

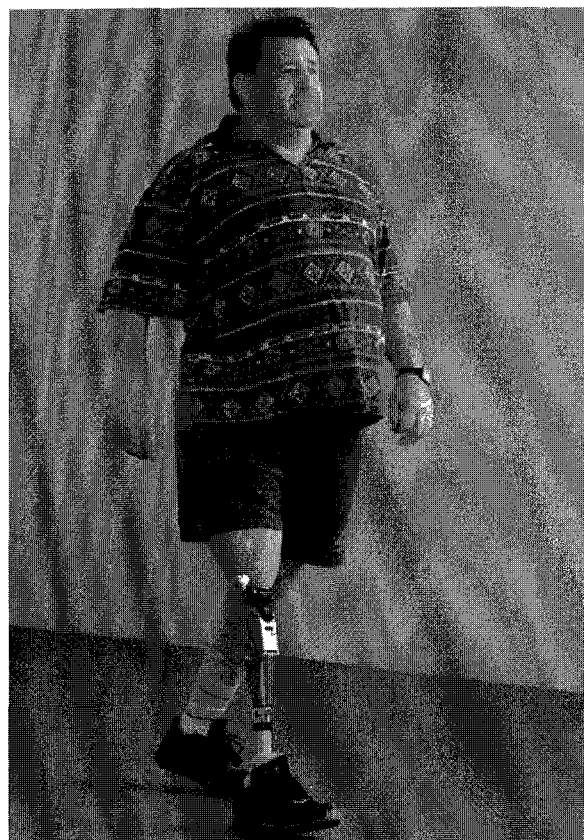
Knieprotheses

Fijnmechanische techniek in de revalidatie

Paul Gerard van de Veen *Van alle medische disciplines is vermoedelijk de revalidatie het meest werktuigbouwkundig van aard. Per definitie houdt de revalidatie zich bezig met langdurige en vaak zelfs permanente beperkingen in onze functionaliteit, veroorzaakt door ziekte of ongeval. In veel gevallen wordt techniek te hulp geroepen om de verminderde lichaamsfunctionaliteit zo goed mogelijk te compenseren. Rolstoel en loopkruk zijn voor ieder vertrouwd voorbeelden. Een terrein waar bij uitstek sprake is van uiterst hoogwaardige fijnmechanische constructies is evenwel de prothesetechniek, doorgaans aangeduid met de 'prothesiologie'. De probleemstelling die hierin centraal staat is het zo goed mogelijk compenseren van het functieverlies dat ontstaat door een amputatie van ledematen.*

Anders dan een technische buitenstaander wellicht zou vermoeden is dit bepaald met uitsluitend een kwestie van techniek. Het ondergaan van een amputatie is zowel fysiek als mentaal een traumatische ervaring en de verwerking ervan vraagt de inzet van diverse hulpverleners.

Eén van hen is de orthopedisch instrumentmaker die verantwoordelijk is voor de vervaardiging van de prothese. Anders dan de naam doet vermoeden is de orthopedisch instrumentmaker nog zelden daadwerkelijk achter de draaibank te vinden. In dit vak is een merkwaardige en fascinerende combinatie te vinden van deels de assemblage en afstelling van precisieonderdelen, zoals bijvoorbeeld het kniescharnier en deels het 'handmatig' vervaardigen van enkele precies op de gebruiker afgestemde onderdelen. In vroegere tijden werd inderdaad een prothese voor 100% vervaardigd door de instrumentmaker. Sinds het begin van deze eeuw werd al snel ingezien dat fabrieksmatige vervaardiging van bijvoorbeeld prothesevoeten, enkel- en kniescharen de enige manier is om aan de gestelde eisen te kunnen voldoen. Een moderne beenprothese bestaat in essentie uit een koker die het resterende gedeelte van het been omsluit, verbindingselementen, soms een axiale torsie adapter, en een prothesevoet, zie figuur 1. Deze functionele constructie wordt daarna afgewerkt met een cosmetische polyurethaan 'cover' die het geheel er ook daadwerkelijk als been doet uitzien. Bij een bovenbeenamputatie is verder nog een kniemechanisme aanwezig en bij een ~ zelden voorkomende ~ heupamputatie ook een heupscharnier. De prothesekoker is een van de meest kritische en moeilijke onderdelen van de prothese, want het volle lichaamsgewicht moet door de koker tussen de prothe-



