

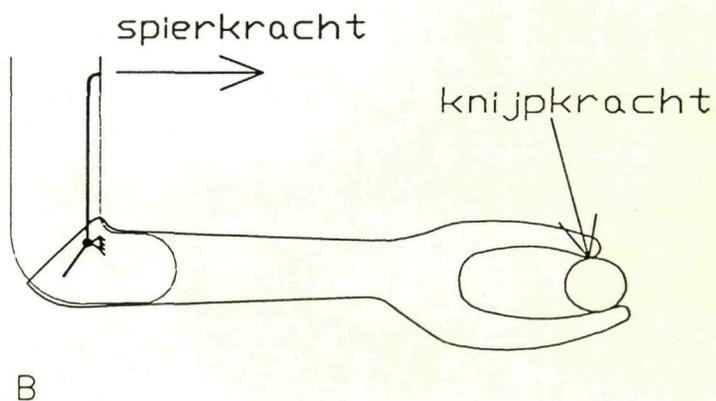
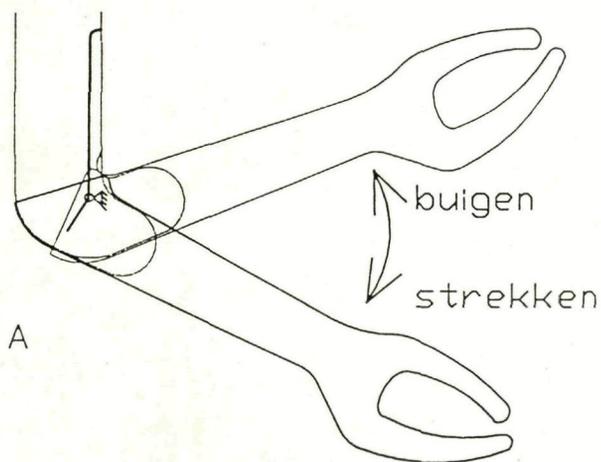
# EEN NIEUWE HAND

Het ontwerp van een actief sluitende handprothese, met adaptieve vingers, die de elleboogbeweging vrijlaat wanneer er met de kunsthand niet geknepen wordt.

Maart 1996

Joris Jaspers

---



# EEN NIEUWE HAND

Het ontwerp van een actief sluitende handprothese,  
met adaptieve vingers, die de elleboogbeweging vrijlaat  
wanneer er met de kunsthand niet geknepen wordt.

Afstudeerverslag  
Joris Jaspers  
Maart 1996

Begeleiders:  
prof. ir. J.C. Cool  
ir. J. Herder  
ir. D. Plettenburg

<i>coll.</i>	<i>—</i>
<i>verslag</i>	<i>7</i>
<i>mondeling</i>	<i>8</i>
<i>ir-waard.</i>	<i>9</i>
<hr/>	
<i>eind</i>	<i>9</i>

studie nr.: 398387  
rapport nr.: a 809  
Technische Universiteit Delft  
Faculteit der Werktuigbouwkunde  
en Maritieme Techniek  
Vakgroep Meet- en Regeltechniek  
Sectie Instrumenten

## VOORWOORD

In het laatste jaar van mijn VWO opleiding stond ik voor de keuze een vervolg opleiding te kiezen. Mijn enthousiasme voor zowel het medische als het technische maakte de keuze er niet makkelijker op. Uiteindelijk heb ik gekozen voor werktuigbouwkunde vanwege zijn vele mogelijkheden en goede toekomst perspectieven, daarmee schijnbaar een toekomst in de medische wereld afsnijdend.

Na een zeer voorspoedige start daalde daarna mijn enthousiasme voor de werktuigbouw door de vele fundamentele vakken en de onmogelijkheid je creativiteit te kunnen uiten in de opleiding.

Toen ik het vak "Ontwerpleer in de medische techniek" van professor J.C. Cool ging volgen kwam mijn voorliefde voor het medische weer boven en besloot ik mijn inmiddels opgedane technische kennis te gebruiken in de boeiende medische techniek.

Zo komt het dat ik mijn afstudeer onderzoek heb uitgevoerd bij WILMER (Werkgroep Instrumenten Laboratorium Meet- En Regeltechniek) verbonden aan de faculteit Werktuigbouwkunde van de Technische Universiteit Delft. Deze vrij kleine groep houdt zich voornamelijk bezig met "De ontwikkeling van nieuwe typen pro- en orthesen voor de bovenste extremiteiten (ledematen), vanaf het allereerste idee tot en met de handelsuitvoering" (Plettenburg 1991).

Bij mijn afstudeeronderzoek is er dan ook sprake van een nieuw idee over de bediening van een handprothese wat uiteindelijk geleid heeft tot een werkend prototype. Bij het ontwerpen van iets nieuws is het zeer belangrijk te onderzoeken wat in beginsel de problemen zijn en daar een oplossing voor te vinden zonder te vervallen in het aanpassen van bestaande dingen door standaard oplossingen toe te voegen. Deze wijze van denken heb ik geleerd van Jan Cool tijdens de vele werkbesprekingen waarin hij steeds weer de door mij bedachte oplossingen aan de kaak stelde of onderuit haalde. Toen was het wel eens vermoeiend maar achteraf ben ik hem daar zeer dankbaar voor, omdat door zijn begeleiding je geleerd wordt echt na te denken over een probleem.

Verder wil ik Dick Plettenburg en Just Herder bedanken voor hun motiverende bijdragen tijdens de vele besprekingen.

John Dukker en Ad van der Geest wil ik bedanken voor het produceren van de vele onderdelen van mijn prototype van soms met potlood geschetste slordige tekeningen. Rob Anders wil ik bedanken voor zijn hulp bij het maken van een demonstratiemodel van een handprothese. Tenslotte wil ik mijn vader Pieter Jaspers, Ruth Anders en nogmaals Just Herder bedanken voor het kritisch lezen en corrigeren van mijn verslag.

Joris Jaspers, Maart 1996

## SAMENVATTING

Actief sluitende handprothesen zijn prothesen waarbij de kunsthand wordt dichtgeknepen door de elleboog aan gehandicapte zijde te buigen. De knijpkracht wordt hierbij door spierkracht (biceps) verzorgd. Bij dit type prothese is de knijpkracht doseerbaar en kan de geleverde knijpkracht indirect gevoeld worden, de bedieningskracht is een maat voor de knijpkracht in de kunsthand.

Belangrijke nadelen van de bestaande actief sluitende prothesen zijn:

- a) De hand staat open, wanneer die niet bekrachtigd wordt, wat niet natuurlijk oogt.
- b) De elleboog kan niet vrij bewogen worden zonder dat de hand daarbij open en dicht gaat.
- c) De benodigde knijpkracht in de hand is onder meer door de starre vingers vrij hoog, wat bij langdurig knijpen vermoeiend kan zijn.

*Is de knijpkracht laag doordat de vingers star zijn?*

Om de eerste twee nadelen op te lossen is er een bijzondere koppeling nodig tussen de elleboog en kunsthand. Nadat er verschillende koppelmogelijkheden onderzocht zijn is er een prototype van een actief sluitende handprothese gemaakt die een oplossing biedt voor de bovengenoemde nadelen. De werking is als volgt.

Wanneer de hand zich in een cosmetisch aantrekkelijke gesloten stand bevindt kan de elleboog vrij gebogen en gestrekt worden zonder dat de duim of vingers van de kunsthand mee bewegen. De kunsthand wordt passief geopend door er met de gezonde hand een voorwerp in te stoppen of door de prothese om een voorwerp te werken. De vingers sluiten daarna vanzelf om het voorwerp heen. Het verdraaien van de vingers heeft de prothese in de actieve stand gebracht. Indien de hand zich niet in de gesloten stand bevindt, is de duim via een trekkabel gekoppeld aan de bedieningshefboom die de beweging van de elleboog volgt. Buigen van de elleboog leidt dan tot buigen van de duim en kracht uitoefenen dus tot knijpen in het voorwerp. De vingers worden tijdens het knijpen vastgezet in het basisgewricht zodat ze niet verder gestrekt kunnen worden. Tijdens het knijpen beweegt alleen de duim iets, deze beweging wordt wrijvingsarm uitgevoerd door middel van een bladveerscharnier. Wrijving wordt zo geminimaliseerd, waardoor een goede terugkoppeling van de knijpkracht bereikt is.

Een goede mogelijkheid om de benodigde knijpkracht in de hand te verlagen is de vingers van de kunsthand adaptief uit te voeren. Dit houdt in dat de vingers net als bij een echte hand zich kunnen vormen rond het vast te pakken voorwerp en zo het voorwerp kunnen ondersteunen waardoor de knijpkracht lager kan zijn. Toevoegen van het middengewricht aan de vingers, maakt de kunsthand al redelijk adaptief. Er is één vinger gemaakt met een middengewricht. De vinger wordt in het middengewricht bekrachtigd, door de elleboog, tijdens de knijpfase. De vinger wordt echter gebogen door een veer, zodat voor buigen van de vinger de elleboog niet gebogen hoeft te worden. Er is een blokkeermechanisme in het middengewricht toegevoegd dat er voor zorgt dat de vinger gestrekt blijft als er niet geknepen wordt en gebogen blijft tijdens de knijpfase. Het opnieuw strekken van de vinger kan bijvoorbeeld gebeuren met de valide hand.

*De bevestiging is het.*

# INHOUDSOPGAVE

VOORWOORD

SAMENVATTING

INLEIDING	1
<b>1. BESTAANDE HANDPROTHESEN</b>	<b>2</b>
1.1 WAAROM EEN PROTHESE?	2
1.2 ONTWERPCRITERIA	3
1.3 VERGELIJKING DE BESTAANDE HANDPROTHESEN	4
1.3.1 De extern bekrachtige prothese	5
1.3.2 De lichaamsbekrachtigde prothese	5
1.3.2.1 Schouderbesturing	6
1.3.2.2 Elleboogbesturing	6
1.4 DE ACTIEF SLUITENDE HANDPROTHESE	7
1.5 DOELSTELLING	8
<b>2. HANDPROTHESE MET KOPPELMECHANISME</b>	<b>9</b>
2.1 ONTWERPCRITERIA	9
2.2 BEDIENINGS MOGELIJKHEDEN VAN DE HANDPROTHESE	10
2.2.1 Het openen van de kunsthand	10
2.2.2 Het sluiten van de kunsthand	11
2.3 KOPPELMOGELIJKHEDEN	11
2.4 KEUZE VAN DE KLEMINRICHTING	13
2.5 ONTWERP VAN EEN PROTOTYPE	14
2.6 RESULTATEN	16
<b>3. ADAPTATIE BIJ ACTIEFSLUITENDE HANDPROTHESE</b>	<b>20</b>
3.1 ADAPTATIE BIJ DE MENSELIJKE HAND	20
3.1.1 Gewrichten	20
3.1.2 Spieren	20
3.1.3 Het centrale zenuwstelsel	21
3.2 MOGELIJKE ADAPTATIE IN EEN ACTIEF SLUITENDE HANDPROTHESE	22
3.3 ONTWERPCRITERIA	23
3.4 BESTURING VAN DE ADAPTIEVE VINGERS	24
3.5 ONTWERP VAN EEN VINGER VAN DE ADAPTIEVE HANDPROTHESE	26
3.6 RESULTATEN	27

<b>4. CONCLUSIES EN AANBEVELINGEN</b>	30
4.1 CONCLUSIE HANDPROTHESE MET KOPPELMECHANISME	30
4.2 CONCLUSIE ADAPTIEVE VINGER	30
4.3 AANBEVELINGEN	31
<b>LITERATUURLIJST</b>	32
<b>BIJLAGEN</b>	B1
1. HET REMBAND BLOKKERMECHANISME	B1
2. METINGEN AAN DE PROTHESE	B8
3. SAMENSTELLING + WERKTEKENINGEN	B10

## INLEIDING

Bij de sectie Instrumenten, vakgroep Meet- en Regeltechniek van de Faculteit der Werktuigbouwkunde aan de TU Delft, in de wereld van de revalidatietechniek beter bekend als "WILMER" (Werkgroep Instrumenten Laboratorium Meet- en Regeltechniek), wordt onder andere gewerkt aan de ontwikkeling van handprothesen.

Het type prothese dat voornamelijk bij de WILMER groep in ontwikkeling is, is de ellebooggestuurde handprothese. Dit is een prothese waarbij de kunsthand wordt geopend of gesloten door de elleboog te strekken of te buigen. Dit type prothese is alleen bruikbaar voor gehandicapten met een functionele elleboog aan de gehandicapte zijde. Een van de problemen bij dit type prothese is de directe koppeling tussen elleboogfunctie en prothesebeweging. Daardoor kan de elleboog niet meer vrij bewogen worden zonder dat de kunsthand mee beweegt. Een ander probleem is dat de vorm van huidige handprothesen erg star is. De hand kan zich niet voldoende aanpassen aan de vorm van een voorwerp zoals echte handen dat wel kunnen. Men noemt dit vermogen van de echte hand adaptatie.

De doelstelling die in dit verslag centraal staat, is een ontwerp te maken voor een ellebooggestuurde handprothese waarvan de beweging losgekoppeld kan worden van die van de elleboog en die beschikt over vingers die zich aan de vorm van een vast te pakken voorwerp kunnen aanpassen.

In het eerste hoofdstuk worden de verschillende typen handprothesen beschreven en met elkaar vergeleken. Daaruit wordt vervolgens een gedetailleerde probleemstelling afgeleid. In het tweede hoofdstuk wordt beschreven wat de mogelijkheden zijn voor een koppelmechanisme tussen elleboog- en kunsthandbeweging en wordt een prothese met dat koppelmechanisme ontworpen. In hoofdstuk drie wordt beschreven hoe adaptiviteit van de vingers van een kunsthand gerealiseerd kan worden. Hoofdstuk vier tenslotte bevat conclusies en aanbevelingen.

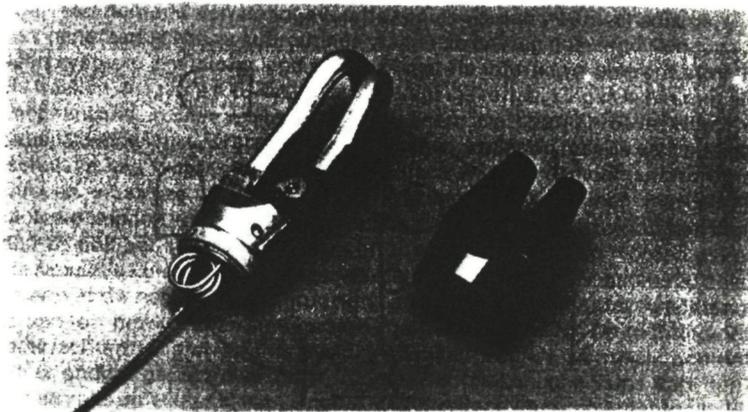
# 1. BESTAANDE HANDPROTHESEN

In dit hoofdstuk wordt beschreven waarom handprothesen door gehandicapten worden gedragen, en welke eisen zij stellen aan hun prothese. Verder wordt beschreven welke type handprothesen er bestaan met hun voor- en nadelen, zodat daaruit een doelstelling kan worden afgeleid wat betreft een nieuw te ontwerpen prothese.

## 1.1 WAAROM EEN PROTHESE?

Wanneer door een ongeval of door een aangeboren afwijking iemand een hand moet missen blijkt dat de gehandicapte zeer veel bezigheden kan uitvoeren met één hand. Voorbeelden zijn het schrijven met de niet dominante hand, of het strikken van een schoenveter. Er zijn zelfs pianostukken geschreven voor maar één hand. Voor die activiteiten die niet of zeer lastig met één hand zijn uit te voeren, gebruikt de gehandicapte een ander lichaamsdeel of de stomp als hulp. Bij het schrijven kan papier geklemd worden tussen de stomp en de tafel, bij het openen van een fles kan die tussen romp en stomp of tussen de benen gehouden worden [Cool, 1986].

Het gebruik van een prothese als tweede hand biedt afhankelijk van het gebruikte type al meer mogelijkheden. Met een eenvoudige tweevingerige haakprothese, zoals al honderden jaren gebruikt wordt, kan men behalve klemmen ook tillen en trekken. Zo'n prothese geeft ook meer reikwijdte dan de stomp die altijd een stuk korter is dan een complete arm. In situaties waarbij lichamelijk werk moet worden verricht, of bij kinderen die met een haak vaak veel beter overweg kunnen, geeft men daaraan de voorkeur boven een kunsthand. (zie fig.1)



Figuur 1. De WILMER esthetische haakprothese voor kinderen, type 09-092. [Walta, 1989].

Een starre handprothese, een zogenaamde sierhand, is functioneel minder goed dan een haak maar ziet er, mits goed gemaakt, hetzelfde uit als een echte hand, met vijf vingers en een kunsthand met nagels en aderstructuur.

Dit cosmetische aspect is voor de meeste gehandicapten de belangrijkste motivatie voor het dragen van een prothese [Cool, 1991]. Het wordt als storend ervaren als men vanwege het ontbreken van een hand steeds opvalt en wordt geconfronteerd met nieuwsgierige blikken of opmerkingen.

Ook kan de handprothese beweegbaar worden uitgevoerd. Met een verdraaibare duim en/of vingers kan de hand geopend en gesloten worden en krijgt zo een grijpfunctie. Voorwerpen kunnen nu ook in de prothese geklemd worden, waardoor de bruikbaarheid toeneemt. Behalve de functionele en cosmetische aspecten zijn voor het dragen van de prothese ook enkele paar medische redenen te noemen. Wanneer de prothese niet gedragen wordt, dan zal het lichaam moeten werken met armen van ongelijke lengte, wat kan leiden tot een afwijkende lichaamshouding. Op den duur kan dit nek- en rugklachten tot gevolg hebben en bij kinderen mogelijk tot vergroeiing van de wervelkolom leiden. Bij kinderen kan het opgroeien met maar één arm tevens leiden tot achterstand in de geestelijke ontwikkeling [Pistecky, 1983]. Daarom is het belangrijk het dragen van prothese te stimuleren.

## 1.2 ONTWERPCRITERIA

Om de acceptatie van een prothese te verhogen is het belangrijk te begrijpen wat de problemen zijn met de huidige typen. Om deze problemen te onderkennen is het van belang een aantal criteria op te stellen waaraan een nieuwe prothese moet voldoen.

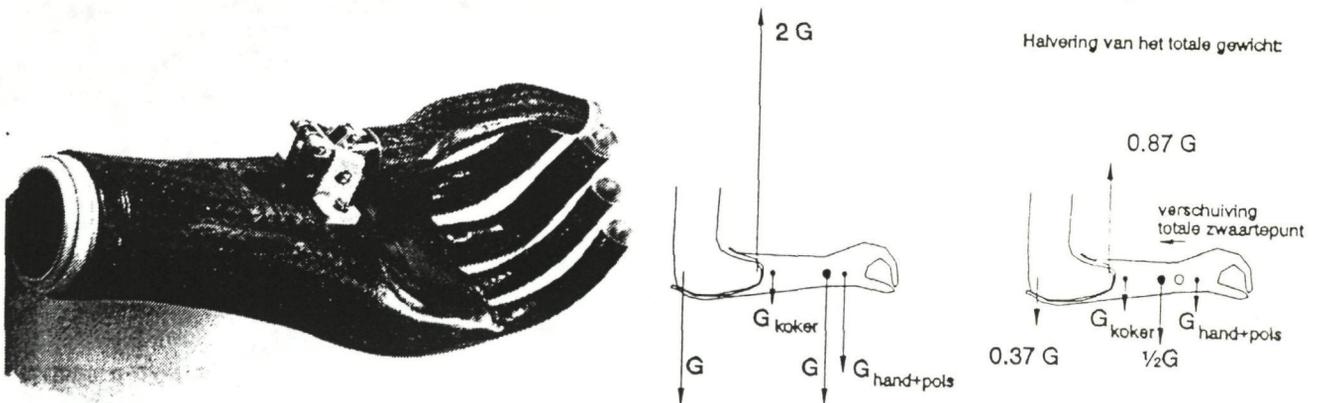
De criteria voor het ontwerpen van een prothese, worden afgeleid van de eisen die de gebruiker er aan stelt [Cool, 1991]. Aan de hand van deze criteria kunnen ook verbeteringen aan bestaande prothese worden doorgevoerd.

### A. KOSMETIEK

Een mooi uiterlijk is vaak de belangrijkste voorwaarde die de gehandicapte aan zijn kunsthand stelt. Als de prothese mooi oogt wordt hij eerder geaccepteerd. De buitenkant van de prothese bestaat meestal uit een cosmetische handschoen (PVC met weekmakers) die redelijk lijkt op een echte hand. Verder is het van belang dat het openen en sluiten van de kunsthand op een natuurlijk ogende manier plaatsvindt, zonder rare uitstekende delen, plooivorming of bijkomend geluid.

### B. DRAAGCOMFORT

Een prothese moet vooral licht zijn zodat de reactiekrachten op de stomp laag kunnen blijven (zie fig.2), dit maakt langdurig dragen van de prothese mogelijk.

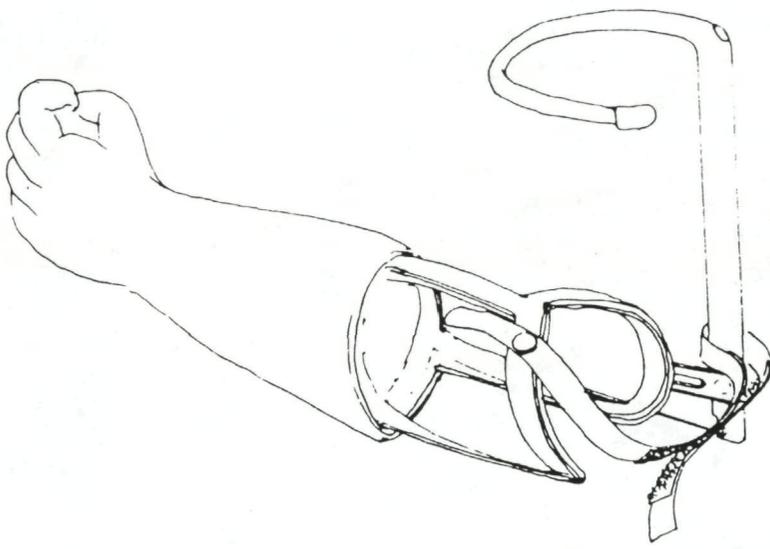


**Figuur 2.** A: Een laag gewicht draagt bij aan een beter draagcomfort. Door de reductie van het gewicht van de handprothese komt tevens het zwaartepunt van de totale prothese dicht bij de elleboog te liggen.

B: De WILMER lichtgewicht handprothese zonder cosmetische handschoen. [Sol, 1990].

Belangrijk voor het draagcomfort is de vorm van de fitting; het contactoppervlak tussen de prothese en de stomp. Om transpiratievocht van de arm goed te kunnen afvoeren moet de fitting zo zijn uitgevoerd dat de contactoppervlakken niet te groot zijn (zie fig.3). Het contactoppervlak mag echter ook niet te klein worden uitgevoerd, daar anders de druk op de huid te groot wordt. Verder moet het contactoppervlak zo zijn geplaatst, dat de krachten tussen de stomp en de prothese zo goed mogelijk worden doorgeleid. Omdat de huid daar slecht tegen kan dient die zo min mogelijk op afschuiven belast te worden [Danz, 1985]. De huid op druk belasten is daarentegen minder bezwaarlijk.

De prothese zo uitvoeren dat een goede beweeglijkheid van de arm mogelijk blijft, draagt ook bij tot het draagcomfort.



*Figuur 3. Handprothese met open fitting [Thomassen, 1990].*

### **C. BEDIENINGSGEMAK**

Een prothese moet zo zijn gemaakt, dat het bedienen ervan niet te zwaar verloopt en er maar weinig energie verloren gaat aan interne wrijving of het vervormen van de cosmetisch handschoen [Herder, 1992].

De bediening gaat ook makkelijker wanneer de besturing fysiologisch juist is. Dit houdt in dat het leveren van spierkracht leidt tot knijpen (bekrachten) van de kunsthand, waardoor de bediening als logisch ervaren wordt. Een goede terugmelding naar het lichaam van knijpkracht en stand van de hand leidt ook tot een betere bediening. Tenslotte komt een snelle werking van de hand het bedieningsgemak ten goede, een hand die zeer langzaam opent of sluit wordt als onacceptabel ervaren.

### **D. FUNCTIONALITEIT**

Wat moet de handprothese allemaal kunnen, moet hij hard kunnen knijpen of moet hij juist veel verschillende voorwerpen vast kunnen pakken? Een handprothese die dezelfde mogelijkheden heeft als een echte hand is een utopie. Voor het aansturen en bewegen van de eigen hand heeft men namelijk een scala aan spieren, zenuwbanen en sensoren tot zijn beschikking die een gehandicapte noodgedwongen moet missen. Voor de bediening van een handprothese zijn weinig stuursignalen en terugkoppel mogelijkheden beschikbaar [Munneke, 1994]. Twee graden van vrijheid is dan ook maximaal haalbaar bij het ontwerpen van een handprothese.

Zoals hiervoor is beschreven staat de functionaliteit van de handprothese in de ogen van de gebruiker veelal op de laatste plaats. Ontwerpers zijn echter vooral geneigd naar die functionaliteit van een ontwerp te kijken en dáár verbeteringen aan te brengen. Als aan de eerste drie criteria niet voldaan is, zal de gehandicapte de verder goed functionerende prothese niet gebruiken. Het blijkt dat 25 tot 40% van de verstrekte handprothesen in het geheel niet gedragen wordt [Wilson, 1985].

Samenvattend: "Een lelijke prothese wil de patiënt niet eens aanpassen, een prothese die knelt, schuurt, schuift of wringt wordt niet gedragen, en een prothese die slechts moeizaam en onhandig te bedienen is wordt niet gebruikt." [Cool, 1991].

## **1.3 VERGELIJKING TUSSEN DE BESTAANDE HANDPROTHESSEN**

In deze paragraaf worden de bestaande prothesetypen met elkaar vergeleken en getoetst aan de hiervoor beschreven criteria.

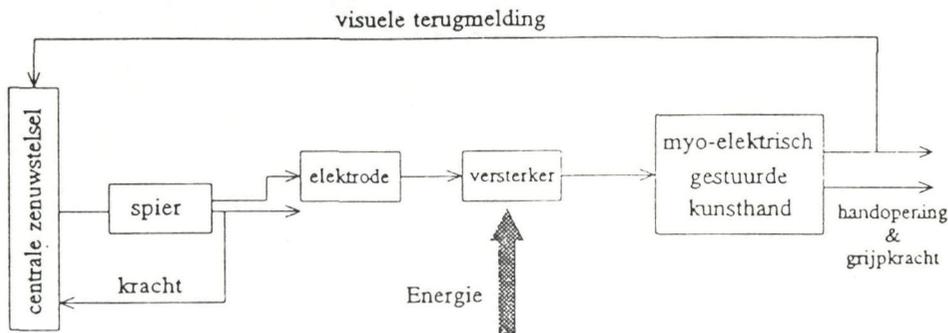
Een belangrijk verschil bestaat in de manier waarop de prothese bestuurd en/of bekrachtigd wordt. Er zijn twee types te onderscheiden: extern bekrachtigde prothese versus lichaamsbekrachtigde prothese.

### 1.3.1 De extern bekrachtige prothese

Bij een extern bekrachtigde prothese wordt de knijpkracht geleverd door een elektrische of pneumatische aandrijving. Het stuursignaal voor die aandrijving is een elektrische spierpotentialiaal van nog actieve spiergroepen in de stomp, die met behulp van op de huid geplaatste elektroden wordt gemeten. Het spierpotentialiaal is daarmee dus het signaal om de aandrijving in te schakelen.

Een voordeel van deze prothese is, dat voor het bekrachtigen ervan geen spierkracht nodig is, zodat de fysieke belasting laag kan blijven; een voorwerp kan langdurig vastgepakt worden. Vooral bij kinderen of meervoudig gehandicapten is dit een uitkomst, omdat het hen vaak aan voldoende spierkracht ontbreekt.

