijks in Canada en ver daarbuiten worden georganiseerd. Terry Fox is daarmee niet alleen een pleitbezorger voor het kankeronderzoek. Hij inspireerde ook veel andere mensen met een beperking om hun grenzen te verleggen en genereerde veel aandacht voor de integratie van mensen met een beperking in de samenleving en de sport.

Zijn extreme ervaringen als hardloper met een beenprothese hebben ook een effect gehad op de ontwikkeling van de sportprothese. Terry Fox begon aan de marathon met zijn gewone rigide beenprothese. Deze liet een normaal hardlooppatroon niet toe, waardoor hij zich met een huppelgang moest voortbewegen. De continue belasting op de stomp was daarbij hoog, waardoor hij stomproblemen kreeg. Terry Fox verving daarom het rigide onderbeen van de prothese door een pogo stick, waarmee de schokken beter werden geabsorbeerd. Dit vormde de inspiratie voor de Terry Fox jogging prothese (DiAngelo e.a., 1989), waarin een lineaire telescoopveer in de beenprothese werd verwerkt. Hoewel deze vinding het prothesebeen enig veergedrag gaf, waren de eigenschappen van de gebruikte telescoopveer in grote mate inferieur aan de eigenschappen van de carbon bladveren die door Van Philips in 1984 in prothesevoeten werden geïntroduceerd (Hobara, 2014) en in 1988 voor het eerst op de Paralympische Spelen werden gebruikt (Pailler e.a., 2004).

### De hardloper als een massa-veer-systeem

Het opnemen van een veer in een beenprothese is geen gek idee als je kijkt naar het gedrag van ons normale been tijdens het hardlopen. Tijdens het hardlopen kunnen we ons been modelleren als een simpele compressie-veer (Farley & Ferris 1998), die in veert tijdens de eerste helft van de standfase en uit veert in de tweede helft van de standfase (afbeelding 2). De stijfheid van deze veer en de hoek waaronder we deze veer op de grond plaatsen bepalen de snelheid, stapfrequentie en staplengte waarmee we kunnen hardlopen (Houdijk, 2000). Door de stijfheid en hoek te variëren kunnen we op verschillende snelheid en met verschillende ritmes lopen.

Natuurlijk is ons biologische been geen echte veer. Er zitten wel elastische structuren in, zoals pezen, maar het werkelijke gedrag wordt bepaald door spieren die excentrisch en concentrisch contraheren rond gewrichten en door de rotaties van gewrichten waardoor het been korter en weer langer wordt. Het veren op de grond tijdens het hardlopen is

Afbeelding 2. Links (A): het massa-veer-model voor hardlopen. Beenlengte ( $\Delta L$ ), verticale verplaatsing ( $\Delta y$ ), hoek van beenplaatsing ( $\theta$ ). Rechts: een voorbeeld van de beenlengte (B) en de grondreactiekracht (C) tijdens de grondcontactfase van het hardlopen en het lengte-kracht-diagram van het been (D). De helling van deze laatste grafiek representeert de beenstijfheid. De doorgetrokken lijn geeft het intacte been weer en de gearceerde lijn het prothesebeen.



Afbeelding 3. Enkele hedendaagse hardlooprothesen: A) Otto Bock 1E91 Runner, B) Össer Flex-Run™, C) Freedom Innovations Catapult™ Running

dan ook niet gratis, zoals bij een echte veer, waarin energie wordt opgeslagen en weer terug gegeven. In werkelijkheid wordt in iedere stap energie in spieren gedissipeerd en weer opnieuw aangemaakt. Desalniettemin is de analogie van het lichaam tijdens het hardlopen met een massa-veer-systeem een handig gegeven dat in onderzoek en sportpraktijk goed kan worden gebruikt om het hardlopen te doorgronden en optimaliseren (Houdijk, 2000).

Dit geldt ook voor prothesemakers. Ongeacht de vraag hoe het gedrag in het biologische been tot stand komt, is het voor prothesemakers vooral belangrijk hoe ze dit gedrag kunnen reproduceren. Omdat het been zich uiterlijk zo netjes als een veer lijkt te gedragen, ligt het voor de hand om in een prothese ook daadwerkelijk een veer op te nemen om dit gedrag te kopiëren. Het gebruik van gekromde bladveren met het karakteristieke C- of J-vormige uiterlijk (afbeelding 3) is daarbij nog steeds het meest gebruikte recept (Nolan, 2008). Met deze veerkrachtige beenprothesen is het verschil in gedrag van het prothesebeen en het biologische been een stuk kleiner geworden, en is een vrij symmetrisch hardlooppatroon mogelijk in tegenstelling tot de huppelgang waarmee Terry Fox zich voortbewoog (Weyand e.a., 2009; Grabowski e.a., 2010; McGowan e.a., 2012).

