

TECHNISCHE HOGESCHOOL DELFT
LABORATORIUM VOOR
WERKTUIGKUNDIGE MEET- EN REGELTECHNIEK

Schrijver:

Onno Zwart

Titel:

Onderzoek naar besturingsconcepten
voor een experimentele prothesehand
met twee vrijheidsgraden (driegreep)

Rapport nr:

A 247

Datum:

30 november 1979

Samenvatting: Voor een experimentele driegreep met twee onafhankelijk werkende lineaire pneumatische motoren worden een aantal besturingen ontworpen en onderzocht. Deze besturingen worden met geminiaturiseerde pneumatische logikakomponenten opgebouwd. De drie meest eenvoudige besturingen ondergaan, tesamen met de hand een aantal testen, waaruit blijkt dat het energieverbruik nog wat aan de hoge kant is, het krachten-en momentenspel vrij gunstig is en het gewicht zeer laag is. Een aanwijzing voor verder onderzoek op het gebied van mentale besturingsinspanning versus funktiewinst wordt, op basis van een inleidende meting, gegeven.

Afstudeeropdracht voor de heer O.P.C. Zwart, Hooikade 23,
2627 AB DELFT.

Bij de sectie Instrumenten is onlangs gereedgekomen een prototype van een handprotese.

In dit prototype is getracht de voordelen van een haak en van een kunsthand te verenigen. De protese is daartoe voorzien van twee onafhankelijke bewegingen met afzonderlijke motoren.

Het ligt in de bedoeling na te gaan op welke wijze de twee motoren gestuurd kunnen worden voor een optimaal resultaat. Uiteindelijk zal de definitieve evaluatie van de verschillende besturingsmogelijkheden bij M.M.S. plaatsvinden.

Van U wordt gevraagd allereerst een voorstel te doen ten aanzien van een aantal zinvol lijkende besturingsmogelijkheden, die ook technisch redelijk eenvoudig zijn uit te voeren. Deze voorstellen te verwezenlijken met de aanwezige besturingscomponenten.

Hierbij aandacht te geven aan het totale energieverbruik van de uitvoering.

Vervolgens een eerste laboratoriumtest uit te voeren om de bruikbaarheid van de door U voorgestelde uitvoeringen te testen. Gedacht wordt hier aan een technische test volgens te Beest en een functionele test volgens Soede. Van U wordt verwacht een voorlopige aanbeveling voor verdere ontwikkeling en/of evaluatie.

Het lijkt evenwichtig uw tijd als volgt over de verschillende onderdelen te verdelen:

- | | |
|--------------------------------------|-----------|
| 1. Voorstellen sturingsmogelijkheden | 1 maand |
| 2. Opbouw hardware | 4 maanden |
| 3. Technische en functionele test | 3 maanden |
| 4. Rapportage | 1 maand. |

Als coach zullen optreden de heer P.V. Pistecy en de heer J.C. Cool. Problemen met betrekking tot de Mens-Machine problematiek kunt U bespreken met de heer A. van Lunteren.

Delft, 12 februari 1979,


Ir. J.C. Cool

- Opgedragen aan Famke -

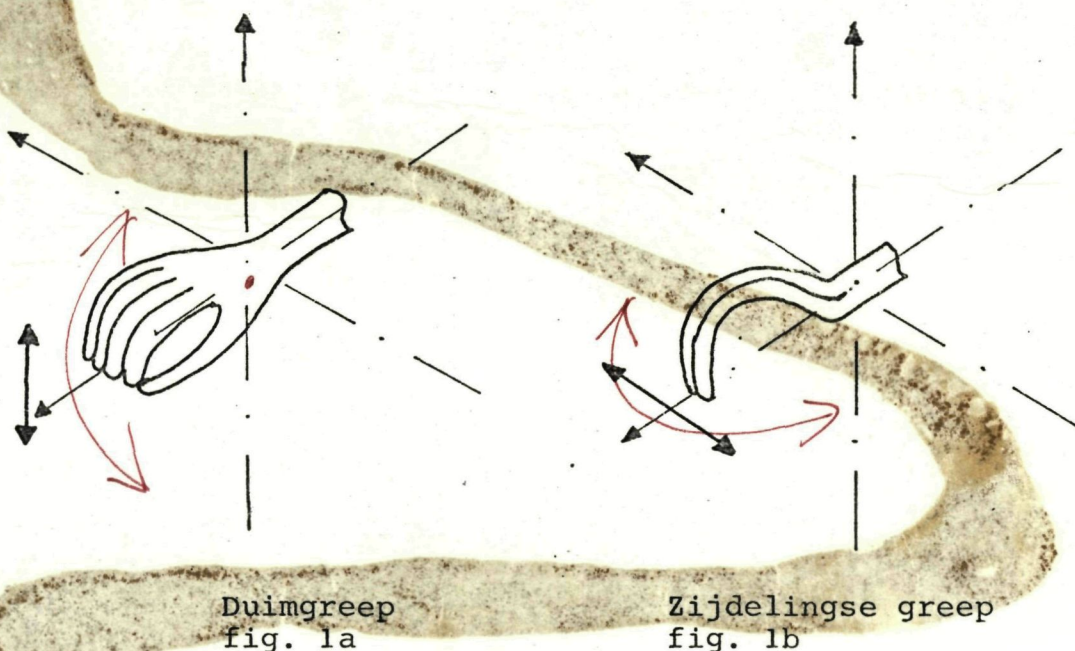
Inhoudsopgave

pag	hoofdstuk
2	Opdracht
3	I. Inleiding
6	II. Probleemstelling, eisenpakket, randvoorwaarden
9	III. Gevolgde werkwijze
11	IV. Ontwerp besturingen
	IV.1. Achtergronden keuze pneumatische bekrachtiging
12	IV.2 Beperking onderzoek tot pneumatische besturing, achtergronden
15	IV.3 Ontwikkelde componenten
17	IV.4 Ingangssignaal. Eisen, beperkingen, mogelijkheden
20	IV.5 Uitgangssignaal. Eisen, beperkingen, mogelijkheden Inleiding besturingsschema's
21	IV.6.2 Tweestandensturing
25	IV.6.3 Driestandensturing
27	IV.6.4 Snelheidssturing
29	IV.6.5 Afweging besturingen, keuze testbesturingen
30	V Energieverbruik
32	VI Technische testen
36	VII Test mentale belasting en funktiewinst, een verkenning
36	VII.2 Dubbeltaakmethode
38	VII.3 Sub Critical Instability Task
40	VII.4 Hoofdtak
43	VII.5 Trainings-en meetschema
45	VII.6.1 Meetresultaten
46	VII.6.2 Leereffekten
48	VII.6.3 Genormeerde meetresultaten
53	VII.6.4 Konklusie, aanbeveling

Appendices I t/m VIII
Literatuurlijst

1. Inleiding

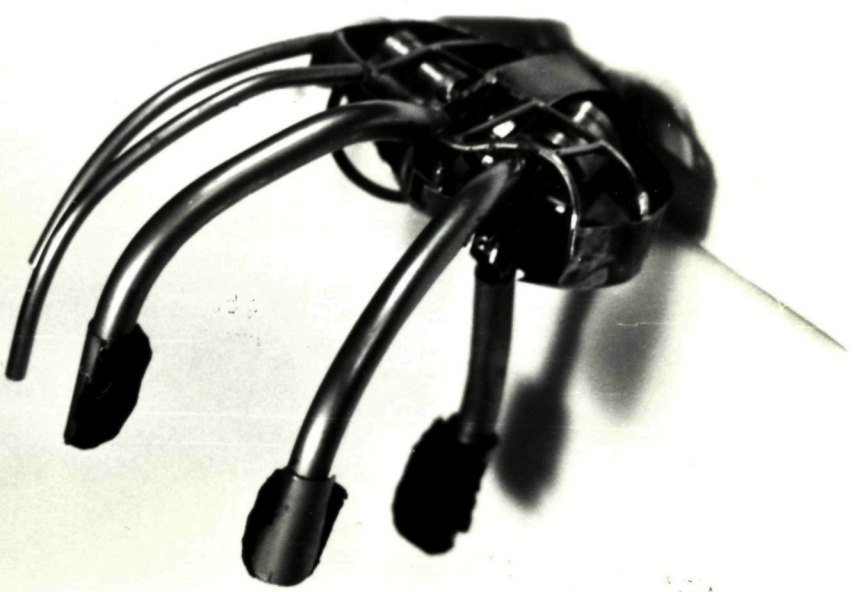
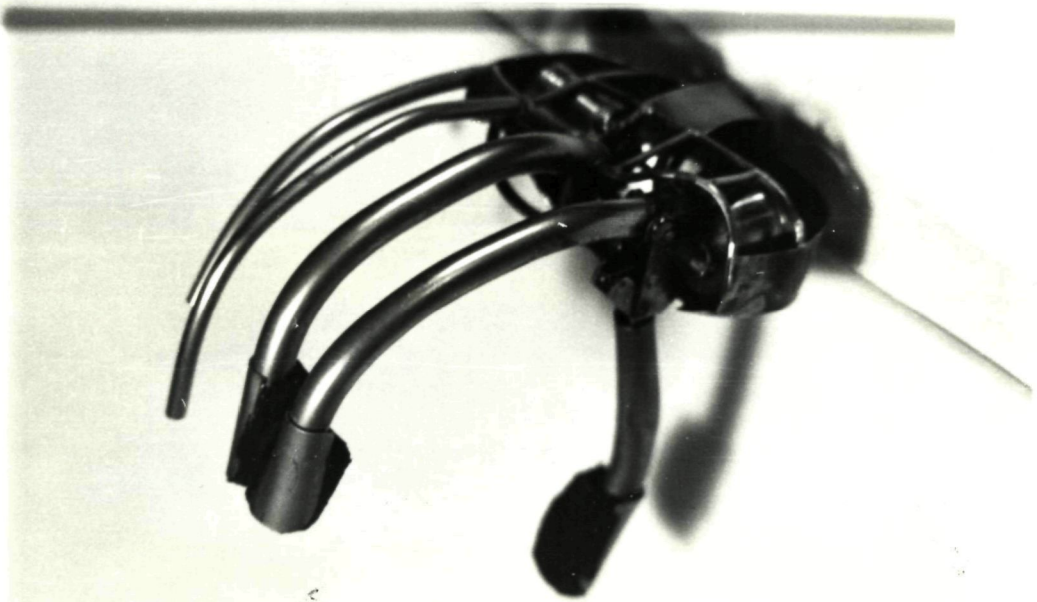
De momenteel in de handel verkrijgbare bekrachtigde handprothesen hebben slechts 1 vrijheidsgraad: d.w.z. deze types hebben of een duimgreep (b.v. elektrische hand) of een zijdelingse greep (b.v. lichaamsbekrachtigde hand, zie fig. 1a,b). Dit houdt in dat, zonder verdere aanpassingen, een patiënt met een dergelijke hand altijd slechts in 1 vlak een voorwerp kan fixeren c.q. oppakken, hetgeen uiteraard een aanzienlijke beperking in de gebruiksmogelijkheden van de prothese met zich meebrengt.



Duimgreep
fig. 1a

Zijdelingse greep
fig. 1b

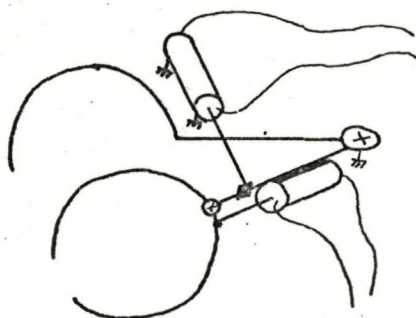
Methoden om een tweede vrijheidsgraad aan te brengen kunnen we onderscheiden in externe konstrukties, die aan een dergelijke hand toegevoegd worden, en interne konstruktieve aanpassingen. Tot de eerste kategorie behoren de binnen de sekte Instrumenten ontwikkelde passieve en actieve polsrotators, die de polsfunctie aan een bestaande hand toevoegen. Deze polsrotators worden al in de praktijk toegepast en voldoen redelijk goed. Deze oplossing vergroot echter de totale lengte van de konstruktie en onttrekt, in het actieve (= door motoren bekrachtigde) geval, ook energie aan de megedragen energiebron.



Een principiële andere oplossing is de mogelijkheid om de tweede vrijheidsgraad in de hand zelf in te bouwen. Voordelen kunnen zijn: - kompaktere bouw

- een driepuntsgreep wordt realiseerbaar
- eventueel een lager energieverbruik.

Om deze mogelijkheid op zijn praktische bruikbaarheid te onderzoeken is binnen de sectie een pneumatisch bekrachtigde handprothese gekonstrueerd met twee onafhankelijk werkende lineaire motoren. Deze hand, de zgn. driegreep, kent derhalve de mogelijkheden tot het openen en sluiten van de duim afzonderlijk en tot het openen/sluiten van de combinatie wijsvinger - duim in zijdelingse richting (zie fig.2.) Tevens kent de hand ook de mogelijkheid van een driepuntsgreep.



*wel erg
duidelijk*

Driegreep, principeschets

(Foto: zonder cosmetische handschoen)

fig. 2

In deze konstruktie is bewust een keuze gemaakt voor niet gekoppelde motoren.

De basisfilosofie was dat, zolang er niets bekend is over de wenselijkheid van het koppelen of juist ontkoppelen van de twee vrijheidsgraden, een experimentele prothese bij voorkeur uitgerust dient te worden met ontkoppelde motoren, opdat later de wenselijkheid van hetzij gekoppelde, hetzij ontkoppelde bewegingen onderzocht kan worden.

De bekrachtiging van deze motoren vindt plaats ^{op slagdeel} dmv. in de prothesekoker meegedragen CO₂-patronen met een werkdruk van ~ 6 MPa, welke druk via een reduceerventiel in de fleshouder teruggebracht wordt tot $\sim 0,6$ Mpa (± 6 ato).

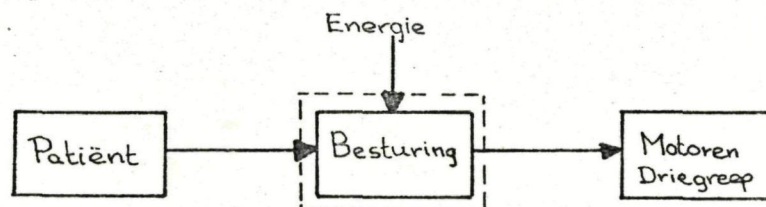
werkdruk

bedieningsvoets
De besturing vindt plaats dmv. een signaal, afkomstig van de patiënt, dat hetzij mechanisch (bv. microswitch) hetzij elektrisch (bv. EMG-sigitaal) van aard is.

Het koppelen van een signaal, afkomstig van de patiënt enerzijds en een signaal naar de motor anderzijds kan op een oneindig aantal verschillende manieren gebeuren, waarvan slechts een beperkt aantal zinvol zijn. Het leggen van deze koppeling is onderwerp geweest van het in dit rapport beschreven onderzoek.

II. Probleemstelling, eisen pakket, randvoorwaarden

Het leggen van het voornoemde verband tussen patiënt en prothese kan schematisch weergegeven worden op de wijze van fig. 3.



Patiënt-prothese
Technische relatie
fig. 3

Hierin kan men zich het blok 'besturing' op zeer vele manieren gerealiseerd denken. Aan deze realisering dienen echter een aantal eisen gesteld te worden die hieronder weergegeven zullen worden. Deze lijst pretendeert geenszins een volgorde van prioriteit aan te geven; aan alle eisen moet zo goed mogelijk voldaan worden. Wel is hier de kanttekening op zijn plaats dat uiteindelijke oplossingen altijd een zekere mate van compromis in zich zullen dragen.

De uiteindelijke besturingen die voor het geschetste probleem ontworpen dienen te worden, moeten zo goed mogelijk voldoen aan de volgende eisen:

- Er dienen zowel besturingen met gekoppelde motoren als besturingen met, al dani niet gedeeltelijk, ontkoppelde motoren ontworpen en getest te worden.

Deze eis komt voort uit de vraag naar wenselijkheid van (ont-)koppeling, die in de konstruktieve fase nog niet opgelost kon worden. Dit onderzoek dient onder andere om te proberen hierover een uitspraak te doen.

- De besturing dient slechts over 1 ingangssignaal geactiveerd te worden.

Het is een praktijkgegeven uit revalidatiecentra dat het soms al moeilijk is om de patiënt 1 signaal te laten genereren dat zo goed mogelijk onafhankelijk is van de nog aanwezige lichaamsfuncties.

Derhalve lijkt het niet verstandig om twee onafhankelijke signalen van de patiënt te vragen, indien het enigszins mogelijk is om de motoren met 1 ingangssignaal te sturen.

- Het ingangssignaal dient realiseerbaar te zijn en moet zo eenvoudig mogelijk van aard zijn.
Dit impliceert beperkingen aan de ingangszijde voor het soort besturingen dat ontworpen kan worden.
Dit wordt nader uiteengezet in hoofdstuk IV.
- De besturing dient gebruik te maken van de binnen de sectie ontwikkelde digitale pneumatische logikakomponenten.
De motivatie voor deze voorwaarde wordt gegeven in hoofdstuk IV.
- Het energieverbruik van de besturingen + motoren dient zo laag mogelijk te zijn.
Deze eis moet gesteld worden om de frekwentie waarmee een patiënt CO₂-patronen moet verwisselen zo laag mogelijk te houden.
- Het totale ontwerp van besturing+prothese dient ook geoptimaliseerd te worden naar de combinatie lage besturingsinspanning-goede prestaties (eventueel uitgedrukt in tijden, krachten, momenten, snelheden, etc.).
- Als beperking van het onderzoek zal niet gekeken worden naar de aard van de signaalopwekking.
Motivatie: deze materie is te zeer patiëntgebonden.
Daarentegen zal, als het te genereren signaal voldoet aan de gestelde eis van vormeenvoud, het in de praktijk ook niet al te grote problemen opleveren om voor een bepaalde patiënt de optimale wijze van signaalopwekking te vinden.
- Tevens is uitgegaan van de voorwaarde dat het onderzoek zich zal beperken tot eenzijdig gehandicapte patiënten.
Het feit, dat de groep eenzijdig gehandicapte patiënten veel groter is dan de groep dubbelzijdig gehandicapten, is natuurlijk onvoldoende motivatie voor deze beperking.
Echter, de probleemstelling is bij de ene groep sterk verschillend voor de andere groep.
Als voorbeeld moge dienen dat, waar de eenzijdig gehandicapte zoveel mogelijk handelingen met de gezonde hand zal doen en de prothese voornamelijk zal gebruiken voor fixatiefuncties, de dubbelzijdig gehandicapte behoefte heeft aan een prothese met uitgebreidere mogelijkheden.
Aangezien dit tot sterk verschillende ontwerpeisen leidt, zal er een keuze gemaakt moeten worden tussen deze twee groepen.
Hierbij dient de kanttekening gemaakt te worden dat de konstruktieve problemen bij prothesen voor dubbelzijdig gehandicapten zo mogelijk nog groter zijn dan bij de enkelzijdig gehandicapten.
De bestaande kontakten met revalidatiecentra, hebben een bepaalde patiëntengroep opgeleverd vanwaaruit met name prothesen gevraagd worden voor eenzijdig gehandicapten. |?

