

# Ontwerpen van armprotesen

Ir. P.V. Pistecky

Vakgroep voor werktuigkundige meet- en regeltechniek en cybernetische ergonomie  
Afdeling Werktuigbouw van de Technische Hogeschool Delft

Bij de afdeling Werktuigbouwkunde van de Technische Hogeschool te Delft houdt een kleine groep, onder de naam WILMER, zich al sinds 1968 bezig met het ontwerpen van goed bruikbare hand- en armprotesen.

Dit artikel behandelt speciaal de problematiek van armprotesevoorzieningen. Veel aandacht is besteed aan de besturing en bekrachtiging van de protezen alsmede aan de formulering van de ontwerp-eisen. De nadruk is in het bijzonder gevestigd op het lichtgewicht konstrueren van de diverse hulpmiddelen. De noodzakelijke fasen van de produktontwikkeling zijn behandeld in het laatste deel van dit artikel. De uitgevoerde ontwerpen worden in een aantal afzonderlijke gedetailleerde beschrijvingen toegelicht.

## Ontwerffilosofie

In de revalidatie wordt onderscheid gemaakt tussen hulpmiddelen die de niet aanwezige lichaamsdelen vervangen (protesen) en hulpmiddelen die aan geheel of gedeeltelijk verlamde ledematen de functie teruggeven (ortesen).

In beide gevallen gaat onze groep ervan uit dat nog één gezonde arm aanwezig is. De ervaring leert dat een patiënt met één goed funktionerende arm opvallend veel taken kan uitvoeren. Ondanks dit feit blijkt dat een grote behoefte bestaat aan een extra steun. Daarmee kunnen dan voorwerpen tegen de tafel of tegen de borstkas geklemd worden. Een aantal taken is dan eenvoudiger uit te voeren. Denk hierbij aan het uitpakken van een suikerklontje, schrijven op een losliggend blaadje, spijker inslaan, kralen rijgen of met LEGO spelen. Ook voor het hanteren van grote voorwerpen zoals dozen, boeken, pannen is de combinatie van een steun en een gezonde arm gewenst. Het tweehandig werken vermindert een eenzijdige belasting van de wervelkolom en daarmee samenhangende rugafwijkingen met pijnklachten. Voor kinderen is het tweehandig leren werken waarschijnlijk belangrijk voor de optimale ontwikkeling van verstandelijke vermogens.

De schouder behoeft zelden een prote-seologische voorziening omdat het vermogen tot herstel van de schouderpie-

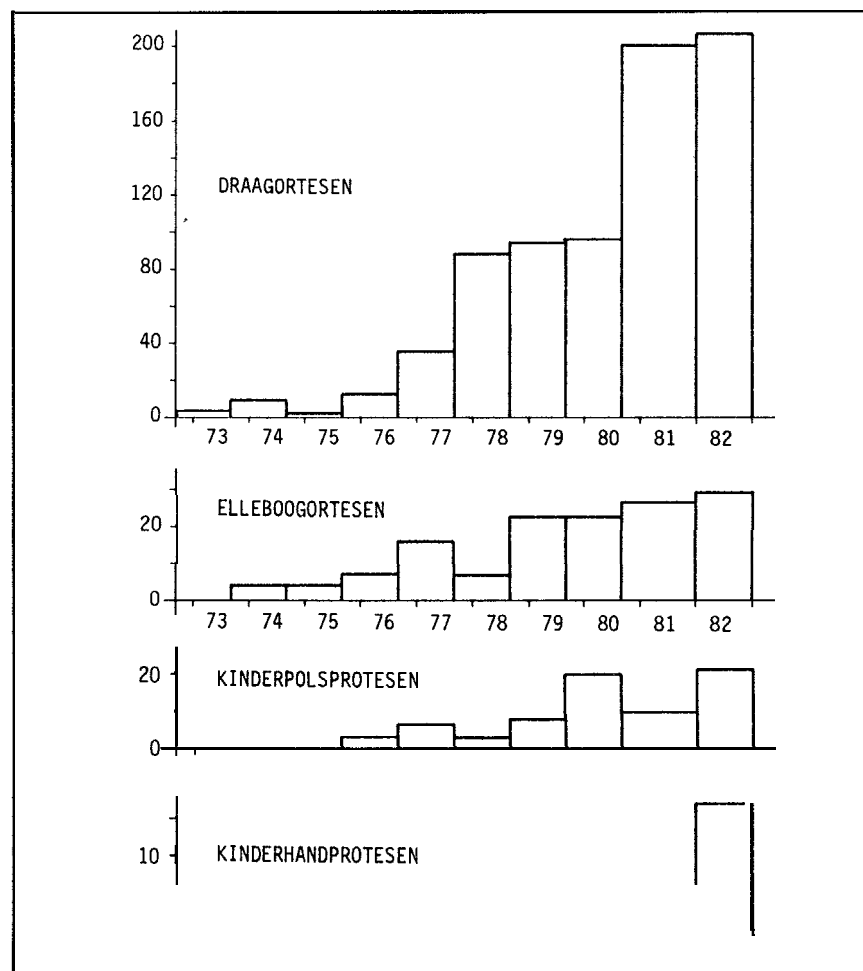
ren groot is en ook omdat na een medische ingreep een alternatieve beweging is te verkrijgen. Hieruit volgt dat de elleboog het eerst voor een voorziening in aanmerking komt. Het ontwerpen van elleboogpro- en ortesen heeft dan ook in het verleden voorrang gekregen. Later is met de ontwikkeling van kunsthanden en polsprotesen begonnen. De laatste tijd wordt vooral gewerkt aan de ontwikkeling van actieve kunsthanden voor jonge en zeer jonge kinderen.