Figuur 1 Moderne bovenbeenprothese

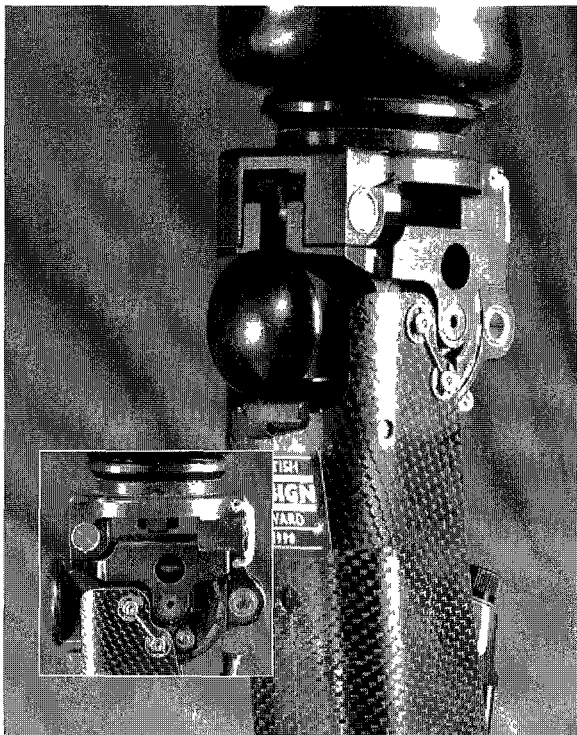
se en het lichaam worden doorgeleid. Doorgaans worden kokers met de hand gelamineerd over een handmatig bepaalde gipsafdruk. CAD-CAM technieken worden ook toegepast, maar laten voorlopig vooral tijdswinst zien en nog nauwelijks kwaliteitsverbetering. De andere onderdelen worden door de industrie aangeleverd en door de instrumentmaker met de koker samengebouwd.

Prothesevoeten bestaan in tientallen uitvoeringen, variërend van grotendeels hout met een eenvoudig stalen enkelscharnier tot aan uitvoeringen in koolstofvezels. Hierbij wordt getracht om energie tijdens het lopen in een veer op te slaan en in een later stadium van de loopbeweging weer vrij te geven.

Uit constructief oogpunt zijn kniescharen het meest interessant, een reden om in dit artikel hier wat dieper op in te gaan.

Stabiliteit.

Het kniescharnier in een prothese is energetisch beschouwd een passieve component. De energie voor het buigen wordt door de beengeamputeerde zelf geleverd. Het gebruik van bekrachtigde actuators is de komende jaren nog niet aan de orde. De energie die hiervoor nodig is moet immers meegedragen worden. Op dit moment is nog geen enkele compacte energiebron in staat deze energie langdurig te leveren. Daardoor is één van de belangrijkste functionele eisen aan een kniescharnier de stabiliteit onder belasting. Bij het normale lopen zorgen de spieren rond het kniegewicht hiervoor. Bij een prothese zal het kniescharnier passief voor die stabiliteit moeten zorgen. Dat is niet eenvoudig, want bij het maken van een stap ligt de werklijn van de krachten achter de knie. Er is in prin-



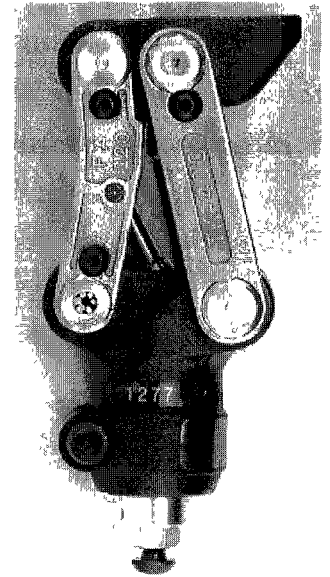
Figuur 2 Bandremmechanisme in carbonfiber-kniescharnier

cipe een neiging van de knie tot dóórknikken. Onder alle omstandigheden moet de gebruiker er toch op kunnen vertrouwen dat 'zijn been' hem zal dragen.

Eén van de manieren om dit te realiseren is de zogenaamde remknie, zie figuur 2.

In de Endolite knie van de Engelse firma Blatchford worden remschoenen tegen een remmantel gedrukt onder invloed van een verticale belasting van de prothese.