Samengevat luidt de probleemstelling:

Ontwerp, optimaliseer en evalueer zinvolle pneumatische besturingen voor de experimentele driegreep, uitgaande van 1 ingangssignaal en 2, al dan niet gekoppelde, uitgangssignalen.

De besturing dient in combinatie met de prothese ook te voldoen aan de standaardeisen: licht, mooi, stil, snel, handig, goed, klein, zuinig, schoon.

He hele de methode daar (VII)
tiet gevonden?



III. Gevolgde werkwijze

Globaal kan de gekozen probleemaanpak gesplitst worden in een ontwerpfase en een testfase.

In de ontwerpfase is een onderzoek gedaan naar besturingen die realiseerbaar zijn en voldoen aan de gestelde eisen. Uit deze besturingen is een keuze gemaakt van 3 types die verder onderzocht zijn.

In het algemeen geldt voor de testfase dat een combinatie van besturing en prothese, om goede evaluatie mogelijk te maken, 3 stadia van testen dient te doorlopen:

1) Technische testen

Hieronder valt het bepalen van krachten en momenten die een prothese kan opbrengen (Tebeest (3), zie hfdst. VI.) Tevens hoort hier een energieverbruikstest bij (hfdst. V) en dient ook de betrouwbaarheid van de konstruktie onderzocht te worden.

2) Test naar funktiewinst en mentale inspanning (Oomen (4), Soede (6)).

Onderzocht dient te worden enerzijds de mentale belasting (mb) die de patiënt ondervindt bij het besturen van de prothese en anderzijds het prestatienivo (performance) van de combinatie patiënt-prothese in diverse representatieve taaksituaties. Deze testen dienen echter wel uitgevoerd te worden met gezonde proefpersonen (motivatie in hfdst. VII).

Na deze ~~1e en 2e~~ testen kunnen de verkregen ervaringen teruggekoppeld worden naar de ontwerpfase.

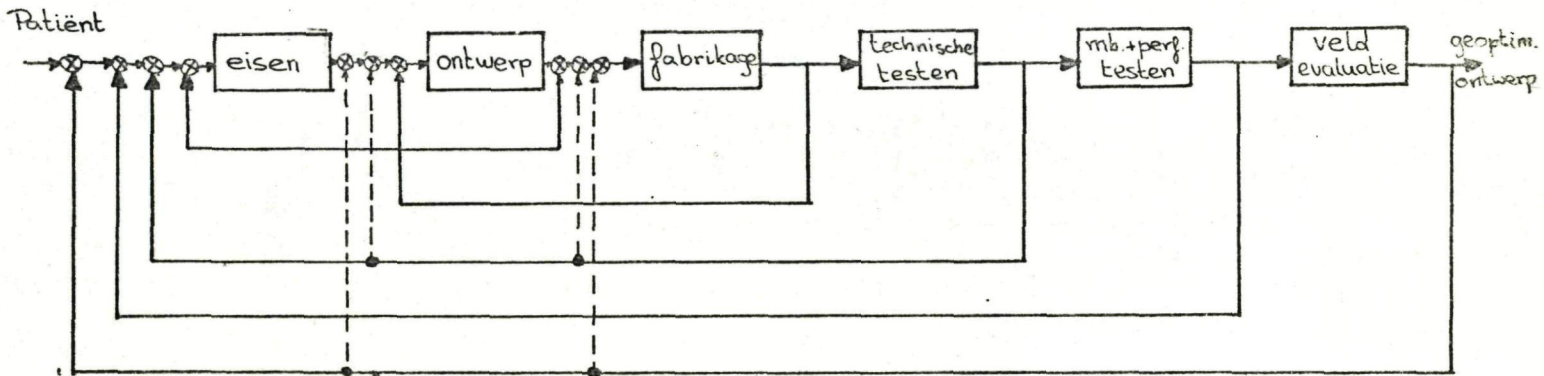
3) Veldevaluatie

Onderzocht dient hier te worden hoe een via 1) en 2) geoptimaliseerd ontwerp in de reële praktijksituatie ervaren wordt door patiënten.

Resultaten van deze testen kunnen dan ook weer teruggekoppeld worden naar het ontwerpstadium.

De hier gevolgde werkwijze strekt zich, na het eigenlijke ontwerp zelf, met name uit over de testen genoemd onder 1) en 2). Deze testen kunnen onder laboratoriumcondities gerealiseerd worden. De uiteindelijke veldevaluatie dient daarna in revalidatieklinieken te gebeuren en in de laatste instantie bij patiënten thuis en in sociale- en werksfeer.

Het totale optimaliseringsprogramma kan nu, inclusief de diverse interacties, weergegeven worden in een blokdiagram (fig. 4).



Optimalisering prothese-ontwerp

Fig. 4

IV. Ontwerp besturingen

IV.1. Achtergronden keuze pneumatische bekrachtiging

Binnen de sectie Instrumenten wordt konsekwent een ontwerpfilosofie gehanteerd waarbij de in hoofdstuk II vermelde 9 standardeisen centraal staan. De enige externe energiebronnen die aan deze eisen afzonderlijk kunnen voldoen zijn elektrische en pneumatische energie. De overige huidige energiebronnen vallen alle direkt af door niet te voldoen aan een of meerdere van deze eisen.

Daar aan de keuze tussen pneumatische of elektrische bekrachtiging vrij veel facetten kleven zou het in het kader van dit onderzoek te ver voeren om alle overwegingen, inclusief berekeningen, beargumenteerd op een rij te zetten. Daarom wordt hier volstaan met het vermelden van de belangrijkste redenen waarom binnen de sectie pneumatische bekrachtiging wordt toegepast (Cool (7)).

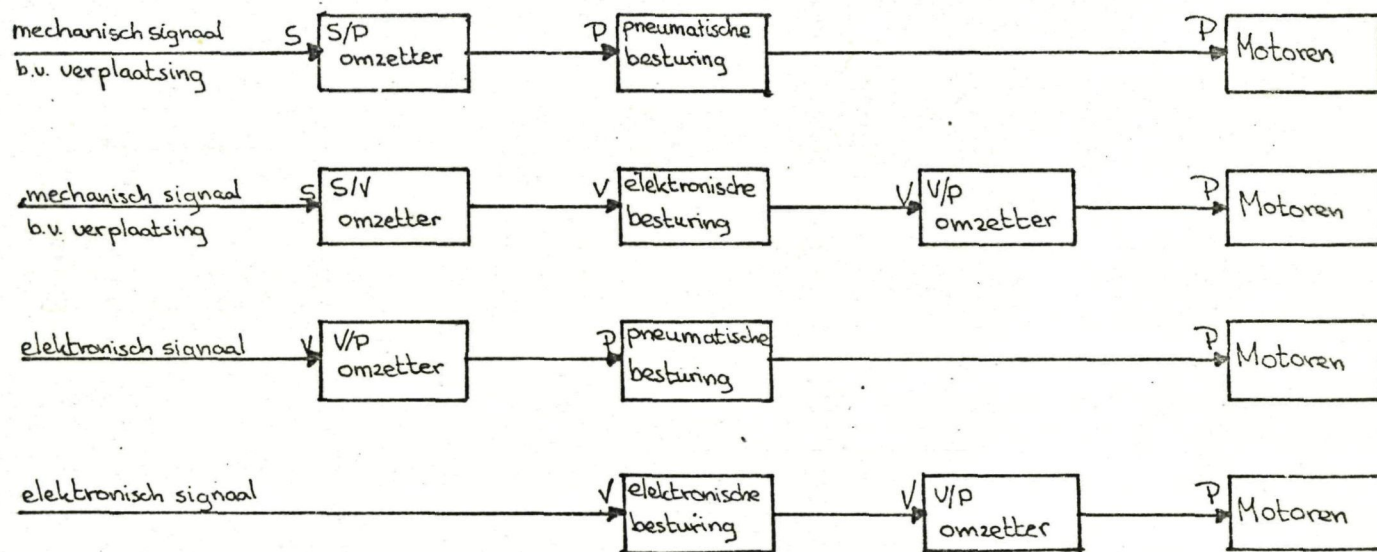
- In pro- en orthesiologische konstrukties zijn, vrijwel zonder uitzondering, motoren nodig die over een kleine hoekverdraaiing een groot vermogen leveren. Deze motoren dienen voldoende klein en zo licht mogelijk te zijn bij een zo laag mogelijk energieverbruik. De huidige elektrische handelsmotoren kunnen niet aan deze eisen in voldoende mate tegemoet komen.
- Algemeener geformuleerd kan gesteld worden dat bij de huidige technische stand van zaken de verhoudingsfaktor afgegeven vermogen/gewicht, een belangrijke parameterkombinatie bij protheseontwerp, voor lineaire pneumatische motoren een orde van grootte hoger ligt dan voor hun elektrische equivalent (elektrische motor + mechanische overbrenging).

Voor de faktor energiedrager is de vergelijking tussen pneumatische en elektrische energiebronnen meer konkurrerend. Energiedragers kunnen echter meegevoerd worden op een vrij willekeurige plaats op het lichaam; de motoren daarentegen dienen uit energetische overwegingen direkt bij het gewricht zelf te zitten en verhogen daarmee direkt het prothesegewicht. Derhalve is het gewicht der motoren afzonderlijk ook zeer belangrijk.

en koppelt!

IV.2. Beperking onderzoek tot pneumatische besturing. Achtergronden

Uitgaande van de veronderstellingen dat een patiënt een signaal genereert dat hetzij mechanisch hetzij elektrisch van aard is en dat er gekozen kan worden tussen pneumatische of elektronische besturing, kunnen vier mogelijkheden van besturing der motoren onderscheiden worden (zie fig. 5).



Besturingsconfiguraties
fig. 5

Hierin is s/p - omzetter: bijv. handbediende klep
 s/v - omzetter: bijv. handschakelaar
 v/p - omzetter: bijv. hittedraadklep, piëzo-elektrische klep

elektro - pneumatische omzetter

Bij het ontwerpen van de besturing is het moeilijk om in een vroeg stadium reeds een uitspraak te doen over pneumatische dan wel elektronische realisering. De keuze tussen mechanisch signaal en elektrisch signaal dient gemaakt te worden door het behandelend revalidatieteam in samenwerking met de protheseverstrekker.

Bij het onderdeel v/p-omzetter kunnen in principe twee, binnen de sectie in ontwikkeling zijnde, componenten gevuld worden, de hittedraadomzetter enerzijds en de piëzo-elektrische omzetter anderzijds. In de hittedraadomzetter bedient een metalen draad een pneumatische klep d.m.v. de lengteverandering van de draad tgv. de warmte die vrijkomt wanneer een kleine elektrische stroom door deze draad loopt.

In de tweede omzetter (Hooreweder (15), Schaap (16)) wordt een pneumatische hulpklep gestuurd door de vormverandering van een piëzo-elektische kristal onder elektrische belasting. Van deze omzetter bestaat nog geen bruikbaar prototype, het mechanisme zelf is wel onderzocht. Deze omzetter heeft een zeer laag energieverbruik terwijl de eerste omzetter een voldoende laag energieverbruik heeft (geschatte levensduur batterijpakket (bv 2 celbatt. 11x5) \approx 300 schakelingen per dag: $\frac{1}{2}$ - 1 jaar). De piëzo-elektrische omzetter heeft echter wel een vrij groot aantal knooppakketten nodig om de benodigde stuurspanning op te leveren.

De afmetingen van beide omzeters zijn echter op dit moment nog een orde groter dan die der logikakomponenten en derhalve nemen deze componenten nog te veel ruimte in.

Een faktor die de keuze op dit moment verder bemoeilijkt is het feit dat met de huidige geminiaturiseerde pneumatische logikakomponenten nog slechts beperkt ervaring is opgedaan;

relatief complexe besturingen zijn hier nog niet mee opgebouwd. De ervaring leert wel dat voor simpele besturingen pneumatische logika voordelen bezit voor wat betreft een kompakte bouw en laag gewicht. Voor meer complexe schakelingen staat de keuze tussen de twee types echter nog steeds open, terwijl voor zeer complexe besturingen in het algemeen beter elektronische oplossingen gezocht dienen te worden, aangezien het pneumatische netwerk in dat geval veel te volumineus en energetisch te onaantrekkelijk zou worden.

Dit realiserend kan gesteld worden dat voor simpele besturingen bij een mechanisch ingangssignaal pneumatische logika een logische keuze is mits uiteraard de besturing zelf een gering energieverbruik heeft t.o.v. het verbruik der motoren.

Bij een elektrisch ingangssignaal en simpele besturing zou pneumatische logika eventueel ook voordelen kunnen bieden t.a.v. kompakte bouw en laag gewicht, hoewel dit nog niet in voldoende mate aangetoond is. Uiteraard zijn hybride schakelingen ook mogelijk.

Voor gecompliceerde in-uitgangsrelaties wordt daarentegen het aantal pneumatische logikakomponenten waarschijnlijk veel te groot en zal, in eerste instantie voor het elektrisch ingangssignaal, maar bij hogere graad van complexiteit ook voor het mechanisch ingangssignaal de oplossing meer gezocht moeten worden in elektronische besturing. Hierbij dient opgemerkt te worden dat bij een hogere graad van complexiteit der besturing waarschijnlijk ook een hogere graad van besturingsinspanning hoort (zie hoofdst. VII). Derhalve zal de wenselijkheid van meer complexe besturing ook zeker onderzocht moeten worden.

162 ³ _{mm}
269 ³ _{mm}

Samenvattend kan gesteld worden dat voor simpele in-uitgangsrelaties pneumatische besturingen een goede keuze zijn, doch dat men bij hogere graad van complexiteit de keuze dient te overwegen.

De keuze is voor dit onderzoek gevallen op de pneumatische logika, daar in eerste instantie de vraag naar simpele besturingen voor de driegreep naar voren kwam. Bijkomend voordeel bij deze keuze is dat met dit onderzoek dan tevens extra ervaring met deze componenten opgedaan wordt.

IV.3. Ontwikkelde componenten

De belangrijkste componenten die ontwikkeld zijn binnen de sectie worden, schaal 1 : 1, weergegeven in fig. 6; hun samenstellingstekeningen zijn opgenomen in appendix I.

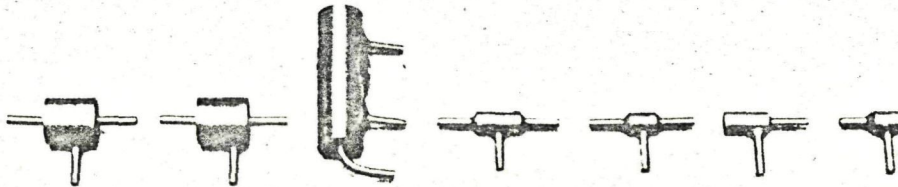
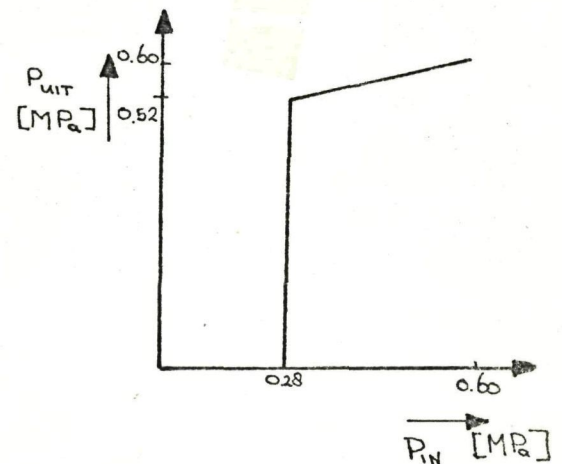


Fig 6

schakel- inver- twee- en- of- instelb. terugsl.
klep tor deler poort poort weerst. klep

De schakelklep (fig. 7a) vertoont boven een zekere drempelwaarde versterkereigenschappen. Bij het bereiken van deze drempelwaarde, die per exemplaar verschilt ($0.24 - 0.32 \text{ MPa}^{**}$), stijgt de uitgangsdruk zeer steil naar het begin van een lineair gebied voor $p_{in} = 0.50 - 0.54 \text{ MPa}$. De bijbehorende uitgangsdruk stijgt dan tot voedingsdruk (0.60 MPa). In de geschematiseerde karakteristiek van figuur 7a is de aanwezige hysteresis niet aangegeven. Het steile gedeelte van de karakteristiek kan voor dit onderzoek als vertikaal worden beschouwd.



Karakteristiek schakelklep geschematiseerd fig. 7a

Voor ons doel is de schakelklep als een digitale component opgevat met een logische '1' voor $p_{in} \geq 0.35 \text{ MPa}$ en een logische '0' voor $p_{in} \leq 0.22 \text{ MPa}^{**}$. Het hiertussen liggende gebied wordt zekerheidshalve niet gedefiniëerd.

*) Alle drukwaarden betreffen overdruk t.o.v. omgeving en zijn gemeten bij $P_{uit} = 0.10 \text{ MPa}$

xx) Deze waarden betreffen betrouwbaarheidsgrenzen

De uitgang wordt bij $p_{in} = '0'$ afgeblazen.

De inverter gedraagt zich tegengesteld aan de schakelklep en heeft een geschematiseerde karakteristiek volgens fig. 7b, met het eerste gedeelte der grafiek horizontaal, bij het bereiken van de drempelwaarde gaat de karakteristiek zeer steil naar nul.

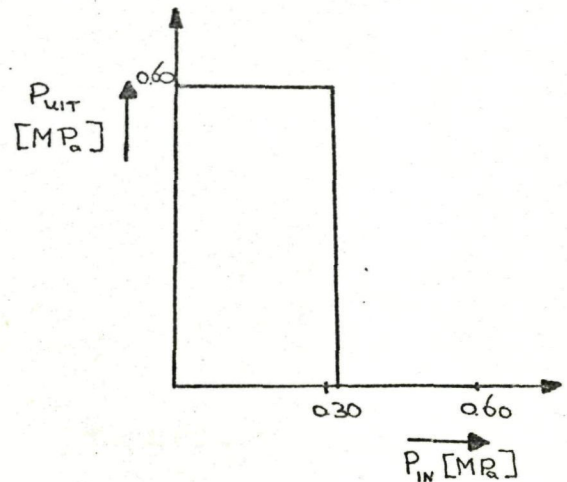
Deze komponent kan digitaal worden gebruikt met

'0' voor $p_{in} \leq 0.28 \text{ MPa}$ *)

'1' voor $p_{in} \geq 0.32 \text{ MPa}$ *)

De uitgangsdruk wordt afgeblazen voor $p_{in} = '1'$.