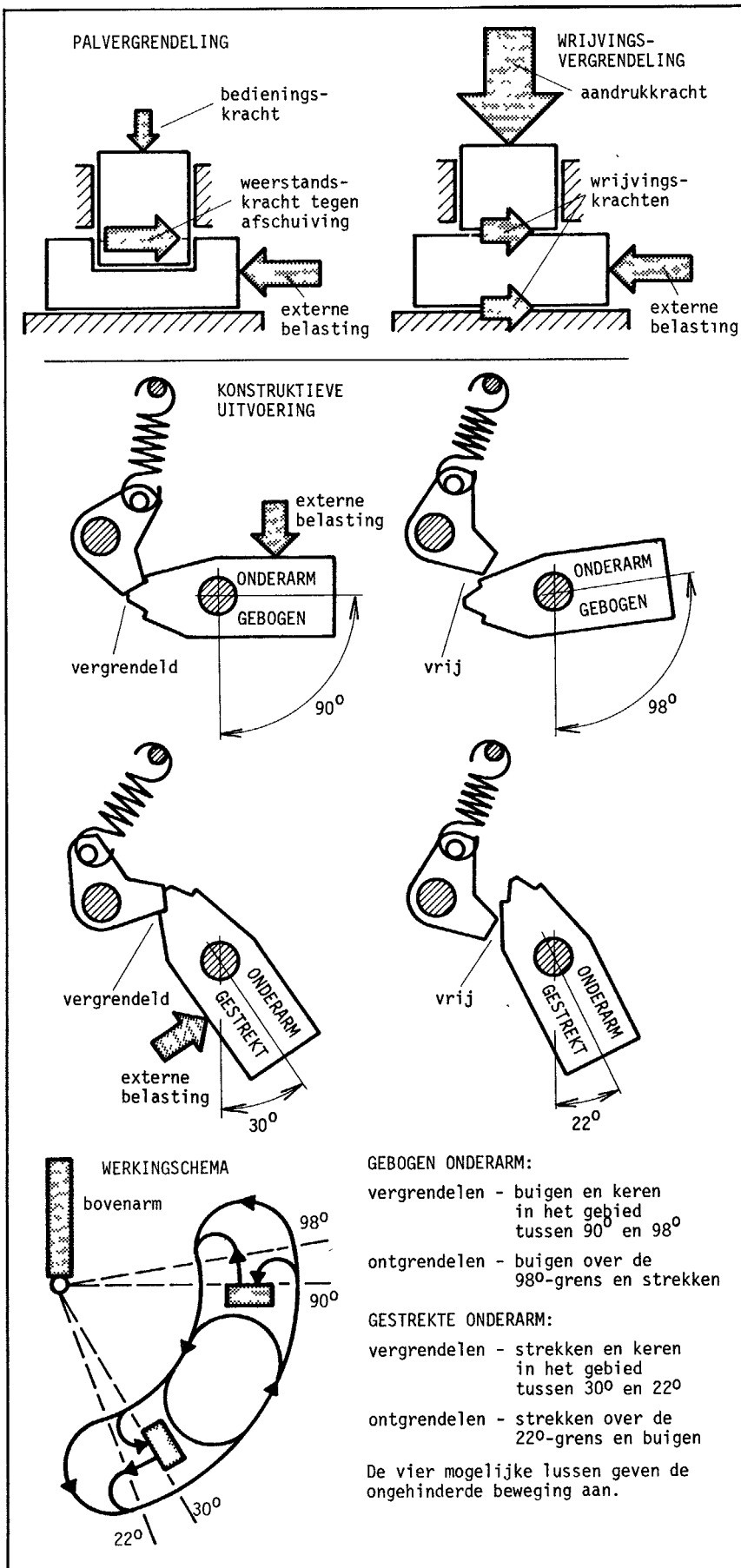
## Besturing en bekrachtiging

Een patiënt moet in staat zijn de bewegingen van zijn hulpmiddel naar zijn wens te besturen en tevens over voldoende kracht beschikken om de bewegingen uit te voeren. Het is zinvol om de besturing en bekrachtiging van een hulp-

middel goed te onderscheiden.

De besturing gebeurt altijd door het lichaam zelf. Daarvoor komen zowel mechanische signalen (drukken, trekken, verplaatsen) als elektrische signalen (myo-elektrische spierpotentialen) in aanmerking. Voor de bekrachtiging staan meer mogelijkheden ter beschikking. De meeste protezen worden door eigen lichaam bekrachtigd. De patiënt levert zowel de benodigde kracht als de verplaatsing. Dat heet een lichaamsbekrachtigde voorziening. Soms is echter de patiënt niet in staat de relatief grote krachten en verplaatsingen op te wekken. Dan biedt de externe bekrachtiging uitkomst. Tot de reële mogelijkheden behoren elektrische of pneumatische aandrijfmotoren. Het is duidelijk dat deze motoren hun aandrijfenergie moeten





Figuur 2

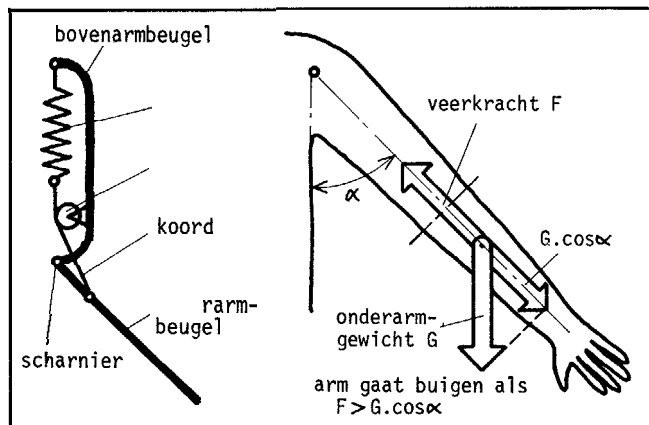
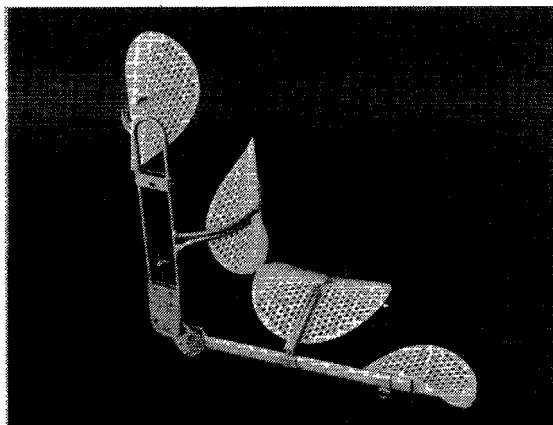
putten uit een draagbare, dus kleine en lichte, energievoorraad.

Het aantal onafhankelijke bewegingen, dat een kunstarm tegelijkertijd kan uitvoeren is maximaal gelijk aan het aantal beschikbare signalen. Dit aantal is in de praktijk bijzonder laag. Dit betekent dat een kunstarm met meerdere onafhankelijke bewegingen voorlopig niet haalbaar is. Het is wenselijk de besturing te doen plaatsvinden vanuit de gehandicapte zijde. Men moet er echter voor zorgen dat door het leveren van een stuursignaal andere lichaamsbewegingen niet storend worden beïnvloed.

De patiënt wil natuurlijk een bepaald voordeel behalven uit zijn hulpmiddel. Is er voor de besturing te veel aandacht nodig (mentale belasting is te hoog) dan zal hij de prothese niet gebruiken. Wat de onafhankelijkheid van andere bewegingen betreft voldoen de myo-elektrische potentialen als mogelijke stuursignalen het best. Deze keer kleine elektrische spanningen zijn bij een spiersamentrekking waarneembaar op het oppervlak van de huid. Na de noodzakelijke elektronische versterking worden zij gebruikt voor de aan-uitbesturing van de aandrijfmotoren. Voor het opwekken van deze signalen kunnen spieren ingezet worden die in de boven- of onderarmstomp nog aanwezig zijn maar niet meer gebruikt worden voor de oorspronkelijke functie.

Bij de mechanische signalen moet men denken aan krachten en verplaatsingen die d.m.v. een - vaak ingewikkelde - bandage en via een bedieningstrekkabel naar de prothese worden geleid. Zoals reeds opgemerkt gaat bij de lichaamsbediening het signaal geven en het kracht zetten met elkaar gepaard. De patiënt spant de kabels met rug- en bovenarmspieren. Het opwekken van relatief grote krachten (tientallen Newtons) en verplaatsingen (enkele centimeters) is mogelijk. Duidelijk is dat deze besturingsbewegingen de lichaamshouding en overige lichaamsbewegingen nadelig kunnen beïnvloeden. De bandage knelt vaak zodanig dat langdurig gebruik een te groot ongemak veroorzaakt. Het moeilijk aan en uit te doen van de bandage is vooral bij kleine kinderen een zwaarwegend nadeel. Een niet te verwaarlozen voordeel van de mechanische signalen is echter de directe binding van de patiënt met zijn prothese. Hij is in staat te voelen hoe hard zijn prothese grijpt of hoe ver hij open staat. Deze gevoelsterugmelding, die bij de elektrische spierpotentialen geheel ontbreekt, is van belang voor het goed en zonder veel aandacht besturen van de prothese.

## Elleboogortese



Ten behoeve van patiënten met een geheel of gedeeltelijk verlamde arm is een elleboogortese met gewichtskompensatie voor de onderarm ontwikkeld. Bij deze gehandicapten zijn de buigspieren niet meer in staat de arm - tegen de werking van de zwaartekracht in - te buigen. De ortese kan de functie van deze spieren gedeeltelijk vervangen.

