

Wanneer een amputatie van de onderste extremiteiten noodzakelijk is en een transtibiale amputatie (onderbeenamputatie) niet mogelijk is, dan is een knie-exarticulatie (amputatie door de knie) een goed alternatief [1-2]. In vergelijking met een transfemorale amputatie (bovenbeenamputatie) heeft een knie-exarticulatie (KE) veel voordelen.

**De KE-operatie is relatief eenvoudig, geeft minder bloedverlies en er is minder kans op infecties [3-4]. Er worden bovendien minder spieren doorgenomen, waardoor de stomp meer volumineus blijft en de kans op contracturen (spier/peesverkorting) door disbalans in de spiergroepen beduidend kleiner is. Doordat het femur (dijbeen) niet wordt doorgenomen, ontstaat een lange stomp die minder indraait bij belasting en dat resulteert in een betere fitting van de KE-koker. Het allergrootste voordeel is een stomp die eindbelastbaar is.**

Daarnaast kost het lopen met een KE-prothese substantieel minder energie dan het lopen met een prothese na een transfemorale amputatie [1,4]. Ondanks al deze voordelen kiezen veel chirurgen liever voor het uitvoeren van een transfemorale amputatie. Deze tegenstand ontstaat mede door het gebrek aan ervaring met de chirurgische procedures en de angst voor wondproblemen [5-7], hoewel recente onderzoeken deze overwegingen weerleggen [2, 7-8]. Bovendien zijn chirurgen zich bewust van fittingsproblemen bij KE-prothesen door gebrek aan ruimte voor de protheseknie en eventuele wondproblemen in de koker [7,9-10].

### Goed om te weten

De protheseknie wordt distaal geplaatst van de prothesekoker. Dit resulteert in een verlenging van het bovenbeen. In het verleden werd de verlenging geschat op 30 mm [11] of meer [6]. Door de verlenging van het bovenbeen is zitten in kleine ruimtes en het instappen in een auto lastig.

Belangrijker is de negatieve invloed van de verlenging van het bovenbeen op de cosmetiek [1].

De verlenging van het bovenbeen kan worden gedefinieerd als de originele lengte van de stomp aangevuld met de dikte van zowel de binnen- als de buitenkoker, de dikte van het anker in combinatie met de aansluiting op de protheseknie en de horizontale ruimte van de protheseknie in 90 graden flexie.

In Nederland is de binnenkoker meestal gemaakt van polyform (Pedilin, Otto Bock HealthCare GmbH; Duderstadt, Duitsland) met een gemiddelde dikte van 5 mm. Wanneer gebruik gemaakt wordt van een liner, varieert de dikte van 3 tot 7 mm. De dikte van de buitenkoker hangt af van het lichaamsgewicht van de patiënt en de ervaring en kunde van de maker van de koker. Gemiddeld zal de dikte variëren tussen de 3 en 8 mm, met als resultaat dat de binnen- en buitenkoker 6 tot 15 mm verlenging van het bovenbeen kunnen geven.

### Protheseknieën

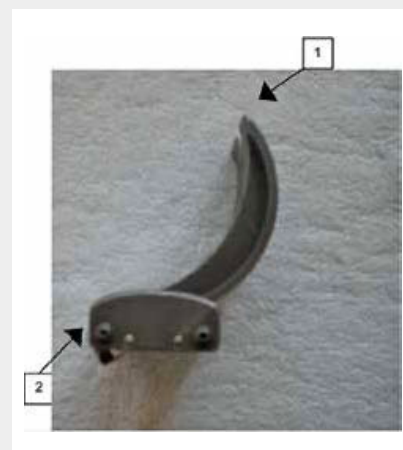
Vandaag de dag is de keuze van de protheseknie met name gebaseerd op stabiliteit tijdens staan en lopen en pas ten tweede op de cosmetiek [22]. Het gevolg hiervan is dat autoadaptive knes

(AAKs), van origine ontworpen voor transfemorale amputaties, en polycentrische protheseknieën het meest worden voorgeschreven. In deze studie worden 18 protheseknieën beoordeeld die het meest worden gebruikt in Nederland: 13 polycentrische protheseknieën (waarvan er 2 speciaal ontworpen zijn voor knie-exarticulatie), 3 autoadaptive knes en 2 niet-AAKs enkelassige protheseknieën, origineel ontworpen voor transfemorale amputaties. Ter vergelijking beoordelen we ook een condylaire protheseknie (de RIM-knie, Figuur 1). De geteste protheseknieën staan in de tabel.