De tweedeler heeft een minimaal benodigde stuurdruk van 0.30 MPa en heeft een statische uitgangsdruk gelijk aan de ingangsdruk. Ook de tweedeler heeft een afblaasvoorziening voor de uitgang bij $p_{in} = '0'$.



Inverter
geschematiseerd
fig. 7b

De enpoort is doorgemeten voor ingangsdrukken $\geq 0.10 \text{ MPa}$ en kan eenvoudig beschreven worden met:

$$P_{uit} = \text{laagste van de twee } p_{in}$$

Bij '0' worden van een der ingangen wordt de uitgangsdruk afgeblazen via de betreffende ingang.

De ofpoort, doorgemeten boven 0.10 MPa, kan beschreven worden met:

$$P_{uit} = \text{hoogste van de twee } p_{in}$$

Bij '0' worden van beide ingangen wordt de uitgang afgeblazen over die ingang die het laatste '0' geworden is.

De weerstand levert een uitgangsdruk, afhankelijk van de instelling van 0 MPa tot p_{in} (geen drempelwaarde).

De terugslagklep heeft een minimale overdruk in doorgangsrichting nodig van 0.020 MPa.

Na het bepalen van deze karakteristieke waarden kunnen logikacircuits ontworpen worden gebaseerd op

$$p \leq 0.22 \text{ MPa} = '0'$$

$$p \geq 0.32 \text{ MPa} = '1'$$

waarbij echter met het cruciale punt van de onvermijdelijke afblaas in het ontwerp rekening gehouden dient te worden.

*)

Deze waarden betreffen slechts betrouwbaarheidsgrenzen.

IV.4. Ingangssignaal. Eisen, beperkingen en mogelijkheden

Eisen die aan het ingangssignaal gesteld moeten worden zijn de volgende:

- . Het ingangssignaal dient zo eenvoudig mogelijk van aard te zijn, dwz voor de patiënt zo eenvoudig mogelijk te genereren.
- . Een ingangssignaal bedient twee motoren.
- . Het signaal dient zodanig van aard te zijn dat de mogelijkheid tot ontkoppeling der twee vrijheidsgraden in de besturing aanwezig is.

Een katagorie signalen die goed aan de eerste eis voldoet is de katagorie der blokvormige signalen. Als een patiënt een mechanisch signaal genereert zal dit bij voorkeur puls- of blokvormig zijn. Elektronisch gezien levert het ook weinig problemen op om een puls- of blokvormig signaal te ontlenen aan een EMG-sig-naal (zie o.a. v. Dijk (8), Wolf (9)). Vanwege de eenvoud van deze signaalopwekking is voor dit onderzoek het blokvormige signaal gekozen als ingangssignaal aangezien dan nog de mogelijkheid bestaat om de tijdsduur van het signaal als parameter in te voeren. *)

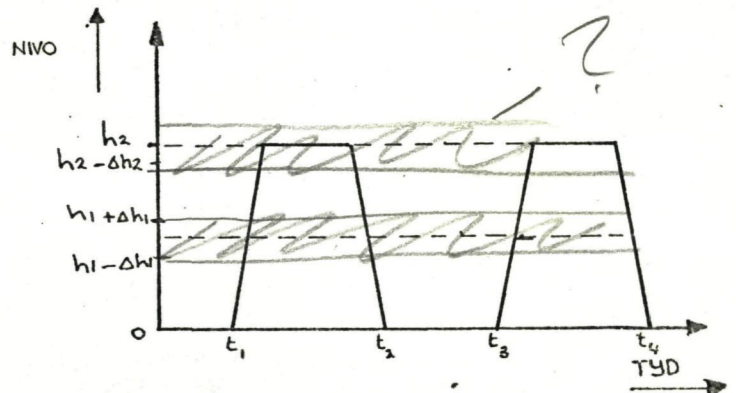
Aan het 'puls'-vormige signaal zullen enkele onafhankelijke parameters en/of parameterkombinaties ont-leend moeten kunnen worden om de ook ge-wenste ontkoppeling tot stand te brengen (fig. 8).

Hiervoor komen in aan-merking, in willekeu-rige volgorde:

- . nivo van de puls

Dit lijkt moge-lijk mits we behal-ve het 0-nivo niet meer dan 2 nivoge-bieden onderscheiden

met een duidelijke marge daartussen: $h_1 + \Delta h_1$ en $h_2 - \Delta h_2$. De ervaring leert dat het , ook bij gezonde



'Puls'-parameters
fig. 8

*) Oa. in revalidatiekringen wordt vaak het woord 'puls' ge-bruikt daar waar een blokvormig signaal bedoeld wordt. Deze mathematisch onjuiste interpretatie van het begrip puls zal hier ook gehanteerd worden uit leesbaarheidsoverwegingen.

personen, veel aandacht vraagt om een spier in een bepaalde, niet maximaal gekontrakeerde, spanningstoestand te houden. Met enige training vallen echter waarschijnlijk wel redelijke resultaten te behalen, hoewel bij de wenselijkheid hiervan vraagtekens gezet moeten worden.

. Stijg/daalsnelheid van de puls

Het lijkt redelijk te veronderstellen dat, gezien de problemen die zich voordoen bij het op een kontraktieniveau houden van de spier, een controle over de kontraktiesnelheid een te grote opgave is. Deze mogelijkheid wordt dan ook buiten beschouwing gelaten.

. Frekwentie der pulsen

Nemen we de frekwentie der pulsen als parameter dan stuiten we op de beperkte maximale frekwentie waarmee de grote lichaamsspieren zich kunnen samentrekken, zulks i.v.m. de benodigde relaxatietijd der spieren.

Als voorbeeld voor de biceps $f < 3 \text{ à } 4 \text{ Hz}$ voor geoefende spieren. Derhalve lijkt de frekwentie als besturingsparameter minder geschikt.

. Tijdslenge der puls

Dit kan een redelijk te variëren parameter zijn (mits $t_2 - t_1 > 0.2 \text{ à } 0.3 \text{ sec}$, zie bij frekwentie). Echter mag de tijdslenge niet dermate lang zijn dat de patiënt moet 'wachten' op de prothese. Neem hiervoor als arbitraire eis $t_2 - t_1 < 0.5 \text{ à } 0.6 \text{ sec}$.

Hoewel een afwegen naar wenselijkheid van deze parameters en hun combinaties onderwerp kan vormen voor een afzonderlijk onderzoek, daar hier zeer weinig over bekend is, zal hier toch een arbitraire keuze gemaakt dienen te worden, gebaseerd op voorgaande overwegingen. Het lijkt dan redelijk te veronderstellen dat de tijdslenge zich het best leent om te variëren, vervolgens het nivo en als laatste, misschien ongewenste, parameter de frekwentie:

pulslengte	↑ geschatte wenselijkheid	+
pulsnivo		0
pulsfrekwentie		-

Voor het vervolg van dit onderzoek is deze arbitraire wenselijkheidsindicatie aangehouden, waarbij binnen elke parameter ook nog getracht wordt, waar nodig, de sequentiële parameter toe te voegen voordat overgegaan wordt op een minder wenselijke parameter(-kombinatie).

Geen uitspraak kan gedaan worden over de wenselijkheid van het òf gelijktijdig òf sequentiëel combineren van parameters. Enerzijds heeft sequentiëel combineren binnen een parameter als bezwaar dat een patiënt altijd de stand van de prothese moet zien om te kunnen besluiten of een stuursignaal nodig is. Gelijktijdig combineren van meerdere parameters kent anderzijds het bezwaar dat een patiënt meer dan een parameter gelijktijdig moet variëren. De moeilijkheidsgraad hiervan kan niet bij benadering geschat worden.

Voor dit onderzoek is in eerste instantie getracht sequentiëel te combineren.

dit kan nader verhelderd worden.
(voor leuvenstaanden onbegrijpelijk).



IV.5. Het uitgangssignaal. Eisen, beperkingen en mogelijkheden

- De 4 signalen aan de uitgangszijde van de besturing (een voor elke motorzijde) dienen aan de volgende eisen te voldoen:
- . De signalen dienen een voldoende grote druk te bezitten om de motoren goed aan te drijven (ongeveer 0.5 - 0.6 MPa). Tevens dienen de signalen voldoende flow te kunnen leveren om de motoren snel genoeg te kunnen vullen. Dit laatste valt moeilijk kwantitatief aan te geven aangezien niemand weet welke vingersnelheid vereist dan wel gewenst is.
 - . Meerdere besturingen dienen een gedeeltelijke en eventueel ook een volledige ontkoppeling aan te brengen tussen de twee vrijheidsgraden.
 - . Uit cosmetische overwegingen moet geëist worden dat de besturingen ook een gesloten ruststoestand kunnen verzorgen.
- Op grond van ervaringen binnen de sectie moet geëist worden dat voornamelijk twee- of driestanden-sturingen in beschouwing worden genomen.

In eerste instantie is getracht om aan de hand van een onderzoek naar Algemeen Dagelijkse Levensverrichtingen (Fimontel (1), Huisman (2)) een beeld te krijgen van de taken die met een prothese verricht worden. Tegen betere adviezen in is toen de mogelijkheid bekeken om van hieruit via een systematische aanpak algemene uitspraken te doen over meest gewenste bewegingspatronen voor de vingers van de driegreep. Deze weg bleek binnen redelijke termijn niet tot concrete resultaten te leiden. Een betere weg wordt gegeven in IV.6.1.

IV.6.1. Inleiding besturingsschema's

De andere weg die gevolgd kan worden is die welke uitgaat van het feit dat de gewenste twee- of driestandensturing in combinatie met een beperkt aantal te creëren ingangssignalen een eindig aantal mogelijkheden voor besturingen oplevert. Dit is alleen dan geldig als de prioriteiten aan in- en uitgangszijde der besturingen zo scherp gesteld worden dat aan beide zijden het aantal mogelijkheden voor parametercombinatie beperkt blijft.

Gebruik makend van de vooronderstellingen en konklusies uit hfdst. IV.4 en IV.5 t.a.v. in- en uitgangssignaal worden hier een aantal besturingsschema's gepresenteerd. Binnen deze schema's vindt een geleidelijke overgang plaats van volledige koppeling van vrijheidsgraden tot vrijwel volledige ontkoppeling.

wal is dat?



IV.6.2. Tweestandensturing

De in/uitgangsrelaties van de ontworpen besturingen voor tweestandensturing zijn weergegeven in tabel Ia en Ib; de bijbehorende schakeldiagrammen zijn opgenomen in app.II a,b. In de tabel vindt een geleidelijke overgang plaats van volledige koppeling naar volledige ontkoppeling der vrijheidsgraden via diverse mengvormen.

Duidelijk is te zien dat met het stijgen der complexiteit het benodigd aantal verschillende stuursignalen toeneemt, hetgeen een, zij het grove, indicatie oplevert voor de geschatte wenselijkheid van dergelijke besturingen.

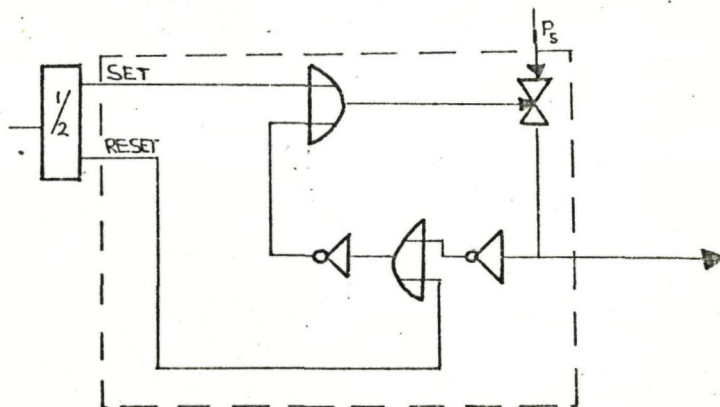
De lichte voorkeur die in deze schakelingen bestaat voor het onafhankelijk bedienen van de duim apart heeft geen betekenis: d.m.v. het verwisselen der aansluitleidingen van de duimmotor en de zijdelingse motor onderling kan de komple-mentaire voorkeur worden aangebracht.

In de schakeldiagrammen zijn een aantal veel voorkomende deelschakelingen symbolisch weergegeven met 'memory', 'lengtedetektie' en 'nivodetektie'. Deze deelschakelingen zouden eventueel later in een geïntegreerde vorm ondergebracht kunnen worden in een komponent, mits de wenselijkheid voor de betreffende complexe schakeling aangetoond is. Op deze wijze zou een flexibele modulaire opbouw der schakelingen verkregen kunnen worden. In eerste instantie wordt getracht de deelschakelingen op te bouwen uit bestaande componenten.

De 'memory' schakeling kan gerealiseerd worden op de manier van fig. 9., terwijl een lengtedetektor met met houdcircuit gerealiseerd kan worden op de wijze van fig. 10. Hierbij zijn tevens de geïnverteerde uitgangen aangegeven. In fig. 10 is de lengtedetektie kontinu instelbaar op een gemeten drempelwaarde van ± 0.1 tot ± 1 sekonde.

Hierbij wordt bij een kort ingangssignaal de uitgang I blijvend bekrachtigd en bij een lang ingangssignaal de uitgangen I en II bekrachtigd. De tweedeler stuurt het ingangssignaal over resp. de set- of de reset-ingang.

Door schakelkleppen op te nemen in de nietgeïnverteerde uitgangen reageren deze uitgangen op de neergaande pulssflank. Via een kleine uitbreiding valt eenvoudig te realiseren dat uitgang I niet gelijktijdig bekrachtigd is als uitgang II



Houdcircuit met tweedeler
fig. 9

(lange puls) bekrachtigd is, doch deze uitbreiding was voor dit onderzoek niet nodig (uitgang II geïnverteerd via eenpoort medeaansluiten op schakelklep in uitgang I).

Aangezien bij besturing 4 in tegenstelling tot besturing 3 geen tussenstappen doorlopen worden is deze vorm van lengtedetektie, met de genoemde ontkoppelde uitgangen, steeds bedoeld in de overige schakeldiagrammen.

Hierbij is dan wel een uitbreiding aangebracht binnen het blok lengtedetektie waardoor het ingebouwde geheugen binnen 0.1 tot 0.2 se-

konde na de neergaande pulsflank gereset wordt (door beide uitgangen via een ofpoort en een restriktie te verbinden aan de geheugenreset).

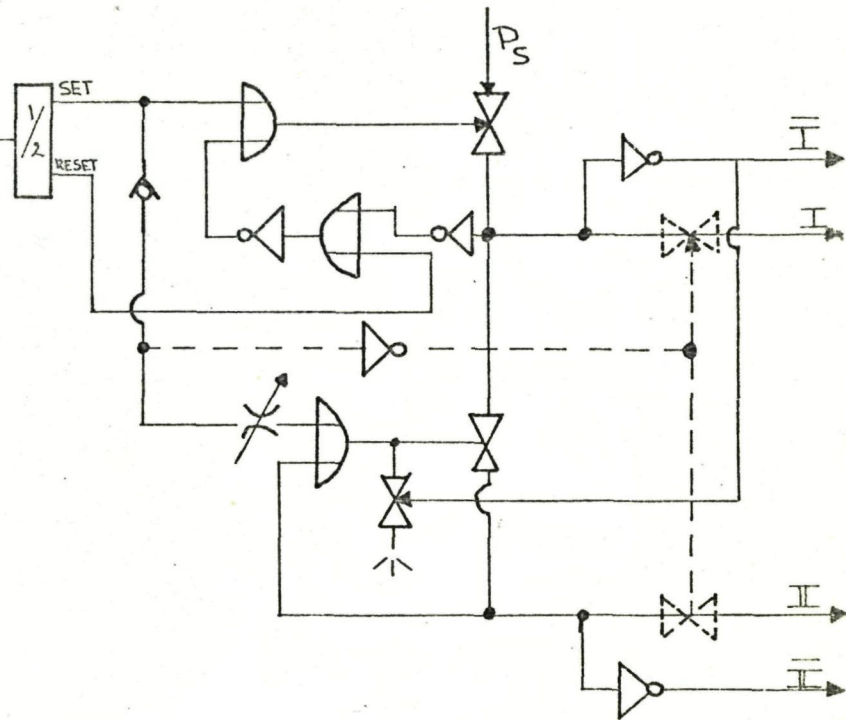
Besturing 4 is tevens ontworpen om gebruikt te kunnen worden voor een perfecte driepuntsgreep.

Een nivodetektor kan op basis van de huidige componenten niet of slechts zeer moeizaam opgebouwd worden en hiervoor zal dan ook een aparte konstruktie gemaakt dienen te worden, indien al de wenselijkheid hiervan aangetoond zou worden. De mogelijkheden met een diskrete nivodetektor zijn wel aangegeven.

Het dient hier vermeld te worden dat de genoemde prioriteiten aan ingangszijde niet volledig konsekwent doorgevoerd zijn in de gegeven schema's. Een lichte vrijheid in het hanteren van deze prioriteiten lijkt geoorloofd aangezien de achtergronden van de prioriteitsstelling niet in voldoende sterke mate beargumenteerd kunnen worden.

In eerste instantie zijn voornamelijk de mogelijkheden voor tweestandensturing onderzocht, daar deze mogelijkheden een redelijk eenvoudige besturing kunnen opleveren. In de volgende twee paragrafen worden echter volledigheidshalve nog twee besturingstypes vermeld, elk met hun eigen specifieke mogelijkheden en moeilijkheden.

NB Afblaasvoorzieningen zijn voor de meer gekompliceerde besturingen niet aangegeven aangezien het waarschijnlijk is dat dergelijke besturingen geïntegreerd opgebouwd worden.