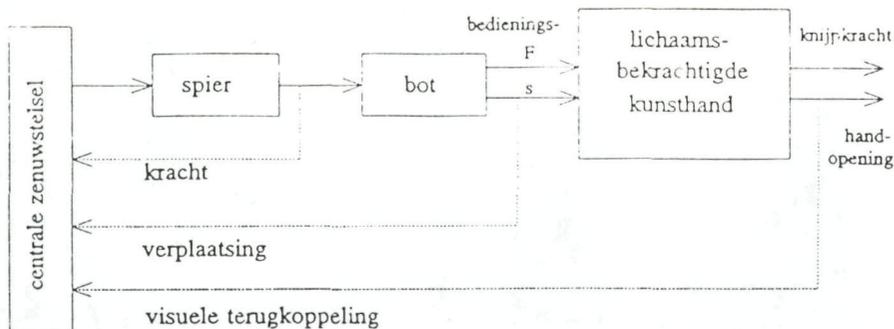
Een nadeel van de extern bekrachtigde prothese is dat ze afhankelijk zijn van een aparte energiebron, een accu of een gasfles die altijd leeg is als het niet uitkomt. Verder zijn vooral elektrische aandrijvingen nogal zwaar. Een ander nadeel is de beperkte terugkoppeling van beweging en knijpkracht van de prothese naar de gebruiker. Men kan niet voelen hoe hard er geknepen wordt, er is alleen visuele terugkoppeling van de handopening (zie fig. 4). De gehandicapte kan bijvoorbeeld alleen zien in hoeverre de elektrische hand een plastic bekertje fijn knijpt.



Figuur 4. Blokschema van de terugkoppeling in een extern bekrachtigde prothese [Vriesman, 1993].

### 1.3.2 De lichaamsbekrachtigde prothese

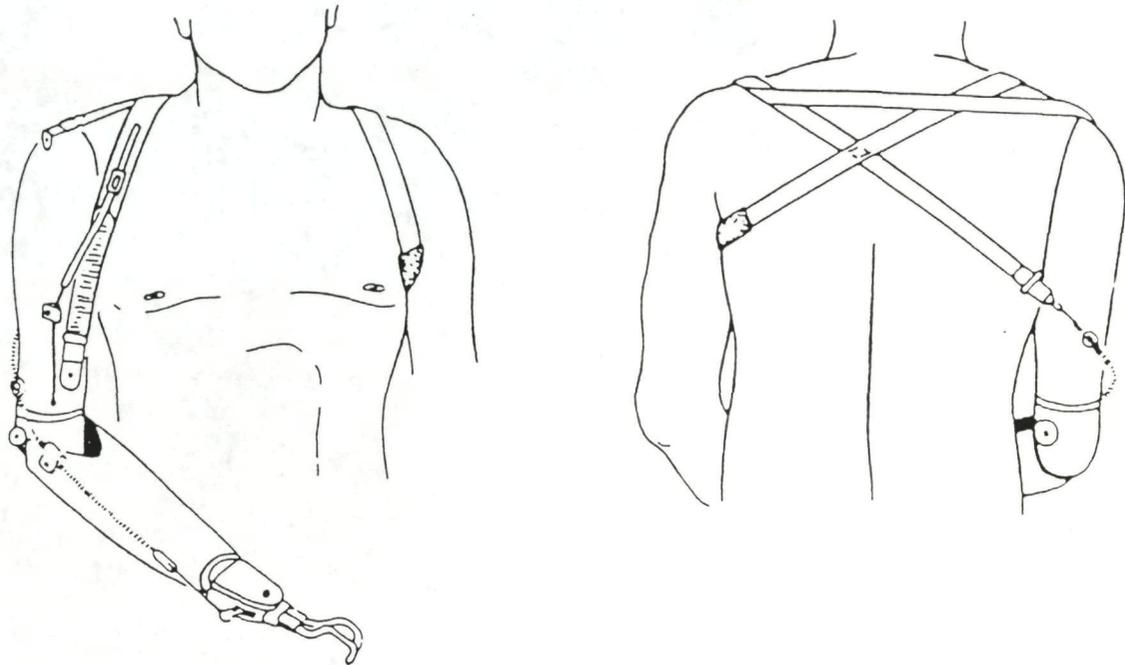
Lichaamsbekrachtigde handprothesen hebben geen externe aandrijving nodig waardoor ze veelal lichter en eenvoudiger uit te voeren zijn. De bediening vindt plaats door de spieren rond het schouder- of ellebooggewricht. De positie van het schouder- of ellebooggewricht is gekoppeld aan de mate van opening van de kunsthand. De mate waarin die spieren kracht leveren is gekoppeld aan de knijpkracht in de handprothese. Spierkracht kan leiden tot het actief dichtknijpen van de hand (de actiefsluitende handprothese), of het verminderen van de knijpkracht van de hand (de veersluitende handprothese). Zodoende vindt er terugkoppeling plaats over die geleverde knijpkracht. De gehandicapte "voelt" nu hoe hard hij knijpt (zie fig. 5).



Figuur 5. Blokschema van de terugkoppeling in een lichaamsbekrachtigde prothese [Vriesman, 1993].

### 1.3.2.1 Schouderbesturing

Bij schouderbesturing wordt de prothese bediend door bewegingen van het schoudergewricht. De gehandicapte draagt daartoe een bandage om zijn schouders waaraan een trekkabel zit die met de prothese is verbonden. (zie fig.6).

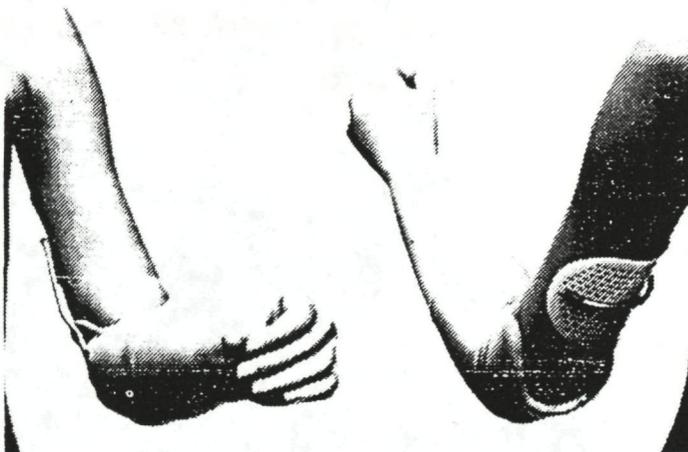


*Figuur 6. Schouderbestuurde prothese met ophang en bedieningsbandage.*

Deze bandage wordt door de gehandicapte vaak als hinderlijk ervaren aangezien die vaak strak tegen de huid zit en lastig is aan en uit te doen. Dit komt het draagcomfort niet ten goede. Door de wrijving tussen de trekkabel en zijn geleiding gaat veel bedieningsenergie verloren, wat de bruikbaarheid van de prothese verlaagd en tevens de terugkoppeling van de knijpkracht vermindert.

### 1.3.2.2 Elleboogbesturing

Elleboogbestuurde handprothesen hebben geen schouderbandage nodig. De prothese wordt hierbij bediend door buiging en/of strekking van de elleboog (zie figuur 7).



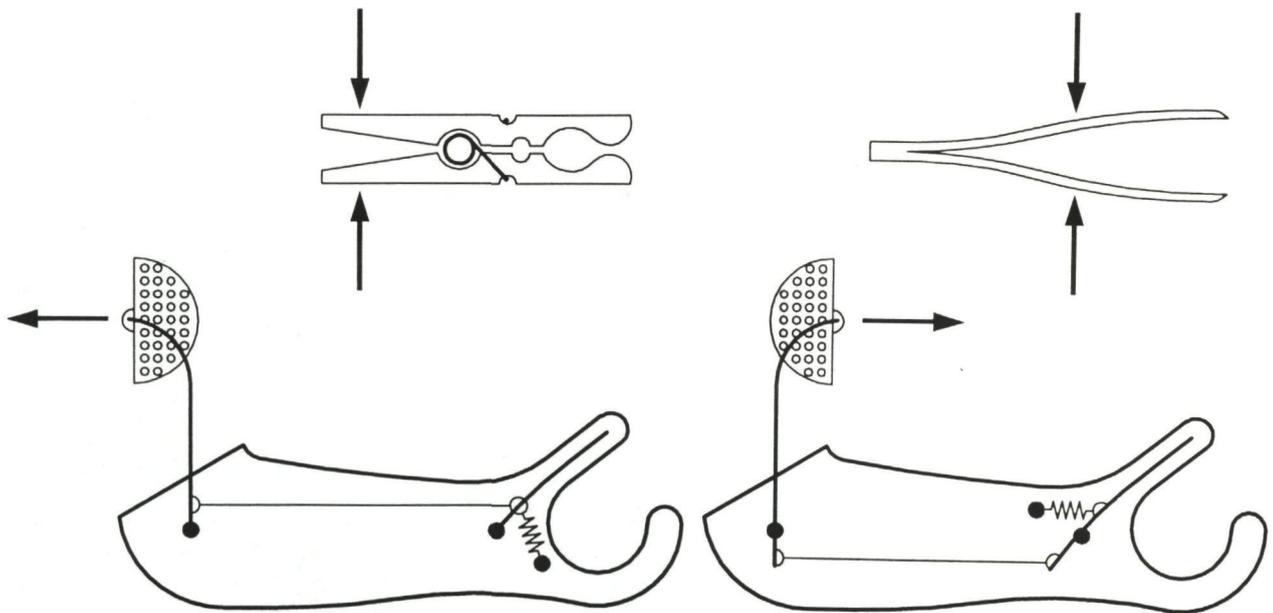
*Figuur 7. WILMER ellebooggestuurde veersluitende handprothese.*

De stand van de elleboog is nu gekoppeld aan de mate van opening van de kunsthand. Deze prothesen zijn veel compacter en makkelijker aan of af te doen dan schouderbediende handprothesen. De elleboogbediende prothese kan veersluitend of actiefsluitend zijn. Bij de eerst genoemde, opent de prothese zich bij elleboogstrekking en zorgt een veer voor sluiten en het dichtknijpen van de hand (zie fig.8A). De bediening van een veersluitende hand is te vergelijken met die van een wasknijper, waarbij een veer de knijpkracht op het wasgoed levert en de knijper geopend wordt door zelf kracht toe te voegen.

De ellebooggestuurde prothese heeft een goede terugkoppeling wat betreft de handopening. Elke opening van de kunsthand is direct gekoppeld aan een daarbij horende hoek van de elleboog. Bij veersluitende handprothesen is de terugkoppeling over de knijpkracht echter niet ideaal omdat een veer de knijpkracht levert. De gehandicapte kan alleen indirect de knijpkracht beïnvloeden door met de elleboog de hand meer of minder te bekrachtigen tegen de veerkracht in.

#### 1.4 DE ACTIEF SLUITENDE HANDPROTHESE

Om de nadelen van de veersluitende handprothese op te heffen is er bij WILMER een ander type handprothese in ontwikkeling; de actiefsluitende kunsthand [Thomassen, 1991]. Bij deze prothese wordt de kunsthand gesloten en bekrachtigd door de elleboog te buigen (zie fig.8B). de bediening van een actief sluitende handprothese is te vergelijken met die van een pincet waarbij de kracht tussen de bekjes actief geleverd moet worden.



*Figuur 8. A: Veersluitend handprothese, vergelijkbaar met een wasknijper. B: Actief sluitende handprothese vergelijkbaar met een pincet [Herder, 1994].*

Is de kunsthand eenmaal om bijvoorbeeld een voorwerp gesloten, dan zal de kracht die de gehandicapte met zijn biceps uitoefent ertoe leiden dat in het voorwerp wordt geknepen. Hoe meer kracht er wordt geleverd door de biceps, hoe steviger de kunsthand sluit. De knijpkracht wordt hierbij op twee manieren direct naar het lichaam teruggekoppeld. Enerzijds omdat wij kunnen voelen in welke mate onze spieren kracht leveren of samentrekken, anderzijds doordat de hefboom met bicepschaaltje tijdens het knijpen tegen de huid van de bovenarm drukt, wat gevoeld kan worden. Hoe harder er geknepen wordt, hoe groter de druk van het schaalteje tegen de huid.

Behalve voordelen heeft de elleboogbediende actiefsluitende handprothese nog enkele onvolkomenheden. Wanneer er geen kracht wordt uitgeoefend met de biceps bevindt de kunsthand zich in een geopende stand, wat cosmetisch als onaantrekkelijk wordt ervaren. De handbeweging is direct gekoppeld aan de elleboogbeweging, dit houdt in dat de onafhankelijke elleboogbuiging of -strekking is opgeofferd aan de beweging van de hand.

Nu blijkt dat maar bij 20% van de activiteiten die met handprothesen worden uitgevoerd, gebruik wordt gemaakt van de knijpfunctie [v. Lunteren, 1992]. In de andere gevallen wordt de prothese op een andere wijze gebruikt, zoals bijvoorbeeld steunen of iets klemmen tussen kunsthand en borst. Bij deze activiteiten staat de elleboog echter wel in een vaste stand, terwijl een vrije elleboogfunctie bij dit soort activiteiten wel gewenst is.

Een ander nadeel van een actief sluitende handprothese, in tegenstelling tot veersluitende handprothesen, is dat gedurende de tijd dat er iets vastgeknepen wordt de gehandicapte zijn biceps moet aanspannen. Vooral voor langere tijd kan dat een behoorlijke inspanning betekenen. Temeer daar de knijpkracht die een handprothese moet leveren om een voorwerp vast te houden, meestal veel groter is dan de kracht die een gezonde hand daarvoor moet leveren. De reden hiervoor is, dat een handprothese de meeste voorwerpen puur op wrijving vastknijpt, waarbij de wrijvingscoëfficiënt van de kunsthand een factor vier lager ligt dan die van de huid van echte handen. De duim en de vingers moeten dus met veel kracht tegen het voorwerp gedrukt worden opdat dit er niet tussen uit glijdt. De kunsthand kan alleen op deze manier knijpen omdat de vingers star met de hand verbonden zijn en alleen de duim kan bewegen. Hierdoor kunnen veel voorwerpen alleen tussen de toppen van duim en vingers vastgepakt worden. De vingers van echte handen zijn echter adaptief, wat wil zeggen dat ze zich kunnen aanpassen aan de vorm van het vast te knijpen voorwerp. De vingers vouwen zich als het ware rond het voorwerp, zodat dat omsloten en ondersteund wordt, en dus minder knijpkracht kost.

## 1.5 DOELSTELLING

Het eerste doel van mijn onderzoek is een koppeling te ontwerpen die de elleboogfunctie vrij laat wanneer de handprothese niet wordt gebruikt om iets vast te pakken. Daarnaast moet de buigfunctie van de elleboog wel aan de knijpfunctie van de kunsthand worden gekoppeld als er iets vastgepakt moet worden. Het tweede doel van mijn onderzoek is de mogelijkheid te bekijken om bij actief sluitende handprothesen adaptiviteit toe te voegen om zo in veel gevallen de benodigde knijpkracht te verlagen.

## 2. HANDPROTHESE MET KOPPELMECHANISME

In dit hoofdstuk wordt de ontwikkeling beschreven van een actief sluitende handprothese (de AS-hand) met een koppelmechanisme tussen de elleboogfunctie en de knijpfunctie van de kunsthand. De voor- en nadelen van de bestaande AS-hand zijn in paragraaf 1.4 van het vorige hoofdstuk beschreven.

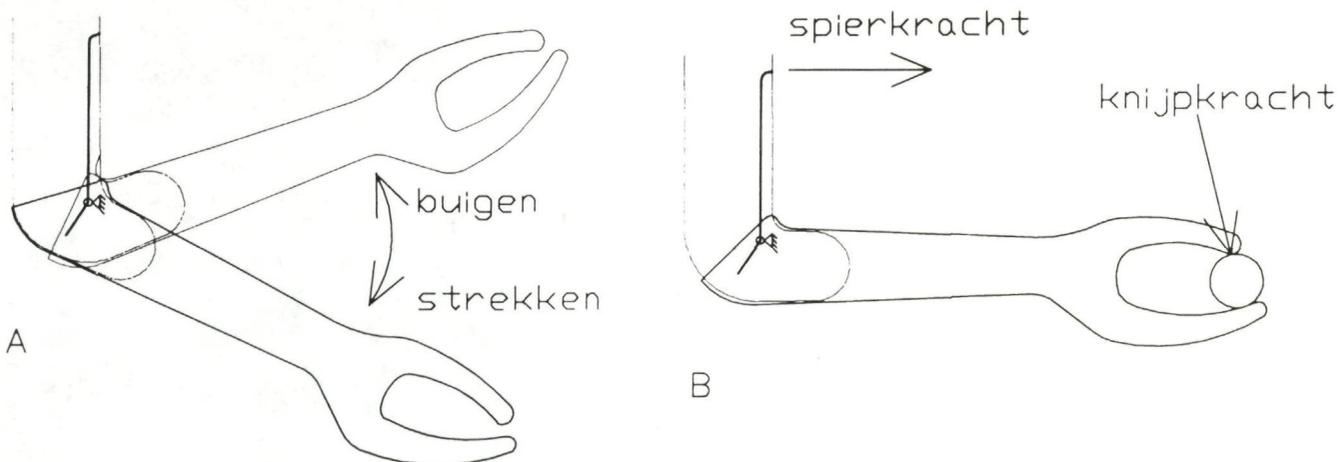
De voordelen, het leveren van de doseerbare knijpkracht in kunsthand door de spierkracht van de biceps en de terugkoppeling van de knijpkracht naar het lichaam, dienen niet te worden aangetast. De nadelen, open hand in rust en vaste koppeling tussen handopening en ellebooghoek, waardoor vrije elleboogbeweging niet meer mogelijk is, dienen te worden opgelost.

### 2.1 ONTWERPCRITERIA

Het programma van eisen volgt feitelijk direct uit de voor- en nadelen van de bestaande AS-hand.

-In rust, wanneer de hand dus niet gebruikt wordt om mee te knijpen, moet de hand in een cosmetisch neutrale stand staan, met de vingers slechts licht gebogen en de hand redelijk gesloten. Dus zoals een echte hand oogt wanneer die niet gebruikt wordt (zie fig.9A).

-De elleboog moet in die situatie waarbij geen grijpfunctie van de hand wordt verlangd vrij bewegen kunnen worden zonder dat de vingers van de hand mee bewegen (zie fig.9A).



*Figuur 9. A: De kunsthand bevindt zich in gesloten ruststand en elleboogbeweging is vrij.*

*B: Een voorwerp is in de hand genomen en het actief buigen van de elleboog leidt tot knijpkracht in de kunsthand.*

-De hand moet in staat zijn voorwerpen van verschillende afmetingen vast te pakken. Uiteraard dienen hierbij reële grenzen te worden gehanteerd. Van een kunsthand hoeft niet te worden verlangd dat er een volleybal of een speld mee kan worden opgepakt (zie fig.9B).

waarom niet?

-Een voorwerp moet vastgepakt kunnen worden in elke gewenste ellebooghoek onafhankelijk van de grote van dat voorwerp.

-Mede gezien de voorgaande eis mag bij het vastknijpen van het voorwerp slechts een geringe buiging van de elleboog nodig zijn om voldoende knijpkracht te ontwikkelen. Omdat de ellebooghoek waarbij een voorwerp wordt vastgepakt door de gebruiker zelf gekozen wordt, is het ongewenst dat de elleboog gebogen zou moeten worden om de hand te sluiten om het voorwerp heen, voordat er daadwerkelijk geknepen wordt (zie fig.9B).

-Het knijpen in de hand kan slechts plaatsvinden met maar één graad van vrijheid omdat er maar één stuursignaal, de spierkracht van de biceps, aanwezig is.

Dat is met hetzelfde!

Bij indirect bijpen wordt het voorwerp  
van de valide hand in de - op andere wijze,  
pende kunthand gebracht.

Het openen van de hand van het  
voorwerp zelf is het nieuwe van  
deze opbouw

-de bewegende delen van de prothese moeten tijdens het knijpen, wanneer de door te leiden krachten in de prothese groot kunnen zijn, wrijvingsarm worden uitgevoerd. Er mag niet te veel kracht verloren gaan aan interne wrijving omdat anders een groot deel van de terugkoppelinformatie over de geleverde knijpkracht verloren gaat [Herder, 1995].

-Tenslotte dient de hand licht mooi en sterk te zijn, eenvoudig te bedienen, zijn werk zonder bijkomende geluiden uit te voeren en onderhoudsarm en onderhoudsvriendelijk te zijn.

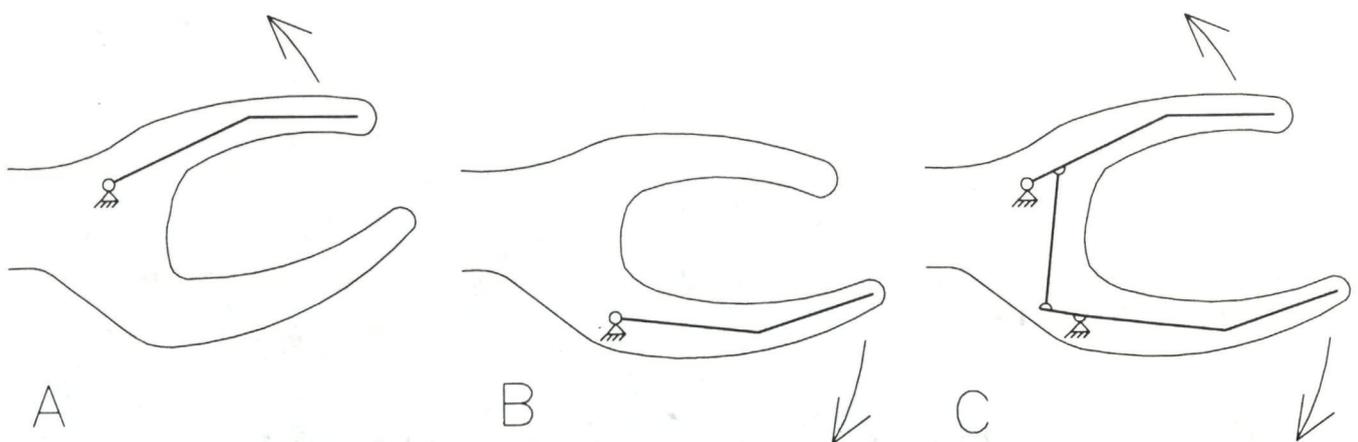
## 2.2 BEDIENINGSMOGELIJKHEDEN VAN DE HANDPROTHESE

Doordat de elleboogbeweging vrij is wanneer de kunsthand zich in gesloten toestand bevindt kan die niet meer actief geopend worden door de elleboog te strekken. Voor het openen van de hand zal een andere oplossing gevonden moeten worden.

### 2.2.1. Het openen van de kunsthand

Men zou de koppeling tussen handopening en ellebooghoek kunnen realiseren door met de valide hand of de omgeving een palletje of iets dergelijks over te halen waarna deze geopend kan worden door elleboogstrekking. Het nadeel hiervan is, dat de hand dan niet geopend kan worden als bij het koppelen de elleboog al gestrekt is en dus niet verder gestrekt kan worden. Deze mogelijkheid vervalt.

Een goed alternatief is de kunsthand te openen met de valide hand en/of het vast te grijpen voorwerp.  Deze indirecte wijze van grijpen is gebruikelijk bij dragers van ellebooggestuurde handprothesen [v.Lunteren, 1992]. In het merendeel van de gevallen wordt het vast te grijpen voorwerp door de valide hand aangereikt. het direct iets pakken met de prothese is namelijk erg lastig. Het openen van de kunsthand door de valide hand wordt nader onderzocht.



*Figuur 10. Drie mogelijkheden voor het openen van de handprothese; A: door de duim te verdraaien, B door de vingers te verdraaien en C: combinatie waarbij de duim mee draait indien de vingers verdraait worden om zo een grotere handopening te verkrijgen.*

Indertdus.

Rek in een alternative oplossing  
voor het WFN-mechanisme



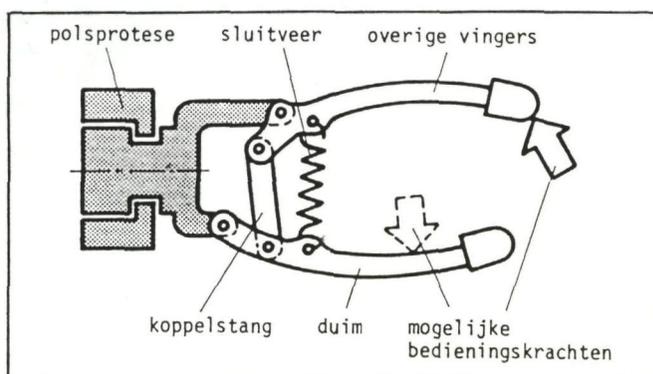
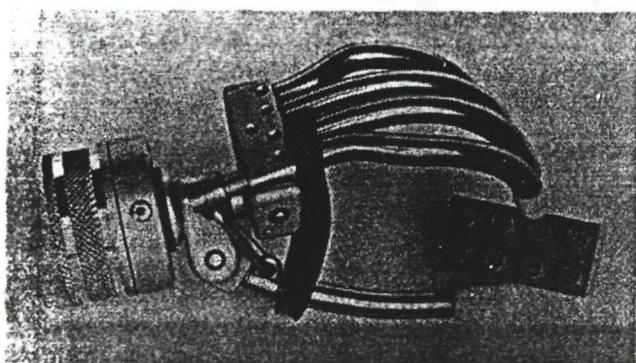
①

Men kan de kunsthand op drie manieren openen. (zie ook fig.10)

1: Door de duim te verdraaien, zoals bij veel bestaande prothese gebeurt. Dit is mogelijk maar lijkt erg lastig omdat dan met de valide hand met daarin het voorwerp eerst de duim moet worden opengetrokken, waarna het voorwerp in de kunsthand geplaatst moet worden. Dit zijn handelingen in tegenovergestelde richtingen.

2: Door vingers te verdraaien met de valide hand. Dit is handiger dan het verdraaien van de duim door het grotere oppervlak van de vingers samen. Nu kan de kunsthand opgeduwd worden door de valide hand, zodat het voorwerp zich veel beter laat plaatsen in de kunsthand.

3: Men kan ook beide mogelijkheden combineren. Door de duim en vingerbeweging aan elkaar te koppelen en dus beide te verdraaien kan een grotere handopening bereikt worden. Een voorbeeld van een prothese met deze bedieningswijze is de WILMER kinderhandprothese type pink 2 (zie fig.11).



Figuur 11. De WILMER kinderhand prothese type pink 2. Bij deze veersluitende handprothese is de beweging van de duim gekoppeld aan die van de vingers.

### 2.2.2. Het sluiten van de kunsthand

Bij het sluiten van de hand kan men twee fase onderscheiden:

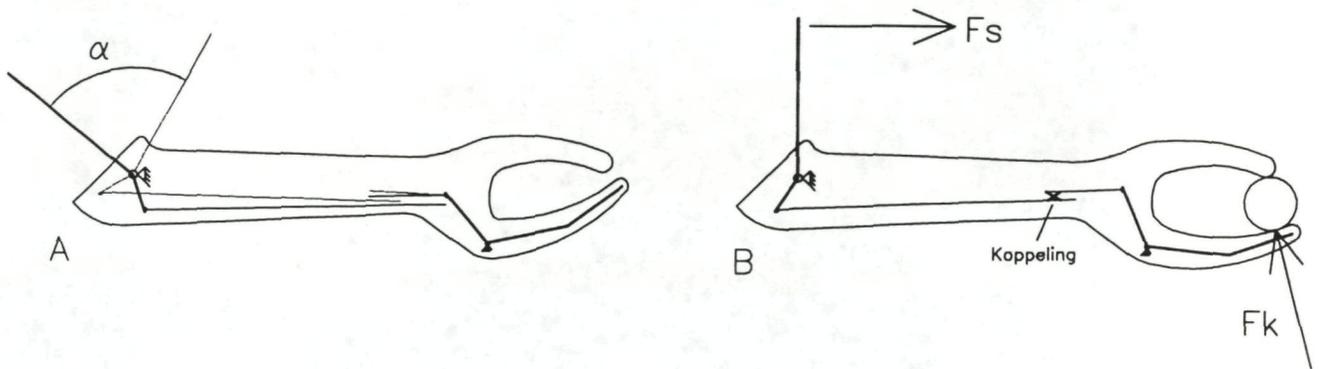
1. De grijpfase. Door een lichte veer of de werking van de cosmetische handschoen sluit de kunsthand altijd vanzelf om het vast te knijpen voorwerp heen, of keert terug in de cosmetisch gesloten stand. Er is hiervoor dus geen actie vanuit de elleboog nodig.

2. De knijpfase. Door met de biceps kracht uit te oefenen ontstaat er knijpkracht in de hand die op het voorwerp wordt overgedragen.

Op deze wijze zijn de knijp- en de grijpfase losgekoppeld. De relatief grote verdraaiing van de vingers tijdens de grijpfase, waarvoor maar weinig kracht nodig is, hoeft nu niet door de elleboog gestuurd te worden. Hierna, in de knijpfase, hoeft de elleboog in principe niet meer te verdraaien. Wordt nu een elleboogmoment gerealiseerd, dan leidt dat tot het opwekken van knijpkracht in de hand. Er is dus geen bedieningsslag vanuit de elleboog nodig, tenzij het voorwerp (of het prothesemechanisme een lage stijfheid heeft.