### Aannames voor de experimentele meetopstelling

De volgende aannames zijn gemaakt.

Het anker van de KE-protheseknie is het meest proximale deel van de protheseknie en is gelijk aan



Figuur 1

serie onderzoek

Auteur: Mark van der Pluijm, redacteur Vakblad Orthopedische Techniek

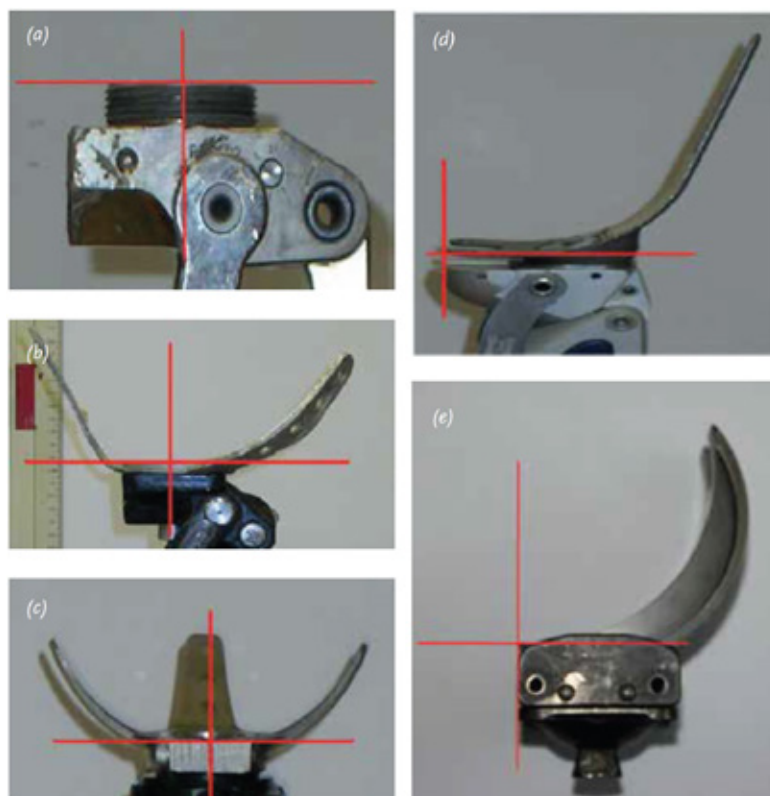
het meest distale deel van de buitenkoker die de stomp omvat. In een zittende positie is de protheseknie in 90 graden flexie. Hierbij wordt uitgegaan dat het distale uiteinde van een stomp deel is van een conus waarbij het distale eind van de koker en het anker een cirkel is.

Om het meest distale punt van de buitenkoker te bepalen werd een sagitale lijn geprojecteerd aan de proximale zijde van het meest distale deel van het anker van de protheseknie. Deze lijn was exact horizontaal. Ten tweede werd een verticale lijn geprojecteerd loodrecht op de sagitale lijn, exact in het midden van het anker. Het kruispunt van deze twee lijnen werd aangenomen als meest distale deel van de buitenkoker (figuur 2): het referentiepunt.

Het Otto Bock-anker (Figuur 2 (d)) en de RIM-knie (figuur 2(e)) hebben een wat andere constructie. Deze passen alleen aan de dorsale zijde van de koker en distaal tot het midden van de koker. Met als resultaat dat de verticale lijn de horizontale lijn kruist aan de ventrale zijde van deze ankers.

**Procedure**

De experimentele meetopstelling is te zien in Figuur 3. Er is speciaal een apparaat gemaakt voor het positioneren van de protheseknie. Dit apparaat bestond uit een 30 mm prothesebuis met een lengte van 225 mm die verbonden was met een metalen plaat middels een (mannelijke) pyramide-adapter. De geteste protheseknieën werden bevestigd aan het positioneringsapparaat. Bij elke protheseknie is het anker gebruikt dat de leverancier adviseerde. De protheseknieën zijn bevestigd



Figuur 2

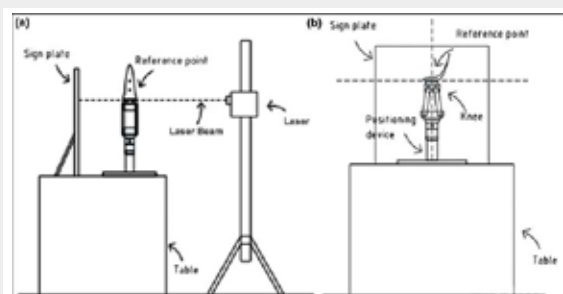
en uitgelijnd op het positioneringsapparaat volgens de gegevens van de leverancier.