Lengtedetektor met houdcircuit en tweedeler
fig. 10

- = don't care

NO	OMSCHRYVING	INGANG			UITGANG			MITS BEGINKONDIË	AANTAL SIGN. TYPEN	OPMERKING
		VOLG- ORDE	LENGTE	NIVO	DUIM OPEN	DUIM DICHT	ZYDE LINGS OPEN			
1	Volledig gekoppeld (-) puls: alles open geen puls: alles dicht	-	-	-	+		+		1	
2	Volledig gekoppeld 1 ^e puls: alles open 2 ^e puls: alles dicht	1 ^e	-	-	+		+		1	
3	Openen gedeeltelijk ontkoppeld 1 ^e korte puls: duim open 1 ^e lange puls: duim open, daarna zijd. open 2 ^e (-) puls: alles dicht	1 ^e	kort	-	+		+		2	Zijd. open na duim open
		1 ^e	lang	-	+		+			
		2 ^e	-	-	+		+			
4	Openen gedeeltelijk ontkoppeld 1 ^e korte puls: duim open 1 ^e lange puls: duim + zijd. gelijktijdig open 2 ^e (-) puls: alles dicht	1 ^e	kort	-	+		+		2	Zijd en duim gelijkt. open
		1 ^e	lang	-	+		+			
		2 ^e	-	-	+		+			

- = don't care

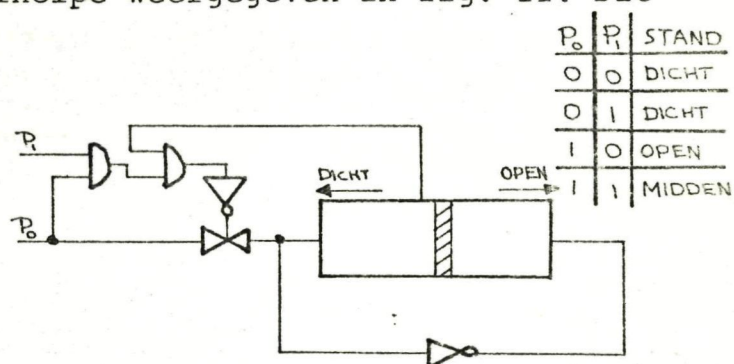
NO	OMSCHRYVING	INGANG			UITGANG			MITS BEGINKONDITIE	AANTAL SIGN. TYPEN	OPMERKING
		VOLG- ORDE	LENGTE	NIVO	OPEN	DUIM DICHT	OPEN			
5	korte, hoge puls: duim open, ongeacht stand zijd. korte, lage puls: zijd. open, ongeacht stand duim lange, hoge puls: alles dicht, ongeacht beginconditie	-	kort	hoog	+	-	-	-	3	
		-	kort	laag	-	-	+			
		-	lang	hoog	-	+		+		
6	1 ^e korte, lage puls: zijd. open, ongeacht stand duim 2 ^e korte, lage puls: zijd. dicht, ongeacht stand duim 1 ^e korte, hoge puls: duim open, ongeacht stand zijd. 2 ^e korte, hoge puls: duim dicht, ongeacht stand zijd. (-) lange, hoge puls: alles dicht	1 ^e	kort	laag	-	-	+		zijd. dicht	3
		2 ^e	kort	laag	-	-		+	zijd. open	
		1 ^e	kort	hoog	+	-	-		duim dicht	
		2 ^e	kort	hoog	-	+	-		duim open	
		-	lang	hoog	-	+	+		alles open	
7	1 ^e korte, lage puls: zijd. open, ongeacht stand duim 2 ^e korte, lage puls: zijd. dicht, ongeacht stand duim 1 ^e korte, hoge puls: duim open, ongeacht stand zijd. 2 ^e korte, hoge puls: duim dicht, ongeacht stand zijd. (-) lange, hoge puls: alles open bij beginconditie alles dicht bij beginconditie alles open	1 ^e	kort	laag	-	-	+		zijd. dicht	3
		2 ^e	kort	laag	-	-		+	zijd. open	
		1 ^e	kort	hoog	+	-	-		duim dicht	
		2 ^e	kort	hoog	-	+	-		duim open	
		-	lang	hoog	+	+	+		alles dicht	
								alles open		

IV.6.3. Driestandensturing

Voor een vrij groot aantal handelingen is slechts een beperkte grijpopening nodig. Het zou dan energetisch gezien voor de hand liggen om een besturing te maken die de motoren ook over een beperkt gedeelte van hun volle slag kunnen bekrachtigen. Tevens zou hier een stukje funktiewinst behaald kunnen worden (het juiste hanteren van kleine voorwerpen door de vingers in geopende stand al dicht bij het voorwerp te positioneren). Hierbij dient echter het energieverbruik der schakeling wel scherp bewaakt te worden.

Alhoewel nieuwe konstrukties buiten het kader van dit onderzoek vallen is een vrij simpele wijze voor het kreëren van een driestandenmotor in principe weergegeven in fig. 11. Dit schema dient slechts als voorbeeld voor een mogelijke oplossing en geenszins als geoptimaliseerde oplossing.

Hierbij dient wel onderzocht te worden in hoeverre de te verwachten oscillaties van de motor in de middenstand gedempt kunnen worden d.m.v. het aanbrengen van instelbare weerstanden in de drie aansluitleidingen.



Voorbeeld
Principeschema driestandenmotor
fig. 11

Voor het zinvol combineren van de genoemde ingangsgrootheden met deze motor worden, op dezelfde manier als bij de tweestandensturing, een aantal voorbeelden gegeven in tabel II

met hun bijbehorende schakeldiagrammen in app. III.

Hierin is weer onderscheid gemaakt tussen volledig gekoppelde en volledig ontkoppelde vrijheidsgraden met enige tussenvormen; globaal zijn ook dezelfde prioriteiten aangehouden.

Deze schema's kunnen bruikbaar zijn in die gevallen waarin de wenselijkheid voor driestandensturing in voldoende mate aangetoond is en waarin tevens een goede driestandenmotor gerealiseerd is. Aangezien echter aan geen van de twee voorwaarden op dit moment voldaan wordt, zijn deze besturingstypes verder voorlopig buiten beschouwing gebleven.

- = don't care

NO	OMSCHRYVING	INGANG			UITGANG				MITS BEGINKONDITIE	AANTAL SIGN. TYPEN	OPMERKING
		VOLG- ORDE	LENGTE	NIVO	DUIM		ZYDELINGS				
					OPEN	MIDDEN	DICHT	OPEN			
8	Volledig gekoppeld 1 ^e korte puls: duim midden, zijd open 1 ^e lange puls: duim open, zijd open 2 ^e (-) puls: alles dicht	1 ^e	kort	-		+		+		alles dicht	2
		1 ^e	lang	-		+		+		alles dicht	
		2 ^e	-	-			+				
9	Duim midden ontkoppeld, rest gekoppeld 1 ^e korte puls: duim midden, zijd dicht 1 ^e lange puls: duim open, zijd open 2 ^e (-) puls: alles dicht	1 ^e	kort	-		+		+		beide dicht	2
		1 ^e	lang	-		+		+		beide dicht	
		2 ^e	-	-					+		
10	Openen ontkoppeld Sluiten gekoppeld (-) korte, lage puls: zijd open (-) korte, hoge puls: duim midden 1 ^e lange, hoge puls: duim open 2 ^e lange, hoge puls: alles dicht	-	kort	laag		-		-		-	3
		-	kort	hoog		+		-		-	
		1 ^e	lang	hoog		+		-		-	
		2 ^e	lang	hoog				+		+	
11	Volledig ontkoppeld 1 ^e korte, hoge puls: duim midden (-) lange, hoge puls: duim open 2 ^e korte, hoge puls: duim dicht 1 ^e korte, lage puls: zijd open 2 ^e korte, lage puls: zijd dicht	1 ^e	kort	hoog		+		-		-	3
		-	lang	hoog		+		-		-	
		2 ^e	kort	hoog				+		-	
		1 ^e	kort	laag		-		-		+	
		2 ^e	kort	laag		-		-		+	

IV.6.4. Snelheidssturing

Er zijn situaties, waarin het denkbaar is dat een diskrete snelheidssturing (onderscheid tussen snel en traag openen/sluiten) gewenst is. Met name kan gedacht worden bijvoorbeeld aan een trage sturing bij het nauwkeurig positioneren van de vingers voordat tot vastpakken wordt overgegaan. Voor de gevallen waarin een dergelijke sturing overwogen wordt zijn in principe realistische in/uitgangsrelaties weergegeven in tabel III. Ook hierbij zijn weer globaal dezelfde uitgangspunten gehanteerd als in voornoemde tabellen. Duidelijk is dat hier weinig mengvormen tussen volledig gekoppeld en volledig ontkoppelde besturingen staan aangegeven, terwijl tevens voor dit type besturingen geen schakeldiagrammen zijn opgenomen. Schakeldiagrammen zouden waarschijnlijk gekreëerd kunnen worden door het toepassen van langzame motorvulling d.m.v. een restriktie. De reden dat deze diagrammen niet verder uitgewerkt zijn is dat er vooralsnog weinig reden bestaat om te geloven dat dit type complexe besturing sterk gewenst zou zijn. Indien er echter toch behoefte zou bestaan aan het testen van een dergelijke besturing dan biedt tabel III tesamen met de modulaire opbouw, zoals besproken in de twee voorgaande hoofdstukken, de mogelijkheid om op vrij eenvoudige wijze te komen tot schakeldiagrammen.

- = don't care

NO	OMSCHRYVING	INGANG			UITGANG				AANTAL SIGN. TYPEN	OPMERKING		
		VOLG-ORDE	LENGTE	NIVO	OPEN	DUIM DICHT	TRAGG/SNEL	ZYDELINGS OPEN			ZYDELINGS TRAGG/SNEL	MIT S BEGINNEN
12	1 ^e lange puls: alles snel open - korte puls: alles traag dicht 2 ^e lange puls: alles snel dicht	OPENEN: GEKOPPELD, 1 SNEELHEID	1 ^e	lang	-	+	S	+	S			
			-	kort	-		T	+	T			
			2 ^e	lang	-		S	+	S			
13	1 ^e korte puls: alles traag open 1 ^e lange puls: alles snel open 2 ^e korte puls: alles traag dicht 2 ^e lange puls: alles snel dicht	OPENEN: GEKOPPELD, 2 SNEELHEDEN	1 ^e	kort	-	+	T	+	T			
			1 ^e	lang	-	+	S	+	S			
			2 ^e	kort	-		T	+	T			
			2 ^e	lang	-		S	+	S			
					-							
14	1 ^e korte puls: duim traag open 1 ^e lange puls: alles snel open 2 ^e korte puls: duim traag dicht 2 ^e lange puls: alles snel dicht	OPENEN GEDEELT. ONTKOPPELD, DUIM 2 SNEEL, 2GD 1 SNEEL.	1 ^e	kort	-	+	T	-	-			
			1 ^e	lang	-	+	S	+	S			
			2 ^e	kort	-		T	-	-	-		
			2 ^e	lang	-		S	+	+	+		
					-							
15	1 ^e korte, lage puls: duim traag open 2 ^e korte, lage puls: duim traag dicht 1 ^e lange, hoge pulseduim snel open 2 ^e lange, hoge puls: duim snel dicht 1 ^e korte, hoge pulsedgd. snel open 2 ^e korte, hoge puls: zgd. snel dicht	OPENEN ONTKOPPELD, DUIM 2 SNEEL, 2GD 1 SNEEL.	1 ^e	kort	laag	+	T	-	-			
			2 ^e	kort	laag		T	-	-			
			1 ^e	lang	hoog	+	S	-	-	-		
			2 ^e	lang	hoog		S	-	-	-		
			1 ^e	kort	hoog	-		+	+	+	S	
			2 ^e	kort	hoog	-		-	-	+	S	

IV.6.5. Afweging besturingen, keuze testbesturingen

Bewust zijn in de voorgaande hoofdstukken ook besturingen geïntroduceerd die vrijwel zeker veel meer complex zijn dan gewenst is of zal worden. Dit is ~~bewust~~ gedaan om via een geleidelijke overgang een bepaalde 'veiligheidsdrempel' ruimte te hebben overschreden, zodat er vanuit gegaan kan worden dat een voldoende aantal wel gewenste besturingen meegenomen zijn. Bovendien mag het niet a priori worden uitgesloten dat de behoefte aan een dergelijke besturing nooit zou kunnen bestaan. Echter ook hier de opmerking: wie kan de prothesebouwer vertellen wat gewenst is, en wat te complex is? Derhalve is deze veiligheidsmarge ingebouwd.

Willen we nu komen tot een keuze voor een serie eerste laboratoriumtesten met de driegreep, dan zullen we in eerste instantie naar de tweestandensturing kijken i.v.m. de eisen 'eenvoudig te bedienen', 'gering aantal componenten'. Daar lijkt voornoemd besturingstype voorlopig het best aan te voldoen, mits we uiteraard niet ver gaan ontkoppelen hierin. Het lijkt dan zinvol zowel een besturing te testen die de volledige koppeling tussen de vrijheidsgraden legt als ook een besturing die een zekere mate van ontkoppeling aanbrengt. Tevens is het zinvol een besturing mee te testen die voor een bepaalde prothesestand een kontinu ingrijpen vereist. Voor dit onderzoek zijn drie besturingen getest, no 1, 2 en 3:

- | | | |
|-----|---------------|------------------------------|
| 1 : | puls aanwezig | → duim + zijdelings open |
| | geen puls | → duim + zijdelings gesloten |
| 2 : | 1e puls | → duim + zijdelings open |
| | 2e puls | → duim + zijdelings dicht |
| 3 : | 1e korte puls | → duim open |
| | 2e (-) puls | → duim + zijdelings dicht |
| | 1e lange puls | → duim + zijdelings open |

Deze besturingen zijn opgebouwd en getest. Hun energieverbruik is vermeld in hoofdstuk V en hun mentale belastings- en performance-aspekten staan vermeld in hoofdstuk VII.

V. Energieverbruik

Aangezien het aantal schakelingen dat een patiënt met een CO₂-patroon kan verrichten bepalend is voor de frekwentie waarmee hij een patroon moet verwisselen is het noodzakelijk een indicatie aan te geven voor dit aantal. Derhalve zijn voor de genoemde drie besturingen verbruiksmetingen verricht door tien maal de prothese te openen en te sluiten en de gewichtsvermindering van het gasflesje te meten. Deze meting is steeds twee keer uitgevoerd. Onnauwkeurigheden treden op t.g.v. de volgende factoren:

- Doordat het gas expandeert in het reduceerventiel, van 6 tot 0.6 MPa, koelt het af en onttrekt het energie aan de omgeving. Derhalve daalt de temperatuur van het reduceerventiel en daarvoor daalt in latere instantie, ook de temperatuur van het gas. Aangezien hiermee de soortelijke dichtheid stijgt wordt de meting onnauwkeurig. Hoewel een meer betrouwbare meting verkregen kan worden door tussen 2 schakelpulsen voldoende lange tijd te wachten is dit niet gedaan aangezien dit zeer tijdrovend is.
- Bij het aansluiten van het gasflesje op de schakeling moet de aansluiting tot de bedieningsknop eenmalig volledig gevuld worden.
- Tevens moeten alle voedingsleidingen eenmalig volledig gevuld worden. Dit is besturingsafhankelijk en wordt sterk bepaald door de mate van efficiëntie waarmee het ruimtelijk netwerk opgebouwd wordt.

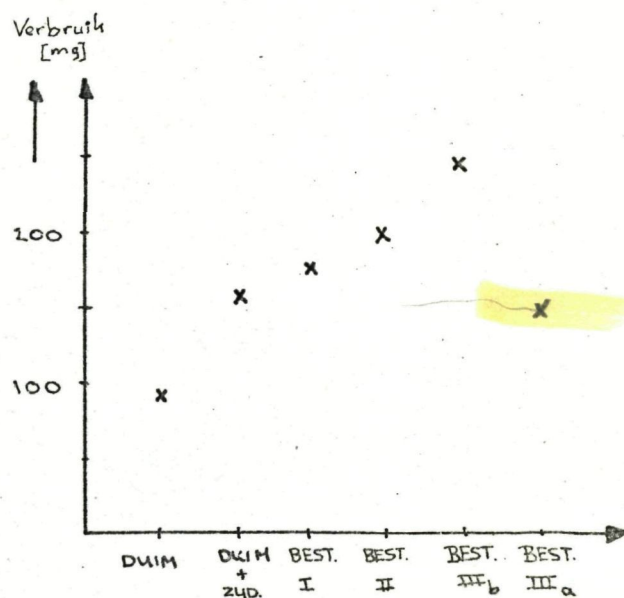
In verband met bovenstaande storende invloeden op de metingen zijn geen metingen verricht aan de componenten afzonderlijk zodat er nog geen schattingen vooraf gemaakt kunnen worden over het energieverbruik van een ontworpen schakeling.

Het energieverbruik in mg van het een keer openen en sluiten (1 cyclus) van de prothesemotoren apart en in combinatie met de drie besturingen^{xx)} is weergegeven in tabel IV en in fig. 12.

bed

	verbruik (mg)	aantal cycli/gasfles
duimmotor	94	170,212
motor zijd.	55 ¹⁴⁹	290,909
duim+zijd.	158	101,205
best.1+motoren	174	92
best.2+motoren	197	81
best.3a+motoren ^{*)}	147	108
best.3b+motoren	245	65

16
16
39
53
87



Energieverbruik per cyclus
tabel IV

Energieverbruik per cyclus
motor inclusief besturingen
fig. 12

*) 3a: alleen duim open,
3b: duim + zijd. open

xx) Besturingen zo compact mogelijk opgebouwd

Aangezien de gebruikte CO₂-patronen een netto inhoud hebben van + 16 gram kan het te verwachten aantal schakelingen per flesje eenvoudig berekend worden. Dit is weergegeven in fig. 13 voor zowel de motoren apart als voor de motoren - besturingen.

Een kritische drempelwaarde voor het minimaal acceptabele aantal schakelingen per flesje is moeilijk te geven, doch zou goed gelegd kunnen worden bij het aantal te verwachten schakelingen per dag. In dat geval kan het verwisselen van het flesje eenvoudig worden opgenomen in het dagritme van de patiënt. Een praktijkgetal voor deze waarde ligt bij ongeveer 300 schakelingen per dag, hoewel dit getal gebaseerd is op een beperkt onderzoek. Duidelijk is dat de twee motoren van de drie-

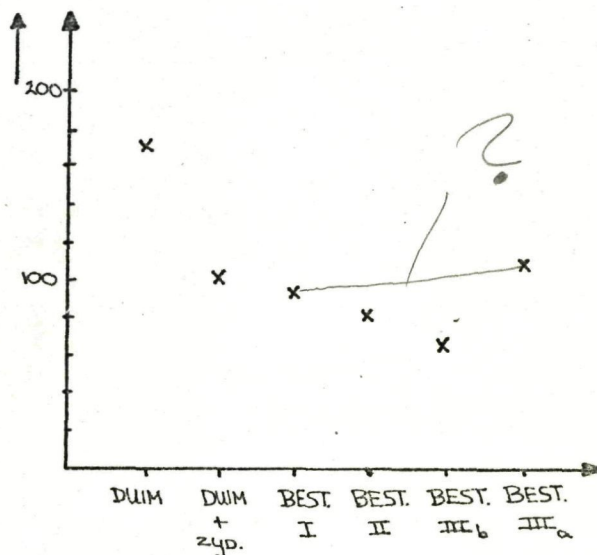
greep tesamen hier niet aan kunnen voldoen, maar te overwegen valt of de bekrachtiging der motoren eventueel met een lagere druk kan geschieden. Dit hangt af van de uitkomsten van de technische test (hfdst. VI).

Bovendien kan onderzocht worden of er door konstruktieve aanpassingen (1 motor voor 2 vrijheidsgraden?) nog energiewinst te behalen valt.