Een prothesegebruiker is er nooit 100% zeker van dat het been volledig gestrekt is bij het neerzetten. De remwerking moet daarom tot zeker 15° kniebuiging nog steeds voldoende zijn om het lichaamsgewicht te kunnen dragen. Dit type knie functioneert goed in de praktijk maar vraagt regelmatig nastelling van de rem. 'Aanlopen' van de rem en daardoor bijgeluiden is een ander voorkomend probleem. Het is bepaald ook geen

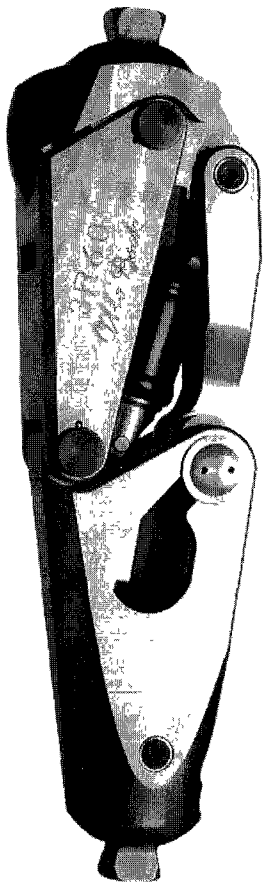


Figuur 3 Vierassig kniemechanisme

simpele opgave om een remmechanisme binnen zulke beperkte afmetingen te construeren dat liefst onderhoudsvrij ongeveer 3 miljoen cycli zonder problemen kan doorlopen en de belasting tot ruim 300 kg kan oplopen.

Een geheel andere benadering is het gebruik van een stangenmechanisme. Het meest gebruikt worden vierstangenmechanismen. In plaats van een vast rotatiecentrum, zoals bij de een-assige knie, is nu sprake van een virtueel draaipunt dat indien gewenst door de ontwerper ver achter de belastingslijn wordt gepositioneerd. Daardoor kan het scharnier eenvoudigweg niet buigen onder belasting. Figuur 3 laat een voorbeeld zien. Het grote voordeel van stangenmechanismen is dat hun stabiliteit ontstaat vanuit de geometrie in plaats van wrijving. Ze functioneren daardoor zeer betrouwbaar, ook na onvermijdelijke slijtage.

Het gebruik van vierassige mechanismen als kniescharnier is al betrekkelijk oud. Een recente ontwikkeling van de auteur is een vijfassig mechanisme. In feite is



Figuur 4 Vijfassig mechanisme met doorvering onder belasting

dit een vierassig mechanisme met één der assen verend ondersteund door middel van een korte schakel, zie figuur 4. Dit mechanisme heeft twee graden van vrijheid, onder belasting is het stabiel door de stabiele ligging van het virtuele draaipunt. Het kan echter wél roteren om het draaipunt behorend bij de tweede vrijheidsgraad. Daardoor veert de gebruiker bij elke stap tot 10° dóór, net zoals bij het normale lopen (zie figuur 1). Het interessante is nu dat door het buigen om deze tweede vrijheidsgraad het draaipunt van de eerste vrijheidsgraad nóg verder naar achter komt te liggen. Anders gezegd, des te méér belasting, des te stabiel.

Een interessante maar gecompliceerde constructie is de zesassige knie van de firma Century Innovations. Dit mechanisme dankt zijn grote stabiliteit aan een geometrische vergrendeling die optreedt bij belasting. Theoretisch gezien is dit een zeer interessant mechanisme. Het heeft geen enkele beperking tegen overstrekking om de eenvoudige reden dat dit stangenmechanisme niet overstrekt kán worden. Het bevindt zich in de gestrekte stand van het been in een

keerpunt waarbij het virtuele draaipunt in oneindig ligt, zie figuur 5.

Bij de seriefabricage van zulke meerstangenmechanismen is een punt van grote aandacht de vereiste perfecte paralleliteit van alle assen. De kleinste afwijking leidt tot wringing en bij de optredende belastingen in de praktijk al snel tot vermoeingsbreuk. Bij de meeste technische constructies is dit al onwenselijk, hier echter kán dit mogelijk tot een dramatische val van de gebruiker leiden. De vrees voor schadeclaims dwingt de fabrikanten dan ook tot de uiterste zorg.