Vervolgens is het positioneringsapparaat met de protheseknie met anker op een tafel geplaatst. Een technisch tekenbord (perfect vlak oppervlak met geleiderail voor meetinstrumenten) werd gepositioneerd parallel aan het positioneringsapparaat. Een laserline (LaserlineÆ, Otto Bock) stond parallel aan zowel het technisch tekenbord als aan het positioneringsapparaat (Figuur 3 (a)). De laserstraal kwam loodrecht op het technisch tekenbord en gericht op het referentiepunt, dat overeenkomt

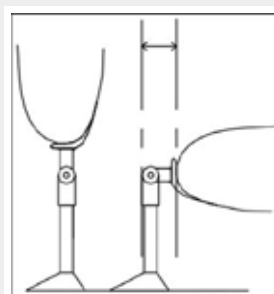
met het meest distale punt van de buitenkoker (Figuur 3 (b)).

**Metingen**

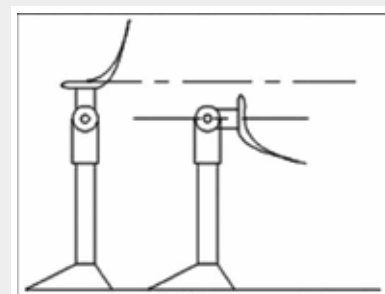
Bij patiënten is de verlenging van het bovenbeen gedefinieerd als de horizontale afstand van het meest distale deel van de stomp tot het meest distale (bovenste) deel van de protheseknie (figuur 4). De afstand van het meest distale punt van de buitenkoker en het meest distaal uitstekende deel van de protheseknie bepaalt de mate van verlenging door de protheseknie en het anker tijdens zitten.



Figuur 3



Figuur 4



Figuur 5

Om het verlengende effect van de protheseknie en het anker te bepalen wordt de protheseknie gepositioneerd in 90 graden flexie. In deze positie werd de laserstraal eerst gericht op het referentiepunt en als tweede op het meest uitstekende deel van protheseknie. Op deze manier meet je zowel het anker als de protheseknie (figuur 4). Beide projecties krijgen een markering op een achtergrond. De mate van verlenging is gedefinieerd als de horizontale afstand tussen deze twee projecties.

De verkorting van het onderbeen tijdens zitten is gedefinieerd als de verticale afstand die de voet omhoog beweegt wanneer de protheseknie 90 graden flecteert, ervan uitgaande dat het onderbeen niet van plaats verandert. Desondanks is, om de verkorting van het onderbeen veroorzaakt door de protheseknie en het anker te kunnen bepalen, het meten van de verticale afstand van de voet boven de grond niet mogelijk. De dikte van de binnen- en buitenkoker worden namelijk meegenomen in de meting.

Daarom hebben we gebruik gemaakt van een indirecte meting. In plaats van te meten hoeveel de voet omhooggaat, wilden we weten (in theorie) hoeveel de zitting omlaag is gekomen wanneer de voet op de grond is geplaatst. Daarvoor hebben we het distale

deel van de protheseknie gefixeerd en bepalen we de verticale verplaatsing van het referentiepunt van de knie in volledige extensie en bij 90 graden flexie door middel van een laserstraal. De afstand tussen beide projecties komt overeen met de verkorting van het onderbeen (figuur 5).

Alle metingen zijn twee keer uitgevoerd door dezelfde persoon. Gemiddelden zijn berekend en uiteengezet in een scatterplot (figuur 6).