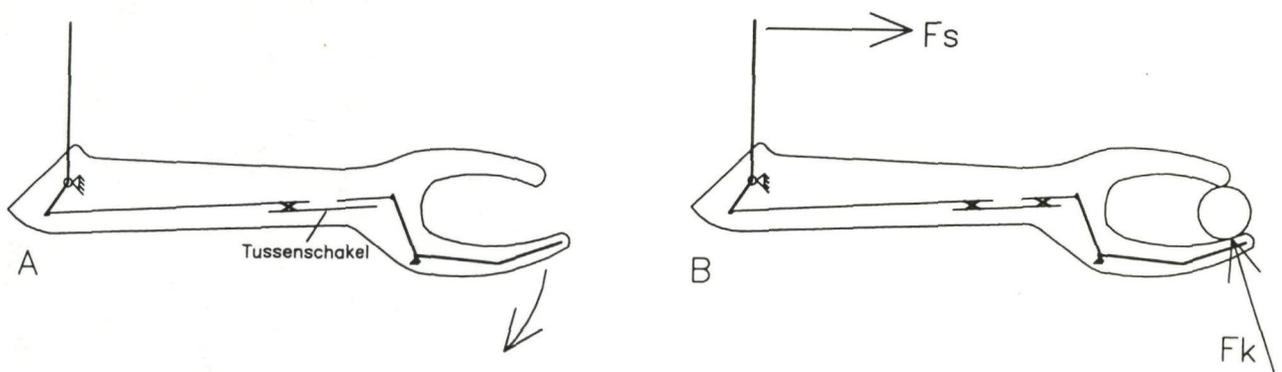
### 2.3 KOPPELMOGELIJKHEDEN

Hoe maakt men nu een verbinding tussen de buigfunctie van de elleboog en de knijpfunctie van de hand? De verbinding mag pas ontstaan nadat een voorwerp in de hand is geplaatst. De verbinding kan tot stand worden gebracht door passieve verdraaiing van de vingers of de duim. Dit kan dus een schakelstap zijn om voor de koppeling tussen elleboogbeweging en handopening te zorgen. Er is dan geen aparte schakelaar nodig. Met andere woorden, er moet een verbinding gemaakt worden tussen de hefboom met het bicepsschaaltje, die de verdraaiing van de elleboog volgt en de bewegende vingers en/of duim van de kunsthand (zie fig.12).



*Figuur 12. A: De hefboom die de elleboog verdraaiing volgt kan vrij roteren in de passieve toestand. B: De hand is geopend, nu moet spierkracht op de hefboom  $F_s$  leiden tot knijpkracht  $F_k$ . Om deze kracht door te leiden is er een koppeling nodig.*

Dit moet echter bij voorkeur geen directe koppeling zijn want dan kan na een initiële verdraaiing van de vingers de hand alleen geopend worden door een verdere strekking van de elleboog wat onmogelijk is wanneer men de hand wil openen bij een al gestrekte arm. Om dit op te lossen zou men de koppeling kunnen laten plaatsvinden via een tussenschakel. (zie fig.13).



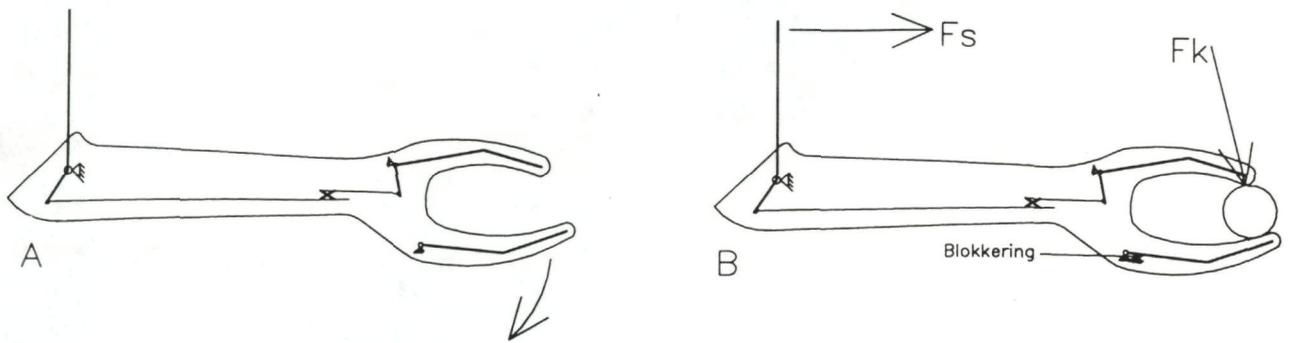
*Figuur 13. A: Er ontstaat een koppeling tussen de hefboom en de tussenschakel wanneer de hand geopend wordt. De hand kan nu wel verder geopend worden. B: Tijdens knijpen ontstaat ook een koppeling tussen hand en tussenschakel.*

Bij verdraaien van de vingers wordt de hefboom bij de elleboog gekoppeld aan die tussenschakel, waarbij echter nog geen verbinding ontstaat tussen die tussenschakel en de vingers en/of duim van de kunsthand. De hand kan zodoende gewoon verder geopend worden en zich vervolgens sluiten om het voorwerp heen. Wordt daarna de elleboog gebogen dan wordt de tussenschakel mee bewogen waarbij een verbinding gerealiseerd wordt tussen de knijpfunctie van de hand en die tussenschakel, zodat de kunsthand kan worden dichtgeknepen. Er zijn in dat geval dus twee koppelingen nodig, één van elleboog naar tussenschakel en één van tussenschakel naar vingers en/of duim die beide de knijpkracht moeten doorleiden en dus wrijvingsarm moeten kunnen bewegen.

Een alternatief is het openen van de hand en grijpen van het voorwerp te laten plaatsvinden door het verdraaien van de vingers, en het knijpen in het voorwerp door de duim te laten uitvoeren (zie fig.14). Er kan dan wel een directe koppeling worden gemaakt tussen elleboog en duimfunctie op het moment dat de vingers worden verdraaid. De duim vervult in de grijpfase toch geen rol. Tijdens de knijpfase moeten de vingers dan wel in strekrichting worden geblokkeerd omdat ze anders geen reactiekracht kunnen opnemen tijdens het knijpen zonder eerst volledig te strekken.



Den niet-beweefbare Draad is toch een  
keetje een makere oplossing.



**Figuur 14.** A: De hand wordt geopend door de vingers te strekken. Er ontstaat dan een koppeling tussen de hefboom bij de elleboog en de duim. B: Tijdens het knijpen worden de vingers geblokkeerd in het basisgewricht.

De duim wordt alleen verdraaid tijdens de knijpfase waarbij die verdraaiing klein zal zijn, afhankelijk van de stijfheid van het vast te grijpen voorwerp. Hierdoor is het mogelijk de duim wrijvingsarm te verdraaien door het toepassen van een eenvoudig bladveer-scharnier (zie ook bijlage I).

Bij de eerder beschreven mogelijkheden worden de duim en/of vingers verdraaid tijdens de grijpfase én de knijpfase zodat ze over een vrij grote hoek wrijvingsarm moeten kunnen verdraaien. Hierdoor volstaat een blad-veerscharnier niet meer en moet dus gekozen worden voor een complexere oplossing. Voor de beschreven oplossing, de bladveer, is dan ook gekozen.

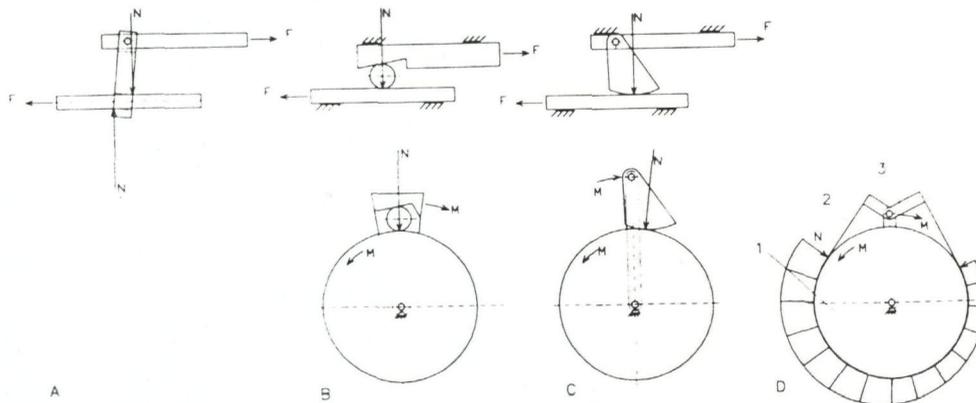
We onderscheiden een koppeling tussen duim en elleboog, die ontstaat in de grijpfase van het verdraaien van de vingers door de valide hand, en het blokkeren van het verder strekken van de vingers bij het inzetten van de knijpfase door de elleboogflexie.

## 2.4 KEUZE VAN DE KLEMINRICHTING

De blokkering danwel koppeling dient krachtgesloten te zijn, omdat deze in een willekeurige stand moet kunnen klemmen. Dit omdat de kunsthand voorwerpen van verschillende afmetingen moet kunnen vastpakken in een willekeurige elleboogstand. Krachtgesloten houdt in dat krachten, tussen de aan elkaar te koppelen onderdelen, worden doorgeleid door voldoende wrijving te creëren tussen die onderdelen.

-Mogelijkheden voor krachtgesloten koppelingen zijn [Hildebrand, 1968] :

- a) schranker, dit is alleen mogelijk bij een translerende overbrenging (zie fig.15A).
- b) cilinder of kogel, voor zowel een translerende als een roterende overbrenging (fig.15C).
- c) pal, ook voor zowel een translerende als een roterende overbrenging (fig.15B).



**Figuur 15.** A: Klemmen met een schranker. B: Klemmen met een kogel of cilinder. C: Klemmen met een pal. D: klemmen met een band.

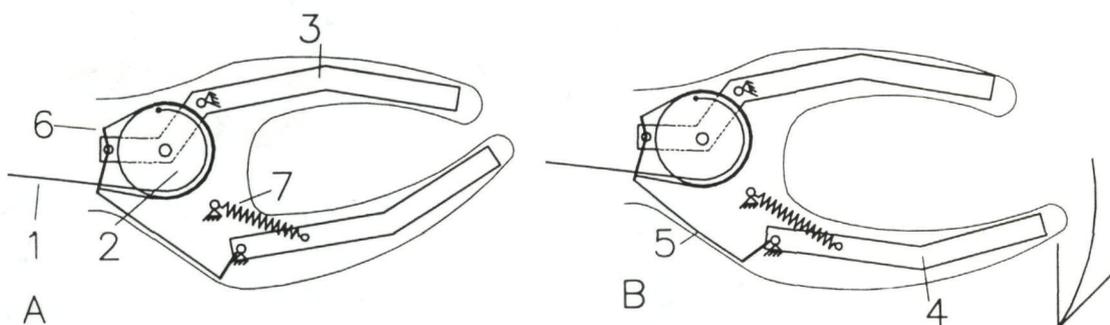
Bij deze uitvoeringen is er hooguit een contactlijn tussen de aan elkaar te koppelen onderdelen. De door te leiden krachten moeten zodoende via een zeer klein oppervlak worden doorgeleid. Daardoor ontstaan er tijdens het klemmen steeds hoge spanningen in het materiaal rond het in contactvlak.

Een alternatieve krachtgesloten klemrichting is een rembandblokkering (zie fig. 15D). Een remband is om een cilinder geslagen waarbij de uiteinden van die band aan de uiteinden van een hefboom zijn bevestigd. Dit is bij de juiste configuratie ook blokkerend, maar alleen toepasbaar voor een roterende overbrenging. Dit blokkeermechanisme werkt als volgt. Wanneer de cilinder (1) linksom roteert onder het rembandje (2) door dan zal, door de wrijving tussen de cilinder en het bandje, trekspanning ontstaan in dit bandje. Doordat er wrijving is bij het totale contactoppervlak tussen het bandje en de cilinder is de trekkracht in het bandje waar die de cilinder (rechts) verlaat groter dan waar die (links) de cilinder nadert. Van dit krachtsverschil in de remband links en rechts wordt nu gebruik gemaakt. De kracht in de remband links wordt nu via de hefboom (3) doorgegeven aan het bandje rechts waardoor daar de trekkracht in het bandje groter wordt en de wrijvingskracht tussen het bandje en de cilinder ook. Wanneer de lengte van de armen van de hefboom tot het draaipunt van de hefboom juist gekozen zijn dan wordt de wrijvingskracht tussen het bandje en de cilinder zo groot dat de cilinder niet meer kan roteren ten opzichte van het bandje en is de cilinder dus geblokkeerd. In de in fig. 15D getekende versie kan de cilinder alleen geblokkeerd worden tegen verdraaiing linksom. Wordt de hefboom iets rechtsom verdraait dan ontstaat er ruimte tussen het bandje en de cilinder en is vrije rotatie van de cilinder wel mogelijk.

Bij deze blokkeerinrichting is de piekbelasting veel lager dan bij de anderen versies. Dit komt door het grotere oppervlak tussen remband en cilinder waarover de kracht kan worden doorgeleid. Voor de berekeningen omtrent dit bandblokkeermechanisme (zie bijlage I).

## 2.5 ONTWERP VAN EEN PROTOTYPE

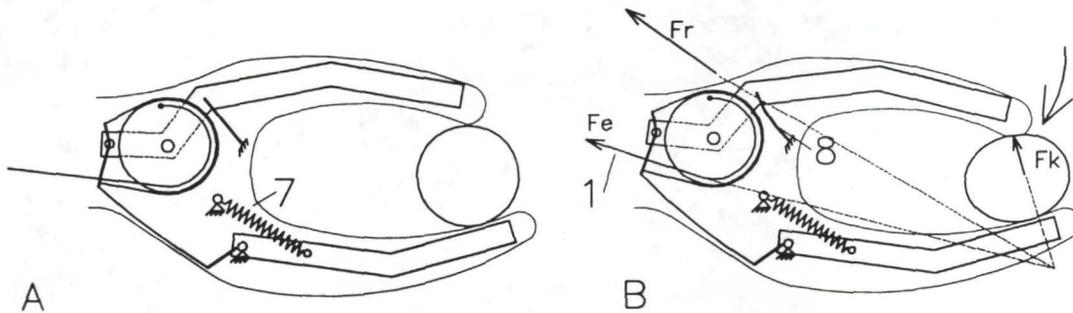
Op grond van argumenten beschreven in de voorgaande paragrafen is gekozen voor een handprothese die er als volgt uit zal zien. De kabel (1) die met de hefboom bij het ellebooggewricht verbonden is zal de cilinder (2) rechtsom laten roteren wanneer de elleboog gebogen wordt (zie fig. 16A). Wordt de elleboog gestrekt dan zal een spiraalveertje in de cilinder deze linksom laten roteren. Deze rotatie van de cilinder is ten opzichte van de duim (3) is mogelijk omdat de vinger (4) er in de gesloten hand situatie voor zorgt dat het kabeltje (5) de bandblokkering (6) lostrekt. De kracht die nodig is om de blokkering los te trekken wordt geleverd door een veertje (7) dat er tevens voor zorgt dat de hand zich sluit.



Figuur 16. A: Hand bevindt zich in de gesloten positie en de cilinder (2) kan vrij roteren B: Vingers (2) worden verdraait waardoor cilinder (2) wordt vastgezet aan de duim (3).

Wordt de kunsthand geopend door de vingers (4) met de valide hand te verdraaien (zie fig. 16B), dan zal het kabeltje (5) slap komen te hangen en treedt de bandremblokkering (6) in werking. Rotatie van de cilinder (2) ten opzichte van de duim is dan dus niet meer mogelijk. Het verdraaien van de vingers

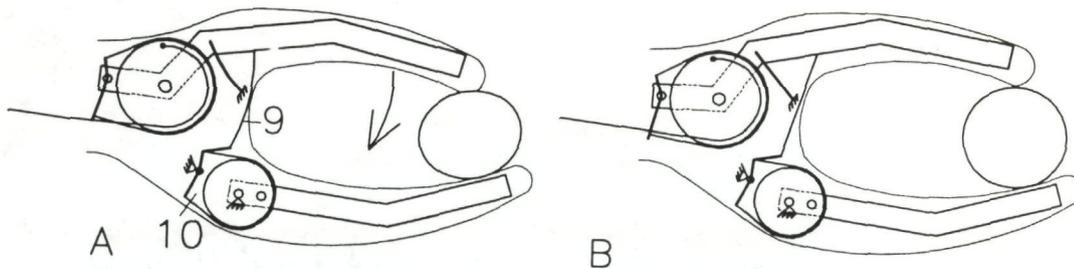
is nog wel mogelijk. Na het plaatsen van een voorwerp in de kunsthand sluiten de vingers zich om het voorwerp door de relatief slappe veer (7) (zie fig.17A). Er wordt dan door de vingers nog geen knijpkracht geleverd. Wordt er vervolgens aan kabel (1) getrokken dan zal de duim iets moeten buigen om zo knijpkracht te leveren. Daar de cilinder nu niet meer kan roteren ten opzichte van de duim zal de duim dus zelf gaan roteren.



**Figuur 17.** A: Een voorwerp wordt in de hand genomen en de vingers sluiten zich om het voorwerp heen. B: Wordt er aan kabel (1) getrokken ( $F_e$ ) dan zal de duim verdraaien rond een wrijvingsarm bladveerscharnier, dat zo is geplaatst dat het voornamelijk op trek wordt belast.

De duim is met de rest van de hand verbonden door middel van een bladveer (8) (zie fig.17B), die de duim wrijvingsarm kleine rotaties kan laten maken. Door zijn eenvoud en zijn veerwerking is het bladveer-scharnier hier eenvoudiger toe te passen dan bijvoorbeeld een rollende overbrenging. De bladveer is zo geplaatst dat deze tijdens de knijpfase voornamelijk op trekspanning belast wordt. Wanneer een bladveer op druk belast wordt zal die door zijn geringe dikte bij relatief lage belasting gaan uitknikken waardoor het scharnier zal bezwijken (zie fig.17B).

De knijpkracht die de duim op het voorwerp uitoefend wordt via het voorwerp doorgegeven aan de vingers. Om er voor te zorgen dat de vingers niet strekken tijdens de knijpfase worden de vingers met behulp van een tweede rembandblokkering (10) in het basisgewricht vast gezet aan de rest van de hand (zie fig.18A). Dit blokkeren gebeurt in het basisgewricht omdat dit een eenvoudige oplossing geeft, aangezien er zo geen extra draaipunten of overbrengingen nodig zijn.

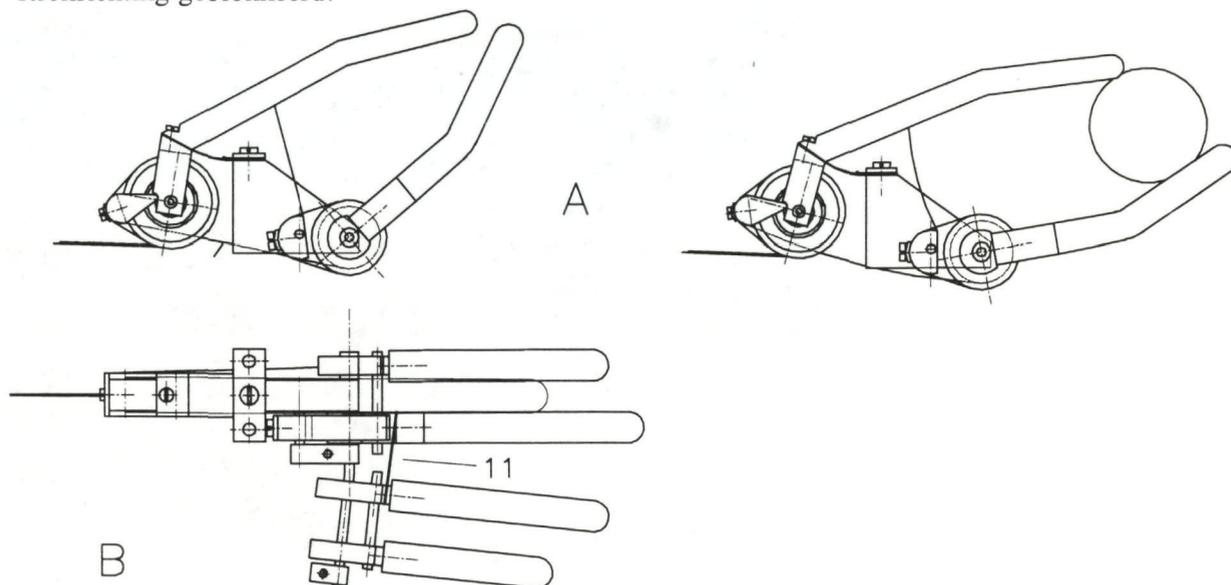


**Figuur 18.** A: Wanneer de duim niet gebogen is dan zorgt kabeltje (9) ervoor dat de bandblokkering (10), die zich in het basisgewricht van de vinger bevindt, ontkoppeld is zodat de vingers vrij kunnen draaien. B: Wordt de duim tijdens de knijpfase iets gebogen dan treedt de blokkering (10), omdat kabeltje (9) slap komt te hangen, in werking en kunnen de vingers niet meer gestrekt worden. / dt

De blokkering komt tot stand wanneer de duim iets gebogen wordt en daardoor het kabeltje (9) slap komt te hangen. Dit buigen van de duim gebeurt alleen tijdens de knijpfase. Wordt de duim niet gebogen dan staat het kabeltje (9) strak en is de blokkering ontkoppeld (zie fig.18B). De vingers kunnen nu weer gestrekt worden om de hand te openen, om zo het voorwerp weer uit de hand te halen. De kracht die nodig is om deze blokkering te ontkoppelen wordt geleverd door de bladveer enige voorspanning te geven.

In het uiteindelijke ontwerp (zie fig.19) zijn de vingers in paren aan elkaar bevestigd en bewegen dus twee aan twee ter plaatse van het basisgewricht. De beide paren, wijsvinger plus middelvinger en ringvinger plus pink, zijn enigszins flexibel met elkaar verbonden door een rubberveer (11). Dit zorgt ervoor, dat het andere paar meebeweegt als een paar wordt verdraaid bij het openen van de hand. Om het systeem te vereenvoudigen worden tijdens het knijpen alleen de wijs- en middelvinger in strekrichting geblokkeerd.

le

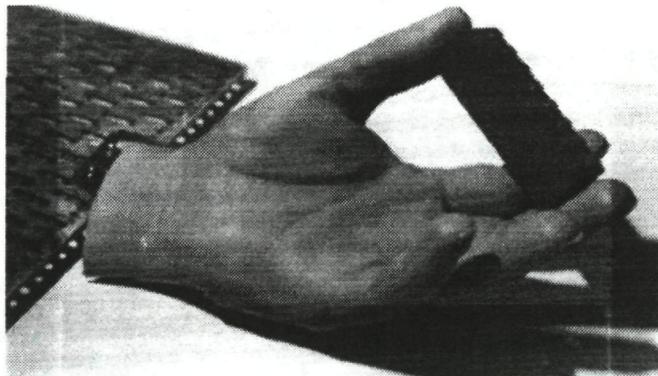


Figuur 19. A: Gesloten en open zijaanzicht prototype van een handprothese zonder ringvinger en pink. B: Bovenaanzicht.

De ringvinger en de pink zijn met elkaar verbonden en kunnen draaien om een as in het basisgewricht die onder een hoek van ongeveer 15 graden staat met de draaiingsas van de wijs- en middelvinger. Bij echte handen staan deze assen ook in een kleine hoek ten opzichte van elkaar en niet in één lijn. Bij het ontwerpen van een prototype is er vooral aandacht besteed aan de koppeling en de blokkering om te kunnen onderzoeken of het nieuwe bedieningspatroon werkt. Een lichte uitvoering van de constructie en het bepalen van de juiste vorm van de vingers en handpalm had een lagere prioriteit. Er is dan ook voor gekozen de onderdelen zo groot en zo sterk uit te voeren als binnen de contouren van de beschikbare cosmetische handschoen (linker hand Otto Bock maat 12) mogelijk was.

## 2.6 RESULTATEN

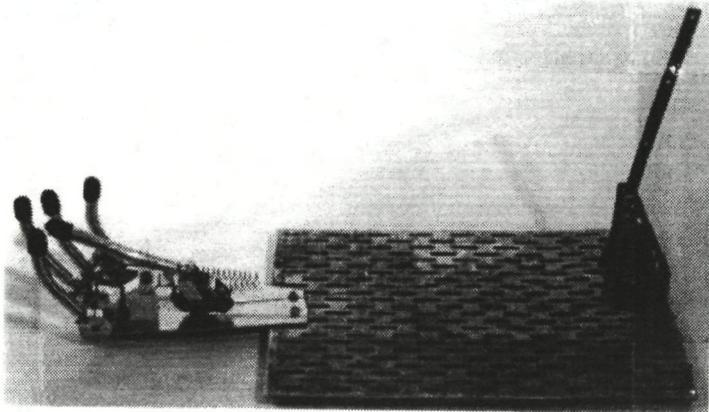
De constructie past goed in de cosmetisch handschoen (zie fig.20). Het is wel lastig om de handschoen over de constructie aan te brengen.



Figuur 20. Prototype handprothese met cosmetische huid.

De stand van de vingers en de duim in de rustpositie is cosmetisch goed. De vingers zijn dan licht gebogen en de hand is vrijwel gesloten. De basisgewrichten van de vingers zijn wel te zien maar dit is niet storend daar het lijkt op de knokkels van echte handen. Bij de pink wordt de handschoen zo om de het basisgewricht gespannen dat er een scherpe overgang zichtbaar is wat cosmetisch minder aantrekkelijk is. Het afronden van de scherpe overgang van het basisgewricht van de pink verbetert dit duidelijk. Bij de basis van de duim is ook een scherpe rand zichtbaar door de huid heen, hier leidt afronden van die overgang tot een beter resultaat. Het prototype is niet voorzien van een mooie handpalm. De kunsthand oogt daar minder goed.

Het prototype is eerst op zijn werking getest zonder de cosmetisch handschoen er om heen (zie fig.21). Wanneer de hand is gesloten kan de kabel afkomstig van de elleboog de cilinder bij de duim vrij laten verdraaien.



*Figuur 21. Afbeelding prototype met duim-elleboog koppeling.*

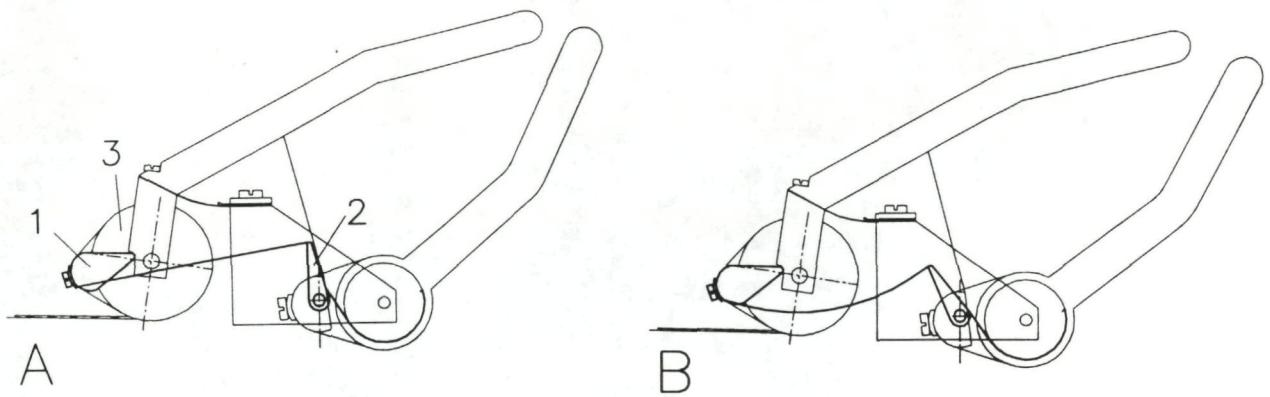
Een spiraalveer in de cilinder zorgt dat deze weer terug draait. Aan de duim zit een kabeltje dat er voor zorgt dat de hefboom bij de blokkering van de middelvinger los wordt getrokken en de hand geopend kan worden.

De voorspanning in het bladveer-scharnier moet voldoende zijn om de hefboom bij de blokkering van de wijsvinger in de ontkoppelde stand te houden. Dit zal tevens compenserend moeten werken ten aanzien van de kracht die nodig is om de spiraalveer uit te rekken tijdens het buigen van de elleboog. Door de gebruikte spiraalveer in de cilinder is de voorspanning in de bladveer vrij groot.