De voorziening bestaat uit een boven- en een onderarmbeugel, verbonden door een scharnier. De beugels worden door een veer naar elkaar toegetrokken. De langs de bovenarmbeugel gemonteerde veer oefent via een koord, dat over een rol loopt, een trekkracht uit op de onderarmbeugel. Deze opstelling maakt het mogelijk het onderarmgewicht te kom-

penseren. In de gebogen stand wordt op de onderarm het maximum koppel uitgeoefend, bij het strekken neemt dit koppel overeenkomstig de behoefte geleidelijk af. De patiënt kan de arm buigen door de bovenarm zijwaarts te heffen. Tijdens deze beweging vermindert de component van het onderarmgewicht in het armvlak, waardoor de konstant voorgespannen veer de kans krijgt de arm te buigen. Door de bovenarm naar het lichaam toe te brengen strekt de arm zich weer. In gebogen stand kan de ingebouwde vergrendeling in werking treden. Daardoor is de gebogen onderarm als steun te gebruiken voor relatief grote externe belastingen.

De krachten van de ortese op de arm

worden overgebracht door zelfinstellende polyetyleen fittingen die de belasting op de huid gelijkmatig verdelen. De fittingsdragers zijn tijdens de aanmeetprocedure ruim verstelbaar. De patiënt kan de voorgemonteerde beugel aandoen. Na het bepalen van de juiste pasvorm volgt de fixatie van de fittingsdragers. Alle gebruikte componenten zijn industrieel vervaardigd. De gehele draagconstructie is opgebouwd uit dunwandige roestvaststalen buis en heeft een massa van ongeveer 180 g. Sinds 1976 zijn er bijna 150 elleboogortesen verstrekt. Alle in aanmerking komende patiënten kunnen tegenwoordig deze voorziening in één van de grote revalidatiecentra of bij WILMER aangemeten krijgen.

Op het ogenblik wordt bij de WILMER groep gewerkt aan een besturingsstelsel voor een kunsthand dat wel de voordelen (direkte gevoelsterugmelding) maar niet de nadelen (het knellen, zweet opnemen en stinken van de bandage) van een mechanische lichaamsbekrachtiging bezit. Aan de zg. elleboogsturing is een afzonderlijke beschrijving gewijd.

### Ontwerpeisen

Bij het begin van het ontwerpproces zijn een aantal eisen te formuleren waaraan de voorziening moet voldoen. Door de sterke binding van onze groep met de behandelteams van een aantal Nederlandse revalidatiecentra is het mogelijk de gesignaleerde behoeftes te bundelen en te vertalen in ontwerpeisen. De praktijk leert echter dat exakte eisen nauwelijks te formuleren zijn. Onze ervaring wijst uit dat een protese waarschijnlijk wordt geaccepteerd als deze licht, zuinig, goed, mooi, stil, klein, schoon, snel en handig

is. De behandelde voorbeelden laten zien hoe aan deze bondige eisen door doelmatig konstrueren wordt voldaan.

Dat de gehanteerde filosofie tot goed bruikbare hulpmiddelen kan leiden getuigen vele patiënten die de door ons ontwikkelde voorzieningen dagelijks dragen en gebruiken. De grafiek (fig. 1) laat het aantal toegepaste, door de WILMER-groep ontwikkelde, voorzieningen zien.

Een laag gewicht is één van de belangrijkste eisen. De nog heersende mening dat een protese even zwaar moet zijn als het verloren gegane lichaamsdeel is zeker onjuist. Voor een ortese, toegevoegd aan de nog bestaande krachtloze arm is een minimaal gewicht een vereiste.

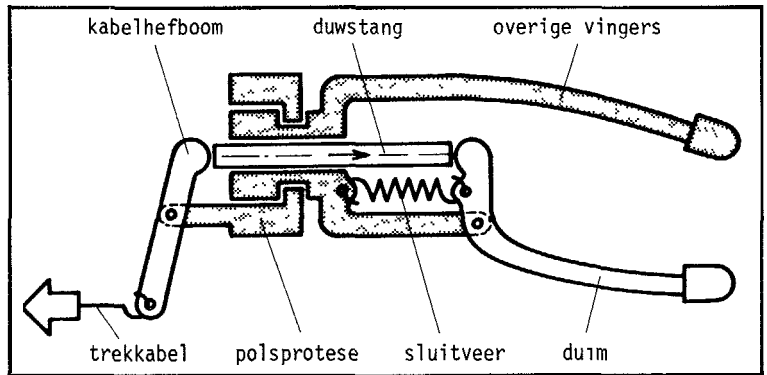
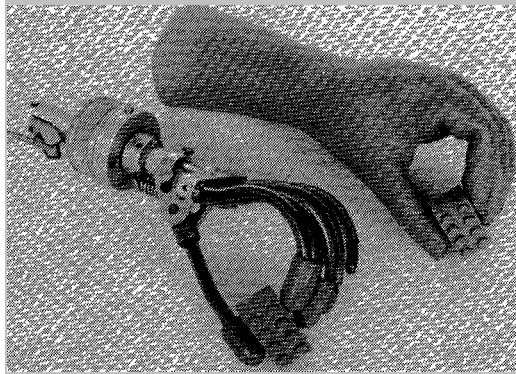
De problematiek van lichtgewicht ontwerpen kan men splitsen in drie gedeelten die door een sterke wisselwerking nauw met elkaar zijn verbonden: de systeemkeuze, de materiaalkeuze en de keuze van vorm en afmetingen. Deze belangrijke keuzen zullen in de volgende paragrafen worden besproken.

### Systeemkeuze

De systeemkeuze bepaalt het uiteindelijke gewicht van de protesevoorziening waarschijnlijk het meest. In tegenstelling tot veel andere, vooral buitenlandse, onderzoekgroepen zijn wij van mening dat eenvoudige lichaamsbekrachtigde voorzieningen mede door hun lage gewicht een sterke voorkeur verdienen. Het hoge gewicht van elektrische systemen, veroorzaakt door relatief zware aandrijfmechanismen (elektromotoren met vertragingkasten) en benodigde energievoorraad (batterijen) is nadelig voor de acceptatie van een dergelijk hulpmiddel.

Is er toch in een aantal uitzonderingsgevallen externe bekrachtiging noodzakelijk, dan is het gebruik van zeer lichte, pneumatisch bekrachtigde motoren te prefereren. Niet alleen het lagere gewicht van deze aandrijving met de benodigde gaspatronen, maar ook de veel gunstigere gewichtsverdeling ten opzichte van de onderarmdraaiingsas (lager onderarmmoment) spreken voor dit systeem.

# Kinderhandprotese



De handprotese is ontworpen voor trek-kabelbediening. De kabel is bevestigd aan een op de polsdraaier gemonteerde hefboom. Bij trek aan de kabel gaat de hand open. Een metalen veer sluit de hand. De bedieningskracht wordt doorgeleid door de draaiingsas van de pols-draaier. De hand is daardoor in elke ro-tatiestand te bedienen. Deze opstelling ver-gemakkelijkt ook het uitwisselen van de cosmetische kunsthand tegen een lichte werkhaak; het grijporgaan is uit de vast

gemonteerde polsdraaier eenvoudig uit-neembaar. De knijpkracht van de hand is instelbaar op een viertal waarden. Bij de grootste handopening van 35 mm kan de hand een knijpkracht leveren tussen 18 en 32 N. Een hand met de hoogste knijpkracht-instelling kan nog juist door kinderen van ongeveer 6 jaar worden bediend. Metingen wijzen uit dat de WILMER-kind-erhandprotese een twee maal zo hoog bedieningsrendement heeft als de beide

op de markt zijnde buitenlandse produk-ten. De protese is geheel opgebouwd uit korrosiebestendige materialen en heeft ook bij grote vervuiling een lange levens-duur. Op het ogenblik gebruiken onge-veer tien kinderen deze kunsthand. De eerste uitvoering is nu twee jaar in be-proeving. De massa van het mechanis-me bedraagt 140 g. Een cosmetische handschoen zorgt voor een natuurge-trouw uiterlijk.