## Resultaten

De verschillen tussen twee metingen waren minder dan 1 mm. De resultaten van de metingen zijn uiteengezet in een tabel en gevisualiseerd in een scatterplot (figuur 6). De verlenging van het bovenbeen veroorzaakt door de protheseknie en het anker verschillen van 23 tot 92 mm. De enkelassige protheseknieën geven meer verlenging dan de polycyclische protheseknieën. Bij vijf protheseknieën (de Medi KFM1Æ, Medi KH6Æ, Medi KHP3Æ [polycyclische protheseknieën met een speciaal KE-anker], Otto Bock 3R30Æ [KE-protheseknie met speciaal KE-anker] en Ossur Total Knee 2000Æ [polycyclische protheseknie met normaal anker]) was de verlenging van het bovenbeen minder dan 40 mm. De niet langer verkrijgbare RIM-knie

geeft de minste verlenging van het bovenbeen, namelijk 15 mm. De verkorting van het onderbeen verschilt van 3 tot 50 mm. Bij 4 protheseknieën (de Medi KFM1Æ, Medr KP5Æ, TehLin Prosthetic & Orthotic Co. Ltd Graph-liteÆ [polycyclische protheseknieën met een speciaal KE-anker] en de Ossur Total Knee 2100Æ [polycyclische protheseknie met een normaal anker]) was de verkorting van het onderbeen minder dan 10 mm. De niet langer verkrijgbare RIM-knie geeft helemaal geen verkorting van het onderbeen.

## Discussie

In een KE-prothese zijn de verlenging van het bovenbeen en de voortdurende verkorting van het onderbeen gerelateerd aan het ontwerp van de protheseknie. De keuze van een protheseknie voor een patiënt met een knie-exarticulatie is met name gebaseerd op stabiliteit tijdens het staan en lopen en ten tweede op het uiterlijk (de cosmetiek) [22]. De precieze verlenging van het bovenbeen en de verkorting van het onderbeen van verschillende protheseknieën en bijbehorende ankers is echter niet bekend. In deze studie is een experimentele meetopstelling ontworpen om deze eigenschappen te meten van 18 commercieel verkrijgbare protheseknieën en van een condylaire protheseknie speciaal

serie onderzoek

Auteur: Mark van der Pluijm, redacteur Vakblad Orthopedische Techniek

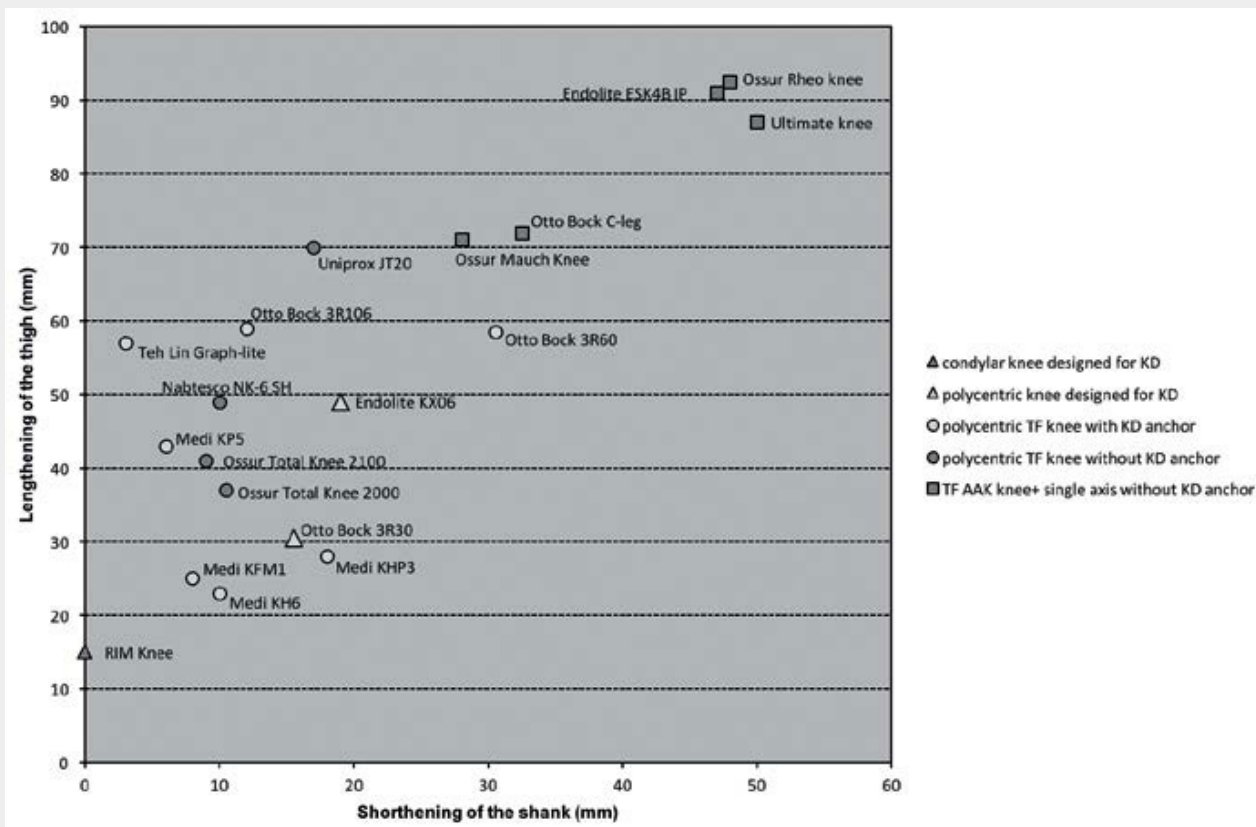
ontworpen voor de cosmetiek bij een knie-exarticulatie (de RIM-knie). De verlenging van het bovenbeen veroorzaakt door de protheseknie en het anker was substantieel (23-92 mm). Deze resultaten kwamen overeen met eerdere studies [11]. De AAK's en enkelassige protheseknieën laten meer verlenging zien dan polycentrische protheseknieën. Bij maar vijf protheseknieën (de Medi KFM1Æ, Medi KH6Æ, Medi KHP3Æ, Otto Bock 3R30Æ en Ossur Total Knee 2000Æ) is de verlenging van het bovenbeen minder dan 40 mm. Behalve de Ossur Total Knee 2000Æ hebben al deze protheseknieën een speciaal KE-anker. Dus in de klinische praktijk, wanneer cosmetiek en comfort tijdens het zitten de enige variabelen zijn bij de keuze van