De konklusie kan hier wel getrokken worden dat besturing III in de huidige configuratie een veel te hoog verbruik heeft (36% van het gezamenlijk verbruik tegen besturing II: 20% resp. best.I: 9%). Derhalve dient een complexe besturing niet opgebouwd te worden op de aangegeven wijze, doch dient deze geïntegreerd te worden. Aangezien dit op dit moment nog niet gerealiseerd is en de besturingen op meerdere aspecten dan alleen hun energieverbruik onderzocht dienen te worden, zijn de genoemde drie besturingen toch, in hun huidige configuratie, verder onderzocht.

keom

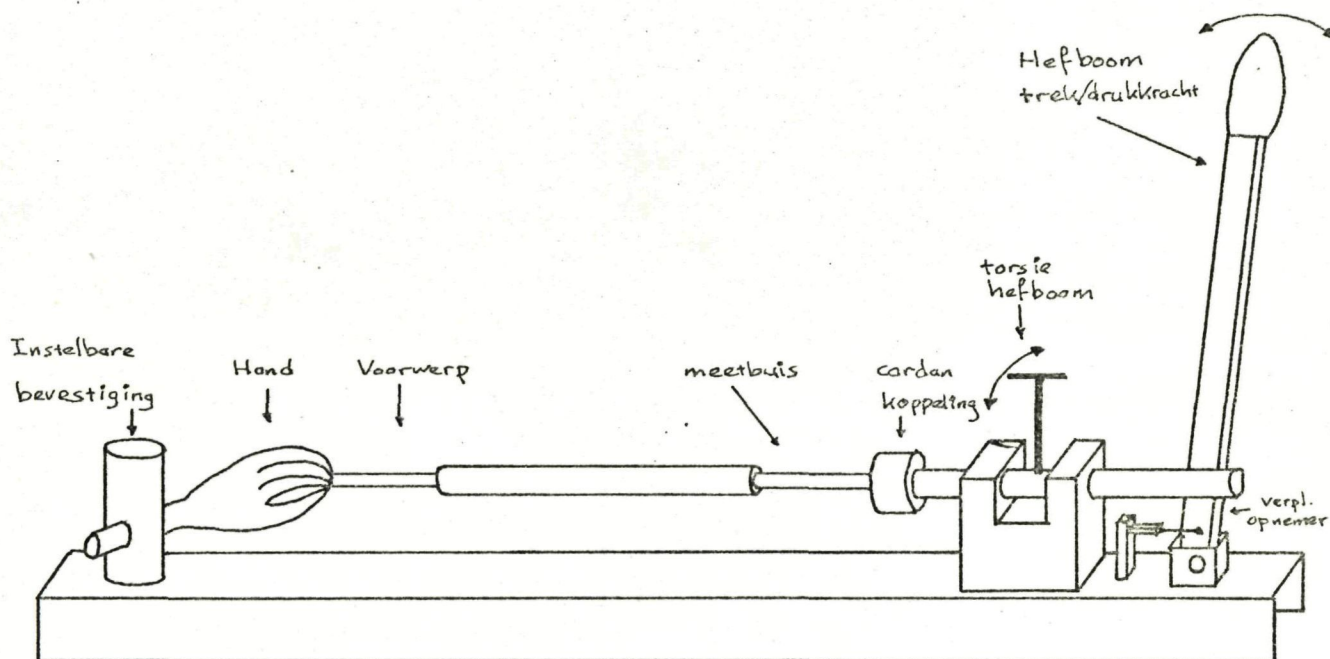
Aantal
cycli/flesje



Aantal cycli per flesje
fig. 13

VI. Technische testen (Tebeest, (3))

Hoewel formeel gesproken energiemetingen ook thuishoren onder dit hoofdstuk zijn deze reeds apart vermeld in het voorgaande hoofdstuk i.v.m. hun grote afzonderlijke belang. De hier besproken testen hebben betrekking op het meten van de krachten en momenten die een prothese kan opbrengen bij het hanteren van diverse voorwerpen. Deze metingen worden gedaan op een testbank ontwikkeld door Tebeest (fig. 14).



Principeschets testbank
fig. 14

Op deze testbank kunnen voorwerpen ingeklemd worden in de prothese waarna krachten en momenten aangebracht kunnen worden in diverse richtingen. Hiertoe is de protheseinklemming voorzien van drie rotatieassen. Een kracht kan worden aangebracht in de lengterichting van het toestel d.m.v. een hefboom en een moment kan worden aangebracht door een kleine hefboom dwars op de lengteas. In een meetbuis zijn rekstrookjes dusdanig aangebracht dat zowel de kracht in lengterichting als het moment om de lengteas gemeten kan worden. Tevens hoort bij dit toestel een knijpkrachtopnemer.

Voor een volledige beschrijving van de testbank en meetprocedure wordt hier verwezen naar het desbetreffende verslag (3). Het complete meetrapport is opgenomen in app. IV. De ijkgrafieken zijn weergegeven in app. V. Voor een goede vergelijking van de driegreep met bestaande prothesen worden, in aansluiting met het genoemde verslag, de voornaamste meetresultaten weergegeven in tabel V. Aangezien de drie genoemde besturingen de motoren op identieke wijze vullen via een schakelklep of invertor is de keuze van de besturing hier niet belangrijk. Gemeten is met besturing 2.

Meting		Elektr. hand	Systeem hand	Pneumat. hand	Dorrance haak	Otto Bock haak	Driegreep	
1. Knijp- kracht	1	46 N	10 N	8.6 N	12 N	14 N	31 N	Zijd 33 N
	2	90 N	24 N	29.6 N	44 N	36 N	50 N	
8. Greep plat vw.	1	60 N	15 N	16 N	13.1 N	23 N	40 N	
	2	1.3 Nm	0.7 Nm	0.36 Nm	0.5 Nm	0.4 Nm	0.9 Nm	
	3	0.4 Nm	0.06 Nm	0.24 Nm	0.12 Nm	0.03 Nm	0.4 Nm	
9. Haak- greep I II	1	>200 N	>200 N	67 N	-	-	>200 N	
	2	55 N	118 N	67 N	-	-		
	3	>200 N	>200 N	>100 N	-	-	>200 N	
	4	200 N	118 N	100 N	-	-		
	1	>200 N	>200 N	51 N	-	-	>200 N	
	2	80 N	198 N	51 N	-	-		
	3	>200 N	>200 N	68 N	-	-	>200 N	
	4	100 N	200 N	68 N	-	-		
10. Palmaine greep cil. vw.	1	198 N	56 N	60 N	17 N	13.7 N	117 N	
	2	>1 Nm	>1 Nm	>1 Nm	0.18 Nm	0.57 Nm	>1 Nm	
	3	>1 Nm	0.66 Nm	>1 Nm	0.06 Nm	>1 Nm	0.85 Nm	
11. Pinchgr. cil. vw.	1	72 N	36.5 N	21 N	15.6 N	15 N	57 N	
	2	>1 Nm	0.68 Nm	0.34 Nm	0.25 Nm	0.48 Nm	0.88 Nm	
12. Pinch- greep klein cil. vw.	1	47 N	26 N	8.7 N	13.7 N	14.4 N	36 N	
	2	47 N	26 N	1 N	13.1 N	14 N	27 N	
	3	0.08 Nm	0.08 Nm	0.01 Nm	0.023 Nm	0.02 Nm	0.26 Nm	
	4	70 N 47.5 N	27.5 N	10 N	9.4 N	8.7 N	27 N	

Krachten en momenten driegreep versus
andere handen

Tabel V

Noot: Alle getalwaarden, uitgezonderd die van de driegreep, zijn ontleend aan rapport Tebeest

De gemeten waarden hebben betrekking op de volgende meetomstandigheden:

1) Knijpkracht

1) Palmaire greep en 2) Pinchgreep. Tevens is hier de zijdelingse knijpkracht, aan het uiteinde der vingers gemeten, aangegeven. Voor deze waarden scoort de driegreep als goede tweede na de elektrische hand.

8) Greep plat voorwerp (dikte 20 mm)

Hierin is bepaald de maximale kracht door de prothese op het voorwerp uitgeoefend in grijpasrichting (1),¹⁾ het moment bij 15° rotatie om deze grijpas (2) en het moment bij 15° rotatie om een as \perp grijpas, gelegen in het vlak van onderarmas en grijpas (3).

Deze meetwaarden plaatsen de driegreep dicht bij de elektrische hand en ruimschoots boven de overige vier prothesen.

9) Haakgreep om cilindrisch voorwerp (ϕ 30 mm)

Meting 9.I.1 bepaalt de maximale kracht op dit voorwerp in onderarmasrichting terwijl de cilinder vrij kan draaien in zijn ophanging, en meting 9.I.3 idem bij gefixeerde cilinder.

Bij metingen 9.II.1 en g.II.3 worden dezelfde grootheden bepaald in grijpasrichting.

De metingen met eindnummer 2 en 4 hebben slechts betrekking op prothesen die een vergrendeling kennen in de gesloten positie en zijn hier dus niet van belang. De gemeten waarden liggen buiten het bereik van de meetbank en bieden geen vergelijkingsmogelijkheid (elektrische hand en systeemhand scoren ook buiten het meetbereik).

10) Palmaire greep om cilindrisch voorwerp (ϕ 50 mm)

Meting 10.1 geeft de kracht nodig om het voorwerp uit de prothese te trekken in de richting van de hartlijn van het voorwerp, loodrecht op vlak grijpas-onderarmas.

Hierbij is de driegreep weer concurrerend t.a.v. alle handen behalve de elektrische.

Meting 10.2 bepaalt het moment bij 15° hoekverdraaiing om de genoemde as en meting 10.3 bepaalt het moment bij 15° hoekverdraaiing om een as, gelegen in het vlak van onderarmas en grijpas, loodrecht op de grijpas. Bij deze twee meetresultaten is de driegreep weer voldoende concurrerend

11) Pinchgreep om cilindrisch voorwerp (ϕ 50 mm)

Hierbij is het voorwerp ingeklemd met de hartlijn van de cilinder in grijpasrichting. Waarde 11.1 geeft de kracht nodig om het voorwerp in grijpasrichting uit de prothese te trekken en 11.2 geeft het moment om de grijpasrichting bij 15° hoekverdraaiing. Ook hierbij is de driegreep superieur aan alle prothesen op de elektrische hand na.

¹⁾ Grijpasrichting wordt hier gedefiniëerd als verbindingslijn tussen het scharnierpunt van de duimgreep en het geometrisch middelpunt van de driepuntsgreep (voorwerpsafhankelijk!)

12) Pinchgreep om cilindrisch voorwerp (ϕ 10 mm)

Het voorwerp is nu zodanig ingeklemd dat de hartlijn van het voorwerp loodrecht staat op het vlak gevormd door grijpas en onderarmas. 12.1 geeft dan de kracht nodig om het voorwerp in grijpasrichting uit de prothese te trekken en 12.2 geeft de kracht in de richting van de voöwerpas. 12.3 geeft het moment bij 15° hoekverdraaiing om de laatstgenoemde as. 12.4 en 12.5 zijn identiek aan 11.1 en 11.2 echter nu met de cilinder met ϕ 10 mm. Bij de metingen 1, 2 en 4 levert de driegreep weer getalwaarden die onder die van de elektrische hand liggen en groter of gelijk zijn aan die der andere handen. Bij de metingen 3 en 5 echter is de onderzochte prothese aanmerkelijk beter dan de overige prothesen.

Met name het resultaat uit meting 12.5 zou mogelijkerwijze zijn oorzaak kunnen vinden in de driepuntsgreep, die hier voordelen biedt bij het op bepaalde wijze hanteren van kleine voorwerpen (voorwerp is dan mede zijdelings ingeklemd).

Als eindkonklusie van deze metingen kan gesteld worden dat de driegreep op vrijwel alle onderzochte punten hogere krachten en momenten kan opleveren dan de systeemhand, pneumatische hand en haak, doch iets lagere waardes te zien geeft dan de elektrische hand. Als uitzondering geldt het hanteren van kleine cilindrische voorwerpen, op moment belast in grijpasrichting, waarvoor de driegreep zich kennelijk uitstekend leent.

Op basis van deze gegevens lijkt het niet onverantwoord om, indien energetisch gewenst, de voedingsdruk licht te reduceren (bijv. 10 - 20%). Doch ook hier is weer niet bekend welke krachten in de praktijk nodig zijn.

Aanbeveling: aangezien een vrij groot aantal metingen buiten het meetbereik van de testbank vallen, verdient het wellicht aanbeveling een extra meetbuis te konstrueren voor krachten in lengterichting tot bijv. maximaal 500 N en momenten tot bijv. maximaal 10 Nm.

Tevens verdient het aanbeveling om de afblaasopeningen van de componenten te voorzien van tuitjes opdat geluidsdempers aangebracht kunnen worden.

Deze metingen zouden echter zeker inkompleet zijn zonder gewichtsbepaling. De gemeten gewichten zijn voor enkele handen hieronder aangegeven.

Kosmetische hand met pass. polsrotator:	281 gr.
Elektrische hand	492 gr.
Systeemhand	296 gr.
Driegreep :	175 gr.

Hieruit blijkt dat op het zeer belangrijke punt van het gewicht de driegreep zeer gunstig scoort. Dit is in overeenstemming met het gestelde in hoofdstuk IV.4.

VII. Test mentale inspanning en funktiewinst; een verkenning

VII.1. Inleiding

Een van de zeer belangrijke aspecten die een rol spelen bij de akseptatie van een prothese door de patiënt is de besturingsinspanning, afgewogen naar de funktiewinst, verkregen door dit hulpmiddel. Met name het meten van de eerste grootheid is met niet-operatieve methoden zeer lastig, terwijl ook geen methode valt aan te wijzen waarop de juiste 'mentale belastings-synaps' in de hersenen aangeprikt kan worden met een elektrode. Derhalve zal deze grootheid via omwegen gemeenten dienen te worden (hfdst. VII.2).

Voor het meten van de funktiewinst komen diverse variabelen in aanmerking. Derhalve zal een keuze gemaakt moeten worden voor de te meten grootheid (VII.6).

VII.2. Dubbeltaakmethode

Voor het meten van de mentale inspanning die optreedt bij het besturen van een prothese, kortweg mentale belasting (mb), staan een aantal methoden ter beschikking.

- Metingen aan fysiologische parameters (hartslagvariantie, ademhalingsritme, koolzuurgehalte in het bloed, etc.)

Er is aangetoond dat er een verband bestaat tussen deze parameters en mentale belasting. Echter, het is niet bekend hoe deze parameters beïnvloed worden door mentale inspanning; een sterk niet-lineair verband is wel aangetoond.

Derhalve leent deze methode zich slechts matig voor het meten van bedoelde mentale belasting (Oomen (5)).

- Hanteren van subjektieve vragenlijsten

Hieronder wordt verstaan het aan de hand van vragenlijsten interviewen van personen die testervaring hebben opgedaan met de prothese. Hoewel deze methode, mits met grote zorg gehanteerd, redelijke resultaten te zien kan geven, is deze methode hier niet gebruikt aangezien het zeer lastig is om een goede vraagmethodiek op te zetten en dit meer ligt op het terrein van psychologen in samenwerking met ergotherapeuten. Tevens is het niet bekend op basis van welke criteria de personen hun antwoorden geven. Zeker bij patiënt-proefpersonen leidt dit vaak tot te positieve resultaten.

- Taakanalytisch onderzoek

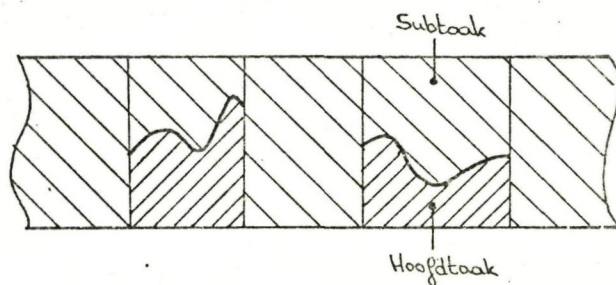
Hierbij wordt een volledige taak opgesplitst in deeltaken waarbinnen geen keuze- of tijdsonzekerheden meer voorkomen. Tussen de deeltaken moeten dan beslissingen genomen worden. Dit kan gezien worden als een Markov-keten waarvan de waarschijnlijkheden van het optreden van een volgende subtaak bepaald kunnen worden.

De informatietheorie verschaft dan een middel om deze waarschijnlijkheden te kwantificeren. Met deze methode zijn tot nu nog te weinig resultaten behaald om direkt toepasbaar te zijn bij dit onderzoek.

Dubbeltaakmethode

Deze methode gaat ervan uit dat een bepaalde (prothese-) taak niet de volledige mentale capaciteit van de proefpersoon in beslag zal nemen. De restcapaciteit wordt nu gevuld met een goed kwantificeerbare subtaak die derhalve gelijktijdig met de hoofdtak verricht wordt. De mate waarin de proefpersoon nu de subtaak verricht zou, bij vooronderstelling, dan een maat zijn voor de moeilijkheidsgraad van de hoofdtak (zie fig. 15).

Hierbij worden wel de veronderstellingen gedaan dat 1) de totale mentale capaciteit tijdens de meting konstant blijft, 2) de proefpersoon de reestruimte boven de hoofdtak ook volledig vult met de subtaak en 3) er een lineair verband bestaat tussen de twee taken als geschetst in fig. 15.



Dubbeltaakmethode
fig. 15

Een praktijkvoorbeeld van deze dubbeltaak is het autorijden op een rustige weg terwijl de bestuurder praat met de pasagier. Steekt nu plotseling een kind de weg over, dan zal het gesprek vrijwel geheel stokken: het besturen van de auto is (gelukkig) hoofdtak. De moeilijkheidsgraad van deze hoofdtak is niet kwantificeerbaar; wel kunnen we bijv. het aantal gesproken woorden per minuut meten. De subtaak is hier wel redelijk goed te meten en vormt een goede indicatie voor de besturingsinspanning van de hoofdtak.

De dubbeltaakmethode is reeds vaker toegepast in prothese onderzoek (Soede (6)) en de resultaten hiervan zijn bemoedigend te noemen. Derhalve is deze methode ook in onderzoek gehanteerd. Een beschrijving van subtaak en hoofdtak wordt gegeven in hfdst. VII.3 resp. VII.4. De door de besturingsinspanning verkregen funktiewinst wordt ook beschreven in hoofdstuk VII.4.

met wat van de uitgang? →

De is gebrekkig berekenen,
vooral de grote fin uitbreiden.
(het berekenen van de veelvuldige subtaak!)