De hardlooprothesen, de zogenoemde blades, behoren momenteel tot de standaarduitrusting van atleten met een beenamputatie (Pailler e.a., 2004). Maar de ontwikkeling van deze blades staat nog aan het begin. Er bestaan nog veel vragen met betrekking tot de optimalisatie van de hardlooprothese. Een belangrijke vraag is wat de optimale stijfheid van de bladveer zou moeten zijn. Valide hardlopers selecteren een pasfrequentie die hun energieverbruik tijdens het lopen minimaliseert (De Ruiters e.a., 2014). Deze pasfrequentie hangt samen met een stijfheid van het been; immers in een massaveersysteem is de natuurlijke frequentie evenredig met de stijfheid:

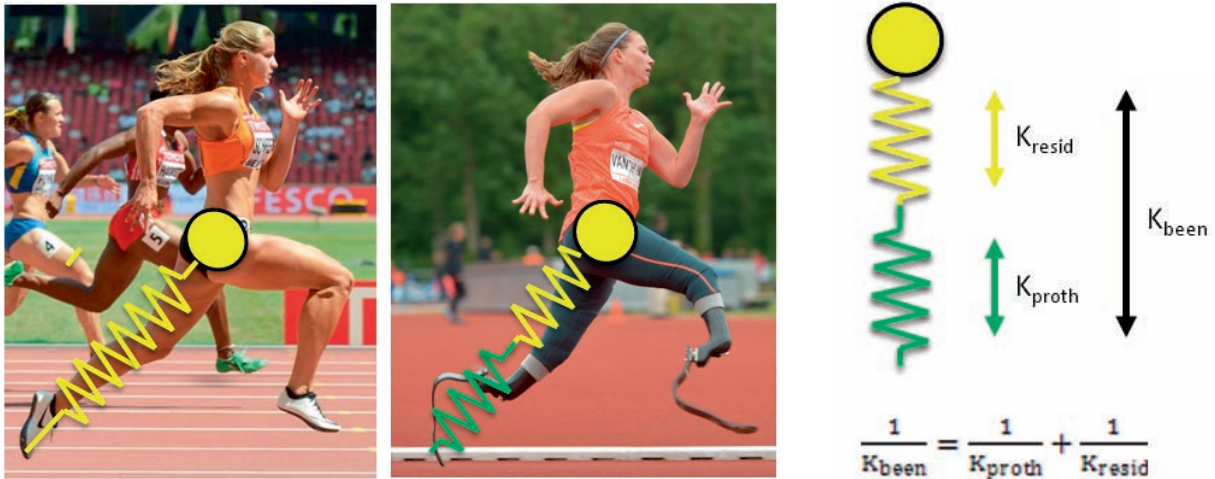
$$frequentie = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{stijfheid}{massa}}$$

Het lijkt daarom, met name voor atleten met een unilaterale amputatie, verstandig om een prothese te gebruiken die eenzelfde beenstijfheid aan het prothesebeen geeft als het contralaterale intacte been. Bij sprinters is de energetische efficiëntie mogelijk minder van belang. Sprinters, zoals Marlou van Rhijn, voeren gedurende de race hun pasfrequentie steeds verder op totdat in de laatste helft van de race een constante pasfrequentie wordt bereikt. Sprinters lopen daarom niet met een constante beenstijfheid maar met een variërende beenstijfheid gedurende de race. Dit maakt het verstrekken van een prothese met de juiste stijfheid nog eens extra uitdagend.

Waar bij het optimaliseren van de prothesestijfheid echter nogal eens aan voorbij wordt gegaan, is het feit dat het gedrag van het prothesebeen niet alleen afhangt van de prothese, maar ook van de intacte gewrichten aan de geamputeerde zijde (de heup en mogelijk de knie; het biologische residu). Je kunt het prothesebeen zien als een systeem van twee veren in serie: de prothese en het biologische residu (afbeelding 4). De totale stijfheid van het been ( $K_{\text{been}}$ ) hangt daarmee af van de stijfheid van de prothese ( $K_{\text{proth}}$ ) en stijfheid van het biologische residu ( $K_{\text{resid}}$ ). Om een prothese met een optimale stijfheid te kunnen verstrekken, moeten we dus niet alleen weten welke beenstijfheid we willen bereiken, maar ook wat de bijdrage is van de resterende intacte gewrichten in het geamputeerde been. De mogelijke bijdrage van deze intacte gewrichten aan het gedrag van het prothesebeen is echter nog maar zeer beperkt bekend (McGowan e.a., 2012; Hobara e.a., 2013). Het is daardoor ook zeer moeilijk om een optimale beenprothese te selecteren. De interactie tussen prothese en gebruiker hebben we in een recent onderzoek nader bekeken.