een protheseknie, zouden deze vijf protheseknieën de voorkeur moeten krijgen. De niet langer verkrijgbare RIM-knie geeft de minste verlenging van het bovenbeen, namelijk 15 mm.

De verkorting van het onderbeen veroorzaakt door de protheseknie en het anker verschilt substantieel (3 tot 50 mm). Bij maar 4 protheseknieën (de Medi KFM1Æ, Medr KP5Æ, TehLin Prosthetic & Orthotic Co. Ltd Graph-liteÆ en de Ossur Total Knee 2100Æ) was de verkorting van het onderbeen minder dan 10 mm. Behalve bij de Ossur Total Knee 2100Æ hebben al deze protheseknieën een speciaal KE-anker. De RIM-knie geeft helemaal geen verkorting van het onderbeen doordat het CoR in lijn ligt met de femurcondylen. Dus

vanuit een cosmetisch oogpunt, zou deze RIM-knie overwogen moeten worden als alternatief voor de polycentrische protheseknieën die getest zijn in deze studie. Juist wanneer er in de toekomst twijfels zijn over druk en schuifkrachten in de koker, die kunnen leiden tot het weinig dragen van de prothesen, is de RIM-knie een alternatief.

Wij hebben alleen de effecten van de protheseknie en het anker op de verlenging van het bovenbeen en de verkorting van het onderbeen bestudeerd. De dikte van de binnen- en buitenkoker zijn, hoe dan ook, verantwoordelijk voor een behoorlijke verlenging van het bovenbeen en een verkorting van het onderbeen. Wanneer ook nog een cover gebruikt wordt kan het cosmetisch aanzien tijdens het



Figuur 6

zitten nog minder worden. Nieuwe ontwikkelingen in kokermateriaal en ook standaardisaties van productieprocessen van kokers kunnen wellicht deze verlenging reduceren.