Als die voorspanning te laag is dan zal de wijsvinger toch blokkeren als de arm sterk gebogen is. Tussen de ringvinger en de middelvinger bevindt zich vlak bij het basisgewricht een rubber veer die er voor zorgt dat de wijs- en middelvinger mee bewegen wanneer de pink of ringvinger verdraait wordt. Wanneer de hand door een uitwendige kracht geopend wordt, activeert de beweging van de vingers de koppeling tussen duim en elleboogkabel. Door aanspannen van die elleboogkabel verdraait de duim. Als de hand maar een klein beetje geopend is kan de duim maar een klein beetje buigen omdat de kabel die zich tussen de wijsvinger en de koppeling bij de duim bevindt te strak komt te staan. Daarom is er een hefboom tussen de wijsvinger en de koppeling aangebracht die de kleine verdraaiing van de vinger omzet in een grotere verplaatsing van de kabel naar de koppeling (zie fig.22). Dit voorkomt dat die kabel te strak komt te staan bij het verdraaien van de duim. Als er zich een voorwerp tussen de duim, wijs- en middelvinger bevindt zullen de vingers de verdraaiing van de duim willen volgen. Omdat de hefboom bij de blokkering niet meer is losgetrokken zetten de wijs- en middelvinger zichzelf na een kleine verdraaiing vast.

9

( Olet je 20 N modif um 10 N knyplersed to reverse

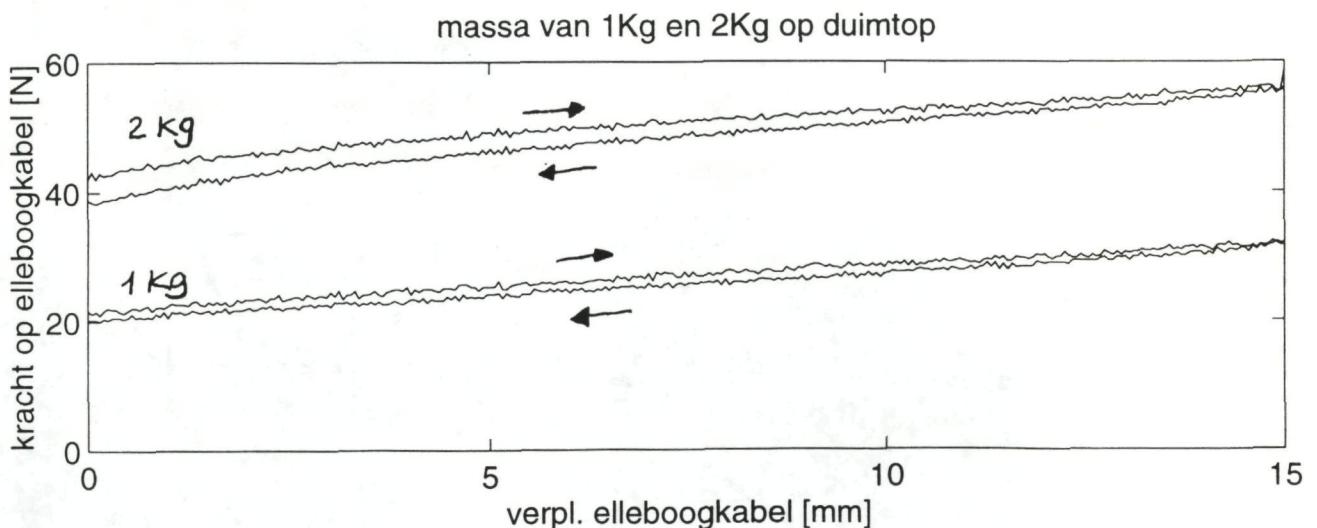


*Figuur 22. A: Kabel tussen hefboomen (1) en (2) zorgt ervoor dat de cilinder (3) vrij kan roteren. B: Bij een kleine verdraaiing van de vinger zal de kabel behoorlijk slap gaan hangen zodat blokkeren van de cilinder optreedt.*

Het bedieningspatroon van het prototype zonder handschoen functioneert naar behoren. Ook de blokkeermechanismen met de bandrem werken goed.

De handschoen heeft een storende invloed op het geheel. De vingers blijken in de gesloten rustpositie ook al geblokkeerd te zijn. Een verklaring hiervoor is, dat de handschoen de duim in een iets andere positie dwingt zodat de blokkering van de vingers al meteen geactiveerd wordt. De vorm van de cosmetische handschoen belet de hand zichzelf volledig te sluiten. Door een iets andere positie van de duim en door de kabel tussen duim en blokkering wat strakker te zetten is dit probleem opgelost. Door de vingers van de handschoen iets plastisch te vervormen (zie bijlage I) en een veer te gebruiken wordt de hand vanzelf dichtgetrokken.

Tijdens het knijpen moet het wrijvingsverlies gering zijn om een goede terugkoppeling van de kracht naar het lichaam te krijgen. Om de grootte van het wrijvingsverlies in het prototype te bepalen is het rendement van de knijpbeweging gemeten in een trekbank (zie bijlage II). Er is gemeten hoeveel trekkracht er nodig is, in de kabel die de elleboog verdraaiing volgt, om een massa van 1 en 2 kg tegen de zwaartekracht in, over een afstand van 15 mm te verplaatsen. Een massa van 1 en 2 kg komt neer op een knijpkracht in de hand van respectievelijk 9,8 en 19,6 N. Het verschil tussen ingangs- en uitgangsenergie is het wrijvingsverlies (zie fig. 23).



*Figuur 23. Gemeten kracht op de elleboogkabel om een knijpkracht van 9,8N en 19,6N op de top van de duim te verkrijgen.*

We zien dat een toename van de buiging van de duim meer kracht op de kabel vereist. Dit komt omdat naast het verplaatsen van de massa ook een verbuiging van de bladveer plaatsvindt. Dit laatste kost kracht. Het rendement van de beweging is te berekenen uit de verhouding van de oppervlakken onder de heengaande en de turuggaande curve. Te zien is dat het rendement van de beweging goed is. Het rendement van de beweging is ongeveer 95%.

*Zie mijn pagina!*

### 3. ADAPTIVITEIT BIJ ACTIEF SLUITENDE HANDPROTHESE

Om te bekijken in hoeverre het mogelijk is de benodigde knijpkracht van een actief sluitende handprothese te verminderen, is het zinvol eerst iets te schrijven over de gewone menselijke hand. De mens kan de vorm van zijn hand aanpassen aan de vorm van het vast te pakken object. Dit is het gevolg van een samenspel tussen de grote hoeveelheid aan onafhankelijke bewegingsmogelijkheden van de vingers, de duim, de handpalm de pols, en de spieren die de beweging verzorgen, en het spiersturende centraal zenuwstelsel. Het voordeel van de vormaanpassing is een lagere benodigde knijpkracht doordat de hand vormomsluitend is. Men noemt het vermogen van de menselijke hand tot vormaanpassing adaptatie. Een verbetering van de handprothese zou dus gelegen kunnen zijn in het gedeeltelijk realiseren van adaptatie. Naast een lagere benodigde knijpkracht is een adaptieve handprothese kosmetisch meer acceptabel, doordat de bewegingen van de prothese natuurlijker ogen, hetgeen voor de gebruiker zeer belangrijk is.

#### 3.1 ADAPTIVITEIT BIJ DE MENSELIJKE HAND

Om te begrijpen hoe de bewegingen in de hand tot stand komen wordt eerst iets geschreven over hoe skelet, spieren, pezen en ligamenten samen werken om vingerbewegingen tot stand te brengen. De gegevens en de daarbij behorende figuren die gebruikt zijn in dit hoofdstuk wat betreft de menselijke hand zijn afkomstig uit "Handprothesen, adaptatie of specialisatie" [Hoefman, 1994].

##### 3.1.1 Gewrichten

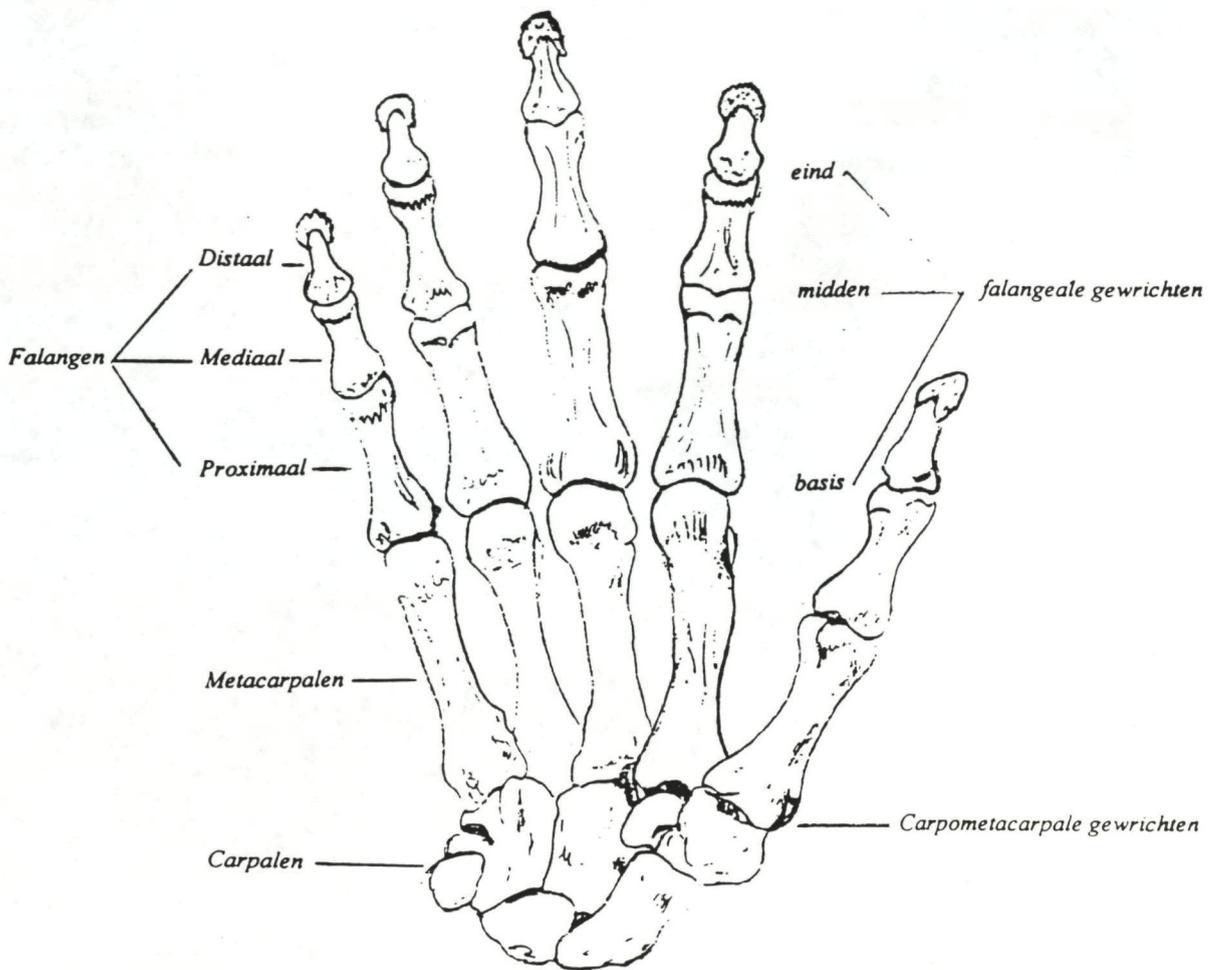
De hand is via de pols verbonden met de onderarm. De onderarm bezit het vermogen tot pro- en supinatie. Dit is het verdraaien om zijn eigen as waardoor men op of in de hand kan kijken. Bij onderarmamputatie is dit vermogen in de stomp nagenoeg afwezig.

De hand heeft een beweeglijk gewricht met de onderarm via acht carpalen (handwortelbeentjes) (zie fig.24), deze laten een lichte aanvulling op pro- en supinatie toe én zijdelingse beweging van de hand, dit noemt men deviatie. Aan de acht carpalen die in twee rijen van vier zijn opgesteld zitten vijf metacarpalen (middenhandsbeentjes). De eerste metacarpale is zeer beweeglijk ten opzichte van de carpalen waardoor de duim het vermogen tot oppositie bezit. Hieronder verstaat men de mogelijkheid van de duim om tegenover de andere vingers geplaatst te worden. Metacarpalen II en III, die bij wijs- en middelvinger horen, hebben amper beweeglijkheid, terwijl metacarpale IV en V (ringvinger en pink) weer meer beweging in het carpo-metacarpale gewricht toelaten. Dit maakt dat de handpalm zelf ook al over een adaptief vermogen beschikt.

Het gewricht tussen het onderste vingerkootje en het middenhandsbeentje van de vingers II tot en met V (basisgewricht), laten behalve buiging ook een zijdelingse beweging toe, de vingers kunnen zo worden gespreid. In hetzelfde gewricht van de duim bestaat deze mogelijkheid niet. De andere vingergewrichten en het eindgewricht van de duim hebben slechts één bewegingsmogelijkheid; het buigen of strekken. De bewegingen die niet mogelijk zijn worden belemmerd door de vorm van de gewrichtsvlakken en de starre gewrichtsbanden die naast bewegingsbeperking ook voor de stabiliteit van het gewricht zorgen.

##### 3.1.2 Spieren

Men onderscheidt de spieren in twee groepen. De kleine handspieren die in de hand zelf liggen hebben een kort peesje en zorgen voor de vorm van de hand. De grote handspieren liggen in de onderarm en zorgen via lange pezen voor het uitoefenen van kracht. Men zou kunnen zeggen dat in de menselijke hand de grijp- en de knijpfunctie ook een beetje gescheiden zijn.

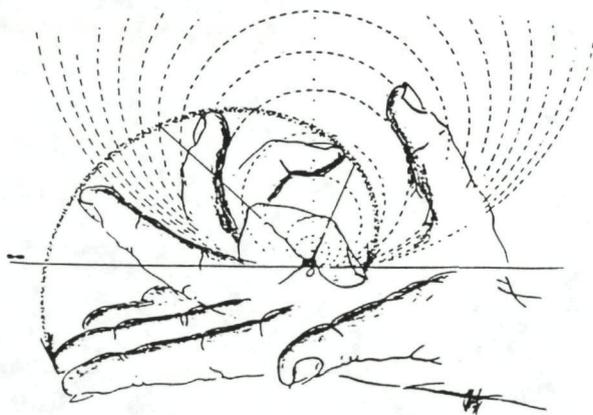


Figuur 24. Skelet van de palmaire zijde van de rechter menselijke hand.

### 3.1.3 Het centraal zenuwstelsel

Het centraal zenuwstelsel hoeft niet alle mogelijke bewegingen en krachten onafhankelijk aan te sturen. Veel bewegingen in de verschillende gewrichten zijn namelijk gekoppeld door poly-articulaire spieren. Dit zijn spieren die meerdere gewrichten tegelijk overspannen en kunnen laten bewegen.

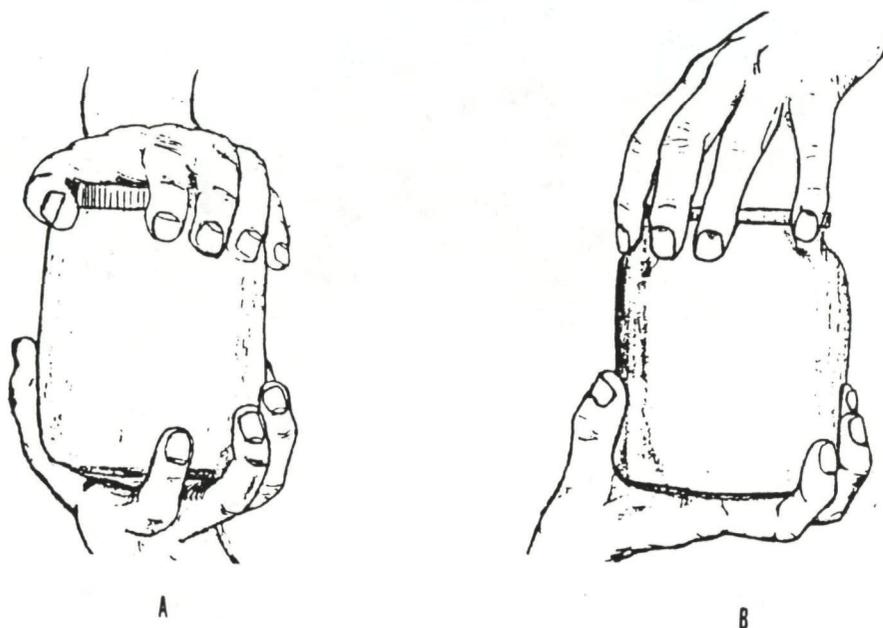
Het aansturen van de spieren, die zorgen voor een bepaalde stand van de vingers, gebeurt door het centraal zenuwstelsel, meestal volgens bepaalde patronen die voor het grootste deel aangeleerd zijn. Het centraal zenuwstelsel anticipeert op de vorm en de afmeting van het te manipuleren voorwerp, nog voor fysiek contact is gemaakt en zet dan al een grijppatroon in. Bij bijvoorbeeld het openen van de hand, strekken én spreiden de vingers en duim zich, om op die manier zo grote voorwerpen vast te kunnen pakken (zie fig.25).



Figuur 25. Het openen van de hand. Goed te zien is het buigen van de verschillende vingergewrichten.

De ringvinger en vooral de pink kunnen vrij goed spreiden. Door deze rotatiemogelijkheid krijgen ze een meer ondersteunende functie, omdat ze daardoor enigszins onder een voorwerp kunnen komen. Bij het sluiten van de hand buigen het basisgewricht, het middengewricht en het eindgewricht volgens een bepaald patroon. Bij bijvoorbeeld het grijpen van heel dunne voorwerpen zal het eindgewricht pas sterk buigen (zie fig.25). Zo zijn er verschillende bewegingspatronen te vinden voor verschillende soorten grepen.

Adaptatie van de hand uit zich dan ook doordat de hand zich vormt naar gelang de grote en vorm van het te pakken voorwerp en afhankelijk van wat men met het voorwerp wil doen. Bij fijne manipulatie, precision grip, zoals bijvoorbeeld schrijven, wordt het voorwerp tussen de vingertoppen van wijs- en middelvinger gehouden. Bij krachtige manipulatie wordt het voorwerp in de handpalm gehouden en door vingers en duim omvat (zie ook fig.26).



Figuur 26. A: Het losdraaien van de deksel van een jampot wordt begonnen met de "power grip".  
B: Wanneer de deksel los is verandert de greep in de "precision grip".

Bij deze zogenaamde "powergrip" wordt het voorwerp tevens in het zachte weefsel van de handpalm gedrukt zodat het zich kan zetten naar het voorwerp. Het contactoppervlak wordt op deze wijze sterk vergroot en de hand kan nu goed de contouren van het voorwerp volgen zodat de te leveren knijpkracht beperkt kan blijven.

### 3.2 MOGELIJKE ADAPTATIE IN EEN ACTIEF SLUITENDE HANDPROTHESE.

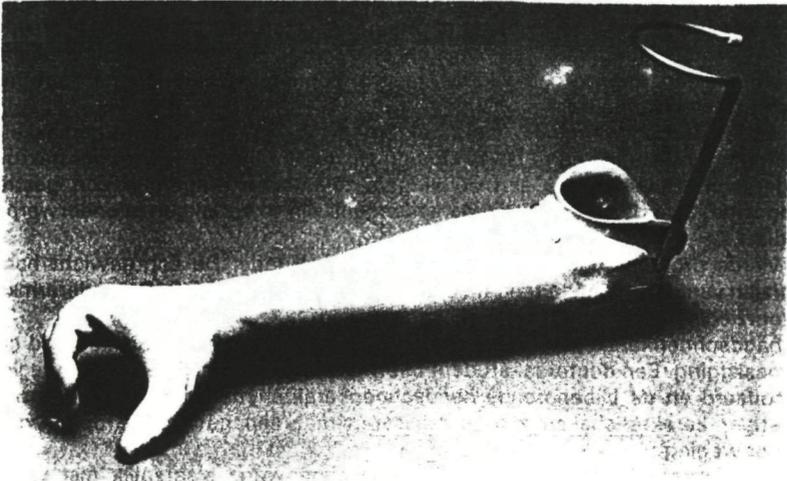
Hoe kan men nu de adaptatie in een actief sluitende handprothese realiseren. In feite is de adaptatie al enigszins gerealiseerd in de in hoofdstuk twee beschreven opzet, waarbij de vingers twee aan twee in het middengewricht ten opzichte van elkaar kunnen bewegen. Bij de huidige WILMER AS-hand beweegt alleen de duim in het basisgewricht, zodat een opening gemaakt kan worden tussen de top van de duim en die van wijs- en middelvinger [Thomassen, 1991]. De rest van de duim, de handpalm en de vingers zijn star. Deze prothese heeft dus maar één graad van bewegingsvrijheid, omdat bij elleboogbekrachtiging de aansturing ook maar één graad van vrijheid kent, namelijk het buigen van de elleboog.

Grofweg zijn er bij de huidige prothesen twee type grepen te onderscheiden:

a) driepuntsgreep, dit is het klemmen van een voorwerp tussen de toppen van de duim, wijs- en middelvinger.

b) cilindergreep, dit is het klemmen van een voorwerp in de hand.

Om beide grepen enigszins uit te kunnen voeren, zijn de vingers van bestaande prothese vrij krom, wat cosmetisch niet erg aantrekkelijk is en de driepuntsgreep niet ten goede komt (zie fig.27). Voor de driepuntsgreep zijn meer gestrekte vingers te verkiezen.



Figuur 27. De WILMER actiefsluitende handprothese.

De huidige WILMER prothese zijn dus vrij specialistisch en zeker niet adaptief. Het toevoegen van het middengewricht (tussen het eerste en het tweede kootje bij de vingers) bij de kunsthand zorgt al voor enige adaptatie. Veel voorwerpen kunnen dan omsloten of ondersteund worden door pink of ringvinger. Toevoegen van een eindgewricht is minder nodig omdat die bij de hand alleen gebogen wordt bij het vastpakken van vrij dunne voorwerpen, die ook goed tussen de toppen van de vingers gepakt kunnen worden. Verdere toevoeging van adaptiviteit, zoals het kunnen spreiden van de vingers of het geven van meer graden van bewegingsvrijheid voor de duim van de prothese, is niet te verkiezen aangezien dit de handprothese zeer complex en kwetsbaar zal maken en tevens tot een lastiger bedienings patroon leidt.

Het doel van dit hoofdstuk luidt dan ook: onderzoek of en hoe het mogelijk is om enige adaptiviteit te verkrijgen bij een actief sluitende handprothese door het toevoegen van een middengewricht in de vingers van de kunsthand.

### 3.3 ONTWERPCRITERIA

Hieronder volgt het programma van eisen waaraan een prothese met adaptieve vingers moet voldoen. Het gaat hierbij om de vingers van een AS-hand zoals die beschreven is in het vorige hoofdstuk. Veel van de eisen die voor de hele hand gelden, zijn dus ook van toepassing op de vinger.

-De hand moet in rust een cosmetisch aantrekkelijke vorm hebben.

-Door buigen van de arm moet de kunsthand worden dichtgeknepen en moeten de vingers het voorwerp gaan omsluiten. Er dient daarbij een voorspelbare beweging te ontstaan. Met één graad van bewegingsvrijheid worden nu meerdere gewrichten aangestuurd wat niet mag leiden tot ongewenst gedrag van de prothese.

-Tijdens het knijpen moet de elleboogflexie zo gering mogelijk zijn.

-Er dient tijdens het knijpen zo min mogelijk wrijvingsweerstand te ontstaan, zodat er een goede terugkoppeling van de geleverde kracht naar de huid van de bovenarm kan plaatsvinden.

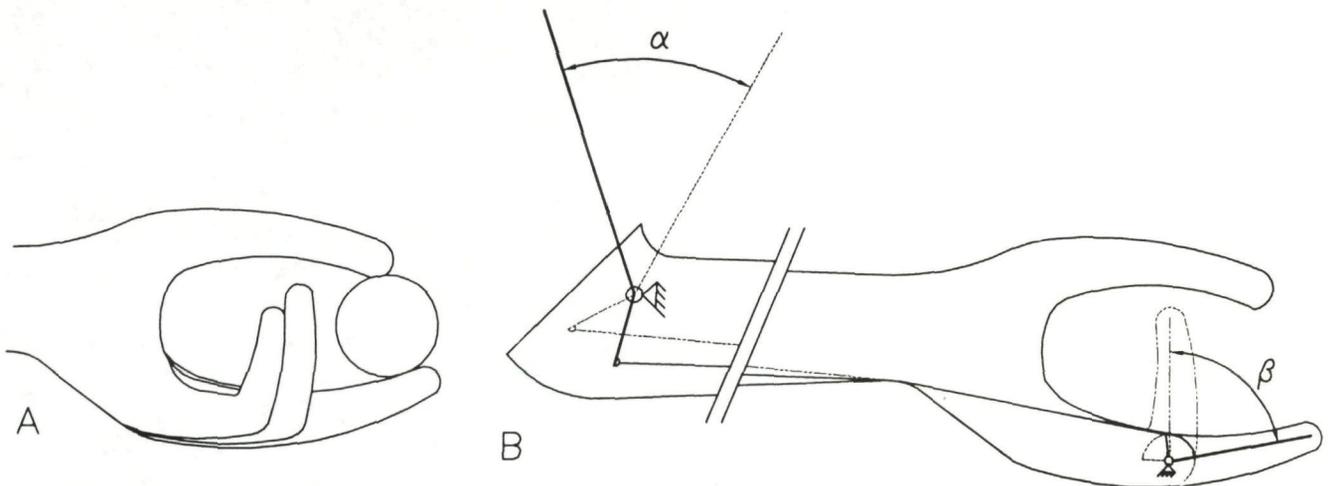
-Verder dient de vinger makkelijk te bedienen te zijn, geen geluid te produceren, eenvoudig en licht te zijn.

### 3.4 BESTURING VAN DE ADAPTIEVE VINGERS

Hoe moet het gewricht in de vinger worden bestuurd? Hieronder volgt een aantal mogelijkheden van de wijze waarop de vingers ter plaatse van het middengewricht gebogen en gestrekt kunnen worden, met de voor- en nadelen bij elk van de mogelijkheden.

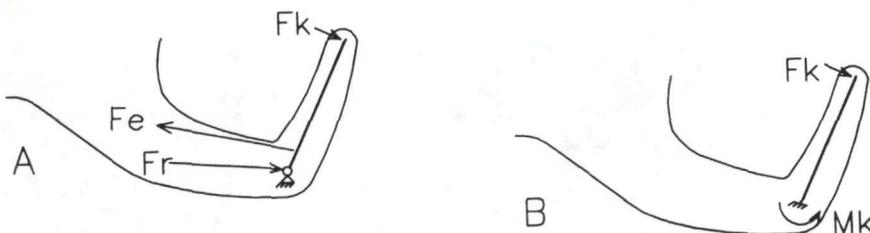
Actief buigen van de vingers lijkt de eenvoudigste oplossing. De kabel die van de elleboog afkomt wordt met evenaartjes gesplitst in vijf kabeltjes die naar duim en vingers lopen. Een evenaar is een vrij bewegende hefboom met een ingaande kabel in het midden en twee twee uitgaande kabels aan de uiteinden. Onafhankelijk van de stand en de positie van de hefboom wordt de ingaande kracht gelijkmatig verdeeld over de beide uitgangskabels. Bij het buigen van de elleboog worden de duim en de vingers gebogen.

Een nadeel is dat door de evenaartjes de knijpkracht altijd volgens een vaste verhouding over de vingers wordt verdeeld. Dit is echter lang niet altijd gewenst. Afhankelijk van de vorm van het voorwerp zal er niet altijd krachtevenwicht kunnen optreden, tenzij één of meerdere vingers of duim een uiterste stand aanneemt. Wanneer één of meerdere vingers geen contact maken met het voorwerp dan zullen deze eerst maximaal gebogen moeten worden voordat de rest knijpkracht kan leveren. Dit betekent dat een grote hoekverdraaiing van de arm nodig is (zie fig. 28).



**Figuur 28.** A: Niet alle vingers hebben contact met het voorwerp. Bij actieve bekrachtiging van alle vingers zullen daardoor één of meerdere vingers eerst volledig gebogen worden voordat er geknepen kan worden. B: Voor het volledig buigen van de vinger  $\beta$  is een grote hoekverdraaiing  $\alpha$  van de elleboog nodig.

Door de grote reactiekrachten in de middengewrichten zullen deze wrijvingsarm moeten worden uitgevoerd. Dit voorkomt te veel wrijvingsverlies tijdens het knijpen. (zie fig. 29A).



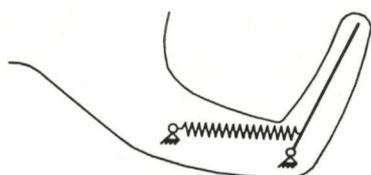
**Figuur 29.** A: De reactiekracht  $F_r$  op het middengewricht in de kunstvinger is aanzienlijk. Om voldoende knijpkracht  $F_k$  op te wekken aan de top van de vinger is een veelvoud van die kracht nodig op de bedieningskabel naar de elleboog  $F_e$ . B: Door de vinger tijdens knijpen vast te zetten in het middengewricht kan die daar een moment  $M_k$  doorleiden. Er is dan dus geen bedieningskracht  $F_e$  meer nodig en wrijving in het gewricht speelt dan geen rol meer.

