

Hardlopen is de basisvaardigheid voor vele sporten. Iedereen heeft wel eens gewedijverd met vriendjes 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 zoals Terry Fox en Marlou van Rhijn hebben laten zien dat dit geen belemmering hoeft te vormen. Met mentale veerkracht maar ook letterlijk met veerkrachtige prothesen doen zij de wereld versteld staan.

In dit artikel bespreken we hoe de fysieke veerkracht van de prothese en prothesegebruiker op elkaar afgestemd moeten worden voor een optimale prestatie. Maar eerst gaan we kort in op de mentale veerkracht van een van de grondleggers die deze ontwikkelingen mede in gang heeft gezet: Terry Fox.

Marathon of Hope

Hoewel er in de geschiedenis eerder vermeldingen zijn van mensen die met een beenprothese een marathon volbrachten, kan Terry Fox gezien worden als de grondlegger van het hardlopen met een beenprothese. Fox (figuur 1) was een sportieve Canadese jongen, bij wie op 18-jarige leeftijd een bottumor is gevonden. Zijn rechterbeen werd boven de knie geamputeerd en hij onderging intensieve chemotherapie.

Het wetenschappelijk onderzoek dat zijn genezing mogelijk had gemaakt, inspireerde Fox. Maar ook de vele mensen die hij had ontmoet 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 Fox zijn Marathon of Hope, die hem uiteindelijk van St John's Newfoundland naar Tunder Bay Ontario leidde. Daar moest Fox - na 143 dagen, 5373 kilometer

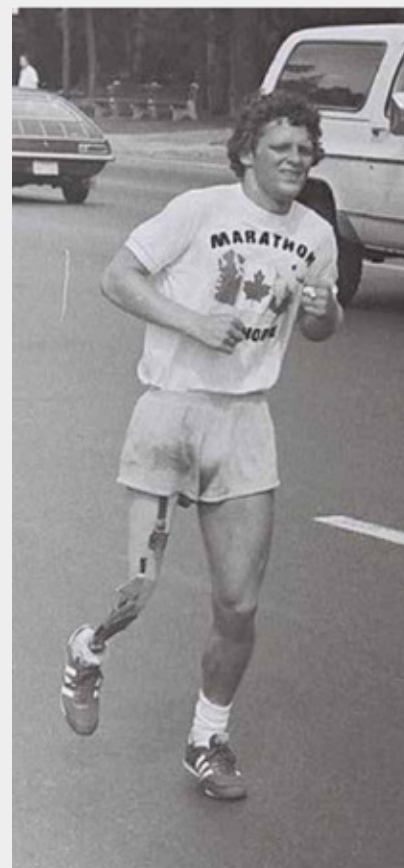
en 1.7 miljoen dollar - zijn race staken omdat tumoren waren teruggekeerd in zijn longen en verder lopen niet mogelijk was. Op 28 juni 1981 overleed Terry Fox.

Zijn voetreis was echter niet voor niets geweest. Na zijn marathon startte in Canada een landelijke actie in het teken van de bestrijding van kanker. Voordat Fox overleed was zijn doel, het ophalen van 24 miljoen dollar, behaald. Dat bedrag stijgt nog steeds via de Terry Fox-runs, die jaarlijks in Canada en ver daarbuiten plaatsvinden.

Fox is daarmee niet alleen een pleitbezorger voor het kankeronderzoek. Hij inspireerde ook veel andere mensen met een beperking om hun grenzen te verleggen. Daarnaast genereerde hij 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. 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 stompproblemen kreeg.



Figuur 1: Terry Fox tijdens 'The Marathon of Hope'

Fox verving daarom het rigide onderbeen van de prothese door een pogo stick, die de schokken beter absorbeerde. Dit vormde de inspiratie voor de Terry Fox-joggingprothese (DiAngelo et al, 1989) met een lineaire telescoopveer in de beenprothese. Deze vinding gaf het prothesebeen enig veergedrag. Maar de eigenschappen van de gebruikte telescoopveer waren zeer ondergeschikt aan de eigenschappen van de carbon bladveren die Van Philips in 1984 in prothesevoeten introduceerde (Hobara, 2014). Sporters gebruikten deze carbon bladveren in 1988 voor het eerst op de Paralympische spelen (Pailler et al 2004).