### Het reguleren van de beenstijfheid tijdens hardlopen met een beenprothese

Om het hiervoor beschreven probleem nader te bestuderen hebben we twee vragen onderzocht (Oudenhoven e.a., 2016). (1) In welke mate draagt het residu van het geamputeerde been bij aan de totale beenstijfheid van



Afbeelding 4: De atleet met een hardlooprothese kan worden beschouwd als een massaveersysteem met twee veren in serie. Een veer gevormd door de prothese (groene) en een veer gevormd door de gewrichten van het resterende deel van het been, het residu (geel). De totale beenstijfheid wordt dan gevormd door de optelsom van beide veren volgens de getoonde formule. Bijvoorbeeld, wanneer de stijfheid van de prothese even groot is als de stijfheid van het residu, dan is de totale beenstijfheid half zo groot als de stijfheid van de prothese. Pas wanneer de stijfheid van het residu naar oneindig gaat is de stijfheid van het totale prothesebeen gelijk aan de stijfheid van de prothese.

het prothesebeen? (2) In welke mate kan een atleet zelf, door verandering van de stijfheid van het residu, de totale beenstijfheid en pasfrequentie van het prothesebeen reguleren, of is hij een slaaf van het ritme van de prothese.

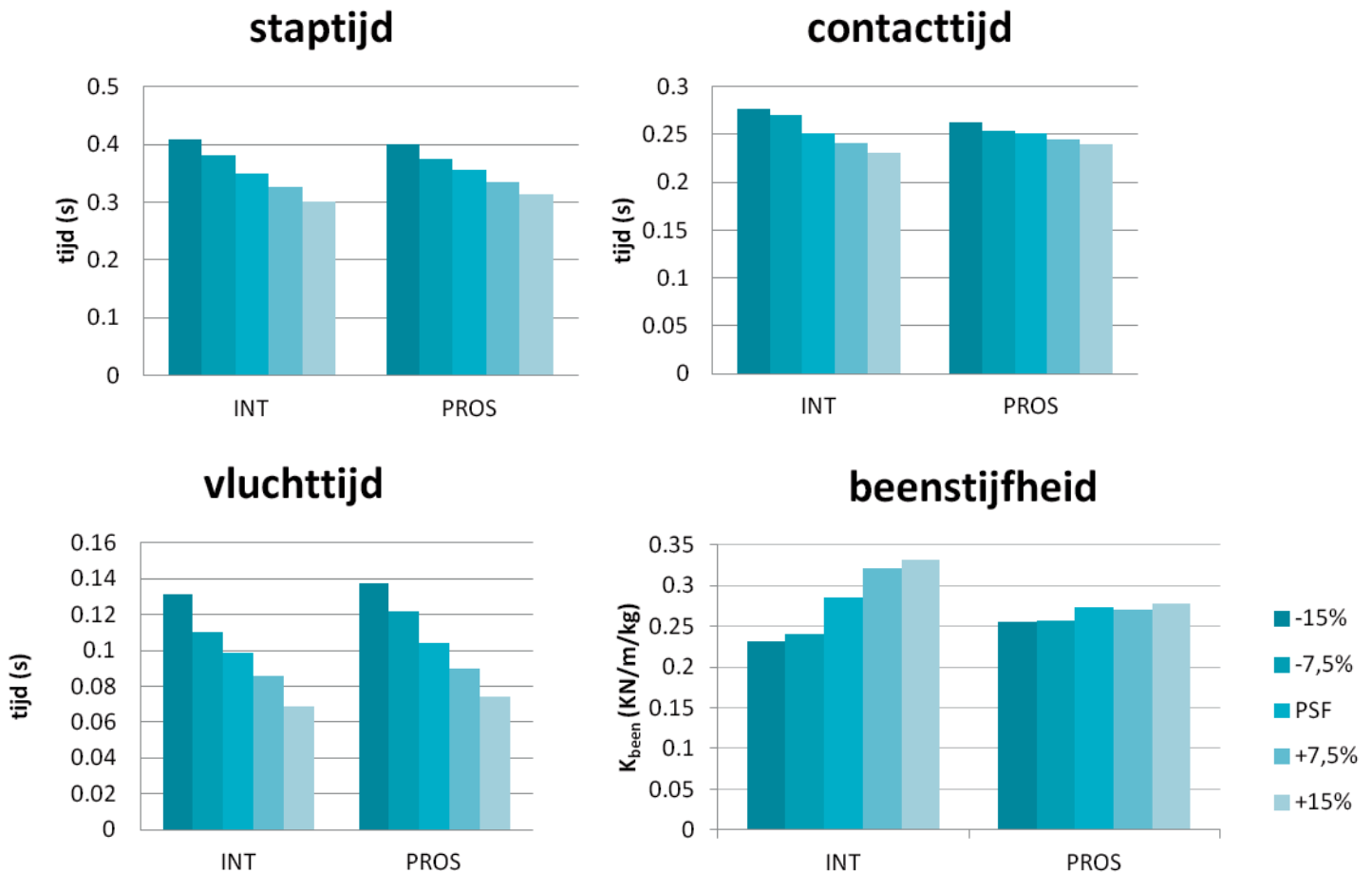
Zeven hardlopers met een unilaterale beenprothese werden onderworpen aan een aantal testen in het bewegingslaboratorium. Deze atleten (6 mannen en 1 vrouw) waren allemaal geoefend in het hardlopen met een beenprothese (Flex-Run, Össur) en hun niveau varieerde van recreatief duuratleet tot paralympisch triatleet. Bij de eerste test werd hen gevraagd op de plaats te huppen op het prothesebeen, waarbij ze hun been maximaal stijf probeerden te houden. Met deze test konden we de maximale beenstijfheid van het prothesebeen van de atleten bepalen onafhankelijk van hun gedrag tijdens het hardlopen. Vervolgens