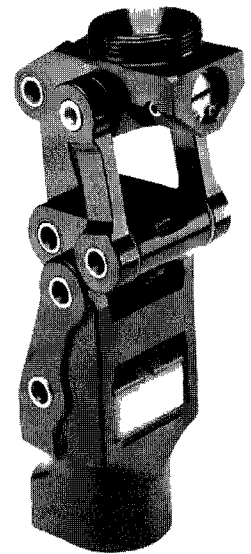
Zwaafase regeling

Een beenprothese wordt tijdens de loopbeweging in buiging gebracht door zijn traagheid. De gebruiker geeft een stevige voorwaartse impuls aan de prothesekoker, waardoor het onderbeen vanzelf naar achteren opzwaait en vervolgens door onder andere de ingebouwde vering naar voren zwaait. Nu heeft het prothe-

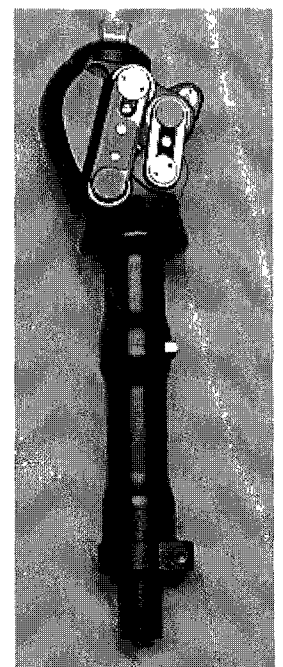
sebeen als fysische slinger een langere slingertijd dan het menselijke been. De verende werking is dan ook noodzakelijk om het prothesebeen snel genoeg naar voren te krijgen. Maar daardoor dreigt het been met een klap tegen de overstrekingsbeperking aan te komen. Deze effecten probeert men bij te sturen met zogenaamde zwaaicontrollers, die in hun simpelste vorm bestaan uit een bepaalde mate van wrijving in de assen. Dat kan functioneren, zij het bij slechts één bepaalde loopsnelheid.

Voor wat actievere gebruikers worden pneumatische systemen toegepast. Hierbij kunnen de strekkings- en buigingsweerstand onafhankelijk van elkaar worden ingesteld. Een probleem hierbij is dat de zuigersnelheid eigenlijk veel te laag is om een voldoende luchtweerstand te bereiken. Vandaar dat relatief grote zuigerdiameters nodig zijn. Een ingemeuzde oplossing is gevonden in het vierassige kniescharnier van de firma Bock. Hierbij zorgt een tandwiel-overbrenging voor een vergroting van de zuigersnelheid, zie figuur 6.

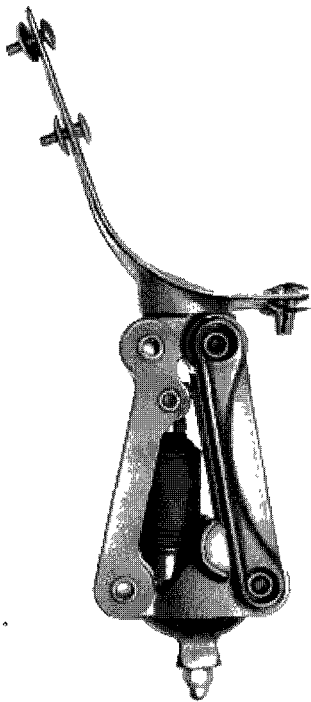
Inmiddels zijn ook elektronisch geregelde pneumatische systemen op de markt verschenen. Deze systemen passen de grootte van de lucht-doorstroomopeningen aan onder invloed van de loopsnelheid. Dit functioneert betrekkelijk goed. Een fundamenteel nadeel van het gebruik van lucht als stromingsmedium is dat het bij hoge zuigersnelheden (hoge loopsnelheid) eerder gecompriëerd wordt dan weggeperst. In kniemechanismen voor



Figuur 5 Zesassig mechanisme met geometrische vergrendeling



Figuur 6 Vierassig mechanisme met pneumatische zwaafaseregelaar



Figuur 7 Vier-assig mechanisme met hydraulische zwaafaseregelelaar

hoog-actieve gebruikers worden daarom hydraulische zwaafaseregelaaars gebruikt. Men probeert een zo groot mogelijke turbulentie te bereiken van de vloeistofstroom. Dan neemt namelijk de weerstand bij hogere loopsnelheden sneller toe dan bij laminaire stroming het geval zou zijn. De kleinste hydraulische regelaar is van de firma Bock, zie figuur 7. Deze miniatuurhydrauliek heeft onafhankelijke instellingen voor de buiging en de strekingsweerstand en bevat tevens een sterke veer die het been in de gestrekte stand brengt. Een perfecte afdichting is bij deze hydraulische cilinders een belangrijke eis. Een levensduur van minstens 3 miljoen cycli wordt geëist, zonder het geringste olieverlies, zonder bijvullen en zonder enig onderhoud! In de kleine cilinder van figuur 7 is dit