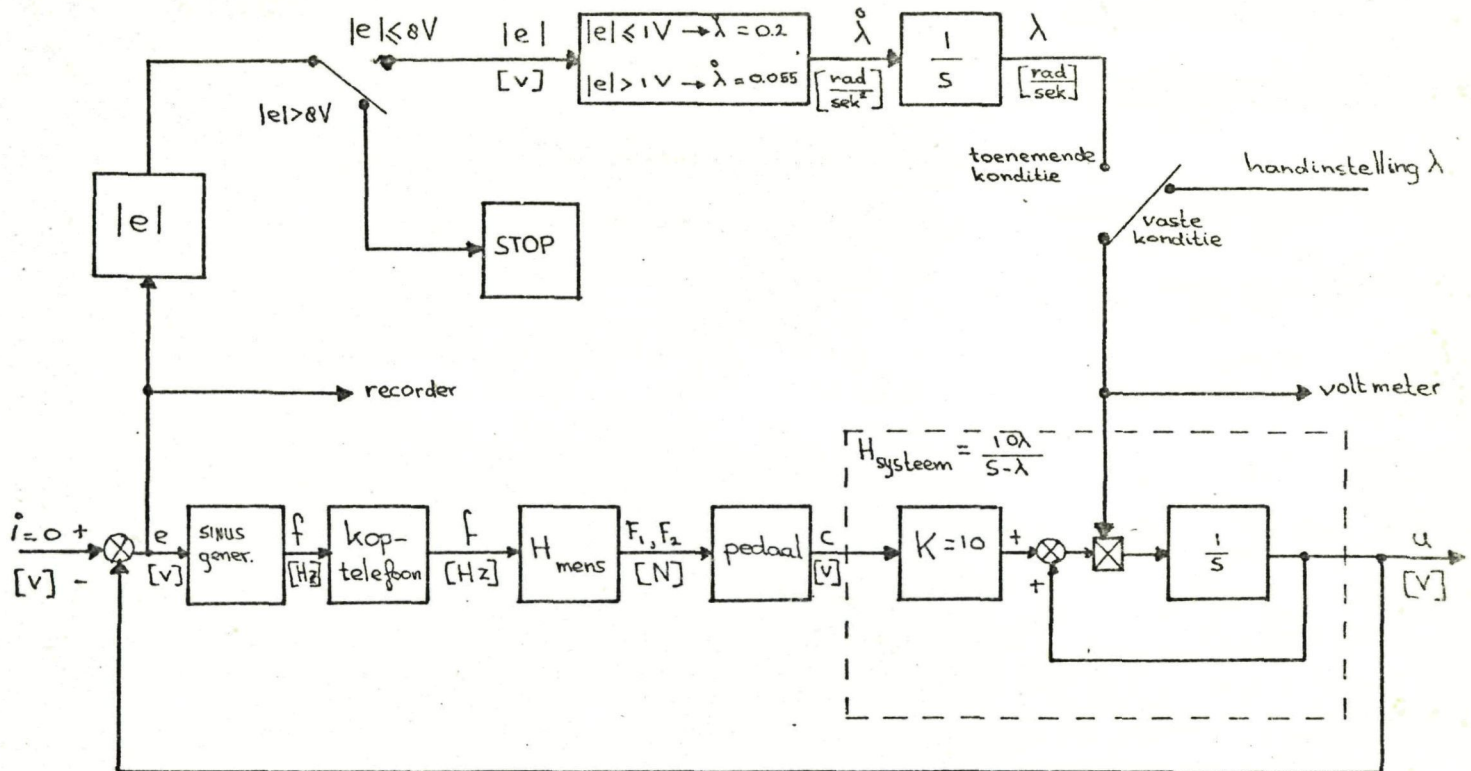
VII.3. Sub Critical Instability Task

In het onderzoek van Thijs Soede (6) zijn 5 prothesen met elkaar vergeleken in dubbeltaaksituatie waarbij de 12 proefpersonen met elke prothese 6 verschillende taken moeten verrichten. Om het hier beschreven onderzoek zo goed mogelijk te laten aansluiten bij voornoemd onderzoek wordt getracht de testomstandigheden zo nauwkeurig mogelijk gelijk te houden.

Voor de subtaak is gekozen voor het regelen van een instabiel systeem met pedale input en auditieve output (zie ook Oomen (4)). De proefpersoon krijgt hier de uitgang van het systeem via een koptelefoon aangeboden zodanig dat de hoogte van de toon evenredig is met de uitgang (zie fig. 16).

De toonhoogte kan variëren tussen 183 en 4000 Hz. Ingegrepen dient te worden via een voetpedaalbalans.

is dat essentieel voor de meting.



Het te regelen systeem
CIT en SCIT
fig. 16

↳ waarom plotseling verleden tijd.

Bij een toon over het rechteroor moest de proefpersoon links ingrijpen en bij een toon over het linkeroor moest hij rechts ingrijpen. Aangezien hier geen metingen zijn verricht aan de parameters van H_{mens} is gekozen voor een gewenste waarde $i = 0$. De tijdsconstante van het proces kan gevarieerd worden door λ te variëren. Deze opbouw heeft een tweeledig doel:

Critical Instability Task (CIT)

Hierbij loopt λ automatisch eerst snel op om na het passeren van een zekere waarde van e langzaam te stijgen. Is het foutsignaal e groter dan 8 volt dan lukt het de proefpersoon niet meer om het proces weer onder controle te krijgen en wordt λ gefixeerd.

Op deze wijze kan bepaald worden wat de kleinste tijdsconstante is waarbij een proefpersoon het proces nog juist kan regelen.

De inverse waarde hiervan is λ kritisch (λ_c).

Hierop is een uitzondering: tijdens de metingen bleek dat een proefpersoon na het passeren van de 8 voltsdrempel het proces toch nog zeer korte tijd onder controle kon houden. Aangezien hem dit niet langer gelukte dan 1 à 2 seconden is de gemeten waarde voor λ_c toch geldig verklaard.

Sub Critical Instability Task (SCIT)

Na het bepalen van deze waarde λ_c wordt λ ingesteld op 1/5 van de gemiddelde maximale waarde. Met deze waarde, die nu dus voor ieder proefpersoon genormeerd is op zijn maximale regelprestatie, moet de dubbeltaaksituatie verricht worden. Op deze wijze kan verondersteld worden dat het proces door elk proefpersoon als even inspannend ervaren wordt. In aansluiting op voornoemd onderzoek wordt de standaarddeviatie van het foutsignaal gehanteerd als maat voor de mentale belasting.

Het hierboven beschreven proces is voor dit onderzoek opgebouwd uit de componenten van een analoge bouwdoos. Een volledige beschrijving van de opgebouwde elektronika wordt gegeven in app. VI.

is dat de
verklaring



waarom?



waarom probeer redoks?



we begrijpen het er niet meer van:
baten en maaien toch secret tot geen
2 vrijheidsgraden en waarschijnlijk?



dit slechts 1 keer
voldoet aan de gegeven eisen!



de volgorde van dit verhaal
is onbegrijpelijk!



VII.4. Hoofdtaak

De hoofdtaak bestaat uit het bedienen van de prothese door gezonde proefpersonen. Hiertoe wordt de prothese ingeklemd in een elleboogprothese met zwaarte-krachtkompensatie (zie fig. 17). De besturingsknop bevindt zich onder de wijsvinger en de besturing is geplaatst tussen prothese en gezonde hand.

Om nu te komen tot geschikte prothesetaken dienen we eerst te bedenken dat het voornaamste van dit onderzoek is de wenselijkheid te onderzoeken van het aanbrengen van een, al dan niet gekoppeld, tweede vrijheids-

graad in een prothese, waardoor eventueel een polsrotatie overbodig zou zijn. Tweede belangrijke doel is het vergelijken van een aantal besturingen met elkaar voor wat betreft hun mentale belastingsaspecten en performancenivo's. Mede i.v.m. deze punten dienen de te ontwerpen prothesetaken aan de volgende eisen te voldoen:

- . Twee vrijheidsgraden omvattend
- . Aktieve greep vereisend
- . Eenvoudige taak (klein aantal deelhandelingen)
- . Meetbaar prestatienivo (performance)
- . Taak moet zittend uitgevoerd kunnen worden
- . Taak moet een bij voorkeur realistische prothesetaak zijn
- . In de taak dient een polsrotatie gewenst te zijn (zie le punt)

De in het onderzoek van Soede gebruikte 6 taken zijn niet alle even bruikbaar; sommige vereisen geen aktieve greep, en een taak valt af door het vereisen van een begrensde knijpkracht. Uit deze taken zijn er twee geselecteerd: de bouten en moeren taak en de fixatietak. De beschrijving is opgenomen aan het eind van dit deelhoofdstuk. In de fixatietak is ook geen aktieve greep vereist, doch deze is opgenomen omdat de mb-scores in voornoemd onderzoek voor deze taak voor alle prothesen vrijwel identiek waren. Derhalve kan getracht worden deze taak als referentietak te gebruiken.

In het voornoemde onderzoek zijn de taken ontworpen via een clustervorming, toegepast op een lijst van ADL-taken (Pimontel (1)). Voor details betreffende deze clustervorming wordt hier naar de literatuur verwezen (Soede (6)).



Bevestiging prothese
fig. 17

hoe kom je plotseling tot deze toestand? ←

wat is Munulus duur? ←
zie ook volgende pagina andersz.

Als de eisen, zoals aan het begin van dit hoofdstuk vermeld, toegepast worden op de genoemde clusters dan blijken er meer en minder relevante clusters te zijn. De meest relevante zijn dan:

- B. Aktiviteiten meestal dicht bij het lichaam; kleine, nauwkeurige krachten. Nauwkeurige positionering met polsrotatie.
- E. Nauwkeurige externe kracht, nauwkeurige positionering vereist.
- H. Vrij grote kracht met nogal nauwkeurige positionering, polsrotatie nuttig.
- I. Grote, nauwkeurige krachten; nauwkeurige positionering, polsrotatie nuttig.

Het valt hier op dat de clusters H en I weinig verschillen. Gebruik makend van deze clusters en de vermelde eisen kunnen we komen tot het ontwerpen van taken. Hierin zal mede getracht worden de twee vrijheidsgraden ook volledig van elkaar te scheiden.

De in dit onderzoek gebruikte taken zijn:

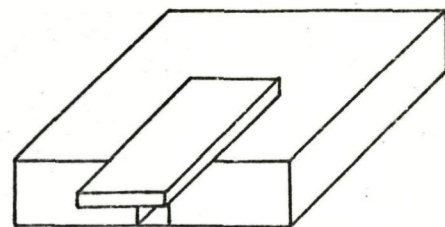
Eenvoudige plankjestaak (stimulusduur 15 sek.)

Hierbij wordt de onderarm schuin gesteund tegen de tafeland zodanig dat de prothese zich een decimeter boven het tafelblad bevindt, recht voor de proefpersoon. De taak die nu verricht moet worden bestaat uit het met de gezonde hand oppakken van een plankje^{*} dat, licht uitstekend, horizontaal op een verhoging op de tafel ligt, dit naar de prothese brengen en inklemmen in de duimgreep. Hierna wordt het plankje even losgelaten door de gezonde hand. Vervolgens brengt de gezonde hand, na loslaten door de prothese, het plankje in de zijdelingse greep. Na even losgelaten te hebben brengt de gezonde hand tenslotte het plankje weer terug in de startpositie.

Bij deze taak vindt dus geen armbeweging met de prothese plaats. De performance wordt gedefiniëerd als de tijd die verstrijkt tussen het sluiten van de duimgreep en het sluiten van de zijdelingse greep.

Uitgebreide plankjestaak (stimulusduur 30 sek.)

Hierbij ligt het plankje weer op een verhoging (7 cm.), licht uitstekend (\pm 5 cm.). Nu wordt het plankje met de duimgreep vastgepakt, en van de verhoging gehaald; de gezonde hand brengt het plankje in de zijdelingse greep, en het plankje wordt door de prothese teruggezet in een verticale gleuf (\pm 35 cm) in de verhoging, waarna de prothese weer in rustpositie wordt teruggebracht (zie fig. 18). Als performance wordt weer de tijd bepaald tussen het sluiten van de duimgreep en het sluiten van de zijdelingse greep.



Plankjestaak
fig. 18

¹) Multiplex, 18.8x10.4x18mm, 184 gr.

De twee plankjestaken verschillen in essentie alleen v.w.b. de armbeweging met nauwkeurig positioneren. Dit is met opzet gedaan om te onderzoeken of er invloed merkbaar is in de mb-scores t.g.v. het positioneren.

Bouten/moerentaak (stimulusduur 30 sek.)

Hierbij dient de proefpersoon een bout in de prothese te klemmen in pinchgreep (bout in grijpasrichting) en hier een moer op te draaien. Dit wordt bemoeilijkt door de aanwezigheid van een veer op de bout, waardoor het opdraaien wat zwaar gaat.

Als performance wordt hier genomen de tijd tussen het met de gezonde hand oppakken van een bout en het wegleggen met de prothese van de combinatie bout/moer.

Fixatietaak (stimulusduur 15 sek.)

Bij deze taak moet een plankje, dat over een rail kan transleren en kan roteren om zijn middelpunt, met de prothese worden gefixeerd terwijl met de gezonde hand een 2e plankje dat d.m.v. magneten aan de eerste bevestigd is, rechtstandig losgetrokken en weer vastgemaakt wordt.

De performance wordt nu berekend met

$$a + l \sin \varphi$$

waarin a = translatie

l = hartafstand der twee plankjes

φ = rotatie

Tevens wordt de tijdsduur bepaald tussen lostrekken en vastmaken van het tweede plankje.

De genoemde tijdstippen worden geregistreerd, tesamen met het signaal van de SCIT en de signalen afkomstig van translatie en rotatie, op een Bell & Howell bandrecorder. Bij de bouten-en moerentaak worden de tijdstippen elektronisch bepaald d.m.v. een lichtgevoelige cel; bij de overige taken stuurt de experimentator op het juiste moment een signaal naar de bandrecorder door het bedienen van een drukknop.

Tevens stuurt een tweede experimentator een runlengtesignaal naar de bandrecorder, aangevende het tijdvak waarover de proefpersoon actief met de taak bezig is.

De proefpersonen worden geïnstrueerd alleen dan met een taak te beginnen als een lampje op de tafel aangaat (stimulus).

weer verpikken in de tijd!

—

VII.5. Trainings- en meetschema

Aangezien de hier vermelde testen inleidende metingen zijn, kon de meting niet zo uitgebreid zijn als misschien wel wenselijk geacht mag worden.

De volgende beperkingen zijn aangebracht:

- . Er is gewerkt met 2 proefpersonen. Aanvankelijk werd 1 proefpersoon overwogen doch hiermee kunnen zeker geen uitspraken verwacht worden. Ook met 2 proefpersonen mag niet meer verwacht worden dan een zeer globale uitspraak die later zeker nog geverifiëerd zal moeten worden.
- . Er zijn 4 verschillende taken onderzocht. Ook dit aantal zou hoger moeten liggen voor een praktijkgerichte uitspraak.
- . De drie onderzochte besturingen zijn op drie opeenvolgende meetdagen aangeboden, derhalve 1 besturing per dag. Dit draagt het grote gevaar van volgorde-effecten c.q. leer-effecten met zich mee (zie VII.6).

Ondanks deze door tijdsfactoren afgedwongen beperkingen zal toch getracht worden zo nauwkeurig mogelijk te meten.

Hiertoe is het volgende trainings- en meetschema aangehouden ('s ochtends proefpersoon 1, 's middags proefpersoon 2):

Dag no. 1, 2 = trainingsdagen

Hierin werd elke dag gedurende $6 * 10$ minuten de SCIT getraind met langzaam toenemende λ ($\lambda_{\max} = 2.5$ rad/sek). Hiertussendoor werd totaal $3 * 2$ minuten de prothese passief in enkeltaaksituatie gehanteerd (afscheuren komputervellen, bedienen schakelaars ed.). Aan het eind van de sessie werd gedurende $4 * 2$ minuten een dubbeltaaksituatie zonder prothese getraind (voorlezen, sommetjes maken, ed.). Aan het slot van de ochtend/middag werd 6 maal λ_c bepaald. Uiteraard werden voldoende pauzes ingelast.

Dag no. 3, 4, 5 = meetdagen

Elke dag werd een andere besturing aangebracht aan de prothese: Besturing 1 op dag no. 3, 2 op no. 4 en 3 op no. 5. (zie hfdst. IV.6.5.).

Aan het begin van de dag vond gedurende 5 minuten SCIT-training plaats met λ oplopend van 1.0 tot 2.5 rad/sek. Vervolgens werd zes keer λ_c bepaald. Na instructie van de besturing werd deze gedurende 5 minuten getraind op een niet-testtaak (hanteren van ballen van diverse ϕ).

Hierna werden alle taken 5 of 10 keer getraind in dubbeltaaksituatie met $\lambda = 1/5 * \lambda_c$.

Vervolgens werd gedurende 1 minuut SCIT_{enkel} gemeten.

Vervolgens vond de uiteindelijke meting plaats, met dezelfde λ , volgens het schema;

herh.	taak.			
1	a	b	c	d
2	d	c	b	a
3	b	d	a	c
4	c	a	d	b

(elke combinatie van 2 taken verschijnt 1 *)

met a = eenvoudige plankjestaak, 10 * herhaald

b = uitgebreide plankjestaak, 5 * herhaald

c = bouten/moerentaak, 5 * herhaald

d = fixatietaak, 10 * herhaald

Tussen elke herhaling was een korte pauze ingelast.

dat bequijp ik niet
opgelegd was?



deleude ↓ o.v. waswan?



VII.6.1. Meetresultaten

Het genoemde signaal voor de foutscore van de SCIT werd tesamen met de signalen afkomstig van de fixatietaak en de diverse tijdssignalen opgeslagen op een snelheid acht keer zo hoog als de opnamesnelheid en bemonsterd door het komputerprogramma bij 100 Hz. Dit is in overeenstemming met de maximaal te verwachten frekwentie van het opgenomen signaal; nl. 5 à 6 Hz. Het voor dit doel geschreven programma bemonsterde de signalen en berekende de mentale belastingscore als de standaarddeviatie van het foutsignaal. Tevens berekende het programma de diverse tijdsintervallen en daaruit de performanscores van de taken zoals beschreven in het voorgaande hoofdstuk.