In de prothese, zoals beschreven in hoofdstuk twee, is tijdens de knijpfase alleen de duim beweegbaar. Deze beweging vindt plaats in het wrijvingsarme bladveer-gewricht. De vingers worden dan in het basisgewricht vastgezet aan de handpalm waardoor wrijving daar geen rol meer speelt.

Nadat de vingers in de grijpfase tegen het vast te pakken voorwerp aan zijn komen te liggen, kunnen de vingers tijdens de knijpfase ook in het middengewricht vastgezet worden (**zie fig. 29B**). Zodoende speelt wrijving daar ook geen rol meer. Door het blokkeren kan het gewricht nu ook een moment doorleiden.

De vingers kunnen zo wel een kracht opnemen als de duim actief wordt bekrachtigd om een object vast te knijpen.

Door de biceps wordt de knijpkracht in de kunsthand geleverd. Voor het sluiten van de vingers tegen het voorwerp dient echter geen energie aan het realiseren van een grote buighoek van de elleboog te worden verspild. Het is mogelijk het buigen van de vingers te laten uitvoeren door bijvoorbeeld een veer, bij het inzetten van de knijpfase (**zie fig.30**).

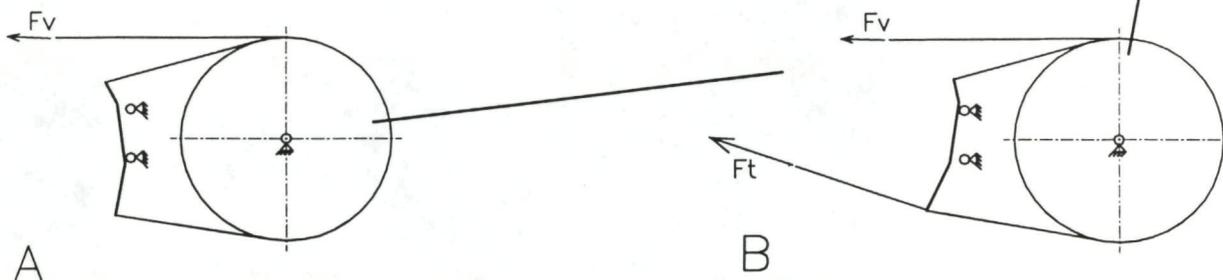


*Figuur 30. het buigen van de vinger in het middengewricht wordt verzorgt door een veer*

De knijpkracht vanuit de elleboog kan gebruikt worden als het signaal dat de veer in staat stelt de vingers te laten buigen. Zodoende buigen de vingers alleen aan het begin van de knijpfase en blijven de vingers gewoon gestrekt wanneer de hand niet bekrachtigd wordt, wat cosmetisch aantrekkelijker is. De veer zorgt voor het buigen van de vingers in het middengewricht maar zorgt niet voor de knijpkracht. De veer karakteristiek moet zo worden gekozen, dat het buigend moment rond het middengewricht steeds net iets groter is dan het tegenwerkend moment van de cosmetische handschoen.

Het is ook mogelijk de handschoenvingers zelf als buigende veer te gebruiken. Dan moet er wel voor gezorgd worden dat de vingers van de cosmetische handschoen ter plaatse van het middengewricht een gekromde stand hebben. Dit soort handschoenen is niet in de handel, maar het is wel mogelijk om door middel van plastische vervorming de vingers van een bestaande handschoen te krommen. (**zie bijlage I**).

Er zal een blokkeerinrichting nodig zijn in het middengewricht die er voor zorgt dat de vinger niet de gebogen stand aanneemt wanneer die niet bekrachtigd wordt vanuit de elleboog. Op het moment dat de vinger wel bekrachtigd wordt dient de blokkering als het ware om te draaien, zodat de vinger door de veer wordt gebogen of zelf buigt en dezelfde blokkering er voor zorgt dat de vingers nu niet gestrekt kunnen worden. Een blokkeermechanisme dat daar voor kan zorgen is de bandremblokkering met hefboom zoals beschreven in hoofdstuk twee. Deze blokkering kan een roterend onderdeel vastzetten. Een bandrem werkt in principe maar één kant op. Door de hefboom twee mogelijke draaipunten te geven en aan de hefboom een trekkabel te maken kan de blokkering ook twee kanten op werken (**zie fig. 31**), afhankelijk van welk draaipunt actief is. Wordt er niet aan de trekkabel getrokken dan zorgt de blokkering er voor dat vinger niet kan buigen. Wordt de trekkabel wel aangetrokken dan zal de hefboom eerst zo verdraaien dat de blokkeerband los komt en de vinger kan worden gebogen. Het veertjein elke vinger zorgt er voor dat de vinger tegen een voorwerp gaat aanliggen, of volledig buigt. Een eventueel voorwerp wordt zo, nog zonder knijpkracht, adaptief omsloten.

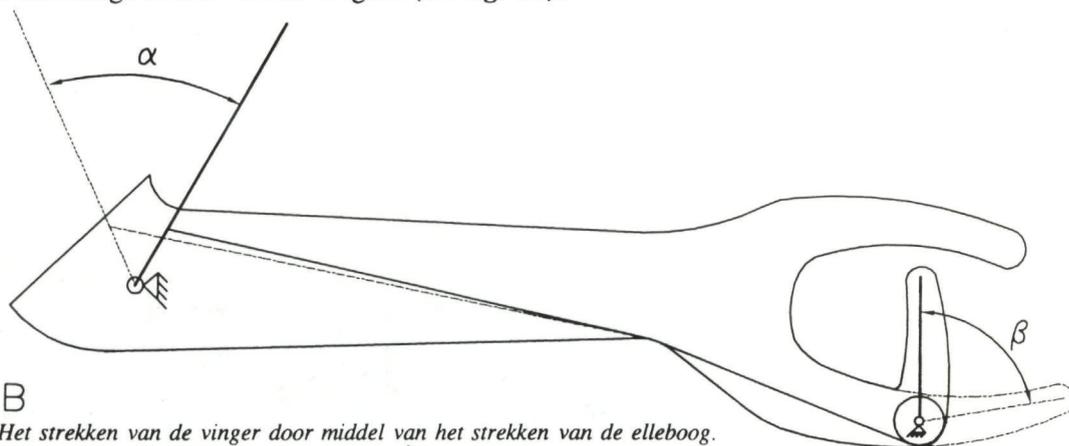


**Figuur 31.** A: De bandblokkering zorgt ervoor dat de veerkracht  $F_v$  de vinger niet kan buigen. B: Door een bedienkracht  $F_t$  op de hefboom aan te laten grijpen kan  $F_v$  de vinger wel laten buigen. Indien  $F_t$  groot genoeg is kan de vinger nu niet meer gestrekt worden door de knijpkracht  $F_k$ .

Door de kracht op de kabel  $F_t$  kan de vinger nu niet gestrekt worden omdat de hefboom een ander draaipunt heeft en de blokkering daardoor juist de andere kant op werkt (zie fig.31B).

Het weer strekken van de vingers kan op twee manieren gerealiseerd worden:

- 1; door de vingers van de prothese te strekken als het object uit de kunsthand wordt genomen door de valide hand.
- 2; nadat het object uit de kunsthand is genomen is het mogelijk de vingers te strekken door de elleboog helemaal te strekken. Hiervoor is wel weer een extra kabel nodig die loopt vanaf de elleboog tot aan het middengewricht van de vingers (zie fig. 32).

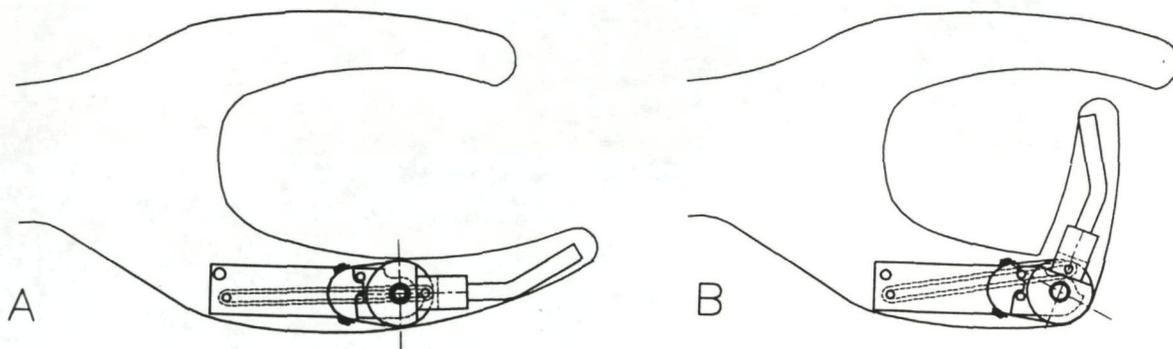


**Figuur 32.** Het strekken van de vinger door middel van het strekken van de elleboog.

### 3.5 ONTWERP VAN EEN VINGER VAN DE ADAPTIEVE HANDPROTHESE

Om het principe van een adaptieve vinger volgens figuur 31 te testen is er van één vinger een prototype gemaakt. Het ging te ver een hele kunsthand met adaptieve vingers te maken of de adaptieve vingers toe te voegen aan de in hoofdstuk twee ontwikkelde hand met ontkoppelmecanisme.

Omdat het bij dit prototype vooral ging om de werking van het blokkeermecanisme is er bij het ontwerp geen rekening gehouden met gewicht of het bepalen van een veer met de juiste karakteristiek. De afmetingen van het mechanisme zijn wel zo gekozen dat het prototype past in één van de vingers van de cosmetische handschoen (zie fig. 33).

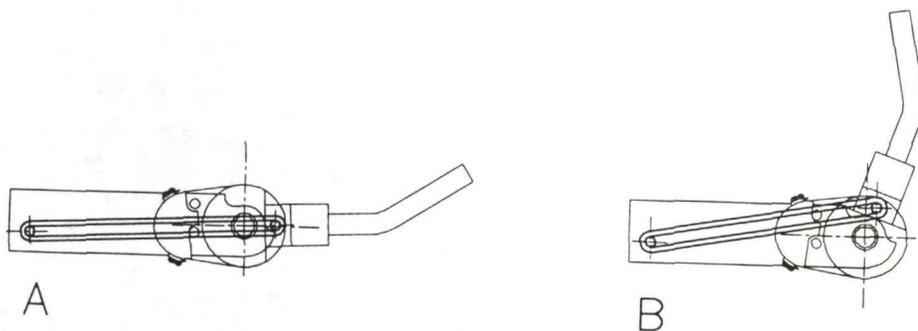


*Figuur 33. Het prototype van de adaptieve vinger met blokkeermechanisme. A: gestrekte stand. B: gebogen stand.*

### 3.6 RESULTATEN

Het prototype van de adaptieve kunstvinger past goed in de wijs- en middelvinger van de cosmetisch handschoen. Ter plaatse van het middengewricht is de cilinder waaromheen de blokkeerband is geslagen wel te zien. Dit is niet storend, omdat het lijkt op de knokkels van de middengewrichten van echte vingers. In het hele buigtraject oogt de kunstvinger goed, er zijn geen vreemde plooiën in de cosmetisch handschoen te zien. Wel moet de handschoen in het buigtraject wat worden opgerekt, daardoor werkt hij wel behoorlijk tegen en is een vrij krachtige veer nodig om de vinger volledig te kunnen buigen.

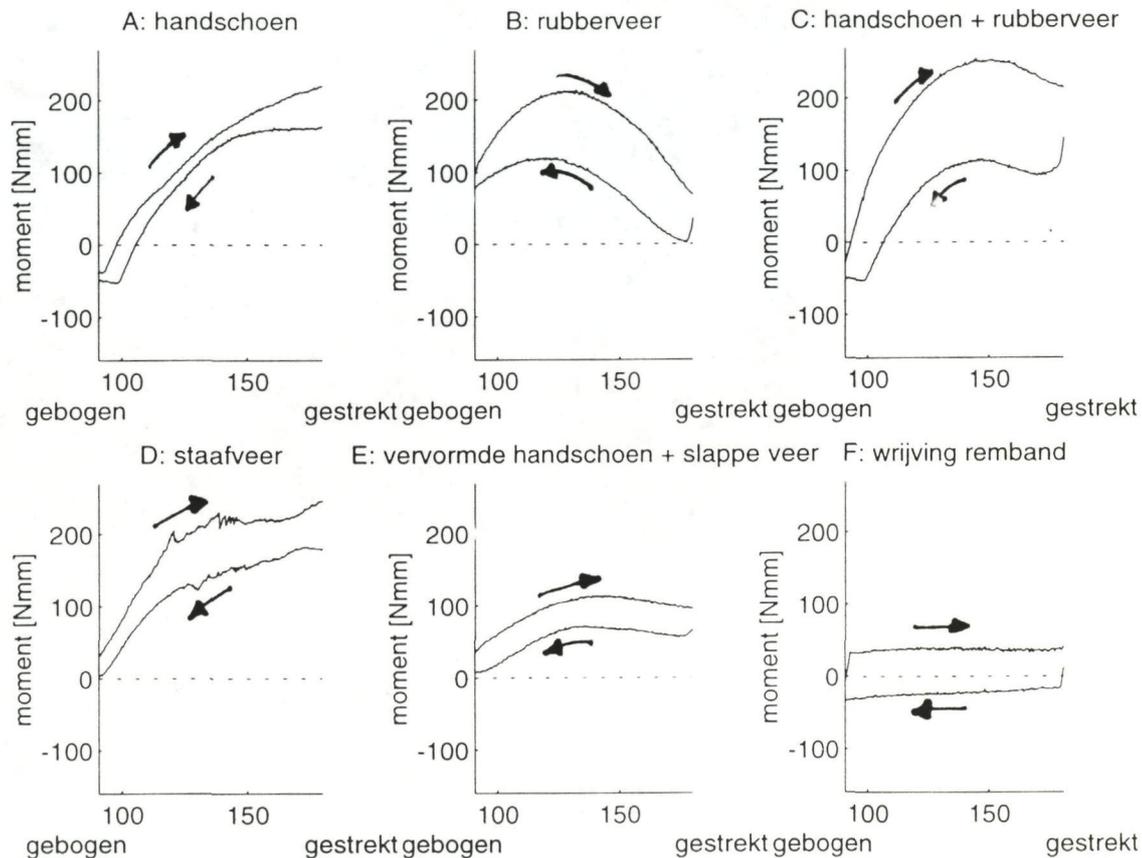
Er zijn twee rubber veren gebruikt die bevestigd zijn aan weerszijden van de vinger, onder de cosmetische handschoen. Er is gekozen voor rubber veren (zie fig. 34) omdat die veel platter zijn dan spiraalveren. De ruimte tussen de inwendige vinger en de handschoen is immers beperkt. Voor één centrale veer in de vinger is geen ruimte omdat daar het blokkeermechanisme zich bevindt. De veren zijn zo geplaatst dat met het buigen van de vinger het buigend moment rond het middengewricht groter wordt (zie fig. 34). Helaas was de variatie in beschikbare veren beperkt waardoor de karakteristiek van de gebruikte veren zodanig is dat het strekken van de vingers zwaar verloopt.



*Figuur 34. De rubber veren zijn zo geplaatst dat de loodrechte afstand tot en daarmee het moment rond de as van het middengewricht groter wordt naarmate de vinger meer buigt.*

Het blokkeermechanisme functioneert goed. Als de kabel niet wordt bekrachtigd blijft de vinger gestrekt. De kracht op de bedieningskabel, die nodig is om het blokkeermechanisme die de vinger gestrekt houdt los te koppelen, is gering. Door de sterke veer wordt de vinger wel met kracht dichtgetrokken. In overeenstemming met de berekeningen kan de vinger niet gestrekt worden zo lang de bedieningskabel bekrachtigd wordt.

Om te bepalen welk moment nodig is om de vinger te kunnen buigen tot ongeveer 90 graden is de adaptieve vinger met de cosmetisch huid in een trekbank geplaatst. In die opstelling is het tegenwerkend moment als functie van de buighoek gemeten. (zie fig. 35A). (Zie bijlage II voor de meetmethode).

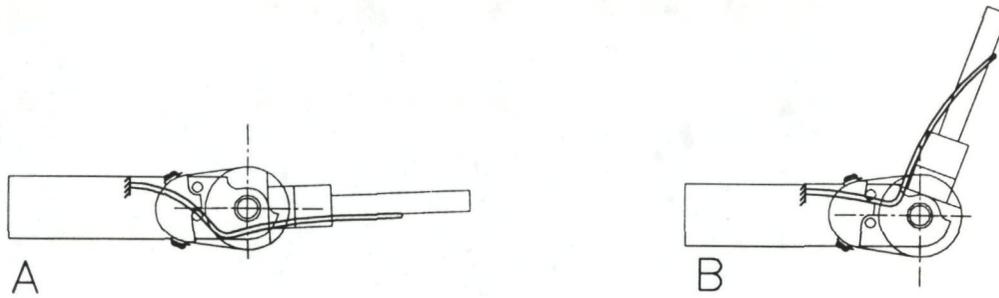


**Figuur 35.** Meetresultaten van de trekproeven. Er is steeds het moment rond het middengewicht gemeten als functie van de buighoek. A: De cosmetische handschoen. B: De rubber-compensatieveren. C: De cosmetische handschoen en compensatieveer samen. D: De compensatieveer van verenstaal. E: De gevormde handschoen en veel slappere rubber-compensatieveer samen. F: Wrijving van de remband in ontkoppeld toestand.

Zoals verwacht, neemt de weerstand van de handschoen toe met het buigen van de vinger. Het buigend moment dat de gebruikte veer rond het middengewicht levert is ook gemeten (fig.35B). Over het eerste deel van het buigtraject neemt het moment inderdaad toe, maar wordt daarna weer lager. Een verklaring hiervoor is dat de momentsarm in het tweede deel van het buigtraject nauwelijks verandert terwijl de veer juist sterk verkort waardoor zijn trekkracht afneemt. Wat verder opvalt is dat de wrijvingsverliezen aanzienlijk zijn. De onderste curve geeft het door de veer geleverde buigmoment weer, de bovenste curve representeert het moment dat nodig is om de vinger (zonder handschoen) te strekken. Het verschil gaat dus aan wrijving verloren.

De wrijving is te verklaren door studie van de krachten in de vinger. Het moment dat de veren leveren is maximaal ongeveer 150 Nmm. De veren grijpen dan aan op ongeveer 4 mm van het draaipunt. Zij leveren samen een trekkracht van ongeveer 37.5 N. Aan deze kracht staat ook de as van het middengewicht bloot waardoor droge wrijving optreedt. Daarnaast schuiven de (rubber) veren ook nog eens langs de metalen delen van de vinger wat ook veel wrijving tot gevolg heeft. Het moment wat dan ook geleverd moet worden om de vinger met de compenserende rubberveren te strekken wordt weergegeven door de bovenste curve van figuur 35C.

Om de wrijvingsverliezen te beperken kan men een ander type veer gebruiken. Er is gekozen voor een staafje van verenstaal. Dit is zo langs de vinger gevormd dat het binnen de contouren van de vinger valt, zowel in gebogen als gestrekte stand (zie fig. 36).



*Figuur 36. Het buigen van de adaptieve vinger door middel van een staafveer.*

Aan weerszijden van de basis van de vinger is deze veer ingeklemd zodat die daar een moment kan opnemen. Ook is de veer zo gevormd dat hij nergens contact maakt met de vinger, dit om wrijving te voorkomen. Ter plaatse van het tweede kootje is de veer zo bevestigd dat er beweging in lengterichting ten opzichte van dat kootje mogelijk is, zodoende kan de veer alleen kracht uitoefenen loodrecht op de as van het kootje. Dit heeft tot gevolg dat de afstand tot de draaias (=momentsarm) steeds loodrecht op de krachtrichting staat. Deze momentsarm kan zodoende groter zijn dan bij de eerder beschreven rubber veer. Het gevolg is dat de belasting op de as veel lager is en het wrijvingsverlies dus ook minder wordt (zie ook fig. 35D). De karakteristiek is nu zo, dat het buigend moment niet toeneemt met de buighoek maar zelfs iets afneemt. De kartels in de curve is waarschijnlijk stick-slip, wat ontstaat door het schuiven van de veer langs de vinger.

De cosmetische huid van de vinger is tenslotte ook plastisch gebogen ter plaatse van het middengewricht (zie bijlage I) tot een buighoek van ongeveer 60 graden. Plastische vervorming tot de gewenste 90 graden was wel mogelijk, maar dan zou de vinger een cosmetisch onaanvaardbaar uiterlijk hebben. De kunststof is dan zo ver opgerekt dat die gaat plooiën als de vinger gestrekt is. Door een vrij slappe rubberveer te gebruiken die niet langs het metalen deel van de vinger schuift, kan de vinger toch tot 90 graden gebogen worden. Om de vinger te strekken moet deze slappere veer samen met de handschoen iets opgerekt worden. Het moment rond het middengewricht dat daar voor nodig is, is weer gemeten met de trekbank (zie fig. 35E). Te zien is dat het benodigde moment hier veel lager ligt dan bij de situaties zoals getoond is in figuur 35C. Het strekken van de vinger gaat dus veel lichter. In de trekbank is tenslotte de wrijvings-weerstand van de blokkeerband bepaald. Deze heeft immers ook in uitgeschakelde toestand nog contact met de cilinder (zie fig. 35F). Het wrijvingsverlies dat hierbij optreedt zorgt er voor, dat er extra kracht nodig is om de vinger te strekken.

## 4. CONCLUSIE EN AANBEVELINGEN

### 4.1 CONCLUSIE HANDPROTHESE MET KOPPELMECHANISME

Het prototype van de handprothese voldoet aan de meeste van de gestelde eisen. Wanneer de hand niet gebruikt wordt om te grijpen is die gesloten wat een redelijke cosmetisch uiterlijk geeft. Een vrije elleboogbeweging is dan mogelijk. De hand kan met de valide hand of met het object geopend worden in elke stand van de elleboog. Door de vingers te verdraaien ontstaat een koppeling tussen duim en elleboog. De hand kan dan nog wel verder geopend worden. De vingers sluiten om het vast te pakken voorwerp heen door een lichte veer. Er is dus geen elleboogbuiging nodig om de hand te sluiten. Indien de hand zich niet in de gesloten stand bevindt, leidt elleboogbuiging tot het buigen van de duim zodat knijpkracht op het voorwerp kan worden overgedragen. De reactiekracht op de vingers kan worden doorgeleid naar de hand omdat de wijs- en middelvinger tijdens het knijpen worden vastgezet in hun basisgewricht aan de rest van de hand. Voor het tot stand brengen van die blokkering is wel enige verdraaiing van de vingers nodig wat resulteert in enige verdraaiing van de elleboog. Dit is niet gewenst. De ringvinger en de pink worden vanwege de eenvoud van de constructie tijdens de knijpfase niet geblokkeerd. Tijdens de knijpfase verdraait alleen de duim iets om bij voorwerpen met een lage stijfheid toch voldoende knijpkracht te kunnen realiseren. Omdat de verdraaiing van de duim klein is, kan deze met de hand worden verbonden door middel van een bladveerscharnier. Daardoor vindt de beweging wrijvingsarm plaats en er is een goede terugkoppeling van de geleverde knijpkracht.

Het gewicht van de constructie is nog wat aan de hoge kant en aan de vorm van de rest van de hand en pols is weinig aandacht besteed zodat het uiterlijk van de totale hand nog niet ideaal is. Proefondervindelijk is vastgesteld dat de vingers en de duim kunnen een knijpkracht van 20 N op de toppen van de vingers doorleiden zonder te breken. Bij welke kracht de constructie zal falen is niet onderzocht.

### 4.2 CONCLUSIE ADAPTIEVE VINGER

Het aansturen en bedienen van de adaptieve vinger functioneert naar behoren. Wanneer de hand niet bekrachtigd wordt om te kunnen knijpen vanuit de elleboog, blijft de vinger in een cosmetisch gestrekte stand staan. Wordt de vinger wel bekrachtigd dan ontkoppelt de blokkering en buigt de vinger in het middengewricht tot ongeveer 90 graden. Een veer zorgt voor deze buiging zodat de elleboog niet gebogen hoeft te worden. Wanneer de vinger vanuit de elleboog bekrachtigd wordt, zorgt het blokkeermechanisme er voor dat deze niet gestrekt kan worden. Doordat de vinger tijdens de knijpfase bij het middengewricht geblokkeerd staat, speelt wrijving daar geen rol meer. Wordt de vinger niet bekrachtigd dan kan deze gestrekt worden met de valide hand.

De karakteristiek van de gebruikte veren werkt onvoldoende compenserend voor de veer karakteristiek van de cosmetische handschoen. Daardoor wordt de vinger te krachtig dicht getrokken. Er is dan ook te veel kracht nodig om de vinger weer te strekken. Ook veroorzaken de rubber veren te veel wrijving wat het strekken bemoeilijkt.

Een beter resultaat levert het plastisch vervormen van de cosmetische handschoen ter plaatse van het middengewricht zodat deze zelf een buighoek van ongeveer 60 graden aanneemt. In combinatie met een slappe veer wordt zo toch een buighoek van 90 graden bereikt. Het strekken van de vinger gaat in deze configuratie veel lichter, waarbij een goede cosmetiek behouden blijft.

Het blokkeerbandje is sterk genoeg om de maximale knijpkracht van 20 N op de vingertop te houden. Hoe het blokkeerbandje reageert op stootbelasting is niet getest. De verwachting is, dat wanneer een gehandicapte bijvoorbeeld op zijn kunstvingers valt, het blokkeerbandje zal knappen.

### 4.3 AANBEVELINGEN

De gemaakte prothese werkt in een testsituatie, maar is nog niet gebruikt door een gehandicapte. De eerste aanbeveling luidt dan ook om in samenwerking met één van de revalidatiecentra een prothese met koppelmechanisme te laten uitproberen door één of meerdere gehandicapten. Voordat dat kan worden gerealiseerd moet het bestaande prototype nog verbeterd worden. De cosmetiek van de hand behoeft verbetering, de massa kan lager zijn, de maximale belasting die de constructie kan verdragen moet onderzocht worden en er dient waarschijnlijk een krachtbegrenzer ingebouwd te worden om de kunsthand tegen overbelasting te beschermen. Verder is het zinvol ook de ringvinger en pink of eventueel alle vingers afzonderlijk, te blokkeren tijdens de knijpfase. Dit zorgt ervoor dat het vast te pakken voorwerp beter omsloten kan worden.

Er is in dit onderzoek niet gekeken naar het elleboogscharnier van de prothese die de verdraaiing van de elleboog om moet zetten in verplaatsing van de trekkabel die naar de kunsthand loopt. Dit scharnier zal ook wrijvingsarm moeten kunnen verdraaien om zo een goede krachtterugkoppeling te verkrijgen. Huidige elleboogscharnieren voldoen niet aan deze eis.

Een verdere aanbeveling is het toevoegen van een greepvergrendeling, zodat na het actief knijpen in een voorwerp de elleboog ontspannen kan worden en de knijpkracht in de hand behouden blijft. Het voordeel van zo'n vergrendeling is dat de biceps tijdens het knijpen niet langdurig aangespannen hoeft te worden. Verder kan na vergrendelen de elleboog weer ontkoppeld worden van de handprothese zodat vrije elleboogbeweging weer mogelijk is, nu mét een voorwerp in de hand.

Het verdient aanbeveling te onderzoeken hoe de adaptieve vinger functioneert in een volledige actief sluitende handprothese, bijvoorbeeld kan een prothese worden uitgerust met meerdere adaptieve vingers, eventueel in combinatie met het hier beschreven koppelmechanisme.

Een sterkteberekening van de adaptieve vinger dient plaats te vinden, om zo meer inzicht te krijgen in de kwetsbaarheid ervan.

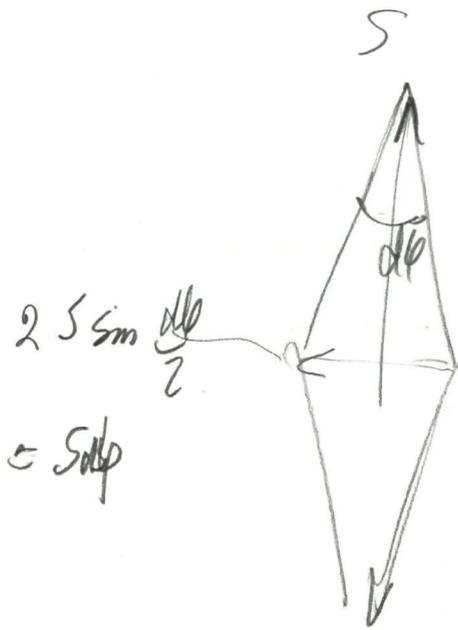
Een verder onderzoek naar de mogelijkheden van blokkeren met behulp van een remband is aan te bevelen, wat betreft optimale banddikte en toepassingsmogelijkheden.