De hardloper als een massa-veersysteem

Een veer in een beenprothese is geen gek idee als je kijkt naar het gedrag van ons normale been tijdens het hardlopen. Bij het hardlopen kunnen we ons been modelleren als een simpele compressieveer (Farley and Ferris 1998). Die veert in tijdens de eerste helft van de standfase en uit in de tweede helft van de standfase (figuur 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 snelheden en in 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 spieren contraheren excentrisch en concentrisch rond gewrichten en door de rotaties van gewrichten. Daardoor wordt het been korter en weer langer.

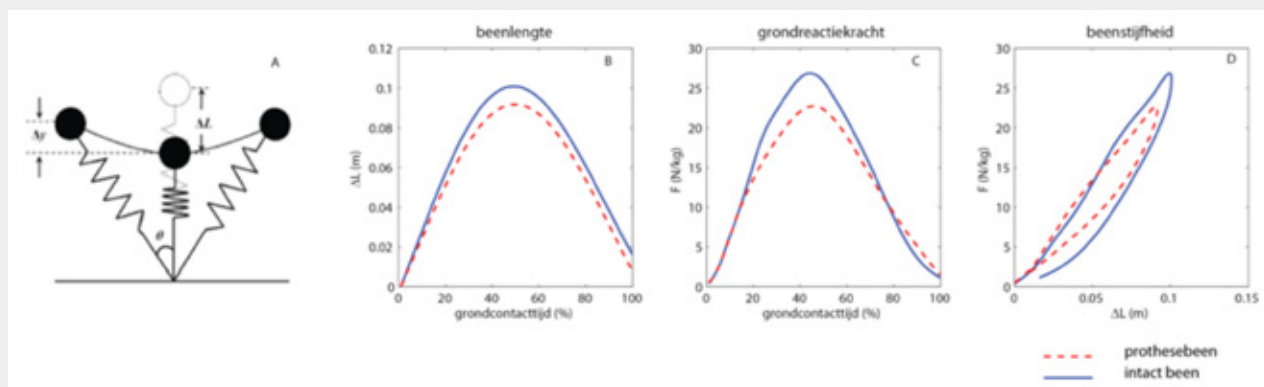
Het veren op de grond tijdens het hardlopen is dan ook niet gratis zoals bij een echte veer, waarin energie wordt opgeslagen en weer teruggegeven. In werkelijkheid wordt in iedere stap energie in spieren gedissipeerd en weer op nieuw aangemaakt. Toch is de analogie van het lichaam tijdens het hardlopen met een massa-veersysteem een handig gegeven. We kunnen het in onderzoek en sportpraktijk goed gebruiken om

het hardlopen te doorgronden en optimaliseren (Houdijk, 2000).

Dit geldt ook voor prothesemakers. Het is voor prothesemakers vooral belangrijk om het gedrag van een biologisch been te reproduceren, ongeacht hoe dit gedrag tot stand komt. 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 (figuur 3) is daarbij nog steeds het meest gebruikte recept (Nolan, 2008). Met deze veerkrachtige beenprothesen is het verschil in gedrag van het prothesebeen en biologische been een stuk kleiner geworden. Ook is een vrij symmetrisch hardlooppatroon mogelijk, in tegenstelling tot de huppelgang waarmee Fox zich voortbewoog (Weyand et al 2009, Grabowski et al 2010, McGowan et 2012).