werd hen gevraagd te rennen op een loopband op hun comfortabele snelheid (5 km tempo). Hierbij werd de pasfrequentie gevarieerd met behulp van een metronoom tussen de voorkeursfrequentie (PSF) en een frequentie 7,5% of 15% hoger of lager dan de voorkeursfrequentie. Met deze manipulatie van stapfrequentie werd getracht veranderingen in beenstijfheid uit te lokken. Tijdens het huppen en rennen werden de gewrichtsbewegingen gemeten met een bewegingsregistratiesysteem (Optotrak, Northern Digital, 200 Hz) en werd de grondreactiekracht gemeten met krachtensoren die in de loopband zijn verwerkt (Y-mill, Motekforce Link, 200 Hz). Veranderingen in pasfrequentie, grondcontacttijd en vluchttijd tussen de loopcondities konden uit de grondreactiekrachtdata worden afgeleid. De totale beenstijfheid van het geamputeerde en intacte been, alsmede de stijfheid van de prothese en het residu van het geamputeerde been, werd berekend uit

de helling van de kracht-lengte diagram van het been of deel van het been (zie ook afbeelding 2):

$$K = \frac{\Delta \text{kracht}}{\Delta \text{lengte}}$$

Zes van de zeven atleten waren in staat op het prothesebeen te huppen. De maximale stijfheid van het prothesebeen ( $K_{\text{been}} = 0.30 \text{ kN/kg/m}$ ) bleek daarbij significant lager dan de stijfheid van de prothese ( $K_{\text{prothese}} = 0.43 \text{ kN/kg/m}$ ). De intacte gewrichten van het geamputeerde been bleken dus een substantiële bijdrage te leveren aan de totale stijfheid van het prothesebeen. Hoewel stijfheid van het residu van het geamputeerde been veel hoger was dan van de prothese ( $K_{\text{residual}} = 0.99 \text{ kN/kg/m}$ ), kan de bijdrage van deze component dus niet verwaarloosd worden. De bijdrage van het residu verlaagt de uiteindelijke totale beenstijfheid met 30% ten opzichte van de stijfheid van de prothese.