Tenslotte is het zinvol onderzoek te doen naar een cosmetische handschoen die voor een bepaald type prothese de juiste vorm heeft. Een handschoen met vrij kromme vingers ter plaatse van het middengewricht en het basisgewricht zou voor de hier beschreven prothese een uitkomst zijn. Er is dan geen veer meer nodig om de vingers te buigen of de hand te sluiten.

## LITERATUURLIJST

- Burrough, S.F., J.A. Brook, Patterns of acceptance and rejection of upper-limp prostheses, *Orthotics and Prosthetics*, vol 39, no 2, 40-47, 1985.
- Cool, J.C., Een tweede hand, *Annuaire Sanctus Virgilius*, 1986.
- Cool, J.C., Uit drie delen, Uitgangspunten, uitwerkingen en uitkomsten, Lezing bij aanvaarding Peter Prakkeprijs, Boerhave instituut voor post-academisch onderwijs, Noordwijkerhout, i.s.m. Academisch ziekenhuis Leiden en het ISPO, 1991.
- Danz, M.H., Belastbaarheid van de menselijke huid op druk- en schuifkrachten, TU Delft, WbMT-MR, S226, juni 1985.
- Davidson, A., e.a., Grondslagen fijnmechanische techniek, 56-59, 1957.
- Eijk, J. van, e.a., Kruisveerscharnieren, *De constructeur*, no 8, 16-21, 1981.
- Herder, J.L., Handleiding HYSTLUS, Programma om o.a. een hystereselus van een voorwerp op te nemen met een computergestuurde trekbank, TU Delft, WbMT-MR, h555, 1991.
- Herder, J.L., In de greep van de handschoen, TU Delft, WbMT-MR, a555, februari 1992.
- Herder, J.L., Cool, J.C., Plettenburg, D., The WILMER voluntary closing hand prosthesis, a multy disciplinary design approach, *Congres Summaries 11th International Congress of the World Federation of Occupational Therapists*, London, p. 1046/8, 1994.
- Herder, J.L., Munneke, M., Improving Feedback in Body Powered Prostheses, *Proceedings of the XIV European annual conference on human decision making and manual control*, TU Delft, juni 1995
- Hildebrand, S., *Feinmechanische Bauelemente*, 667-685, Berlin, 1968.
- Hoefman, M., Handprothesen, adaptatie of specialisatie, VU Amsterdam, *Bewegingswetenschappen*, november 1994.
- Lunteren, A. van, G.H.M. van Lunteren-Gerritsen, H.G. Stassen, M.J. Zuithof, A field evaluation of armprotheses for unilateral amputees, *Prosthetics and Orthotics International*, vol 7, 141-151, 1983.
- Munneke, M., Optimaliseren terugkoppeling actief sluitende handprothesen, V.U. Amsterdam, *Bewegingswetenschappen*, 1994.
- Pistecky, P.V., Ontwerpen van handprothesen, *Mikroniek*, no 1, 20-28, 1983.
- Reker, E.A.G., Staalbandoverbrenging voor nauwkeurige positioneren, *Mikroniek*, no 6, 153-159, 1991.
- Sol, A.A.M., Veel werk maakt lichte handen, TU Delft, WbMT-MR, N325, 1991.

- Thomassen, E., Sleutelen aan de WILMER onderarmprothese, TU Delft, WbMT-MR, N364, juni 1991.
- Vriesman, P., Stageveslag 1, HTS Alkmaar, Werktuigbouwkunde, 1993.
- Walta, J.H., Esthetische haakprothese, ontwerp, TU Delft, WbMT-rapport no. 193, 1989.
- Walta, J.H., P. Ariese, J.C. Cool, Ergonomic socket design for congenital below elbow amputated children, Journal of Rehabilitation Sciences, vol 2, no 1, 1989.



Je moet toch dat deze berekening niet geheel juist is. !

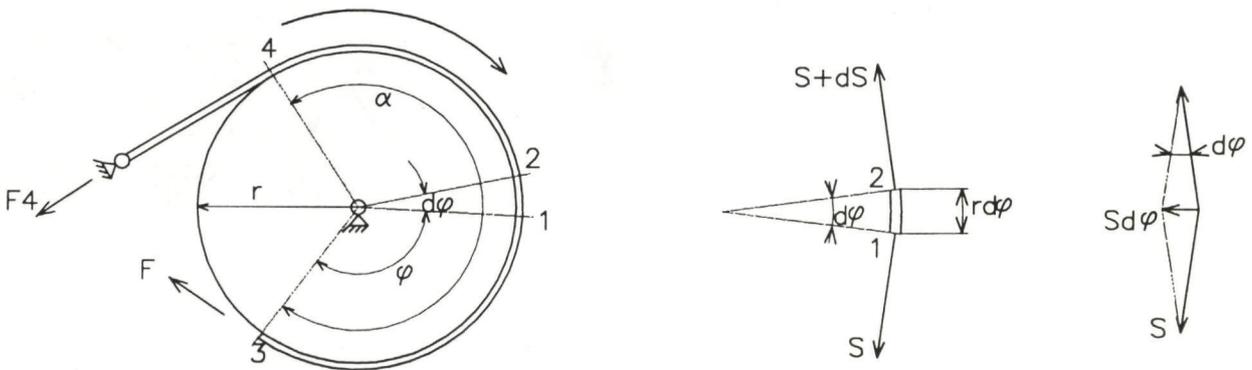
# BIJLAGEN

## Bijlage I

In deze bijlage wordt uitgelegd hoe het rembandblokkeermechanisme werkt, hoe krachten worden doorgeleid en hoe groot de reactiekrachten op de omgeving zijn.

### Het rembandblokkeermechanisme

Om een cilinder, die om zijn as kan draaien, bevindt zich een remband (zie fig. A). Deze band heeft daar waar die de cilinderomtrek volgt, van zichzelf dezelfde straal als de cilinder, zodat indien  $F=0$  er geen wrijving ontstaat tussen de remband en de cilinder, wanneer deze roteert.



Figuur A. Krachten op de band bij een rechthoek draaiende cilinder met remband.

Wanneer  $F > 0$  dan wordt de remband tegen de cilinder getrokken en zal bij rotatie van de cilinder wrijving ontstaan tussen die cilinder en de remband. Bij rotatie rechthoek zal door de wrijvingskracht de remband de rotatie willen volgen zodat de band nog strakker tegen de cilinder wordt getrokken. Om te bepalen hoe groot het totale tegenwerkend moment om de cilinder, bij rotatie rechthoek en een trekkracht  $F$  is, wordt eerst het krachtevenwicht in het bandedement gelegen tussen de hoeken  $\phi$  en  $\phi + d\phi$  nagegaan [Davidson, 1957].

De trekkrachten aan de einden 1 en 2 van dit element zijn respectievelijk  $S$  en  $S + dS$ . Deze trekkrachten resulteren in een normaalkracht op de cilinder  $S \cdot d\phi$ . Evenzo is de normaalkracht op het band element ten gevolge van de kracht  $F$  gelijk aan  $F \cdot d\phi$ . Totaal ondervindt de cilinder dus over het hoeelement  $d\phi$  een normaalkracht  $N = S d\phi + F d\phi$ .

De wrijvingskracht  $W$  die de cilinder ondervindt is hierdoor  $\mu N$  en gelijk aan het verschil tussen de twee aan de einden 1 en 2 van het bandedement werkende trekkrachten, dus  $\mu N = dS$ . Uitgewerkt levert dit:

$$\frac{dS}{d\phi} - \mu S = \mu F$$

De oplossing van deze differentiaalvergelijking is:

$$S\phi = F(e^{\mu\phi} - 1)$$

van  $\phi=0$

$$S = ?$$

kan red. uit  
kan niet  
Kroonruit  
 $dN = S d\phi$

In het positie hefboom draaipunt  
in nepeem vermeld.

in het Grootte omspannen boog ?

*Wanneer leg dat eens uit*

Dit is dus de wrijvingskracht in de remband over een hoek  $\phi$ . Het remmend koppel is nu de wrijvingskracht over de hele hoek  $\alpha$  vermenigvuldigd met de straal  $r$ , in formule dus:

$$M = F \cdot r \cdot (e^{\mu\alpha} - 1)$$

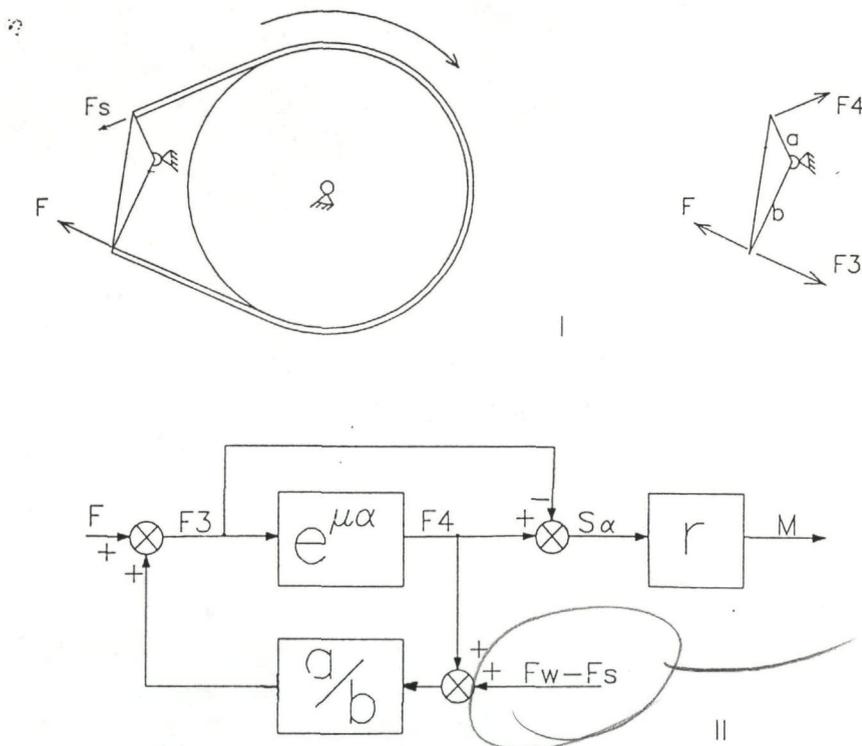
*— het antwoord zal wel goed zijn*

$S\alpha$  is het krachtsverschil in de remband tussen 3 en 4. Bij punt 3 was de kracht in de remband  $F$ , bij punt 4 is het verschil tussen  $S\alpha$  en  $F3$ :

$$F4 = e^{\mu\alpha} F$$

Op deze wijze is dus een remmechanisme gemaakt. Blokkeren van de cilinder zonder een behoorlijke externe kracht bij 3 toe te voegen is nog niet bereikt.

De reactiekracht  $F4$  wordt in deze situatie afgesteund op de vaste wereld. Het is echter mogelijk om deze kracht via een hefboom naar 3 door te leiden zodat de trekkracht in de band daar en daarmee het remmend koppel vergroot kan worden (zie fig.B).



*Wat zijn dit met definitieerd  
— zie pag 33*

Figuur B. I: Bandrem met hefboom II: Het blokschema laat zien hoe de kracht  $F4$  via de hefboom wordt meegekoppeld naar 3.

De figuur en het getoonde blokschema laat zien hoe de reactie kracht  $F4$  wordt meegekoppeld naar 3. Het quotiënt  $a/b$  is het deel van de kracht dat bij 3 wordt toegevoegd.

Er moet gelden dat  $(a/b < 1)$  daar anders de remband alleen maar losser om de cilinder komt te liggen. Het totale remmend koppel wordt daarmee:

$$M = F \cdot r \cdot \frac{(e^{\mu\alpha} - 1)}{1 - (a/b)e^{\mu\alpha}}$$

Voor het geval blokkeren vereist is, zoals bij gebruik in de handprothese, moet gelden:

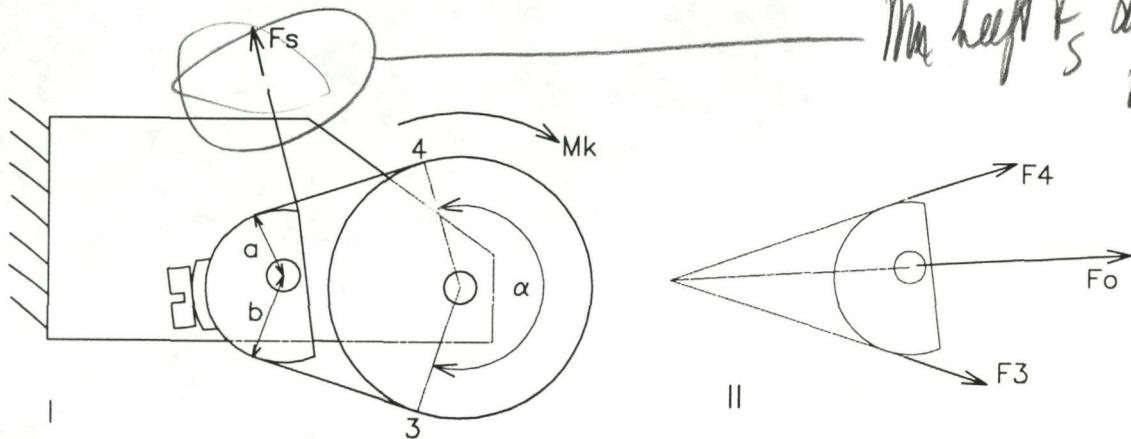
$$(a/b)e^{\mu\alpha} > 1$$

*Dan is  $F_w$  veel variabeel*

De meekoppeling is dan zo sterk geworden dat een externe kracht niet meer nodig is, een klein beetje wrijving  $F_w$  tussen remband en cilinder is genoeg om de blokering tot stand te brengen.

Een geringe kracht  $F_s$  op de hefboom bij 4 zorgt ervoor dat de meekoppeling niet tot stand komt en geen blokkering optreedt. Zo kan het koppelmecanisme dus ontkoppeld worden en de cilinder vrij roteren.

Het vastzetten in het basisgewricht van de wijs- en middelvinger vindt plaats volgens de hierboven beschreven manier (zie fig.CI). Een lichte kracht  $F_s$  op kabel 1 is voldoende om de hefboom in de ontkoppelde stand te houden waardoor roteren van de vinger mogelijk is. Valt die kracht weg doordat de duim buigt dan zal er blokkering optreden.



*Ma heeft  $F_s$  andere richting!*

**Figuur C. I:** Het blokkeermecanisme ter plaatse van het basisgewricht van de kunsthand. De cilinder bevindt zich in het basisgewricht van de middelvinger. **II:** De krachten  $F_3$  en  $F_4$  op de hefboom resulteren in een kracht  $F_o$  op de omgeving.

Voor de hoek waarover de remband tegen de cilinder aanligt geldt  $\alpha=4$  radialen, de wrijvingscoëfficiënt tussen remband en cilinder bedraagt  $\mu=0.1$ . De afstand van de armen a en b tot het draaipunt van de hefboom zijn respectievelijk 6mm en 8mm zodat het volgende geldt:

$$\frac{6}{8}e^{0.1 \times 4} = 1.12 > 1$$

Er treed dus blokkering op.

Bij de adaptieve vinger is de blokkering iets anders uitgevoerd. Daar moet de vinger namelijk tegen buigen geblokkeerd worden indien er niet geknepen wordt (zie fig.DI). Dit gebeurt volgens het hiervoor beschreven principe. Tijdens het knijpen dient de koppeling losgetrokken te worden. Dit kan door een deel van de knijpkracht bij 1 te laten aangrijpen, waardoor de hefboom zal verdraaien en de cilinder kan roteren (zie fig.DII). Tijdens die knijpfase dient de blokkering de andere kant op te werken. Er is daartoe een tweede draaipunt aanwezig waar de hefboom omheen kan draaien. Dit draaipunt is zo gekozen dat er geen directe blokkering optreedt, omdat de vinger gestrekt moet kunnen worden als er niet geknepen wordt. Het benodigde remmend moment hangt af van de knijpkracht aan de top van de vinger. Aangezien een gekozen deel van die knijpkracht ook op de hefboom staat kan er dus voor gezorgd worden dat het moment tegen strekken van de vinger steeds groter is dan het strekkend moment om het middengewricht ten gevolge van de kracht op de top van de vinger.

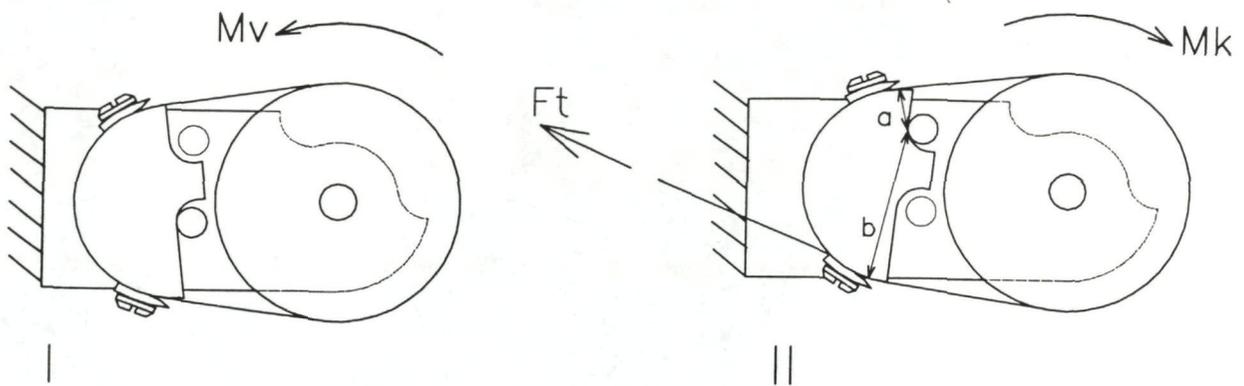
Dit is natuurlijk niet waar.

Bij een directe pool is  $F$  omgekeerd  $\propto r^2$

Bij wat jij een pool noemt komt er een onjuist vektorrichting aan te pas

Joseph heeft de  $\frac{5}{2} \times 20$  puntt kruist mee mee!

$M_{\text{vinger}} = M_{\text{rem}}$   
 $= M_{\text{pomme}}$



**Figuur D. I:** Het blokkeermechanisme in het middengewricht voorkomt dat de cilinder linksom roteert en de vinger buigt ten gevolge van het moment  $M_v$ . **II:** De kracht  $F_t$  laat de hefboom verdraaien waardoor de cilinder linksom draait ten gevolge van  $M_v$ ; de vinger buigt dus. De hefboom heeft nu een nieuw draaipunt gekregen, waardoor bij voldoende kracht  $F_t$  de vinger niet zal strekken door het moment  $M_k$ .

De cilinder heeft een straal van **7.5mm**, de remband volgt de omtrek van de cilinder over een hoek  $\alpha=4$  rad,  $\mu=0.1$  en de afstand van de armen **a** en **b** tot het draaipunt van de hefboom zijn respectievelijk **3mm** en **9mm**.

Stel er is een kracht **Fk** op de top van de vinger aanwezig, op een afstand van **50mm** tot de as van de cilinder. Het remmend moment van de bandrem moet dus minimaal **50Fk** bedragen wil de vinger door de knijpkracht niet gestrekt worden. Voor de benodigde kracht die dan op de hefboom moet worden toegevoegd geldt:

$$F_t \geq \frac{50F_k}{7.5} \times \frac{1 - (3/9)e^{0.1 \times 4}}{(e^{0.1 \times 4} - 1)} = 7F_k$$

Door een kracht van minimaal **7Fk** op de hefboom te zetten treedt blokkering van het middengewricht op tijdens de knijpfase.

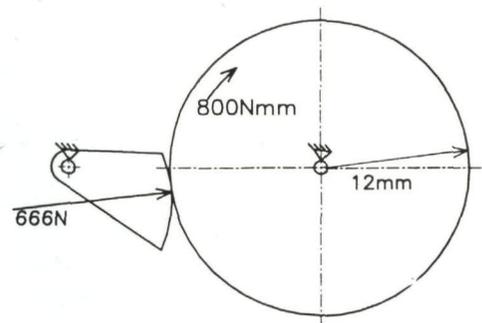
### Reactiekrachten bij een bandremblokkering

Stel dat de kracht op de top van de vinger **10N** bedraagt. De afstand tot de draaias van de cilinder in het basisgewricht is **80mm**, zodat het moment om die as **800Nmm** bedraagt. De cilinder heeft een straal van **12mm**. Bij deze straal past de cilinder nog net onder de cosmetische handschoen. (Zie fig.C) Bij 3 geldt dan voor de trekkracht in de remband:

$$F_3 = \frac{800}{12(e^{0.1 \times 4} - 1)} = 135N$$

De trekkracht bij 4 is dan **8/6** maal zo groot dus **F4=180N**. Deze krachten leveren samen een belasting op van **F0=287N** op de omgeving.

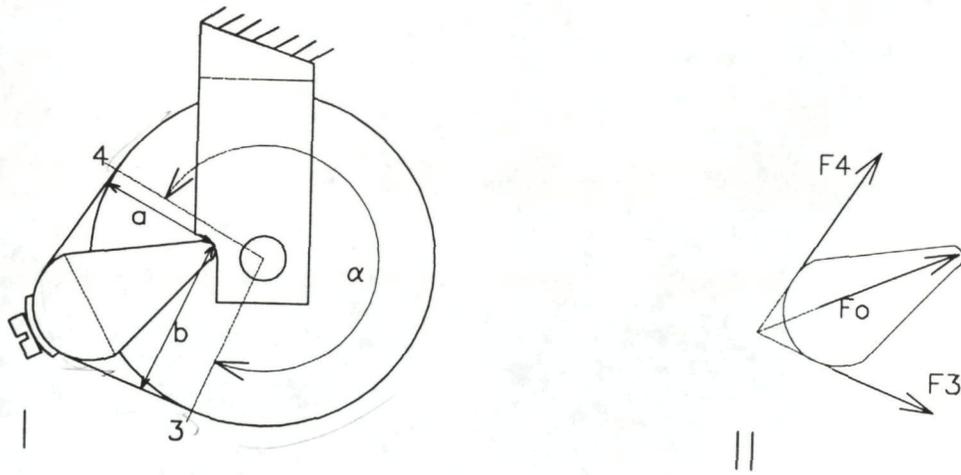
In vergelijking met bijvoorbeeld een blokkering met een pal of een cilinder is de kracht op de omgeving veel lager. Bij deze laatst genoemde blokkeringen is die kracht in de hier getekende geometrie ongeveer **666N** bij dezelfde kracht op de top van de vingers (zie fig.E).



**Figuur E.** De kracht bij een palblokkering. Verder is de situatie gelijk aan de eerder beschreven situatie.

Hoe zie je het?

In de band zodanig plastisch vervormd  
dat hij dezelfde vorm heeft als de cilinder



**Figuur F. I:** Het koppelmecanisme bij de duim. **II:** De krachten  $F_3$  en  $F_4$  op de hefboom resulteren in een kracht  $F_o$  op de omgeving.

Het blokkeermechanisme van de koppeling tussen duim- en elleboogbuiging is iets anders uitgevoerd (zie fig.F). Hier is het draaipunt van de hefboom niet tussen de aangrijppingspunten van de rembandjes geplaatst, maar aan het uiteinde van de hefboom. De reden hiervoor is enerzijds dat de aanlighoek  $\alpha$  groter kan worden gekozen en daardoor de kracht in het rembandje lager kan blijven. Anderzijds is de reactiekracht op de omgeving lager doordat een groter deel van de trekkracht in de bandjes tegen elkaar wegvalt. De cilinder heeft hier een straal van **15mm**,  $\alpha = 5\text{rad.}$ ,  $a = 12\text{mm}$  en  $b = 16\text{mm}$ . Ter vergelijking wordt het benodigde remmend moment hier ook op **800Nmm** gehouden. De volgende krachten zijn nu het gevolg.

$F_3 = 82\text{N}$ ,  $F_4 = 16/12F_3 = 110\text{N}$  en de reactie kracht op de omgeving  $F_o = 137\text{N}$ . Dit is minder dan de helft van de reactiekracht in de andere uitvoering. Bijkomend voordeel is dat, door de hefboom wat te verdraaien, de verhouding tussen de afstanden  $a$  en  $b$  tot het draaipunt van de hefboom kan worden ingesteld.

Een nadeel van deze hefboom is dat de afsteuning op de omgeving aan weerszijden van de cilinder moet plaatsvinden waardoor de hefboom wat complexer te maken is.

### De spanning in de remband

Om te bepalen welke kracht de staalband kan doorleiden worden hier de maximale spanning in de band berekend [Reker, 1991].

Voor de trekspanning in de bandrem geldt  $\sigma_t = F/(t.b)$ ,  $t$  is de dikte van de band en  $b$  de breedte. De bandrem hoeft niet elastisch gebogen te worden bij het aanliggedeelte van de cilinder, omdat de band daar al de omtrekvorm van de cilinder heeft. Tijdens de knijpfase wordt de hefboom wel iets verdraait en verandert de hoek waarmee de band de hefboom verlaat ook iets. De band wordt daar dus ook op buigspanning belast.

Voor de buigspanning geldt  $\sigma_b = E.t/D$ .  $D$  is de diameter waaromheen de band gebogen wordt, hoe kleiner de diameter, hoe groter de spanning. Om die reden zijn de hefbomen half rond uitgevoerd zodat de buigspanning laag kan blijven. Wordt een band om een scherpe rand gebogen dan wordt de buigspanning erg hoog en kan de band bezwijken.

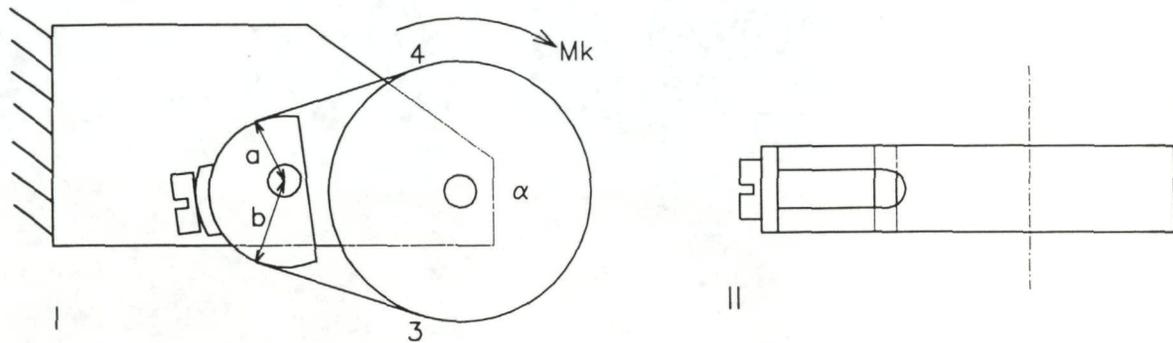
Voor de toelaatbare spanning  $\sigma$  geldt  $\sigma_t + \sigma_b < \sigma$ . De remband die het zwaarst belast wordt is de band in het blokkeermechanisme van de middelvinger bij 3,  $F_3 = 135\text{N}$ .  $F_4$  is groter maar de breedte van de remband bij 3 is maar de helft van de breedte bij 4 omdat er bij 3 een gleuf in de band zit om de lengte van de remband te kunnen instellen (zie fig.G). De maximale toelaatbare kracht in de remband bedraagt  $F_{\text{max}} = \sigma.t.b - t^2.b.E/D$ .

En halve inbrenging heeft het  
dezelfde  $D$  en dus ook  
dezelfde buigspanning

How prot/min has tommel & worden?

Voor de breedte van de band bij 3 geldt  $b=4\text{mm}$ . De remband heeft een dikte van  $t=0.05\text{mm}$  en  $D=14\text{mm}$ . Voor de toelaatbare spanning in staal geldt  $\sigma=2000\text{N/qmm}$ , voor E geldt  $E=210.000\text{N/qmm}$ .  $F_{\text{max}}=250\text{N}$ , dit is hoger dan de maximale kracht van  $135\text{N}$  waarmee de remband belast is.

*hoog bij dynamische belasting*



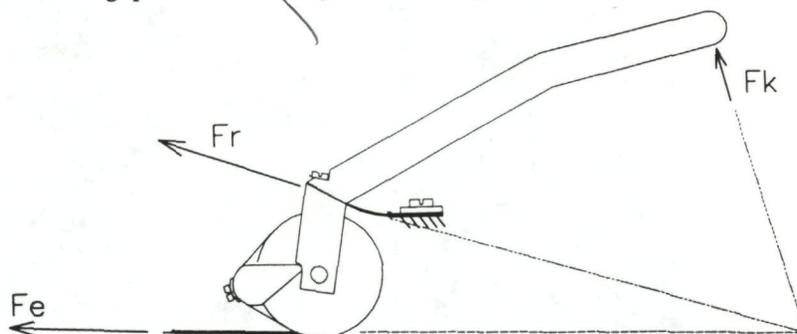
Figuur G. I: De staalbandjes zijn met een schroef en een klemblokje op de halfronde hefboom geklemd. II: Om de lengte van de blokkeerband iets te kunnen variëren is er aan één kant van de blokkeerband een gleuf gemaakt waar de schroef doorheen gaat.