De hardlooprothesen, de zogenaamde blades, behoren momenteel tot de



Figuur 2: Links (A): het massa-veermodel voor hardlopen. Beenlengte (ΔL), verticale verplaatsing (Δy), hoek van beenplaatsing (θ). Rechts: een voorbeeld van de beenlengte (B) en de grondreactiekracht (C) tijdens de grondcontactfase van het hardlopen en het lengtekrachtdiagram 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.

serie onderzoek

Auteurs: dr. H. Houdijk, universitair hoofddocent; L. Oudenhoven MSc, bewegingswetenschapper; J. Boes MSc, bewegingswetenschapper; dr. G. Faber, universitair docent; dr. L. Hak, universitair docent; allen aan de Vrije Universiteit van Amsterdam

standaarduitrusting van atleten met een beenamputatie (Pailler et al 2004). Maar de ontwikkeling van deze blades staat nog aan het begin. Er bestaan nog veel vragen over 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 Ruiter et al 2014). Deze pasfrequentie hangt samen met een stijfheid van het been. Want in een massaveersysteem is de natuurlijke frequentie evenredig met de stijfheid ($f = 1/2\pi \sqrt{\text{stijfheid}/\text{massa}}$). Het lijkt daarom, met name voor atleten met een eenzijdige amputatie, verstandig om een prothese te gebruiken die dezelfde beenstijfheid aan het prothesebeen geeft als aan het andere, 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.



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

Sprinters lopen daarom niet met een constante beenstijfheid maar met een variërende beenstijfheid in de race. Dit maakt het verstrekken van een prothese met de juiste stijfheid nog eens extra uitdagend.

Het gedrag van het prothesebeen hangt niet alleen af van de prothese maar ook van de intacte gewrichten aan de geamputeerde zijde: de heup en mogelijk de knie; het biologische residu. Daar gaan we bij het optimaliseren van de prothesestijfheid nogal eens aan voorbij. Je kunt het prothesebeen zien als een systeem van twee veren in serie: de prothese en het biologische residu (figuur 4).

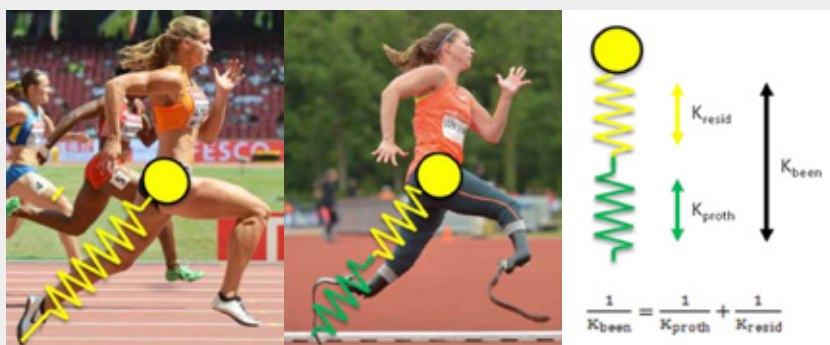
De totale stijfheid van het been (K_{been}) hangt daarmee af van de stijfheid van de prothese (K_{proth})

en stijfheid van het biologische residu (K_{resid}). Om een prothese met een optimale stijfheid te kunnen verstrekken moeten we dus niet alleen weten welke beenstijfheid we willen bereiken. Ook de bijdrage van de resterende intacte gewrichten in het geamputeerde been is van belang. Deze is echter nog maar zeer beperkt bekend (McGowan et al 2012, Hobara et al 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.

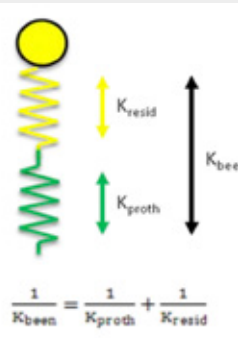
Reguleren van de beenstijfheid tijdens hardlopen met een beenprothese

Om het hierboven beschreven probleem nader te bestuderen hebben we twee vragen onderzocht (Oudenhoven et al 2016).

1. In welke mate draagt het residu van het geamputeerde been bij aan de totale beenstijfheid van 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?