Ook deelproblemen vragen een verant-woorde keuze uit de vele oplossingsmo-gelijkheden. Vanwege de sterke vervui-ling door zand e.d. is bijvoorbeeld toe-passing van tandwielen sterk af te raden. In dit opzicht verdienen ook glijlagers voorkeur boven kwetsbare kogellagers. De bewuste toepassing van palvergren-delingen in WILMER protesevoorzienin-gen beïnvloedt gunstig het uiteindelijke protesegegewicht.

Bij vergrendelingen kan men in principe kiezen tussen vormgesloten en kracht-gesloten typen. Fig. 2 toont de belang-rijke kenmerken. Bij het eerstgenoemde type, uitgevoerd als een pal in een gleuf worden de externe belastingen bepaald door afschuifkrachten van de beide onderdelen. Bij krachtgesloten konstruk-ties die op werking van wrijvingskrach-ten berusten zijn aanzienlijke bedie-ningskrachten vereist. Mede daardoor zijn deze konstrukties groot en zwaar. Het feit dat er bij palvergrendelingen slechts een beperkt aantal vergrendel-standen mogelijk is blijkt in de praktijk geen nadeel op te leveren. Zowel de WILMER elleboogortese (zie ook fig. 2) als de polsprotese bezitten slechts twee vergrendelbare standen. De eventuele tussenposities zijn eenvoudig door li-chaamskorrektes te verkrijgen. Een bij-komstend voordeel van twee vergrendel-bare standen is de eenvoud van kon-

struktie en van de bediening. Fig. 2 laat de, sinds 1978 toegepaste, vergrendel-ling van de elleboogortese zien. De semi-automatische werking is slechts dankzij de beperking tot twee vergrendelstan-den mogelijk geworden. Ondanks de zeer kleine afmetingen kan deze vergren-deling krachten tot 5000 N op de kon-taktvlakken weerstaan.

## Materiaalkeuze

Een weloverwogen materiaalkeuze is van groot belang bij het optimaliseren van konstrukties naar minimaal gewicht. De gedachte dat lichte konstrukties te realiseren zijn uitsluitend door de toepas-sing van materialen met een lage soor-telijke massa, zoals b.v. aluminium, is in de meeste gevallen onjuist.

Is de maximale sterkte bij een minimaal gewicht een vereiste dan moet men ma-terialen kiezen met een maximale ver-houding van toelaatbare sterkte en soor-telijke massa:

$$\frac{\text{toelaatbare spanning}}{\text{soortelijke massa}} = \frac{\Sigma}{\rho}$$

= specifieke sterkte → maximaal

Voor de maximale stijfheid is echter de verhouding tussen de elasticiteitsmodu-lus (veerkrachtigheid) van het materiaal en zijn soortelijke massa van belang:

$$\frac{\text{elasticiteitsmodulus}}{\text{soortelijke massa}} = \frac{E}{\rho}$$

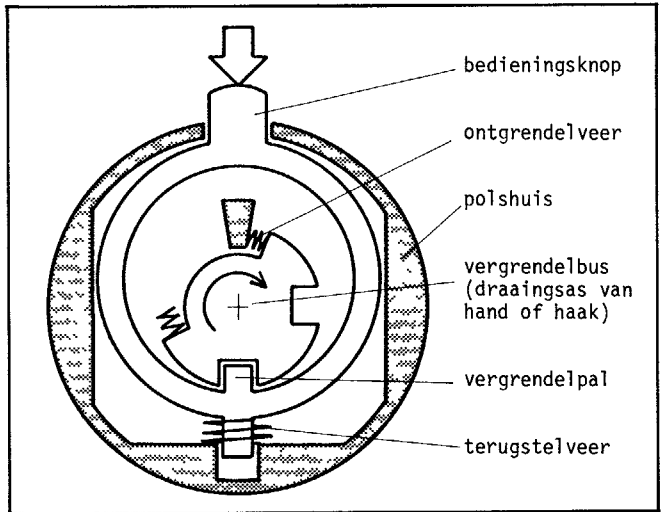
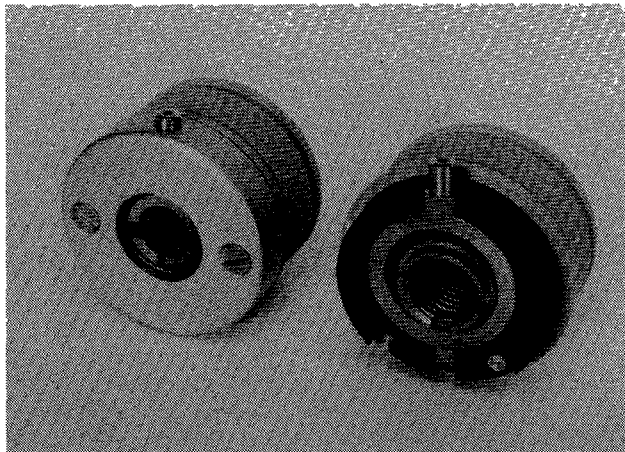
= specifieke stijfheid → maximaal

Voor alle metalen heeft de specifieke stijfheid  $E/\rho$  ongeveer dezelfde waarde. Verder geldt voor de metalen dat de waarde van E voor het basismetaleel en al zijn legeringen ongeveer een konstante is, terwijl de grootte van de toelaatbare spanning ó tussen de legeringen onder-ling geweldig kan variëren. Fig. 3 toont dit duidelijk aan.

Tussen de betere soorten van roest-vaststaal en vaak besproken materialen als aluminium en titanium bestaan slechts kleine verschillen in de specifieke sterkte. Met andere woorden, deze 'liche-ter' materialen leveren bij goed gedimen-sioneerde konstrukties geen echte voor-delen op. De verkrijgbaarheid in de ge-wenste profielen en afmetingen zal dan doorslaggevend zijn voor de keuze van een bepaalde metaalsoort.

In de fig. 3 is echter duidelijk te zien dat de moderne vezelmateriaal zowel in de specifieke sterkte als in de specifieke stijfheid superieur zijn. Deze vezels, ge-bonden met kunststofharsen hebben al een ruime toepassing gevonden in ruimtevaart- en vliegtuigkonstrukties. Deze zg. komposieten zijn uiterst licht, sterk en korrosievrij. Toepassing van de-

## Kinderpolsprotese



Een polsprotese maakt het mogelijk, samen met de elleboog en de schouder, de kunsthand in de gewenste stand in de ruimte te positioneren. In de konventionele kinderpolsprotesen zorgt de wrijving voor het vasthouden van de hand of haak in een gekozen rotatiestand. Het verdraaien van het grijporgaan tegen deze wrijvingsweerstand in vraagt te veel inspanning van jonge kinderen. De door WILMER toegepaste palvergrendeling biedt een verbetering. De beperking tot twee vergrendelbare standen is van voordeel zowel voor de konstruktie als voor de bediening. Het ontbreken van tussenstanden blijkt in de praktijk zonder bezwaren.

De protese bestaat uit twee gedeelten, het huis dat ingegoten is in de protesekamer en de vergrendelbus die een geheel vormt met de hand of haak. Na het inzetten in het polshuis is het grijporgaan vergrendeld zowel tegen verdraaien als tegen uittrekken uit het huis. Bij een lichte druk op de bedieningsknop ontgrendelt de pal en de voorgespannen ontgrendelveer verdraait de vergrendelbus over een kleine hoek, zodat de vergrendelpal niet meer kan invallen. Het grijporgaan kan nu gedraaid worden totdat de vergrendelpal weer in één van de twee vergrendelgleuven gedrukt wordt. Het verstelbereik is 80°. Deze verdraaiing vergt slechts weinig kracht en is ook door zeer

jonge kinderen uit te voeren. Om veiligheidsredenen is uitnemen van het grijporgaan (hand of haak) slechts mogelijk met een (eenvoudig) hulpmiddel.