Alle atleten waren in staat te rennen met de opgelegde pasfrequenties binnen een foutmarge van 5%. De loopsnelheid was per atleet constant over de condities en lag tussen de 7-10 km/uur. Dit was typisch 1-2 km/uur lager dan wat de atleten aangaven als gewoontelijke 5 km snelheid, waarschijnlijk als gevolg van het lopen op een loopband en het dragen van de meetapparatuur. Hoewel de atleten de pasfrequentie van zowel het prothesebeen als het contralaterale intacte been adequaat konden aanpassen, bleek er wel een verschil te zitten in de manier waarop dit werd bereikt. Bij het intacte been werd de pasfrequentie verhoogd door een afname in zowel contacttijd als vluchttijd. Bij het prothesebeen veranderde de contacttijd nauwelijks en werd de toenemende pasfrequentie met name bereikt door een afname van vluchttijd (afbeelding 5). Dit



Afbeelding 5. Staptijd (inverse van stapfrequentie), grondcontacttijd, vluchttijd en beenstijfheid tijdens het hardlopen op de verschillende pasfrequenties voor het intacte (INT) en prothese (PROS) been.

suggereert dat de beenstijfheid van het prothesebeen niet werd aangepast tijdens het lopen op verschillende pasfrequenties terwijl de beenstijfheid van het intacte been toenam met toenemende pasfrequentie. Dit werd inderdaad bevestigd door de mechanische analyse van de beenstijfheid (afbeelding 5). De totale stijfheid van het prothesebeen bleef constant over alle pasfrequenties en was ongeveer gelijk aan de beenstijfheid tijdens het huppen met een maximaal stijf prothesebeen.

De verandering van de beenstijfheid van het intacte en prothesebeen hebben we nader bestudeerd door te kijken naar de bijdrage van de afzonderlijke gewrichten. De verandering van de stijfheid van het intacte been vindt met name plaats door een aanpassing van de stijfheid van de enkel en in mindere mate door aanpassing van de stijfheid van het kniegewricht. In het prothesebeen is de stijfheid van de enkel (de prothese) uiteraard constant en onafhankelijk van de opgelegde pasfrequentie. De intacte knie in het prothesebeen blijkt in een beperkte en invariante wijze bij te dragen aan de stijfheid van het been. Naast deze bijdrage van de knie lijkt een deel van de stijfheid van het prothesebeen voort te komen uit de beweging tussen stomp en koker en mogelijk de beweging van de

heup in het frontale vlak. Maar ook de bijdrage van deze elementen veranderde niet over de opgelegde pasfrequenties.

Uit dit onderzoek kunnen we concluderen dat in deze groep atleten de stijfheid van de biologische gewrichten (inclusief stomp-kokerverbinding) in het geamputeerde been een substantiële bijdrage heeft aan de totale beenstijfheid. Deze bijdrage is echter invariant en lijkt niet te kunnen worden aangepast om de totale beenstijfheid en daarmee grondcontacttijd te reguleren. Mogelijk maken de atleten de gewrichten maximaal stijf om de totale beenstijfheid zo dicht mogelijk in de buurt van de stijfheid van de prothese te brengen. Dit zal de effectieve opslag en teruggave van elastische energie uit de prothese bevorderen en daardoor de loopefficiëntie verbeteren. Desondanks zijn deze schakels niet oneindig stijf te maken en blijft een mate van compliantie (omgekeerde van stijfheid) over die de totale beenstijfheid aanzienlijk verlaagt ten opzichte van de stijfheid van de prothese. Bij het verstrekken van een goede prothese moet met deze compliantie in het geamputeerde been dus rekening worden gehouden om de gewenste beenstijfheid te krijgen.

## Optimaliseren van de veerkracht

Het hardlopen met een beenprothese is inmiddels een volwassen en zelfstandige sport geworden. De discussie gaat niet langer alleen maar over de vraag of atleten met een beenprothese nu een eerlijke of oneerlijke competitie kunnen aangaan met valide atleten. De discussie gaat vooral over hoe ze steeds sneller kunnen lopen om binnen hun eigen categorie de beste te kunnen zijn, en misschien belangrijker nog hoe ze steeds hun eigen grenzen kunnen verleggen. Hoewel de moderne hardloopprouthe de prestaties van atleten enorm heeft bevorderd, blijft de zoektocht naar een optimale hardloopprouthe de hedendaagse atleten daarbij bezighouden. Op basis van dit onderzoek kunnen we concluderen dat de stijfheid van de prouthe het gedrag van het prouthesebeen in hoge mate bepaalt. Echter de stijfheid van de intacte gewrichten van het prouthesebeen moet niet worden vergeten. Aangezien het er op lijkt dat de atleten de stijfheid van dit deel van het been proberen te maximaliseren, is het trainen van de stijfheid van dit deel mogelijk net zo belangrijk als het vinden van een geschikte prouthesestijfheid. Het maximaliseren van de stijfheid van het residuale been zal de effectiviteit van opslag en teruggave van energie in de prouthese bevorderen. Hoe stijver het residuale deel van het been hoe stijver de prouthese die gedragen kan worden. Dit lijkt gunstig, want de beenstijfheid van het prouthesebeen is in de regel nog steeds lager dan die van het biologische contralaterale been (Weyand e.a., 2009; Grabowski e.a., 2010). Het optimaliseren van de veerkracht van de prouthese en de veerkracht van de gebruiker dienen dus hand in hand te gaan. De interactie tussen beide zal een interessant onderwerp zijn voor onderzoek en sportpraktijk in de komende jaren.