Figuur 4: De atleet met een hardlooprothese kan worden beschouwd als een massaveersysteem met twee veren in serie. Een veer gevormd door de prothese (groen) en een veer gevormd door de gewrichten van het resterende deel van het been, het residu (geel).



serie onderzoek

Auteurs: dr. H. Houdijk, universitair hoofddocent; L. Oudenhoven MSc, bewegingswetenschapper; J. Boes MSc, bewegingswetenschapper; dr. G. Faber, universitair docent; dr. L. Hak, universitair docent; allen aan de Vrije Universiteit van Amsterdam

Zeven hardlopers met een unilaterale beenprothese onderwierpen we 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 duurtleet tot paralympisch triatleet. Bij de eerste test hupten ze op de plaats 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 renden ze op een loopband op hun comfortabele snelheid (5 kilometer-tempo). Hierbij varieerde de pasfrequentie 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 probeerden we veranderingen in beenstijfheid uit te lokken.

Een bewegingsregistratiesysteem (Optotrak, Northern Digital, 200 Hz) mat tijdens het huppen en rennen de gewrichtsbewegingen. Krachtsensoren in de loopband (Y-mill, Motekforce Link, 200 Hz) maten de grondreactiekracht. Veranderingen in pasfrequentie,

grondcontacttijd en vluchttijd tussen de loopcondities konden uit de grondreactiekrachtdata worden afgeleid. De totale beenstijfheid van het geamputeerde en intacte been werd berekend uit de helling van de kracht-lengtediagram ($K = \Delta\text{kracht} / \Delta\text{lengte}$) van het been of deel van het been (zie ook figuur 2). Zo berekenden we ook de stijfheid van de prothese en het residu van het geamputeerde been.

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 ($K_{\text{residual}} = 0.99 \text{ kN/kg/m}$), kunnen we de bijdrage van deze component dus niet verwaarlozen. De bijdrage van het residu verlaagt de uiteindelijke totale beenstijfheid met 30% ten opzichte van de stijfheid van de prothese.

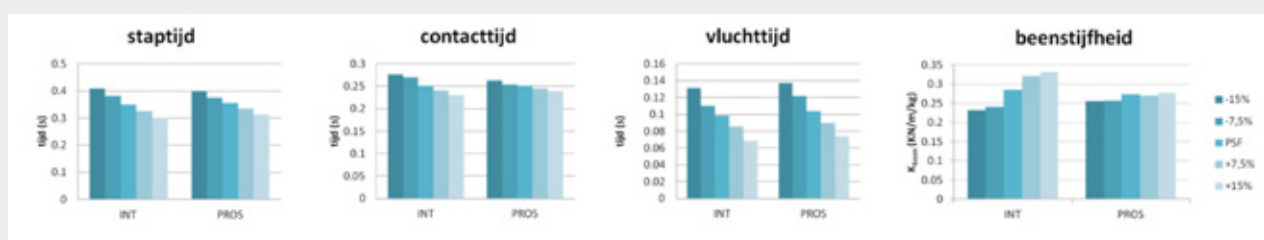
Alle atleten waren in staat te rennen met de opgelegde pasfrequenties binnen een foutmarge van 5%. De loopsnelheid was per atleet constant over

de condities en lag tussen de 7 en 10 km/uur. Dit was typisch 1 tot 2 km/uur lager dan wat de atleten aangaven als gewoonlijke 5-kilometersnelheid. Dit was waarschijnlijk het 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 een verschil in de manier waarop dit werd bereikt. Bij het intacte been verhoogden de atleten de pasfrequentie door een afname in zowel contacttijd als vluchttijd. Bij het prothesebeen veranderde de contacttijd nauwelijks en bereikten ze de toenemende pasfrequentie met name door een afname van vluchttijd (figuur 5).

Dit 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. De mechanische analyse van de beenstijfheid (figuur 5) bevestigde dit. 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



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

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. Er blijft een mate van compliantie (omgekeerde van stijfheid) over. Die verlaagt de totale beenstijfheid aanzienlijk 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.

Dit stuk is eerder verschenen in het Tijdschrift voor Human Factors (THF), 41(3) 2016. Zie voor de referenties het artikel op www.vakbladOT.nl