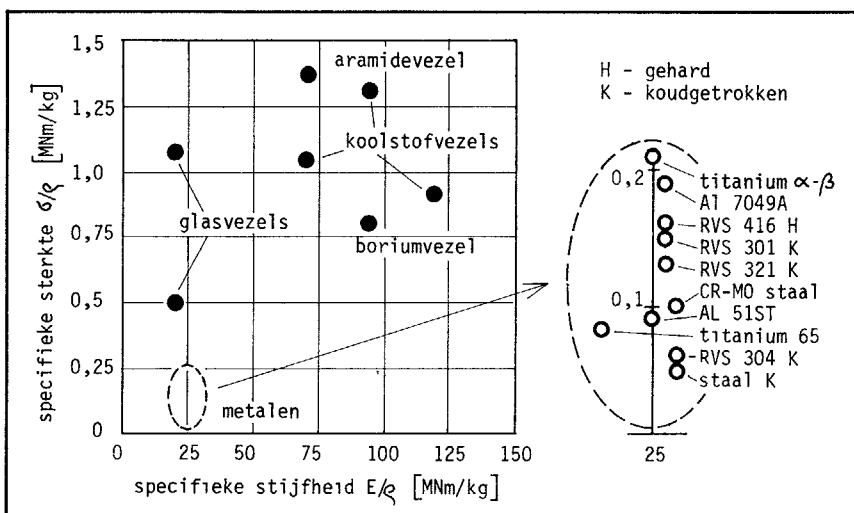
Dit type protese is met kleine wijzigingen sinds 1977 klinisch getest. Sindsdien zijn er in Nederland ongeveer 70 stuks aan de revalidatieklinieken geleverd. De beproeving van de protese, die sinds 1979 in twee grootten leverbaar is, heeft uitgewezen dat het mechanisme weinig gevoelig is voor de omgevingsinvloeden zoals water, zand e.d. en een lange levensduur bezit. De massa's zijn resp. 55 en 28 g.

ze moderne vezelmaterialen in de protesekonstrukties blijft voorlopig om technologische redenen beperkt tot eenvoudigere onderdelen. Daar de gebonden

vezels slechts trek- en drukbelastingen goed kunnen weerstaan moeten voor een optimale toepassing de optredende belastingen bekend zijn.

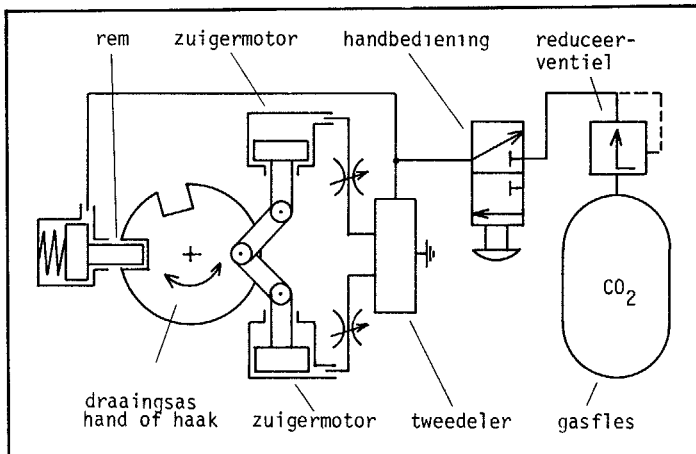
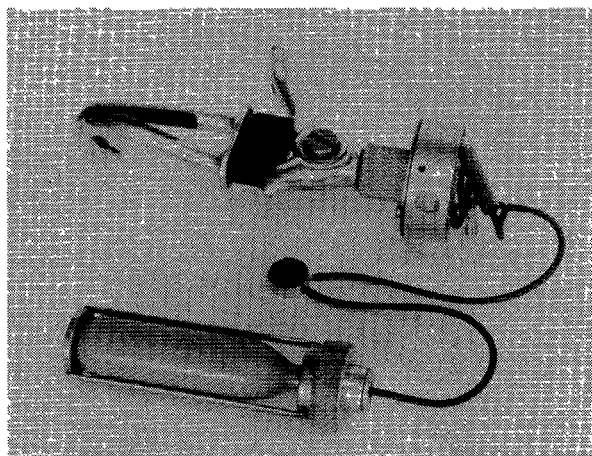
Bij de WILMER groep worden tegenwoordig pogingen ondernomen om bepaalde delen van protesen uit koolstofversterkte kunststoffen op te bouwen. Bij de klauwen van de grijphaak is daarmee een belangrijke gewichtsbesparing (en vooral momentverkleining) te bereiken. Ook bij de proteseonderarmkoker is de toepassing van deze materialen zinvol. In beide gevallen leidt de gewichtsbesparing tot een aanzienlijke vermindering van het zwaartekrachtskoppel van de totale onderarm.

De protesen, en in het bijzonder die van kinderen, moeten vaak in extreme omstandigheden functioneren. Bij de voortdurende inwerking van vocht (water, huidzuren) is het gebruik van corrosievaste materialen een vereiste. Omdat men nog geruime tijd aangewezen zal blijven op de toepassing van metalen, zijn de huidige ontwerpen uitgevoerd in roestvaststaal en geanodiseerd aluminium. Door de ruime verkrijgbaarheid van



Figuur 3

## Pneumatische protesebekrachtiging



Een pneumatisch aangedreven protese bezit voordelen ten opzichte van een elektrisch bekrachtigde. De pneumatische motoren behoeven geen mechanische overbrengingen, zij kunnen direkt grote krachten over relatief kleine verplaatsingen leveren. Het gewicht kan, zoals bij de door WILMER ontwikkelde motoren, meer dan een faktor 10 lager zijn dan bij een vergelijkbare elektrische aandrijfeenheid. Deze motoren kunnen, bij een goede maatvoering van de O-ringafdichtingen, een geringe wrijving bezitten.

Voor energieopslag is er bij WILMER een systeem ontwikkeld dat gebruik maakt van miniatuur CO<sub>2</sub> wegwerpflessen. Dit

gasflesje wordt bij het inklemmen in een houder tegelijkertijd geopend. Het geïntegreerde reduceerventiel vermindert vervolgens de gasflesdruk van 6 MPa tot de werkdruk van 0,6 MPa. Voor het bestuurscircuit zijn kleine, niet lekkende pneumatische logica componenten ontwikkeld. Daarin is het gebruikelijke membraan vervangen door een zuiger.

De patiënt bedient een mechanisch stuurventiel of bestuurt via huidelctroden de elders genoemde elektropneumatische omzeters. Omdat de motoren onbelast worden vermeld is de energiekonsumptie zeer laag. Het gasflesje dient energie te leveren voor tenminste één dag normaal gebruik voor welke voorzie-

ning dan ook. Het nadeel van de pneumatische motoren is hun geringe stijfheid veroorzaakt door de samendrukbaarheid van het aandrijfgas. Om dit te verhelpen, bezitten de aandrijvingen mechanische vergrendelingen, die automatisch inschakelen.

Door de grote vlucht die de ontwikkeling van de lichaamsbekrachtigde protesen bij de WILMER groep heeft genomen, heeft de pneumatische aandrijving de prioriteit tijdelijk verloren.

De foto en het bijbehorende schema laten een pneumatisch bekrachtigde pols-protese zien.

roestvaststaal in vele maten en holle profielen is de toepassing hiervan sterk aan te bevelen.