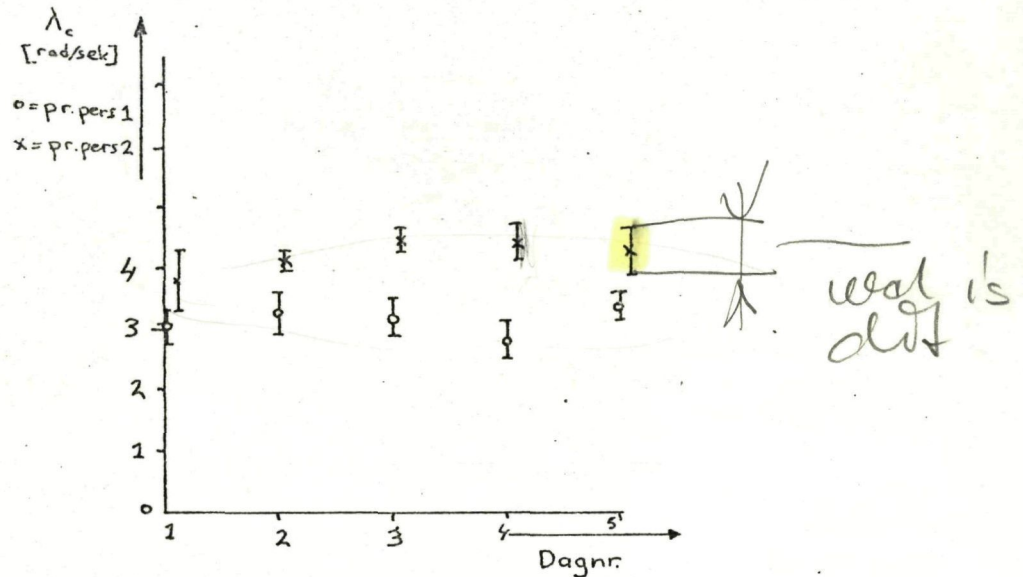
Deze berekeningen werden steeds uitgemiddeld over de 5 of 10 keer dat een taak herhaald werd. Tevens werd het gemiddelde van 4 herhalingen bepaald en de spreiding in de meetgegevens. De berekende waarden zijn opgenomen in app. VII. Aangezien slechts 2 proefpersonen zijn gebruikt werd het niet verstandig geacht de waarden van de 2 personen bij elkaar te nemen; ze worden afzonderlijk gepresenteerd. Opvallende bij de mb-scores is dat deze bij beide proefpersonen voor alle taken een dalende tendens vertonen. Dit moet als zeer onwaarschijnlijk worden beschouwd, zeker ook omdat bij de fixatietaak het besturingstype geen rol speelt. Derhalve dient onderzocht te worden of er sprake kan zijn van een leereffekt bij het hanteren van de subtaak.

Wat ^{is} dit voor iets
score?

de numerieke waarden?

VII.6.2. Leereffekten

Bij het eerdergenoemde onderzoek (Soede) werd een mogelijk leereffekt gecontroleerd door de scores van de λ_c - bepaling aan het begin van elke meetdag *) In dit onderzoek werd ook aan het begin van elke meetdag $6 * \lambda_c$ bepaald. De gemeten waarden staan in fig. 19.



Scores λ_c
fig. 19

Hierin zijn weinig leereffekten meer zichtbaar.

Een heel ander beeld wordt verkregen door te kijken naar de scores in enkeltaaksituatie gemeten aan het begin van de meetdag gedurende 60 seconden. Deze scores laten een dalende tendens zien, hetgeen zou kunnen duiden op een leereffekt. Echter, deze waarden zijn helaas gebaseerd op één meting per dag, zodat de betrouwbaarheid hiervan ook in twijfel getrokken kan worden.

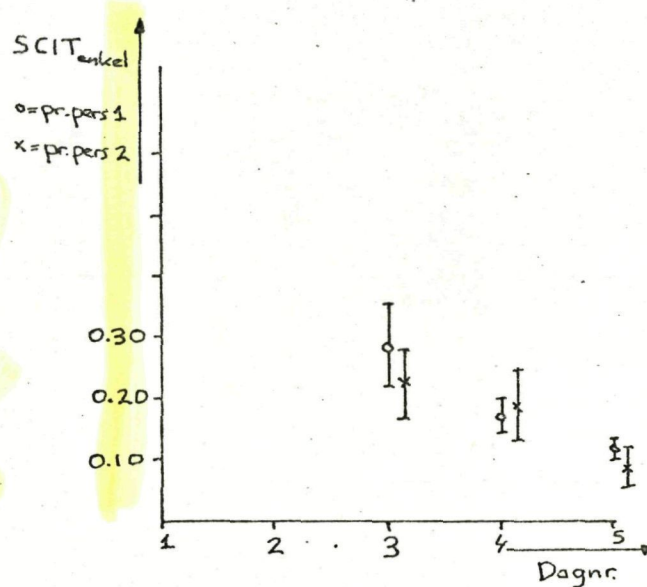
	pp1	pp2
dag no. 3	0.157	0.073
dag no. 4	0.053	0.084
dag no. 5	0.030	0.039

SCIT-enkel scores
Tabel VI

Bij de verwerking van de meetgegevens is toen een andere weg gevolgd. Bij twee taken, de uitgebreide plankjestaak en de fixatietaaak, is de stimulusduur vrij ruim bemeten t.o.v. de werkelijke taakduur (resp. 30 sek. tegenover gem. 10 sek. en 15 sek. tegenover gem. 7 sek.).

*) In het onderzoek van Soede zijn de prothesen wel in verschillende volgordes aangeboden.

In de wachttijd tot de volgende stimulus is de proefpersoon nog steeds de SCIT aan het regelen. Hoewel het discutabel is of de proefpersoon gedurende deze wachttijd zijn volledige capaciteit vult met de enkeltaak, kunnen de foutscores in deze wachttijd toch gezien worden als indicatie voor de echte SCIT_{enkel}-scores. Deze waarden zijn achteraf uit het signaal gefilterd en geven het volgende verloop.



SCIT_{enkel}-scores tijdens
wachttijd
fig. 20

Bij deze scores, die over aanmerkelijk meer metingen bepaald zijn dan die van tabel VI, is een significant dalende lijn zichtbaar. Deze scores kunnen beter dienen om het leer-effekt zichtbaar te maken. De beste methode zal echter zijn het λ -tien maal bepalen, na juiste instructie aan de proefpersoon, van de enkeltaakscores in geïsoleerde omstandigheden. In deze proef hadden de proefpersonen geen instructie gekregen voor hun regelgedrag tijdens de wachttijd, doch er zijn aanwijzingen dat zij toch trachtten de subtaak in deze tijd zo goed mogelijk te regelen.

Een mogelijke verklaring voor het verschil tussen fig. 19 en fig. 20 is dat bij het bepalen van λ_c een maximale prestatie gevraagd wordt en bij het regelen van de SCIT een zo rustig mogelijk regelgedrag vereist is. Dit zouden wellicht twee essentiële verschillende situaties kunnen zijn.

Voor dit onderzoek zijn alle meetwaarden genormeerd aan de gemiddelde SCIT_{enkel}-scores van de betreffende dag.

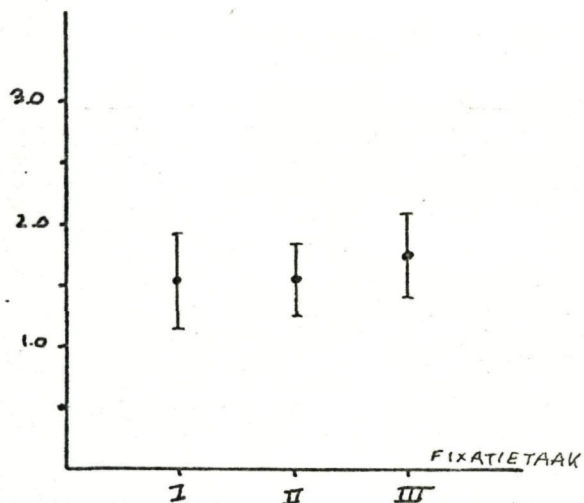
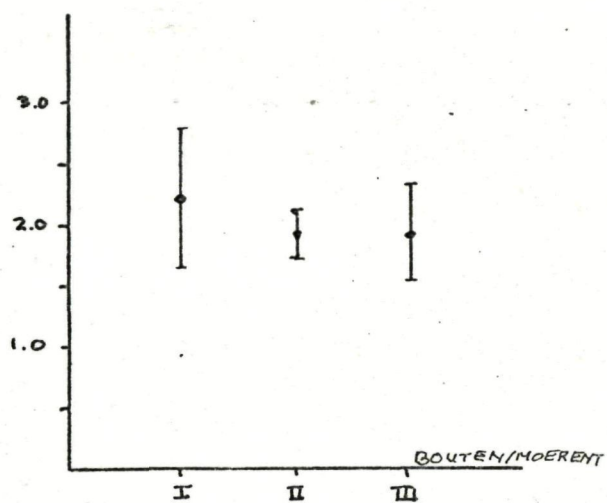
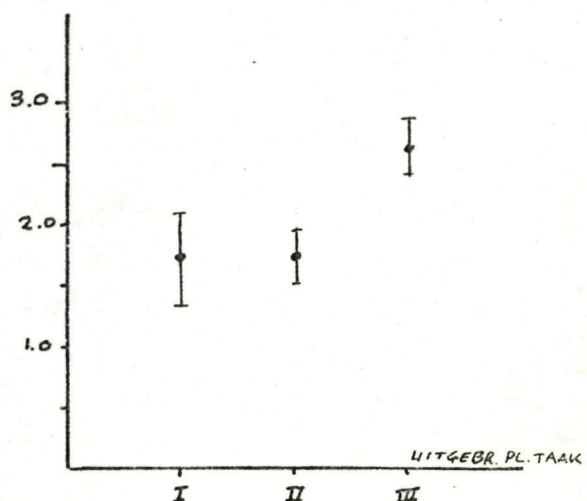
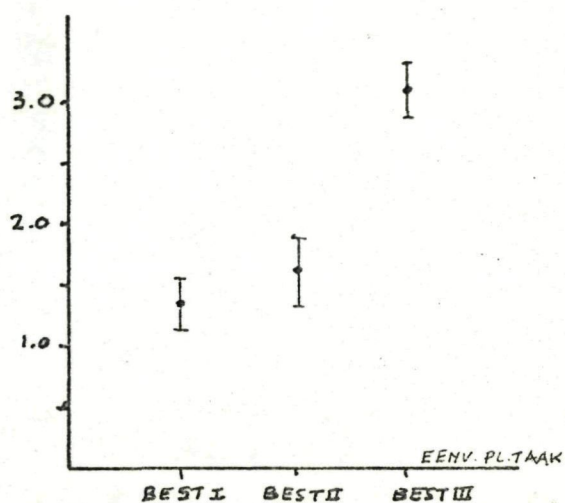
VII.6.3. Genormeerde meetresultaten, konklusies

De genormeerde meetwaarden zijn gegeven in app. VIII en grafisch weergegeven in fig. 21 a, b. Voor de performance van de fixatietaak is zowel de verplaatsing van het plankje weergegeven als de tijdsduur tussen los-trekken en vastmaken van het plankje. Geen verklaring kan worden gegeven voor de op de eerste manier berekende zeer lage waarde van de performance bij de 2e proefpersoon bij besturings-type 1. Een lichte verbetering van de performance voor de fixatietaak is te zien voor proefpersoon 1, besturing 3, mits gemeten naar de tijdsduur.*)

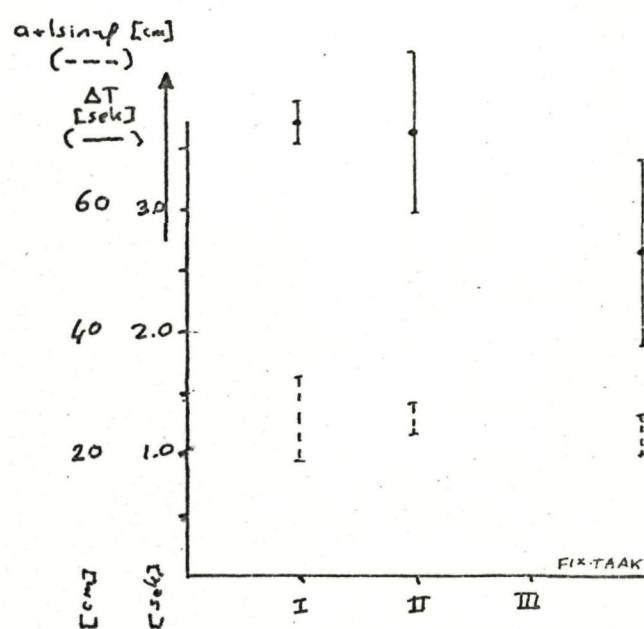
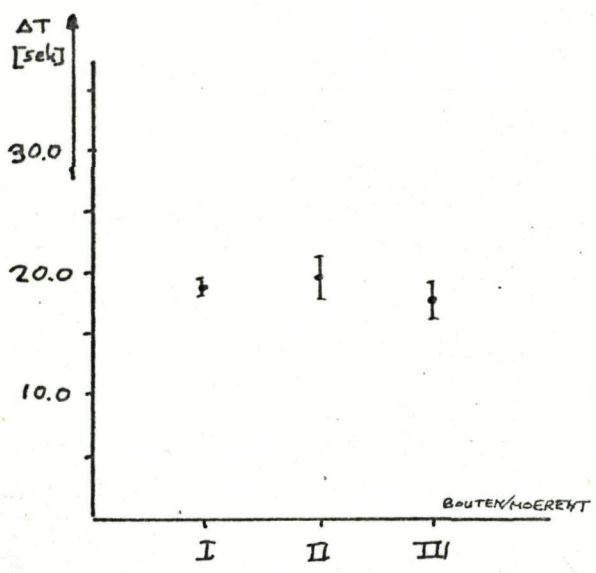
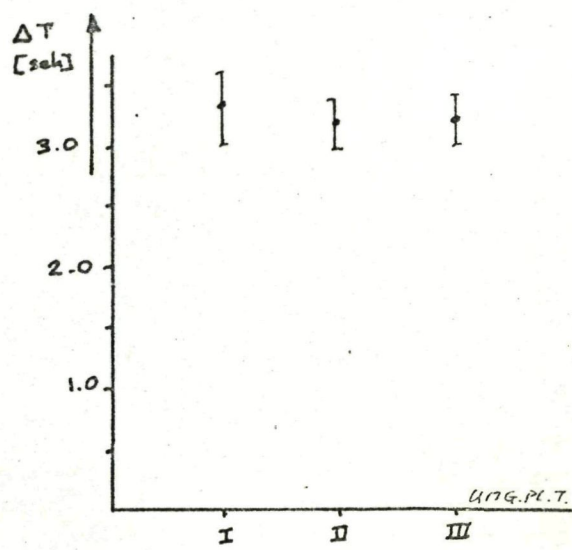
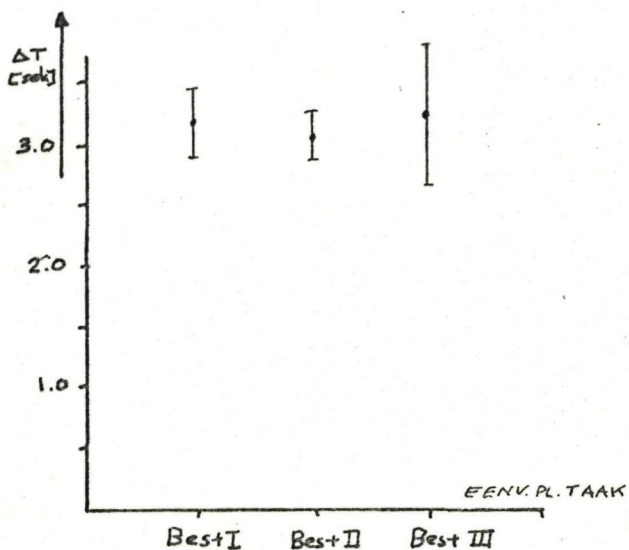
Voor het overige verschillen de performancescores van de diverse taken bij de diverse besturingen niet significant.

Bij de mb-scores geven de twee proefpersonen wel verschillen te zien voor de drie besturingen, doch niet geheel op dezelfde wijze. Proefpersoon 1 heeft bij de 2 plankjestaken meer moeite gehad met de laatste besturing, terwijl proefpersoon 2 bij de bouten/moerentaak een lichte toename te zien geeft in de mb-score bij de derde besturing. Verder zijn bij deze resultaten nauwelijks duidelijk in het oog springende verschillen aan te geven. Door de gehanteerde normering kan geen aansluiting meer verkregen worden van de fixatietaakscores op de scores in het onderzoek van Soede. Een beter overzicht van het verschil tussen de drie besturingen zou verkregen kunnen worden door een aanmerkelijk breder opgezet onderzoek. Bij de genoemde beperkingen van dit deelonderzoek moeten konklusies, indien al, zeer voorzichtig getrokken en gehanteerd worden.

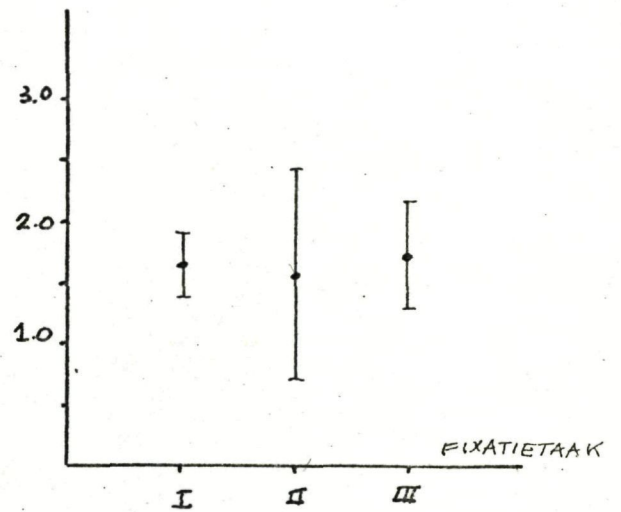
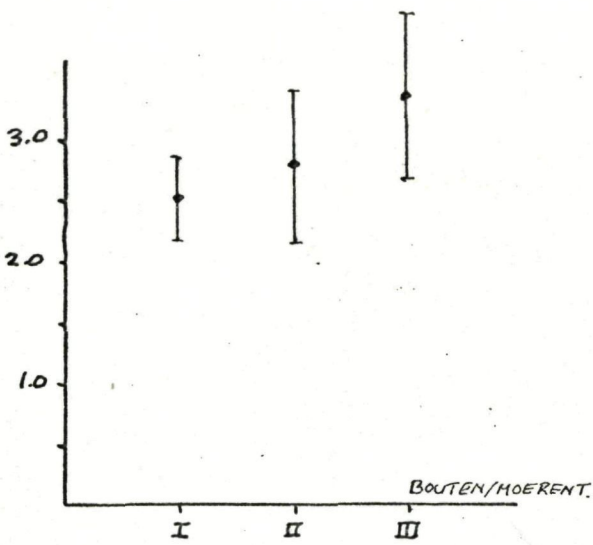
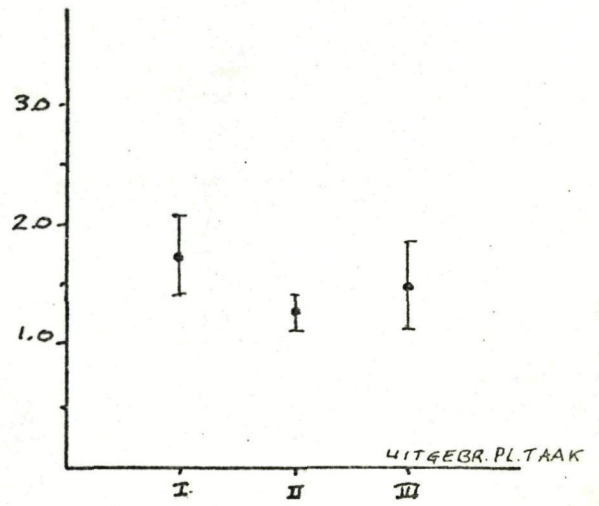
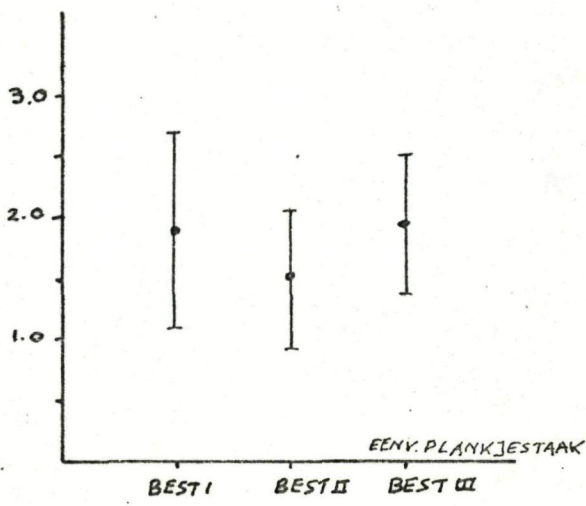
*) Dit zou eventueel een taakleereffekt kunnen zijn.