## Referenties

De Ruiter, C.J., Verdijk, P.W.L., Werker, W., Zuidema, M.J., & Haan, A., (2014). Stride frequency in relation to oxygen consumption in experienced and novice runners. *European Journal of Sport Science*, 14, 251-258.

DiAngelo, D.J., D.A. Winter, D.N. Ghista, W.R. Newcombe (1989). Performance assesment of the Terry Fox jogging prouthese for above-knee amputees. *Journal of Biomechanics*, 22 (6/7), 543-558.

Farley, C.F., D.P. Ferris (1998). Biomechanics of walking and running: center of mass movements to muscle action. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 26, 253-285.

Grabowski, A.M., McGowan, C.P., McDermott, W.J., Beale, M.T., Kram, R., & Herr, H.M. (2010). Running-specific proutheses limit ground-force during sprinting. *Biol. Lett.*, 6, 201-204.

Hobara, H., Baum, B.S., Kwon, H.-J., Miller, R.H., Ogata, T., Kim, Y.H., & Shim, J.K. (2013). Amputee locomotion: Spring-like leg behavior and stiffness regulation using running-specific proutheses. *Journal of Biomechanics*, 46, 2483-2489.

Hobara, H. (2014) Running-specific proutheses: The history, mechanics, and controversy. *Journal of the Society of Biomechanisms*, 38 (2), 105-110.

Houdijk, H. (2000). Wandelen en rennen, slingeren en stuiten. *Versus Tijdschrift voor Fysiotherapie* 18(3) 167-182.

McGowan, C.P., Grabowski, A.M., McDermott, W.J., Herr, H.M., & Kram, R. (2012). Leg stiffness of sprinters using running-specific

proutheses. *Journal of the Royal Society Interface*, 9, 1975-1982.

Nolan, L. (2008). Carbon fibre proutheses and running in amputees: a review. *Foot and Ankle Surgery*, 14, 125-129.

Oudenhoven, L.M., Boes J.M., Hak L., Faber G.S., & Houdijk, H. (2016). Regulation of step frequency in endurance transtibial amputee athletes using a running-specific prouthesis. Submitted for publication.

Pailler, D., Sautreuil, P., Piera, J.B., Genty, M., & Goujon, H. (2004). Evolution in proutheses for sprinters with lower-limb amputation, *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, 47, 374-381.

Weyand, P.G., Bundle, M.W., McGowan, C.P., Grabowski, A., Brown, M.B., Kram, R., & Herr, H. (2009). The fastest runner on artificial legs: different limbs, similar function? *Journal of Applied Physiology*, 107, 903-911.

## Over de auteurs



Dr. H. Houdijk  
Universitair Hoofddocent  
Faculteit der Gedrags- en  
Bewegingswetenschappen  
Vrije Universiteit Amsterdam  
Senior Onderzoeker  
Heliomare, Wijk aan Zee  
h.houdijk@vu.nl



L. Oudenhoven MSc  
Bewegingswetenschapper  
Faculteit der Gedrags- en  
Bewegingswetenschappen  
Vrije Universiteit Amsterdam  
Junior Onderzoeker  
Afdeling Revalidatie Geneeskunde  
VUMC, Amsterdam



J. Boes MSc  
Bewegingswetenschapper  
Faculteit der Gedrags- en  
Bewegingswetenschappen  
Vrije Universiteit Amsterdam



Dr. G. Faber  
Universitair Docent  
Faculteit der Gedrags- en  
Bewegingswetenschappen  
Vrije Universiteit Amsterdam



Dr. L. Hak  
Universitair Docent  
Faculteit der Gedrags- en  
Bewegingswetenschappen  
Vrije Universiteit Amsterdam  
Senior Onderzoeker  
Centrum voor orthopedisch onderzoek  
Alkmaar (CORAL)  
Noordwest Ziekenhuisgroep, Alkmaar