Een van de meest succesvolle WILMER voorzieningen, de elleboogortese, is geheel opgebouwd uit koudgetrokken roestvaststalen pijp. Daarmee is een uiterst lichte ondersteuningsconstructie gerealiseerd die ondanks het slanke uiterlijk grote belastingen kan weerstaan. Voor sommige zwaar belaste onderdelen wordt door ons intensief gebruik gemaakt van hardbaar roestvaststaal. Bij deze nog weinig toegepaste materiaal-soort is in de zachte toestand een goede verspaning mogelijk. Na het harden verkrijgt men onderdelen met superieure sterkte-eigenschappen bij behoud van de vereiste korrosievastheid.

Toepassing van aluminium in protese-constructies is daar aan te bevelen waar onderdelen een gekompliceerde vorm hebben en mede door de kleine aantallen verspanend vervaardigd moeten worden. Dat zijn b.v. behuizingen van diverse constructies waar o.a. de lagers van

de bewegende onderdelen in geplaatst worden. Verschillende onderdelen van de door WILMER ontwikkelde pols- en handprothesen zijn van geanodiseerd aluminium.

In verband met de materiaalkeuze is de toepassing van kunststof lagers in alle WILMER-voorzieningen het vermelden waard. Deze speciale glijlagers hebben ongesmeerd ook bij relatief hoge belastingen een lage wrijving en bezitten een lange levensduur. Door de extreme omstandigheden, waaronder de mechanieken moeten functioneren - te denken valt aan zand, modder en water bij kinderveorzieningen - is de toepassing van b.v. kogellagers uitgesloten. Ook de bijzonder hoge, niet bekende stootbelastingen zouden dergelijke lagers snel beschadigen. Een bijzonder voordeel van kunststoflagers is hun minimale inbouwruimte.

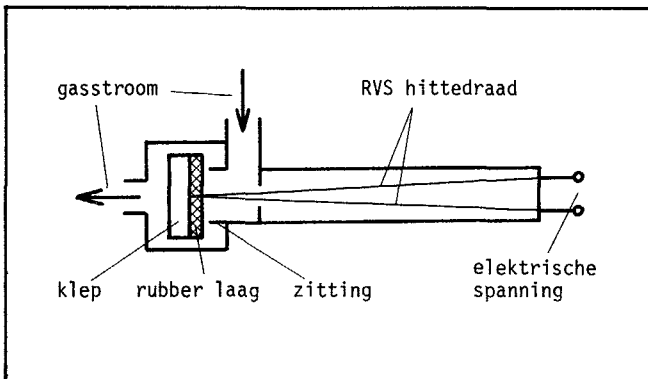
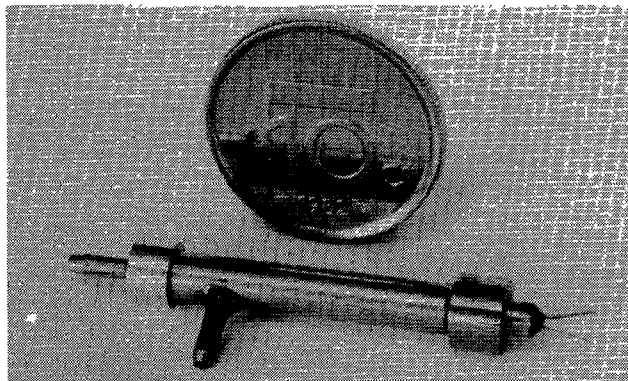
### Keuze van de vorm en afmetingen

De sterkte- en stijfheidseigenschappen

van de belaste onderdelen worden in zeer sterke mate bepaald door hun vormgeving. Wil men het materiaal zo gunstig mogelijk benutten, dan moet dat materiaal daar gekoncentreerd worden waar de maximale spanningen optreden. Dit is b.v. bij buiging of torsie in de buitenste lagen van het profiel. Een buisvormige doorsnede levert dan ook de beste resultaten wat betreft de sterkte en stijfheid bij een minimaal gewicht.

Bij de vormgeving van de complete pro- en ortesen zijn de constructeur vele beperkingen opgelegd. Van een protese, een vervanging van het verlorengedane lichaamsdeel, wordt vanzelfsprekend een natuurgetrouw uiterlijk verwacht. De ruimte waarbinnen een bepaald mechaniek ondergebracht moet worden is daarmee vast omschreven. Dit levert vooral problemen bij kunsthanden in het bijzonder voor kleine kinderen. Een cosmetische kunststof handschoen zorgt weliswaar voor een acceptabel uiterlijk maar beperkt tegelijkertijd de ruimte binnenvan. De meeste mechanieken te

## Elektropneumatische stuurklep



Voor de noodzakelijke koppeling tussen de myo-elektrische stuursignalen en de pneumatisch aangedreven motoren is een elektropneumatische omzetter ontwikkeld. Twee principes voor het bedienen van de gasklep zijn uitvoerig getest: de hittedraadmotor en de piëzoelektrische aandrijving. Uit praktische overwegingen, vooral ten aanzien van de beschikbare elektrische spanning, is er gekozen voor de oorspronkelijk ontwikkelde hittedraadmotor.

Het kleplichaam bestaat uit een metalen drager die voorzien is van een dunne laag rubber. Deze klep wordt in een scherpe klepzitting getrokken door een dubbele

hittedraad. Bij het aanleggen van de elektrische spanning stijgt door de ontwikkelde warmte de draadtemperatuur, zodat de draad uitzet en de klep van de zitting vrijmaakt. Tegen de algemene verwachting in reageert deze termische klep bijzonder snel - de tijdconstante is ongeveer 10 ms.

De huidige uitvoering met een zittingdiameter van 0,6 mm en een draad van 25  $\mu\text{m}$  dikte is met zijn afmetingen ( $\varnothing$  3 mm, lengte 20 mm) en massa (0,9 g) de kleinste bekende elektropneumatische omzetter.

Door de vergevorderde miniaturisering is ook het energieverbruik zeer laag. Door-

dat de klep in de protesetoeppassing gebruikt wordt als voorstuurklep van een pneumatisch aan-uit relais is het zinvol de benodigde energie per schakeling te beschouwen. Deze bedraagt ongeveer 5 mJ bij een spanning van 3 V. Uitgebreide berekeningen wijzen uit dat verdere verbetering op dit punt mogelijk is met een streefwaarde van 0,5 mJ. Het is dan mogelijk het complete besturingscircuit bestaande uit twee myo-elektrische versterkers en twee van deze kleppen door enkele knoopbatterijen gedurende één jaar van energie te voorzien.

kenen zich daardoor noodgedwongen aan de buitenkant van de handschoen af.

Bij ortesen is de beschikbare ruimte tussen de nog aanwezige arm en de kleding bijzonder beperkt. Het is dan ook een aanzienlijke opgave om in deze beperkte ruimte een mechaniek te plaatsen dat de uitwendige belastingen kan weerstaan. Een ortese mag bovendien geen uitstekende delen bezitten. Dat is nodig om de kledingslijtage te beperken en het onopvallend dragen mogelijk te maken.

Een bijzonder belangrijk probleem bij de toepassing van pro- en ortesen is de bevestiging ervan aan het lichaam. Een op zichzelf goede prothese die niet juist gefit is zal de patiënt hinderen. Dit zal tot afwijzing van de voorziening leiden. Door de WILMER groep is een geheel nieuwe fittingstechniek ontwikkeld waarbij de klassieke volledig gesloten leren of plastic koker vervangen is door losse schaaltes van roestvaststaalgaas, of geperforeerd polyetyleen. Deze constructies zijn bijzonder licht, vochtdoorlatend en zelfinstellend.