## Conclusie

In een KE-prothese zijn de verlenging van het bovenbeen en de verkorting van het onderbeen gerelateerd aan het ontwerp van de protheseknie. Een experimentele opstelling werd gebruikt om de verlenging van het bovenbeen en de verkorting van het onderbeen van 18 KE-protheseknieën en hun ankers te meten. Door hun verlenging van het bovenbeen zijn enkelassige protheseknieën, inclusief AAK's, door hun grote verlenging van het bovenbeen minder cosmetisch in een zittende positie dan polycentrische protheseknieën. Wanneer comfort en cosmetiek de belangrijkste eigenschappen voor de patiënt zijn, dan geven de Medi KFM1- en Medi KH6-kniescharnieren het beste resultaat. Met een globale verlenging van het bovenbeen van 25 mm en een 10 mm verkorting van het onderbeen is cosmetiek niet langer een reden om geen knie-exarticulatie uit te voeren.

## REFERENTIES

- Hagberg E, Berlin OK, Renstrom P. Function after through-knee compared with below-knee and above-knee amputation. *Prosthet Orthot Int* 1992;16:168-73.
- Ten Duis K, Bosmans JC, Voesten HG, Geertzen JH, Dijkstra PU. Knee disarticulation: survival, wound healing and ambulation. A historic cohort study. *Prosthet Orthot Int* 2009;33:52-60.
- Baumgartner RF. Knee disarticulation versus above-knee amputation. *Prosthet Orthot Int* 1979;3:15-9.
- Pinzur MS. Gait analysis in peripheral vascular insufficiency through-knee amputation. *J Rehabil Res Dev* 1993;30:388-92.
- Batch JW, Spittler AW, McFaddin JG. Advantages of the knee disarticulation over amputations through the thigh. *J Bone Joint Surg Am* 1954;36-A:921-30.
- Michael JW. Knee Disarticulation/Prosthetic Management. *Atlas of Limb Prosthetics*. Mosby Year book, ST Louis, MO; 1992.
- Morse BC, Cull DL, Kalbaugh C, Cass AL, Taylor SM. Through-knee amputation in patients with peripheral arterial disease: a review of 50 cases. *J Vasc Surg* 2008;48:638-43.
- Bowker JH, San Giovanni TP, Pinzur MS. North American experience with knee disarticulation with use of a posterior myofasciocutaneous flap. Healing rate and functional results in seventy-seven patients. *J Bone Joint Surg Am* 2000;82-A:1571-4.
- Fyfe NC. An audit of amputation levels in patients referred for prosthetic rehabilitation. *Prosthet Orthot Int* 1990;14:67-70.
- Moran BJ, Buttenshaw P, Mulcahy M, Robinson KP. Through-knee amputation in high-risk patients with vascular disease: indications, complications and rehabilitation. *Br J Surg* 1990;77:1118-20.
- Oberg K. Knee mechanisms for through-knee prostheses. *Prosthet Orthot Int* 1983;7:107-12.
- De Vetten AL. [Exarticulation in the knee and a new prosthetic knee joint]. *Ned Tijdschr Geneesk* 1975;119:1304-6 (Dutch).
- Neff G. Knee-disarticulation. *Acta Chir Belg* 1981;80:253-61.
- Knoche W. [New manufacturing procedures for the knee disarticulation prosthesis demonstrated on the improved RIM Knee]. *Orthopaedie-Technik* 1981;32:93-5 (German).
- Lemmers LG. The Ufitt prosthesis: an open through-knee prosthesis with adjustable stabilisation. University of Twente; 1994.
- Stark G. Overview of knee disarticulation. *J Prosthet Orthot* 2004;16:130-7.
- Gard SA, Childress DS, Uellendahl JE. The influence of four-bar linkage knees on prosthetic swing-phase foot clearance. *J Prosthet Orthot* 1996;8:34-40.
- Nelson VS, Flood KM, Bryant PR, Huang ME, Pasquina PF, Roberts TL. Limb deficiency and prosthetic management. 1. Decision making in prosthetic prescription and management. *Arch Phys Med Rehabil* 2006;87:S3-S9.
- Greene MP. Four bar linkage knee analysis. *Orthotics and Prosthetics* 1983;37:15-24.
- van der Veen PG. [Functional properties of polycentric knee joints]. *Med Orth Tech* 200;122:125-34 (German).
- Michael JW. Component selection criteria. Lower limb disarticulations. *Clin Prosthet Orthot* 1988;12:99-108.
- Van der Linde H, Geertzen JH, Hofstad CJ, Van Limbeek J, Postema K. Prosthetic prescription in the Netherlands: an interview with clinical experts. *Prosthet Orthot Int* 2004;28:98-104.