De bandjes zijn in alle uitvoeringen vastgezet aan de hefboom door ze met een schroef en klemblokje tegen de hefboom vast te zetten. In het ene uiteinde van het bandje is daartoe een gaatje geboord, in het andere een gleufje waar doorheen de klemschroef geplaatst kan worden. De gleuf is er voor om de lengte van de remband in te kunnen stellen. Het uiteinde met gleuf is dus minder sterk dan het andere uiteinde van het bandje. Deze is om die reden geplaatst aan de minst belaste zijde van de hefboom. In de ideale situatie is de gleuf zo kort dat het zich alleen bevindt op een deel van de omtrek van de hefboom zodat het bandje daar waar het de hefboom verlaat, en de belasting ervan het grootst is, over de volle breedte belast kan worden en de spanningen dus lager kunnen zijn.

De gleuf in het bandje in de koppeling tussen duim en elleboog is er ook voor om de kabel die van de elleboog af komt doorheen te leiden. De kabel zit vast aan de cilinder en volgt de cilinderomtrek in een groef in het midden van het omtrek oppervlak. Zo kan de kabel onder het rembandje door bewegen en wordt de koppeling tijdens de knijffase symmetrisch belast.

### Het bladveerscharnier

*De* Het bladveer is zo geplaatst dat het tijdens het knijpen voornamelijk op trek wordt belast (zie fig H).



Figuur H. De knijpkracht op de duim  $F_k$  en de kracht op de elleboog kabel  $F_e$  resulteren in een kracht  $F_r$  op het bladveerscharnier.

Bij een belasting van **10N** op de de top van de duim moet er een kracht van minstens **40N** op de kabel naar de elleboog staan. Het bladveer moet dan een trekkracht van **41.2N** doorleiden. De gebruikte bladveer heeft een dikte van **t=0.25mm** en een breedte van **b=10mm**. De trekspanning wordt dan  **$\sigma = 16.5N/qmm$** . Om een hoge buigspanning te voorkomen is een rondgezet plaatje met ~~het~~ bladveer mee ingeklemd.

de

### Het plastisch vervormen van een cosmetische handschoen

De cosmetische handschoen bestaat uit PVC met weekmakers. Dit is een vrij elastisch materiaal. Het plastisch vervormen van de handschoen is mogelijk door de handschoen te verwarmen. De manier die hier is toegepast is de volgende.

De adaptieve vinger: het prototype van de vinger is met de kunst huid er omheen sterk gebogen ter plaatse van het middengewricht, zodat de kunst huid daar elastisch wordt opgerekt. Vervolgens wordt de vinger in bijna kokend water verwarmd waardoor het opgerekte gedeelte van de kunst huid plastisch wordt vervormd. Daarna wordt de vinger in de gebogen stand weer afgekoeld. Het gevolg is dat de vinger nu in de gebogen stand blijft staan.

7

## Bijlage II

### Metingen aan de prothese

Van belang is dat er tijdens de knijpfase niet te veel energie door wrijving verloren zou gaan, om zo een goede terugkoppeling van knijpkracht te verkrijgen. Daarom is het rendement van de knijpbeweging bepaald.

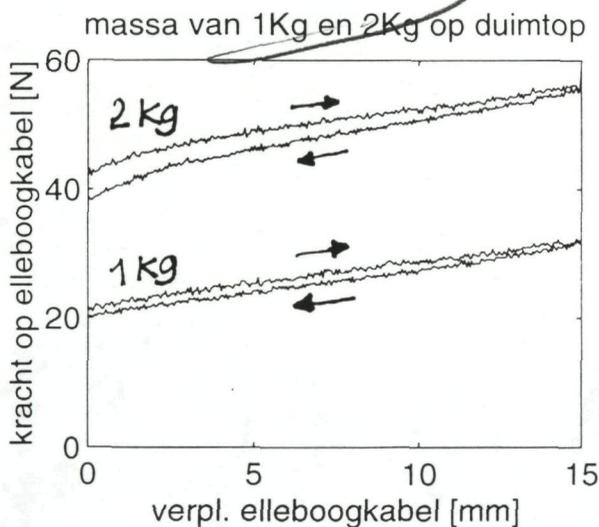
Verder is het belangrijk dat voor de adaptieve vinger uit hoofdstuk 3, die door de valide hand gestrekt moet worden, geldt dat voor dit strekken niet te veel kracht nodig is. Daarom is de benodigde strekkracht voor de vinger ook gemeten.

### De meetopstelling

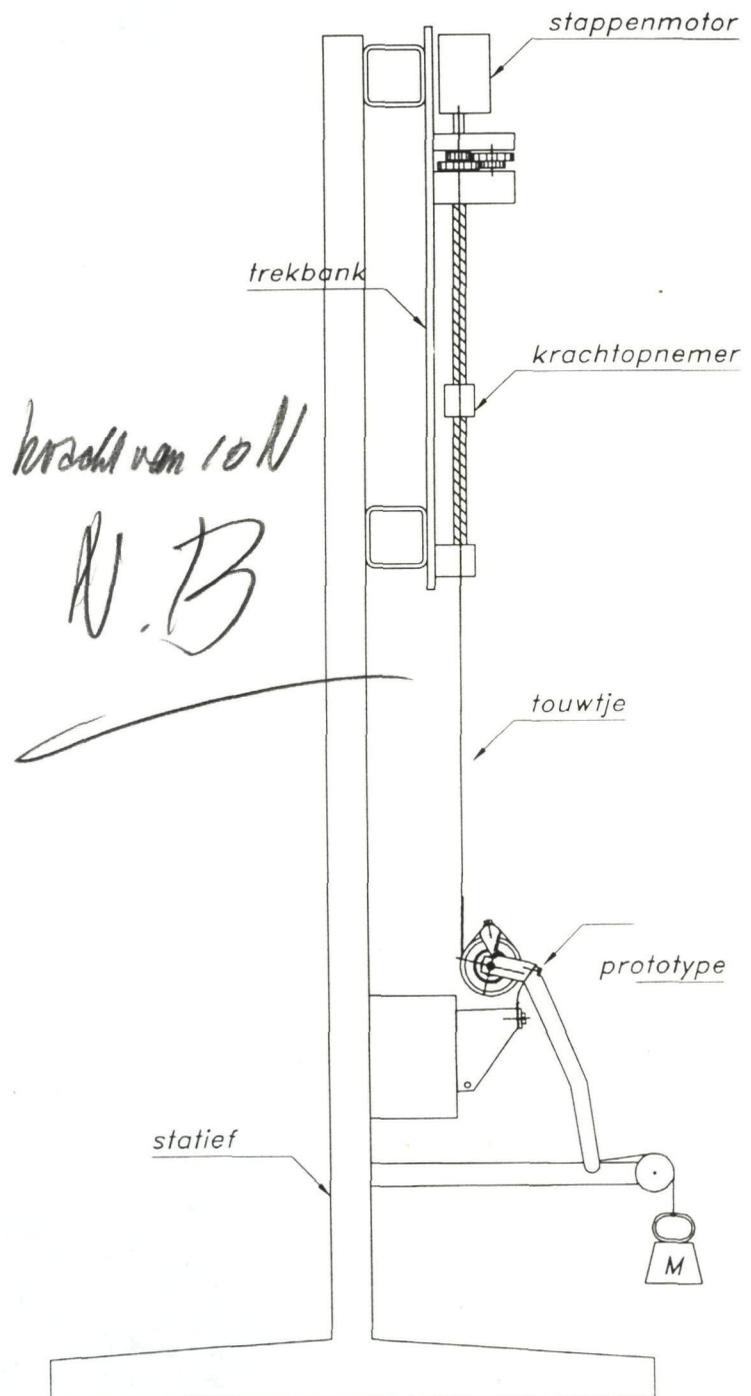
Om de kracht en de verplaatsing te meten is gebruik gemaakt van een trekbank gekoppeld aan een P.C. zodat met behulp van het programma HYSTLUS [Herder, 1992] de gemeten kracht en verplaatsing kan worden ingelesen en het rendement van de beweging kan worden uitgerekend. De duim met de koppeling is ingeklemd in de trekbank. De elleboogkabel wordt aan de krachtopnemer bevestigd die een opgegeven verplaatsing kan uitvoeren.

Aan de top van de duim wordt een knijpkracht gesimuleerd door een massa van 1kg en later 2kg te hangen (zie fig K). De kracht, nodig vanuit de elleboog om de vinger te verplaatsen, wordt gemeten. Bij de teruggaande beweging wordt gemeten hoeveel kracht wordt teruggeleid. Hieruit kan het rendement berekend worden. Dit is het quotiënt van de oppervlakten van de teruggaande curve en de heengaande curve.

Figuur K. De meetopstelling om het rendement van de knijpbeweging te bepalen.



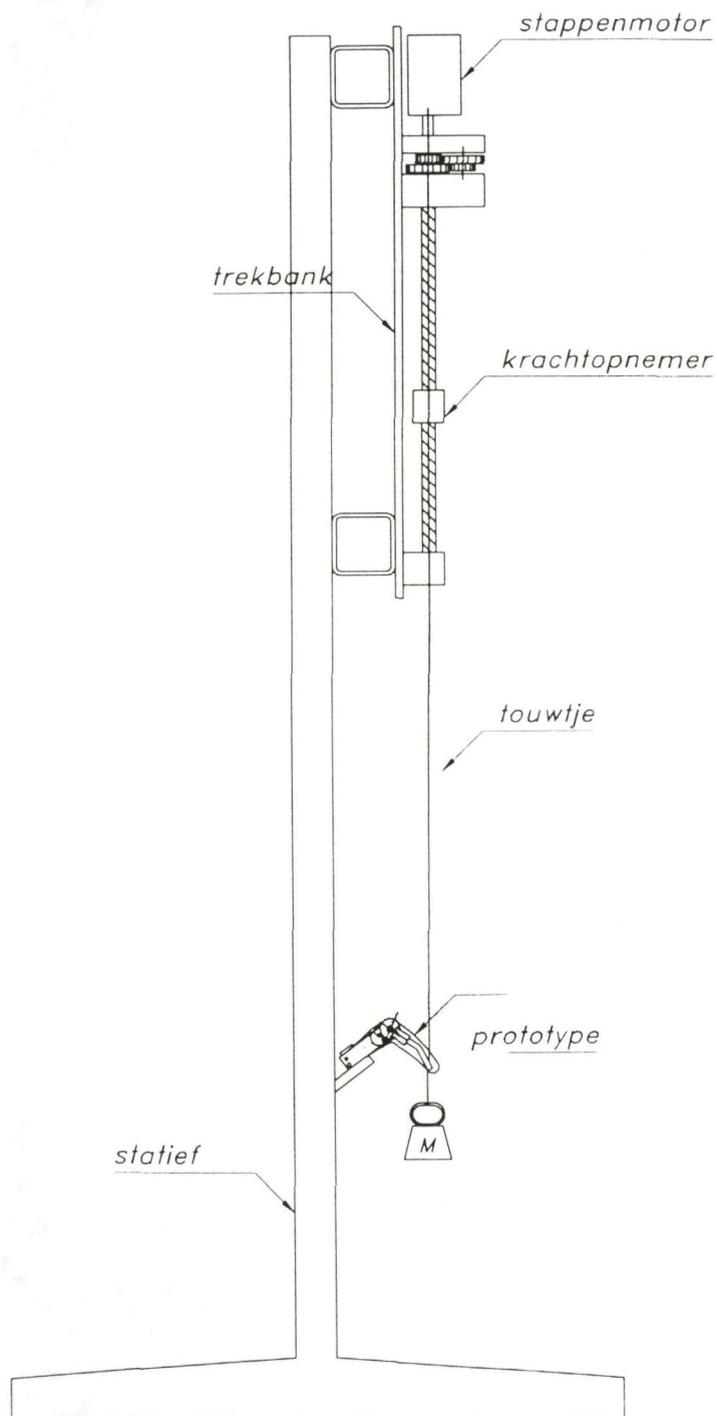
Figuur L. De karakteristiek van de knijpbeweging.



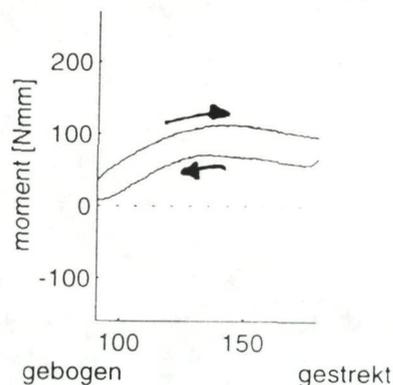
Om te bepalen hoe groot het moment rond het middengewricht van de adaptieve vinger is, dat nodig is om de vinger te strekken, is de vinger in de trekbank geplaatst. Het moment als functie van de buighoek van de vinger was belangrijk, te weten van  $90^\circ$  gebogen tot volledig gestrekt. De krachtopnemer die gebruikt is kan alleen een translerende beweging uitvoeren. De vinger is daarom onder een hoek van ongeveer  $50^\circ$  graden in de meetopstelling geplaatst (zie fig.M) waarna de kracht als functie van de verticale verplaatsing gemeten is. Later zijn de kracht en de verplaatsing omgerekend in respectievelijk het moment rond het middengewricht en de hoekverdraaiing (zie fig.N).

Het moment rond het middengewricht staat niet steeds in dezelfde richting. Omdat de krachtopnemer maar in één richting kan meten is er een massa van **0.5Kg** toegevoegd zodat de vinger steeds maar in één richting belast wordt. Voor deze kracht is later gecorrigeerd.

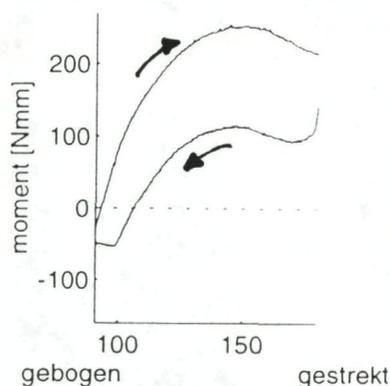
*Figuur M. De meetopstelling met de onder een hoek ingeklemde vinger.* →



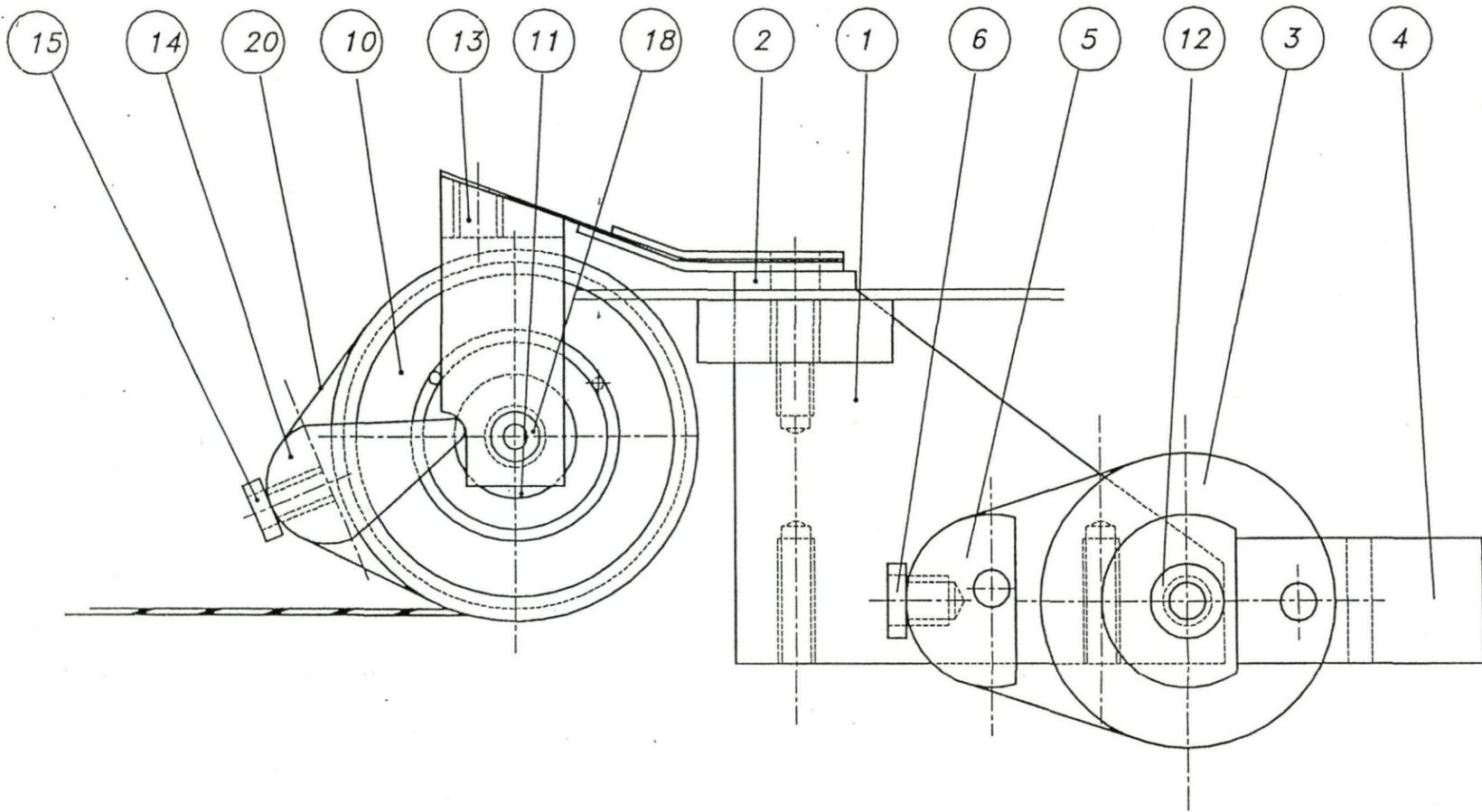
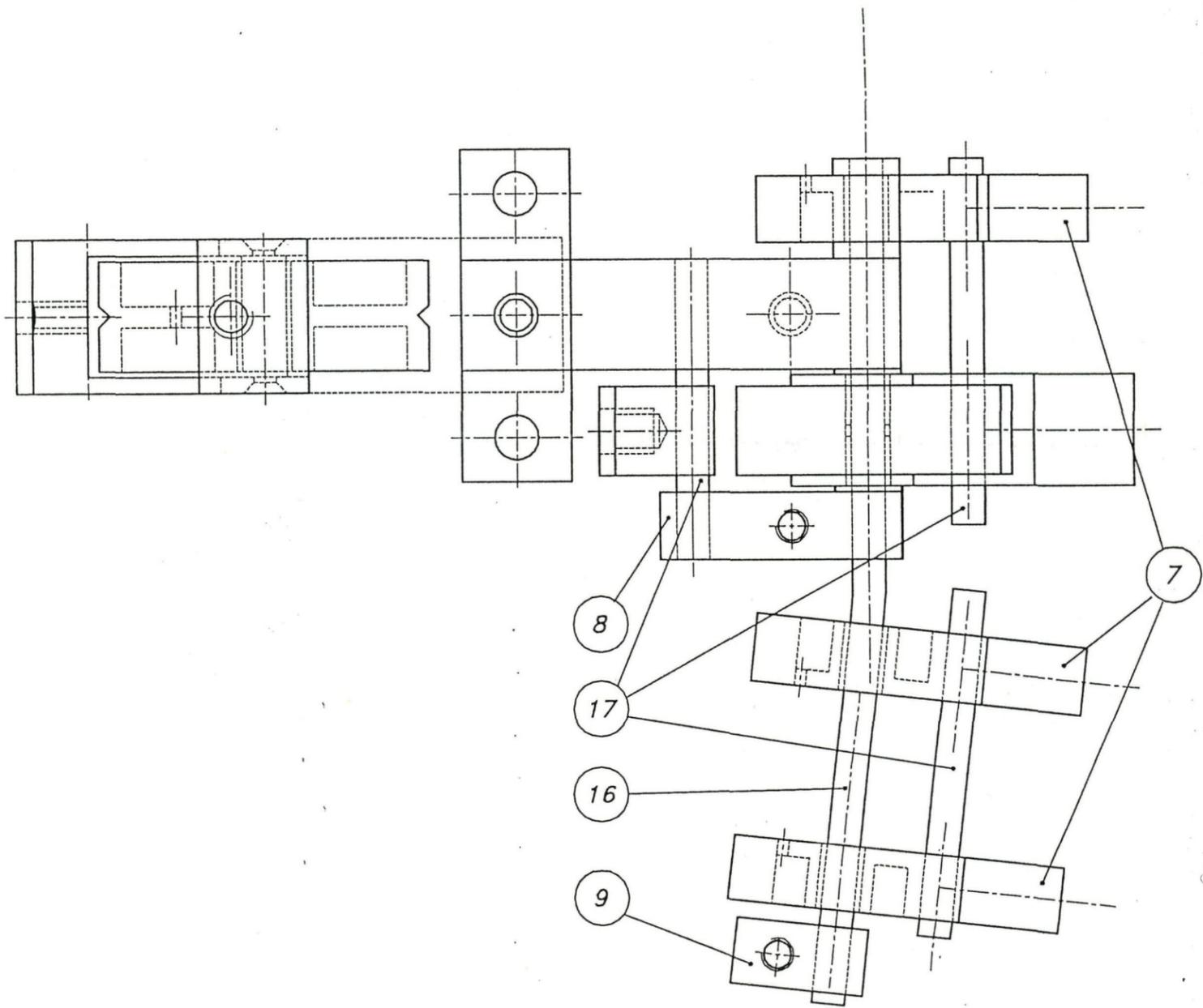
vervormde handschoen + slappe veer



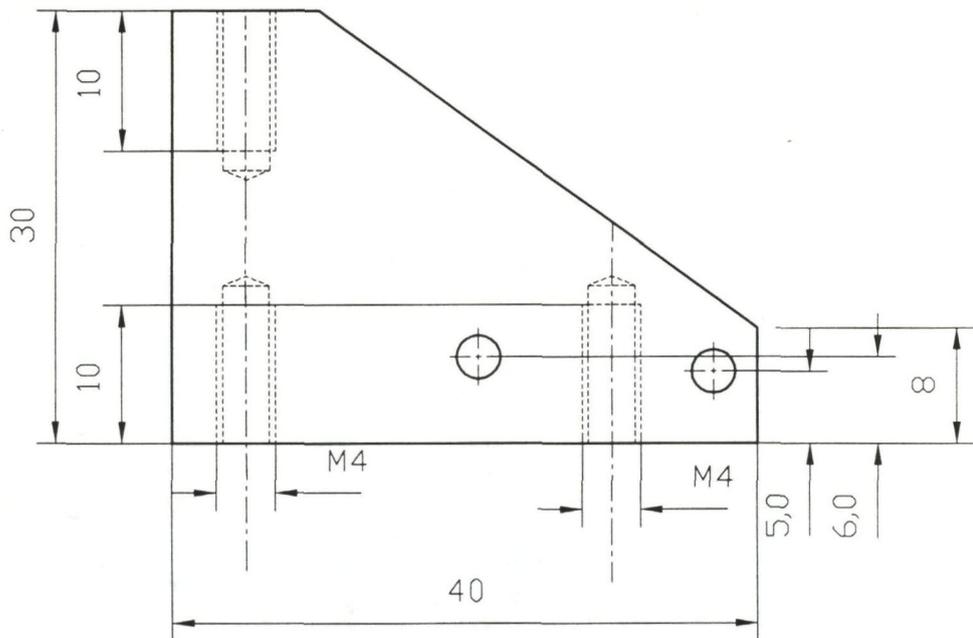
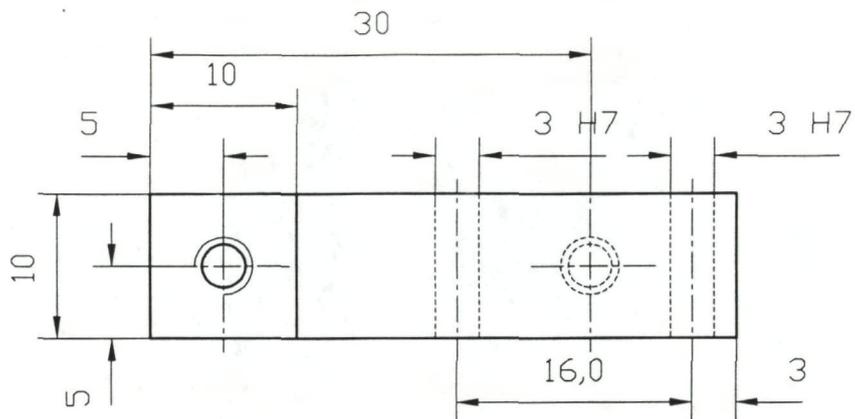
handschoen + rubberveer



*Figuur N. Het moment rond het middengewricht als functie van de buighoek.*



AANTAL		samenstelling		MATERIAAL	NORMAAL	OPMERKING
STUKNR.	BENAMING					
TU Delft		blokkeerinrichting			FILE NAME:	FLOP:
					SCHAAL: 2:1	GET:
					DATUM:	GEC:
					PROJECTIE METHODE	TEK.NR.
						1T
		WILMER			FORMAAT A 3	OPDR.NR.



1 1 frame

AL 7075

frame

AANTAL STUKNR.

BENAMING

MATERIAAL

NORMAAL

OPMERKING

TU  
Delft

FILE NAME:

FLOP:

SCHAAL: 2:1

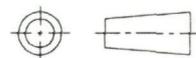
GET:

DATUM: 18-12-95

GEC:

PROJECTIE METHODE

TEK.NR.

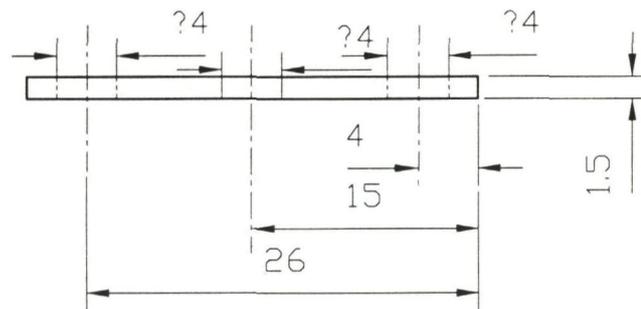
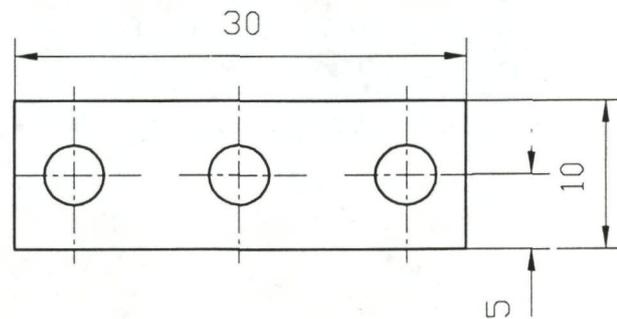


1

W I L M E R

FORMAAT A A4

OPDR.NR.



1 2 plaatje AL 7075

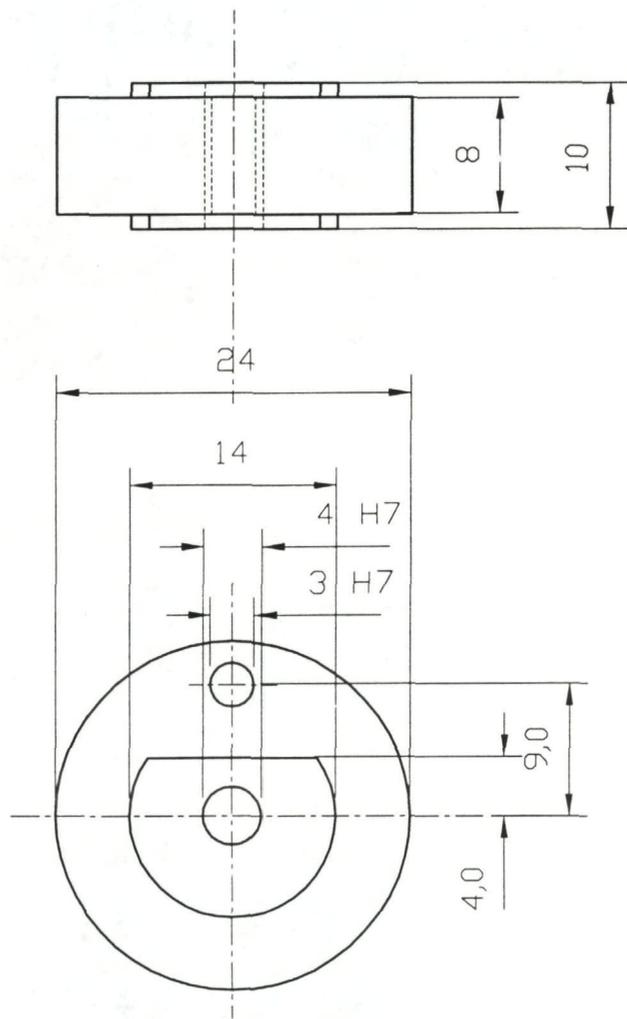
onderdelen

AANTAL	STUKNR.	BENAMING	MATERIAAL	NORMAAL	OPMERKING
				FILE NAME:	FLOP:
				SCHAAL: 2:1	GET:
				DATUM:	GEC:
				PROJECTIE METHODE	TEK.NR.
					2
				FORMAAT A 4	OPDR.NR.