### Fasen van de prothese-ontwikkeling

Door de betrokkenheid van de WILMER-groep bij de behandeling van grote aantallen patiënten van diverse Nederlandse revalidatiecentra is het mogelijk tot een bundeling van de gemeenschappelijke behoeften te komen. Voor een succesvolle ontwikkeling van een bepaald hulpmiddel is het noodzakelijk dat er een belangengroep is van voldoende grootte. Het is nagenoeg onmogelijk, mede door de financiële consequenties, voor één enkele patiënt een speciale voorziening te ontwerpen.

Is een bepaalde behoefte gesignaleerd, dan probeert men vast te leggen aan welke eisen het toekomstige hulpmiddel zou moeten voldoen. Hierbij is helaas een duidelijke formulering vanuit de medische specialisatie een hoge uitzondering. De constructeur moet zich zelf verdiepen in de revalidatieproblematiek om tot een oplossing te kunnen komen. Dat de ontwikkeling vaak erg langzaam verloopt is te wijten aan het feit dat er weinig werkelijk goede hulpmiddelen bestaan en dat er daardoor ook weinig ervaring

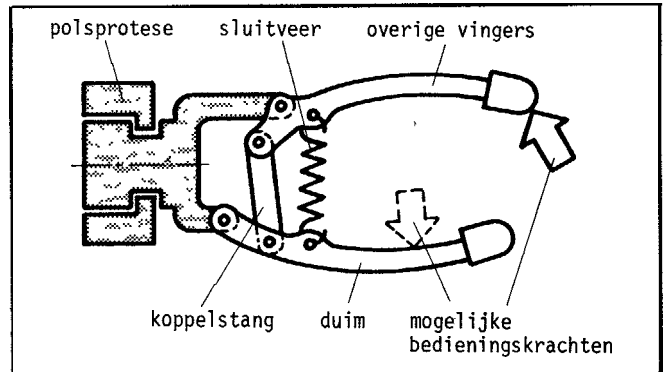
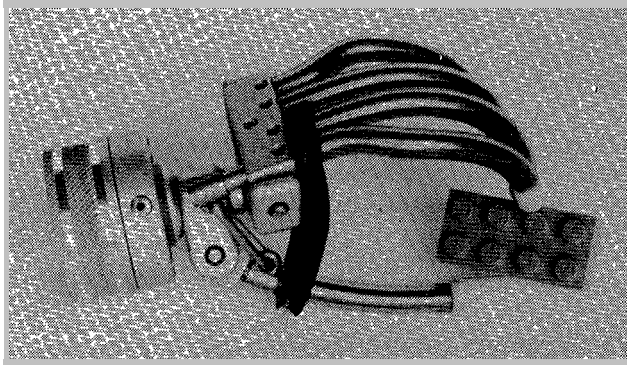
aanwezig is. De ontwikkeling van prothesevoorzieningen is immers economisch weinig aantrekkelijk, vooral vanwege de relatief geringe afzetmogelijkheden.

Bij de eerste konstruktieve uitvoering met de definitieve afmetingen en materialen spreken wij van een technisch prototype. Er volgt een uitgebreide beproeving in het laboratorium, welke uitsluitend kan geven over de functionele werking en een indicatie van de te verwachten levensduur.

Na de noodzakelijke veranderingen ontstaat een klinisch prototype. Nu is voor het verder uittesten van de prototypen de deelname van de toekomstige konsument (de gehandicapte) van wezenlijk belang. Er bestaan geen objectieve testmethoden die een volledig beeld over de kwaliteiten van de ontworpen prothese kunnen geven.

Vermeld dient te worden dat het grote publiek steeds weer misleid wordt door enthousiastie verhalen in tijdschriften en boeiende televisiereportages waarin gesuggereerd wordt dat dank zij een bepaalde uitvinding de gehandicapten eindelijk geheel geholpen zullen zijn. De overgrote meerderheid van deze ontwer-

## Vingerbediende kinderhand



*Deze lichaamsbekerachtigde kinderhand vult de leemte op in de voorzieningen voor zeer jonge kinderen. De potentiële patiënten in de leeftijd van enkele maanden tot ca. 3 jaar zijn normaal aangewezen op de niet functionele spierprotese, waarvan zelfs het uiterlijk slechts in grove lijnen de normale hand benadert. De nieuwe WILMER veersluitende hand kan door het trekken aan de duim of het duwen tegen de vingers geopend wor-*

*den. De beweging van de duim is mechanisch gekoppeld aan die van de vingers. Voor de bediening is geen bandage nodig. De uiterst eenvoudige bediening maakt de hand geschikt voor zeer jonge kinderen. Eerst met hulp van de ouders en later zelfstandig kan het kind deze hand voor uiteenlopende taken inzetten. Met dit eenvoudige hulpmiddel kan het kind de voor zijn ontwikkeling zo belangrijke tweehandigheid aanleren.*

*De klinische experimenten met een aantal zeer jonge kinderen verlopen bemoedigend. De begeleidende ouders leveren de voor ons noodzakelijke suggesties voor de mogelijke verbeteringen. De nieuwste uitbreiding heeft betrekking op een vergrendelmogelijkheid in de geopende stand, waardoor het plaatsen van voorwerpen in de hand vereenvoudigd kan worden.*

pen heeft nooit het ontwikkelingslaboratorium verlaten en het stadium van de klinische beproeving bereikt. Het klinisch prototype moet namelijk voldoen aan alle eisen die men aan het definitieve produkt ten aanzien van functie, uiterlijk, draagcomfort en bedieningsgemak stelt. De proefpersoon is tevens de belanghebbende en kan daardoor slechts een zeer subjectief oordeel geven. De patiënten kunnen in de meeste gevallen alleen de totale indruk geven over de gebruikswaarde van de protese. De beoordeling van dit klinische prototype kan echter door de ontwerper aangevuld worden naar aanleiding van storingen of slijtage van afzonderlijke onderdelen tijdens de beproevingsperiode. In enkele gevallen worden door de WILMER-groep kleine elektronische tellers ingebouwd om een indicatie te krijgen van de gebruiksfrequentie van de protese. De beproevingsperiode neemt meestal vele maanden in beslag. Het komt echter nog vaak voor dat een hulpmiddel al bij het aanmeten binnen enkele minuten door de proefpersoon wordt afgekeurd op tekortkomingen die de ontwerper niet heeft voorzien. Tijdens de beproevingsperiode accepteert de proefpersoon zijn hulpmiddel veelal in dergelijke mate dat hij er geen afstand meer van wil doen. De patiënt ziet dan de proefprotese als een voorziening die altijd ter beschikking moet staan. Dit

houdt in dat de nodige reparaties het liefst binnen één dag uitgevoerd moeten worden. Deze feiten vormen een aanzienlijke belasting voor de ontwerper die in de regel al deze proefnemingen zelf begeleidt.

Zijn de eerste klinische beproevingen geslaagd dan wordt besloten een kleine serie te laten vervaardigen. Dit gebeurt principieel buiten de Technische Hogeschool door enkele Nederlandse toeleveringsbedrijven. Naast de toetsing van de geschiktheid van het ontwerp voor een grotere seriefabrikage verkrijgen wij ook een realistische kostenschattning. Het uitzetten van de pro- en ortesen wordt voor de meeste voorzieningen nog steeds door de WILMER groep verzorgd, vanzelfsprekend altijd in samenwerking met deskundigen van desbetreffende revalidatiekliniek.

Het is uiteindelijk de bedoeling dat de ontwikkelde hulpmiddelen zelfstandig door de orthopedische werkplaatsen aan alle belanghebbenden kunnen worden verstrekt. Daarvoor moeten de voorzieningen zoveel mogelijk worden voorge-monteerd en als een soort bouwdoos d.m.v. kleine wijzigingen of afstellingen aan de individuele patiënten aanpasbaar zijn. Men dient er al in een vroeg stadium voor te zorgen dat de protesen een lange levensduur hebben (tenminste twee jaar) en weinig onderhoud vragen. De

eventuele reparaties moet men snel kunnen uitvoeren.