bereikt door de afdichting aan te brengen aan de lage drukzijde. Alle vloeistofstroom vindt plaats door kleine openingen en ventielen in de zuigerstang. Een fundamenteel aspect is dat hydraulische regelaars energie dienen te dissiperen. Ze worden dus heet, érg heet zelfs bij hoge loopsnelheden. De viscositeit verandert daardoor hetgeen gecompenseerd moet worden met temperatuurgevoelige ventielen. Als beveiliging tegen thermische overbelasting is verder nog een veiligheidsventiel aangebracht. Dit alles is gerealiseerd binnen een lengte van circa 30 mm en bij een zuigerdiameter van 8 mm.

Immiddels zijn experimenteel ook elektronisch geregelde zwaafaseregelaaars ontwikkeld waarin met kleine elektromotoren voortdurend de doorstroomopeningen worden bijgesteld. Degene die verwacht dat door het gebruik van elektronica de werktuigbouwkundige problemen kleiner worden, vergist zich. Naast alle boven-

genoemde problemen komt nu nog de opgave om een en ander te laten functioneren met een werkelijk minimaal energieverbruik.

Torsie-adapters

Tijdens het lopen heeft de prothese de neiging te draaien om zijn lengte as.

De gebruiker ervaart dit als verdraaiing van de prothesekoker of als het optreden van grote schuifkrachten tussen koker en huid. Het inbouwen van een unit die een kleine elastische rotatie om de lengteas toestaat blijkt als een plezierige verbetering ervaren te worden.

Opnieuw zijn de constructieve problemen groot. Aangezien de grootte van de torsie afhankelijk is van het gewicht van de gebruiker, zal de elastische weerstand instelbaar moeten zijn. Uiteraard dient de prothese een even grote weerstand tegen buiging te bezitten als vóór het inbouwen van de torsie-adaptor. Om te voorkomen dat de prothesevoet in oscillatie raakt bij het loskomen van de grond (er is immers sprake van een massa-veersysteem) dient tevens een voldoende mate van demping aanwezig te zijn. Dit alles moet worden gerealiseerd binnen een minimaal volume en een gering toegevoegd gewicht.

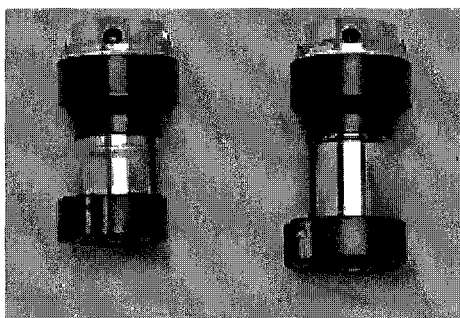
Maar weinig fabrikanten zijn er in geslaagd om aan deze eisen te voldoen. De firma Bock heeft een torsie-adaptor in haar programma waarin twee kogellagers zorg dragen voor voldoende belastbaarheid en weerstand tegen buiging. Een derde set kogels loopt op hellende kogelbanen, tegen de veerdruk van een pakket schotelveren in. Daarnaast is vloeistofdemping toegepast.

Afsluiting

Het bovenstaande illustreert dat de technische problemen bij het ontwerpen van goede onderdelen voor beenprothesen bijzonder groot zijn. Veel praktische research is noodzakelijk aangezien elke beenprothesegebruiker uiteindelijk weer anders is. Dat maakt de ontwikkeling duur. Daartegenover staan de beperkte financiële middelen in de gezondheidszorg. Het is daarom niet verwonderlijk dat de markt voor onderdelen van beenprothesen door slechts enkele grote fabrikanten wereldwijd wordt voorzien. Eén aspect is echter steeds weer aan te treffen op elke ontwerpafdeling, groot of klein: de droom om ééns de ideale prothese ontwikkeld te hebben.

Auteursnoot

Paul Gerard van de Veen is in 1983 afgestudeerd en in 1988 gepromoveerd aan de faculteit Werktuigbouwkunde van de Universiteit Twente. Na enige tijd leiding gegeven te hebben aan de orthopedische werkplaatsen van revalidatiecentrum 'Het Roessingh' werd door hem in 1990 het adviesbureau PG van de Veen Consultancy opgericht dat zich uitsluitend bezig houdt met tot patent leidende innovaties op het gebied van fijnmechanische constructies en stangenmechanismen.



Figuur 8 Torsie-adapters