TU  
Delft

W I L M E R

FORMAAT A 4 OPDR.NR.



1 3 blokkeerschijf vinger

AL 7075

onderdelen

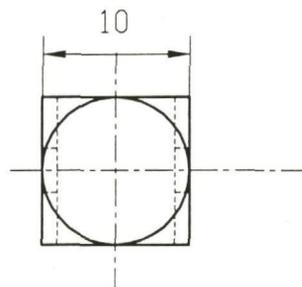
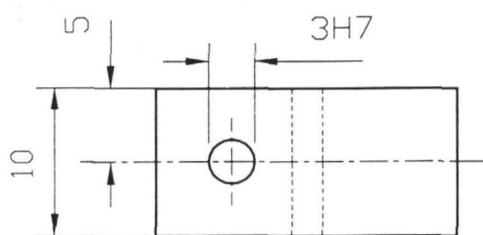
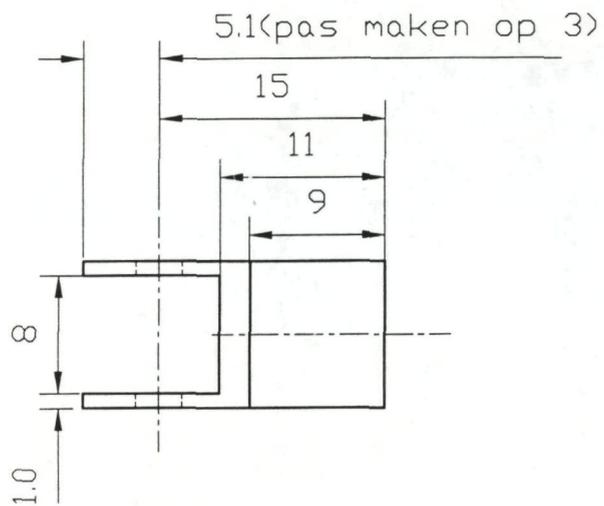
AANTAL	STUKNR.	BENAMING	MATERIAAL	NORMAAL	OPMERKING
				FILE NAME:	FLOP:
				SCHAAL: 2:1	GET:
				DATUM:	GEC:
				PROJECTIE METHODE	TEK.NR.
					3
			W I L M E R	FORMAAT A 4	OPDR.NR.

TU  
Delft

W I L M E R

FORMAAT A 4

OPDR.NR.



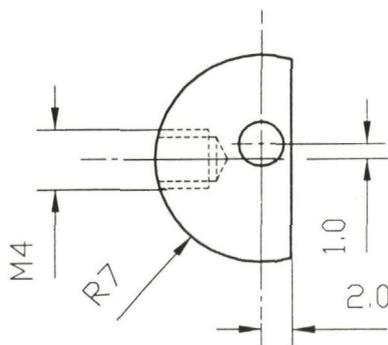
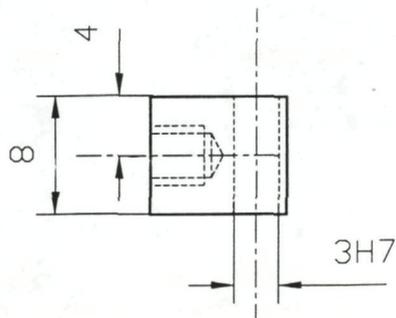
1 4 middelvinger

AL 7075

onderdelen

AANTAL	STUKNR.	BENAMING	MATERIAAL	NORMAAL	OPMERKING
				FILE NAME:	FLOP:
				SCHAAL:	GET:
				DATUM:	GEC:
				PROJECTIE METHODE	TEK.NR.
					4
W I L M E R				FORMAAT A 4	OPDR.NR.

TU  
Delft



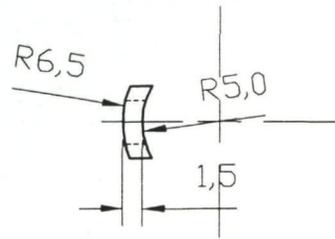
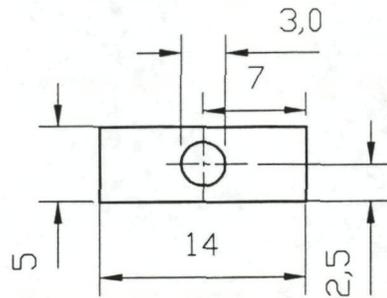
1 5 hefboom vinger

RVS

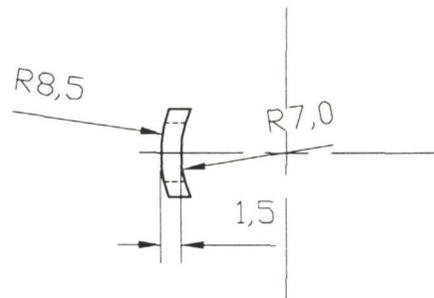
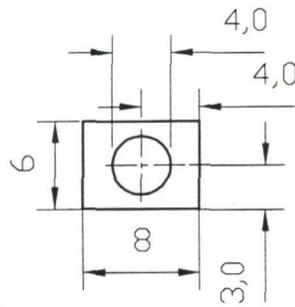
ondredelen

AANTAL	STUKNR.	BENAMING	MATERIAAL	NORMAAL	OPMERKING
				FILE NAME:	FLOP:
				SCHAAL: 2:1	GET:
				DATUM:	GEC:
<b>TU</b> <b>Delft</b>				PROJECTIE METHODE	TEK.NR.
					5
W I L M E R				FORMAAT A 4	OPDR.NR.

15



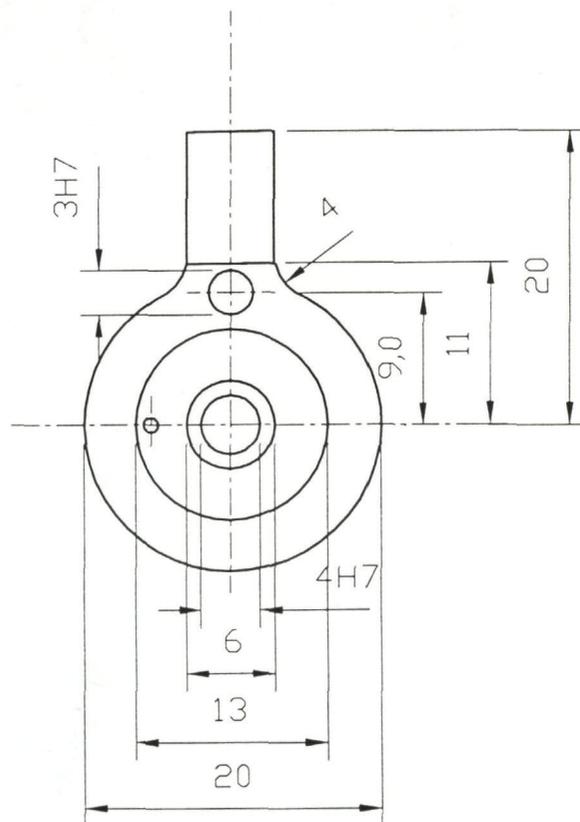
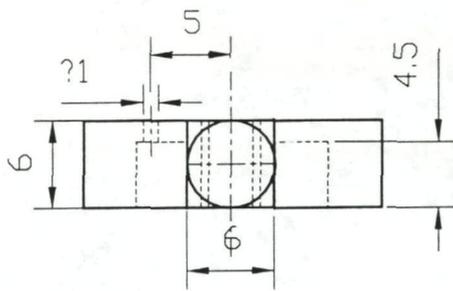
6



1 15, 6 klempaatjes

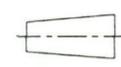
RVS

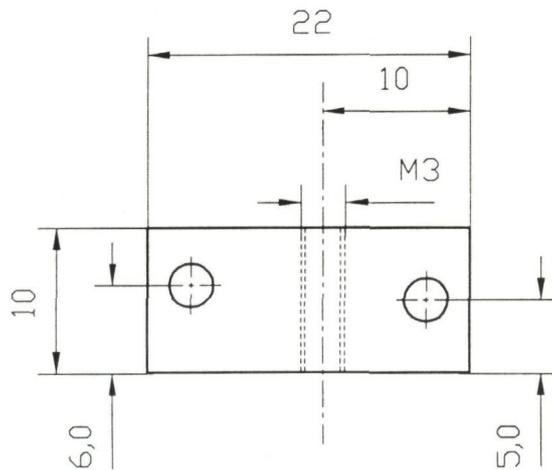
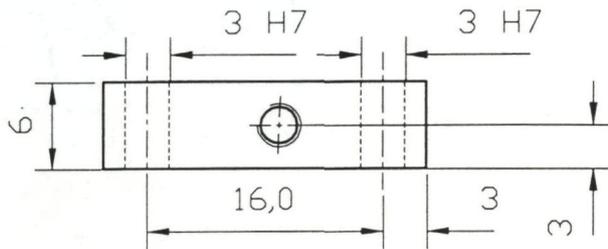
AANTAL	STUKNR.	BENAMING	MATERIAAL	NORMAAL	OPMERKING	
		onderdelen				
<b>TU Delft</b>					FILE NAME:	FLOP:
					SCHAAL: 2:1	GET:
					DATUM:	GEC:
					PROJECTIE METHODE	TEK.NR.
					<b>6</b>	
W I L M E R				FORMAAT A 4	OPDR.NR.	



3 7 vingers

AL 7075

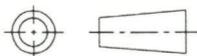
AANTAL	STUKNR.	BENAMING	MATERIAAL	NORMAAL	OPMERKING
		onderdelen			
TU Delft				FILE NAME:	FLOP:
				SCHAAL: 2:1	GET:
				DATUM:	GEC:
				PROJECTIE METHODE	TEK.NR.
				 	7
W I L M E R			FORMAAT A 4	OPDR.NR.	



1 8 steunblok 1

AL 7075

onderdelen

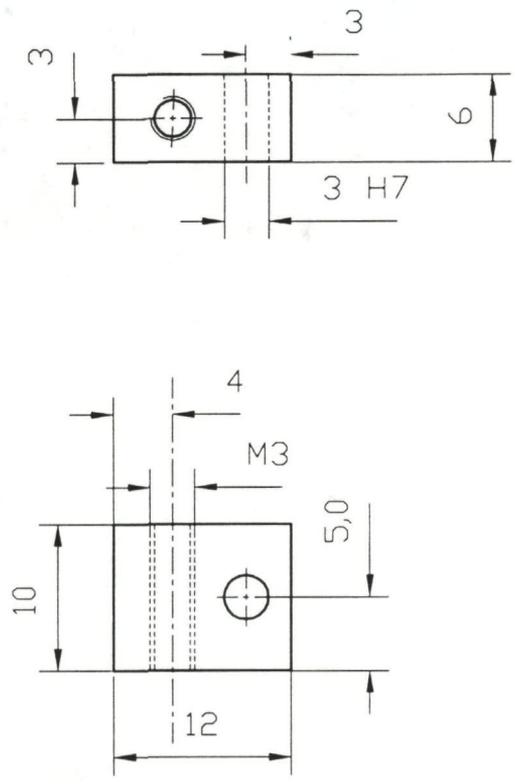
AANTAL	STUKNR.	BENAMING	MATERIAAL	NORMAAL	OPMERKING
				FILE NAME:	FLOP:
				SCHAAL: 2:1	GET:
				DATUM:	GEC:
				PROJECTIE METHODE	TEK.NR.
					8
				FORMAAT A 4	OPDR.NR.

TU  
Delft

W I L M E R

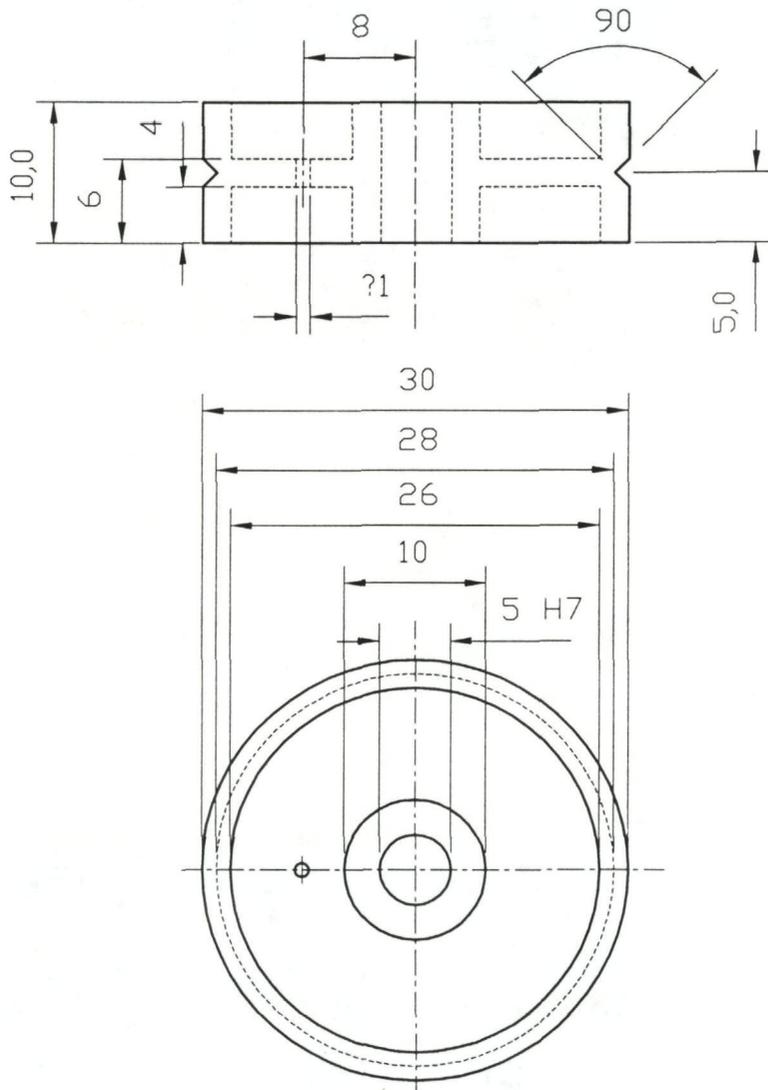
FORMAAT A 4

OPDR.NR.



1 9 steunblok 2 AL7075

AANTAL	STUKNR.	BENAMING	MATERIAAL	NORMAAL	OPMERKING	
		onderdelen				
<b>TU</b> <b>Delft</b>				FILE NAME:		FLOP:
				SCHAAL: 2:1		GET:
				DATUM:		GEC:
				PROJECTIE METHODE	TEK.NR.	
						9
W I L M E R				FORMAAT A 4	OPDR.NR.	

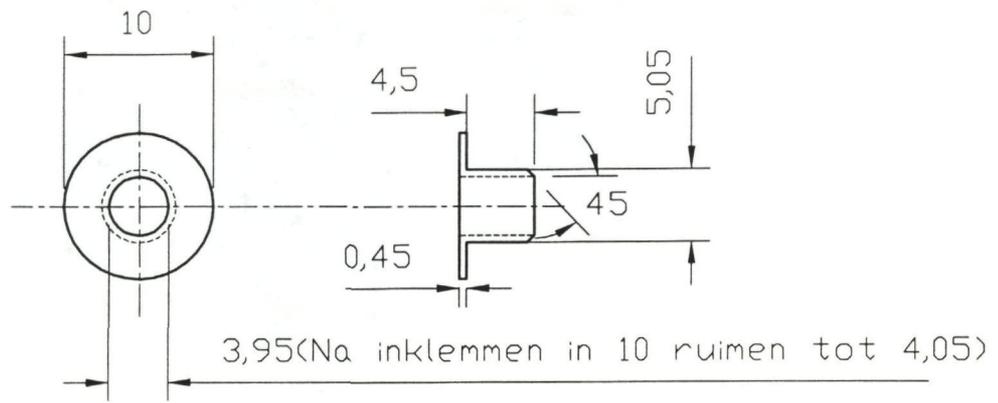


1 10 blokkeerschijf duim

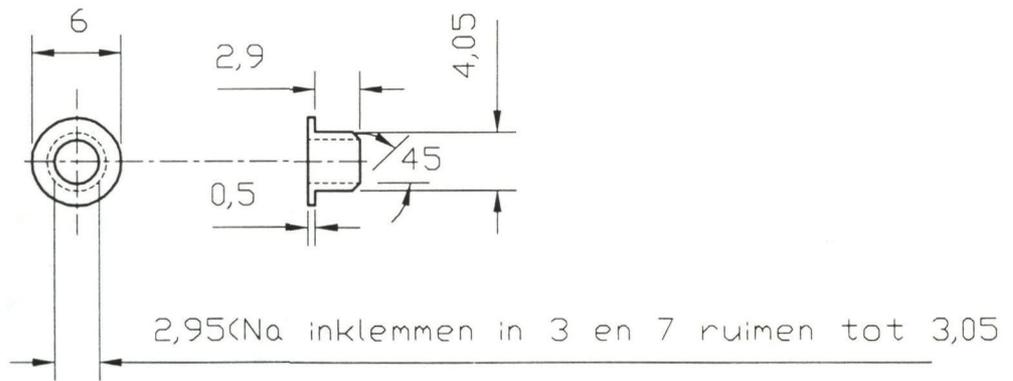
AL 7075

AANTAL		STUKNR.	BENAMING	MATERIAAL	NORMAAL	OPMERKING
			onderdelen			
TU					FILE NAME:	FLOP:
Delft					SCHAAL: 2:1	GET:
					DATUM:	GEC:
					PROJECTIE METHODE	TEK.NR.
						10
W I L M E R				FORMAAT A 4	OPDR.NR.	

11



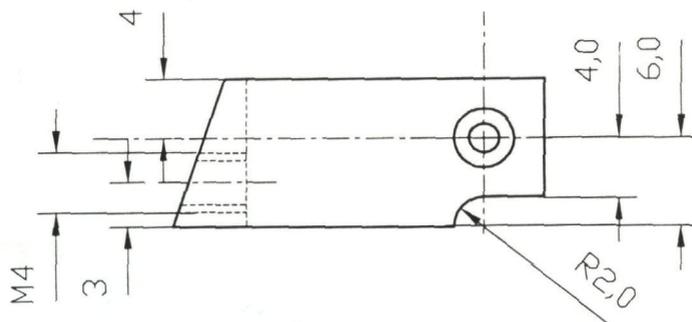
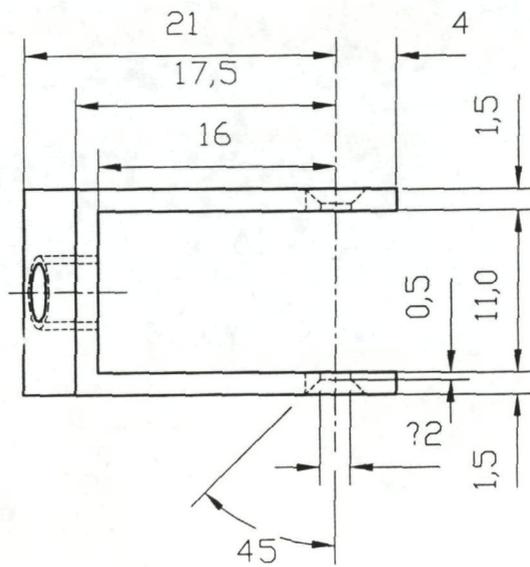
12



2, 81, 12 lagers

PCTFE

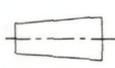
AANTAL		STUKNR.	BENAMING	MATERIAAL	NORMAAL	OPMERKING
			onderdelen			
<p><b>TU</b> Delft</p>					FILE NAME:	FLOP:
					SCHAAL: 2:1	GET:
					DATUM:	GEC:
		PROJECTIE METHODE		TEK.NR.		
				<b>11, 12</b>		
W I L M E R				FORMAAT A	OPDR.NR.	

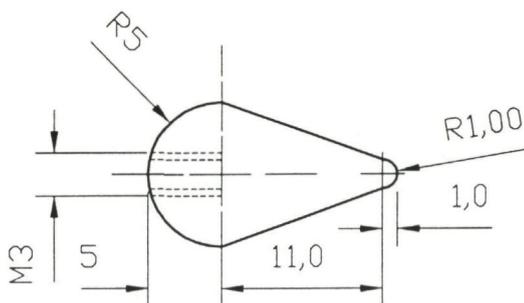
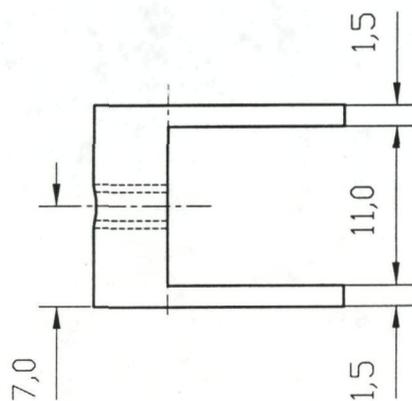


1 13 duim

A17075

onderdelen

AANTAL	STUKNR.	BENAMING	MATERIAAL	NORMAAL	OPMERKING
TU Delft				FILE NAME:	FLOP:
				SCHAAL: 2:1	GET:
				DATUM:	GEC:
				PROJECTIE METHODE	TEK.NR.
				 	13
WILMER			FORMAAT A 4	OPDR.NR.	



1 14 hefboom duim

AL 7075

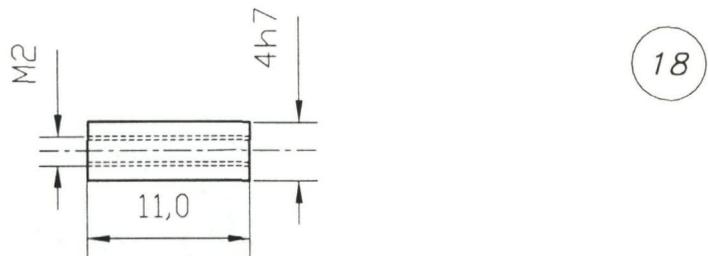
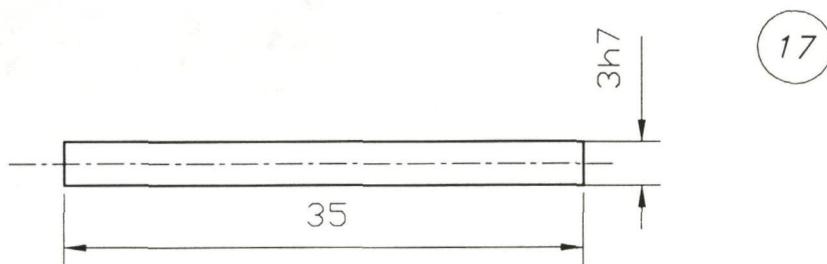
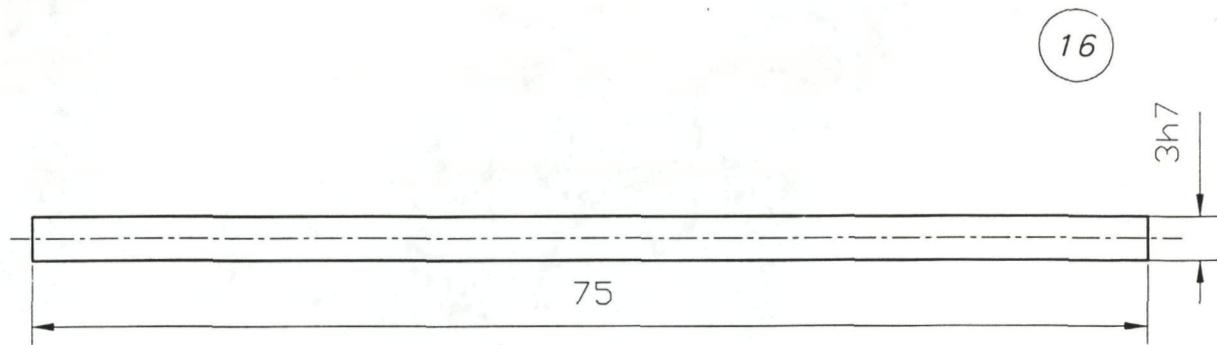
onderdelen

AANTAL	STUKNR.	BENAMING	MATERIAAL	NORMAAL	OPMERKING
				FILE NAME:	FLOP:
				SCHAAL: 2:1	GET:
				DATUM:	GEC:
				PROJECTIE METHODE	TEK.NR.
					14
				FORMAAT A 4	OPDR.NR.

TU  
Delft

W I L M E R

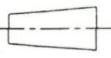
FORMAAT A 4 OPDR.NR.



3 16 asjes

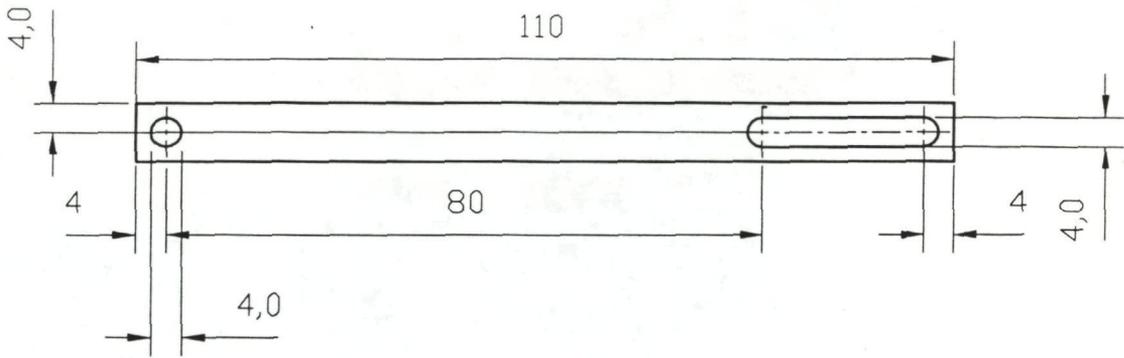
RVS

Onderdelen

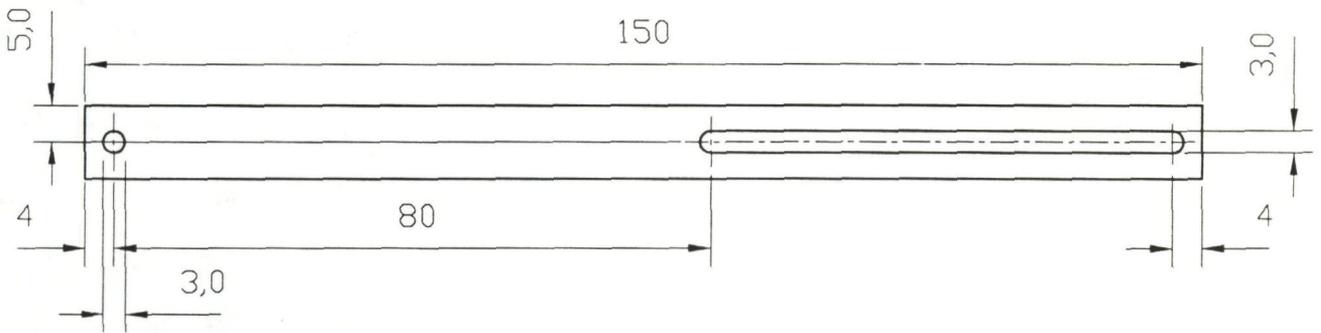
AANTAL	STUKNR.	BENAMING	MATERIAAL	NORMAAL	OPMERKING
				FILE NAME:	FLOP:
				SCHAAL: 2:1	GET:
				DATUM:	GEC:
				PROJECTIE METHODE	TEK.NR.
				 	15
			W I L M E R	FORMAAT A 4	OPDR.NR.

TU  
Delft

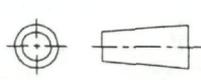
19



20



1 19 blokkeerbandjes verenstaal

		onderdelen			
AANTAL	STUKNR.	BENAMING	MATERIAAL	NORMAAL	OPMERKING
TU Delft					
		FILE NAME:		FLOP:	
		SCHAAL: 2:1		GET:	
		DATUM:		GEC:	
		PROJECTIE METHODE		TEK.NR.	
				16	
W I L M E R			FORMAAT A 4		OPDR.NR.