De ervaring wijst uit dat de hierboven beschreven ontwikkeling gemiddeld zes à acht jaar duurt. Met de steeds verbeterde inzichten en opgedane ervaringen kunnen wij in de toekomst deze periode wellicht bekorten.

De beschreven voorzieningen vormen weliswaar een representatief maar geen volledig overzicht van onze activiteiten. Op dit moment werken wij aan een nieuw type elleboogprotese, een superlichtgewicht onderarmprotese met bijbehorende grijphaak, een semi-automatische polsprotese en aan de vervanging van de bedieningstrekkabels door een hydraulische overbrenging. Daarnaast heeft een modulaire opbouw van elleboogortesen en een automatische vergrendeling van dergelijke hulpmiddelen de aandacht.

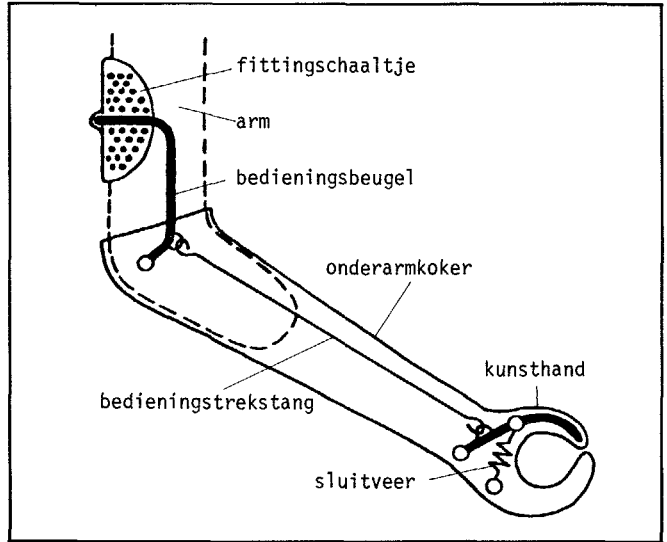
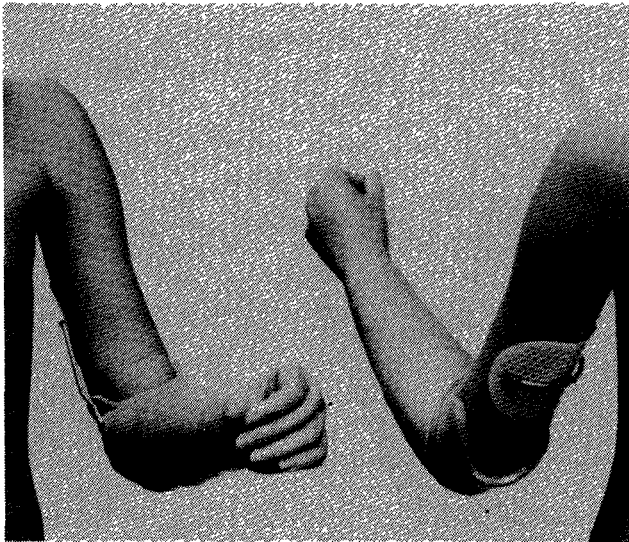
Tenslotte dient opgemerkt te worden dat zelfs de meest geavanceerde hulpmiddelen in de verste verte niet gezien kunnen worden als een vervanging van de oorspronkelijke arm of hand.

### Dankzegging

De in dit artikel beschreven voorzieningen kwamen tot stand door de gezamenlijke inspanning van de hele WILMER groep, in de huidige samenstelling vertegenwoordigd door Prof. Ir. J. C. Cool,



## Elleboogsturing voor de kinderhand



In overeenstemming met de gehanteerde filosofie die een sterke voorkeur voor de lichaamsbekrachtiging van de prothesen uitwijst is er een nieuw type protheseaandrijving ontwikkeld. De als nadelig beschouwde bandage is op eenvoudige wijze vermeden door de elleboog in plaats van de schouder voor de besturing te kiezen. De onderarmkoker is ter plaatse van de elleboog voorzien van een draaipunt waaromheen een bedieningsbeugel met een fittingsschaaltje kan draaien. De bedieningsbeugel is met een trekstang gekoppeld aan de beweegbare duim van de kunsthand. Bij het strekken van de arm gaat de hand

open, bij buigen dicht. In de getekende stand is de hand juist gesloten. Bij verder buigen van de elleboog blijft de hand dicht. Als zich een voorwerp tussen duim en vingers bevindt, blijft het bij deze grotere buigingshoeken vastgeklemd. De elleboogsturing heeft alle voordelen van de lichaamsbekrachtiging. Het verwachte bezwaar dat de prothese niet onafhankelijk werkt van de elleboogbeweging blijkt bij de nu lopende klinische beproevingen niet of nauwelijks aanwezig. De evaluerende ergotherapeute spreekt van een opvallend natuurlijk bewegingspatroon. Bij het gebruik van een gewone veerslui-

tende hand zijn de elleboogspieren doorgaans niet sterk genoeg om een grote knijpkracht mogelijk te maken. Er zijn bij WILMER een aantal mechanismen in ontwikkeling die bij geringe bedieningskrachten grote knijpkrachten leveren. Voor het openen en sluiten van de vingers is er een geringe kracht benodigd. De grote grijpkracht wordt pas geleverd nadat de vingers het voorwerp hebben geraakt. Dit 'lijmtang' principe belooft een aanzienlijke besparing van de bedieningsenergie op te leveren. De eerste metingen wijzen een verlaging met een faktor 10 ten opzichte van veersluitende uitvoeringen uit.

Ing. A.A.M. Sol, Ir. R.A. van Eibergen Santhagens, Ir. D.H. Plettenburg en de schrijver, alsmede door de bijdragen van de medewerkers van de Mens-Machine groep, de TH werkplaatsen en de toeleveringsbedrijven Reef Precisie te Maasbracht en Lenting Metaalindustrie te Waalre. Ik dank tevens de geldgevers, het Nederlands Comité voor Kinderpostzegels, de Stichting Bingo-Ned en de Stichting Nationaal Revalidatiefonds alsmede Lions-Club Utrecht voor hun bijdrage aan enkele van onze projecten.

### Literatuur

- [1] Cool, J.C.; Pistecy, P.V.: 'Miniature electrically operated proportional valve' Proc. Conference on Human Locomotor Engineering, University of Sussex (September 7th - 10th, 1971).
- [2] Pistecy, P.V.: 'Miniature moving-part pneumatic logic for prosthetic control' Intern. Conference on Hydraulics, Pneumatics and Fluidics in Control and Automation. Toronto, Canada, April 28-30, 1976.
- [3] Cool, J.C.: 'An elbow orthosis' Biomedical engineering, Vol 11 (1976) No. 10 (Oct.).

[4] Cool, J.C., Stassen, H.G.: 'Onderzoek-activiteiten op het gebied van de revalidatie, uitgevoerd door de Vakgroep voor werktuigkundige Meet- en Regeltechniek en Cybernetische Ergonomie' verschijnt jaarlijks vanaf 1970.

[5] Cool, J.C.: 'WILMER voorzieningen, ontwerpfilosofie en werking' Congresverslag Boerehaave cursus over Revalidatieve Geneeskunde. Leiden, RUL, 1981

[6] Pistecy, P.V.: 'WILMER kinderpolsprothese' Infortho, 8/1982/3, Uitgave van Orthobanda - Ned. vereniging van Orthopedisten en Bandagisten.