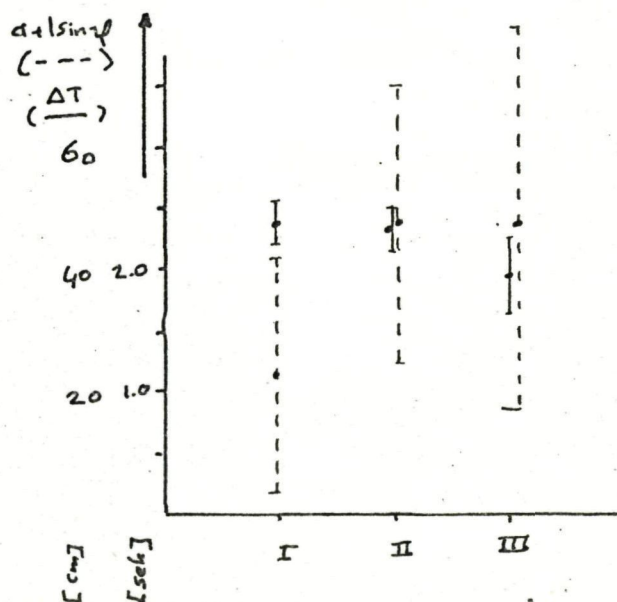
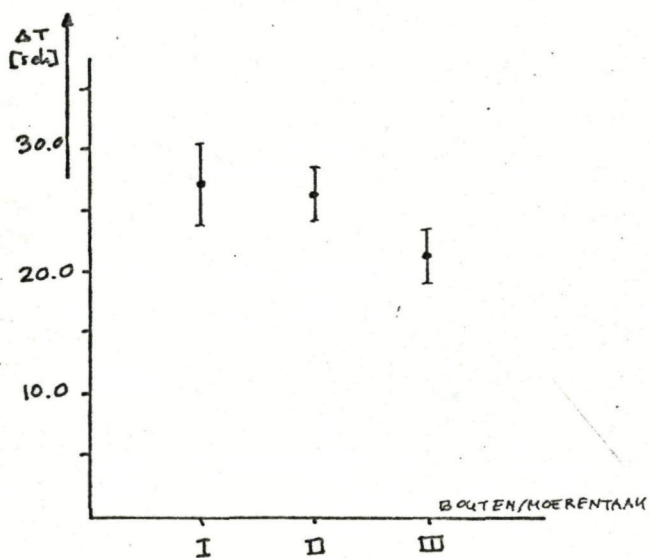
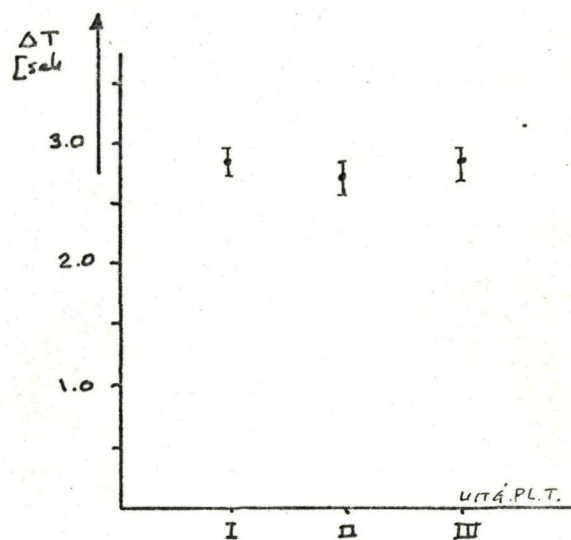
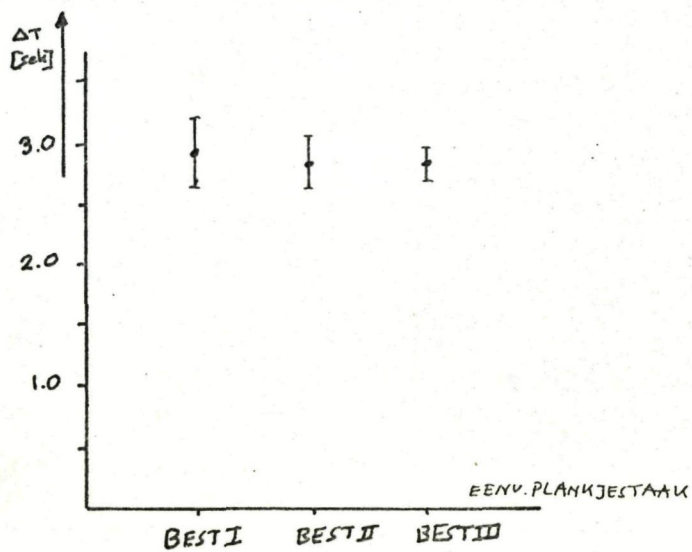
SCIT Dubbel / SCIT enkel
 proefpersoon 1
 Fig 21 a



Performancescores proefpersoon 1
Fig 21a



SCIT dubbel/SCIT enkel
proefpersoon 2
Fig 21b

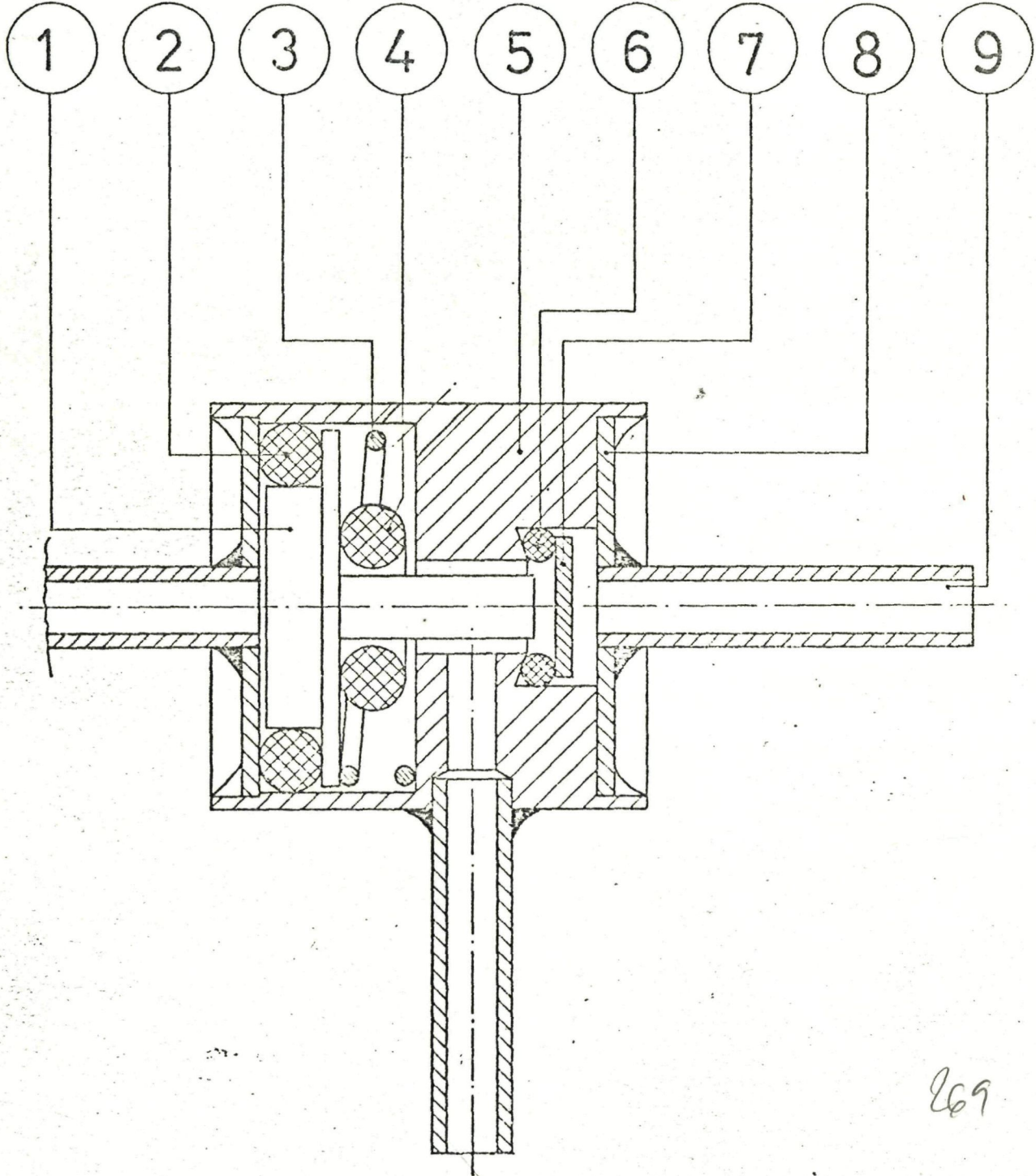


Performancescores Proefpersoon 2
Fig 21b

Een voorlopige konklusie zou dan luiden dat de genoemde testen een zeer lichte tendens te zien gaven zodanig, dat de derde besturing iets meer inspanning zou vereisen dan de eerste twee doch deze tendens bevindt zich gedeeltelijk nog in het ruisnivo van de metingen. De eerste twee besturingen lijken weinig te schelen op dit punt. De performances tonen geen meetbaar verschil. De invloed van het niet al te nauwkeurig positioneren van de arm op de mb-scores lijkt nihil.

Het zou dan ook aanbeveling verdienen om in een reeds gestart vervolgonderzoek naar de mb-en performances verschillen tussen een enigszins geoptimaliseerde driegreep en bestaande handen, de driegreep in twee configuraties te testen, nl. met besturingstype 3 en een van de eerste twee besturingstypen.

A P P E N D I C E S



269



revalidatiecentrum
 "de hoogstraat"
 afd. p.o.o.t.

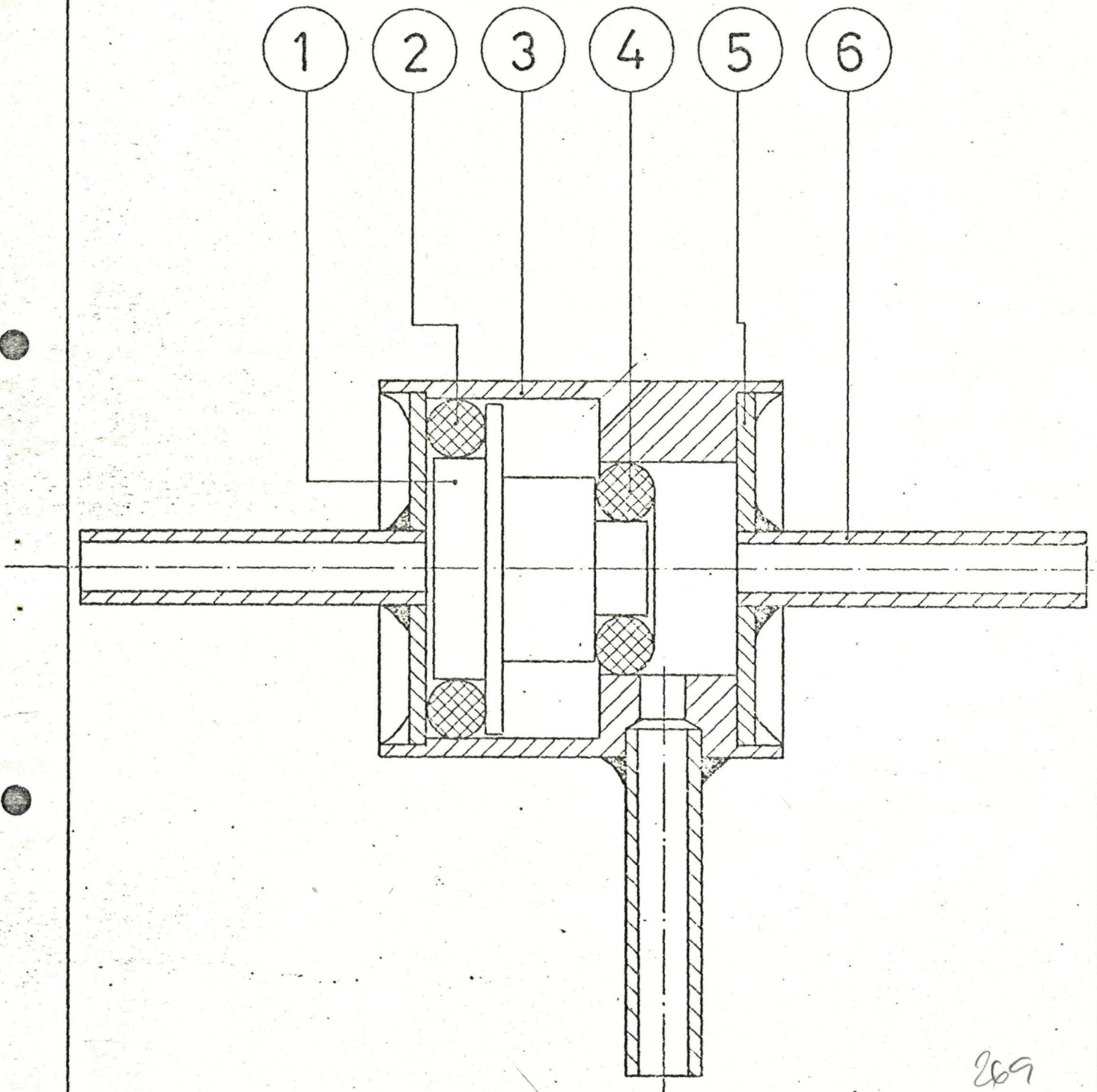
SCHAKELKLEP

Get.: C.F.F.
 Dat.: 780228
 Schaal: 10 : 1

Gecontr.:

Mat.:

Nr.: 75-6-00



269



revalidatiecentrum
"de hoogstraat"
sfd. p.o.o.t.

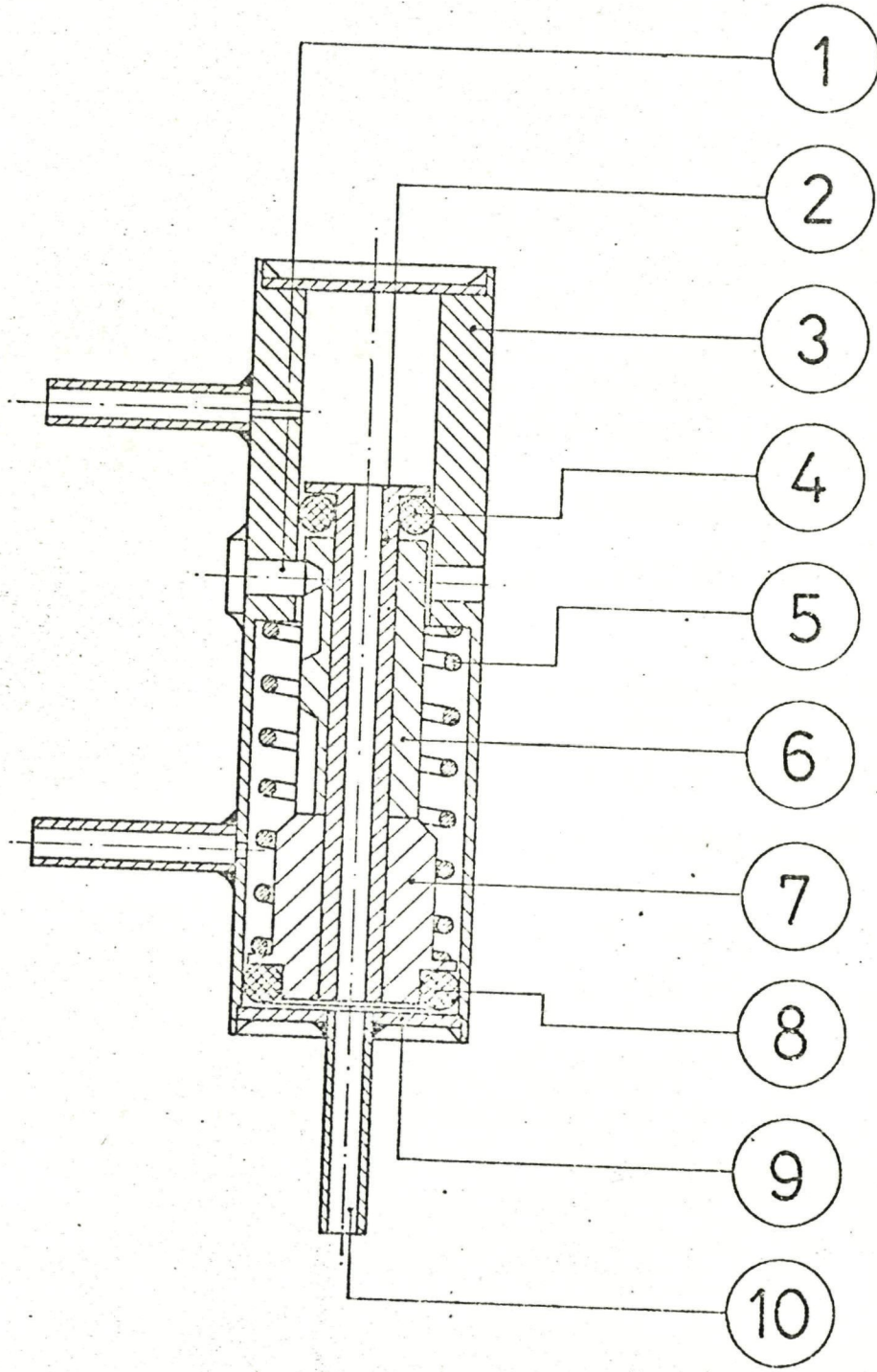
INVERTOR

Get.: C.F.F.
Dat.: 780228
Schaal: 10:1

Gecontr.:

Mat.:

Nr.:
75-7-00



752 mm³

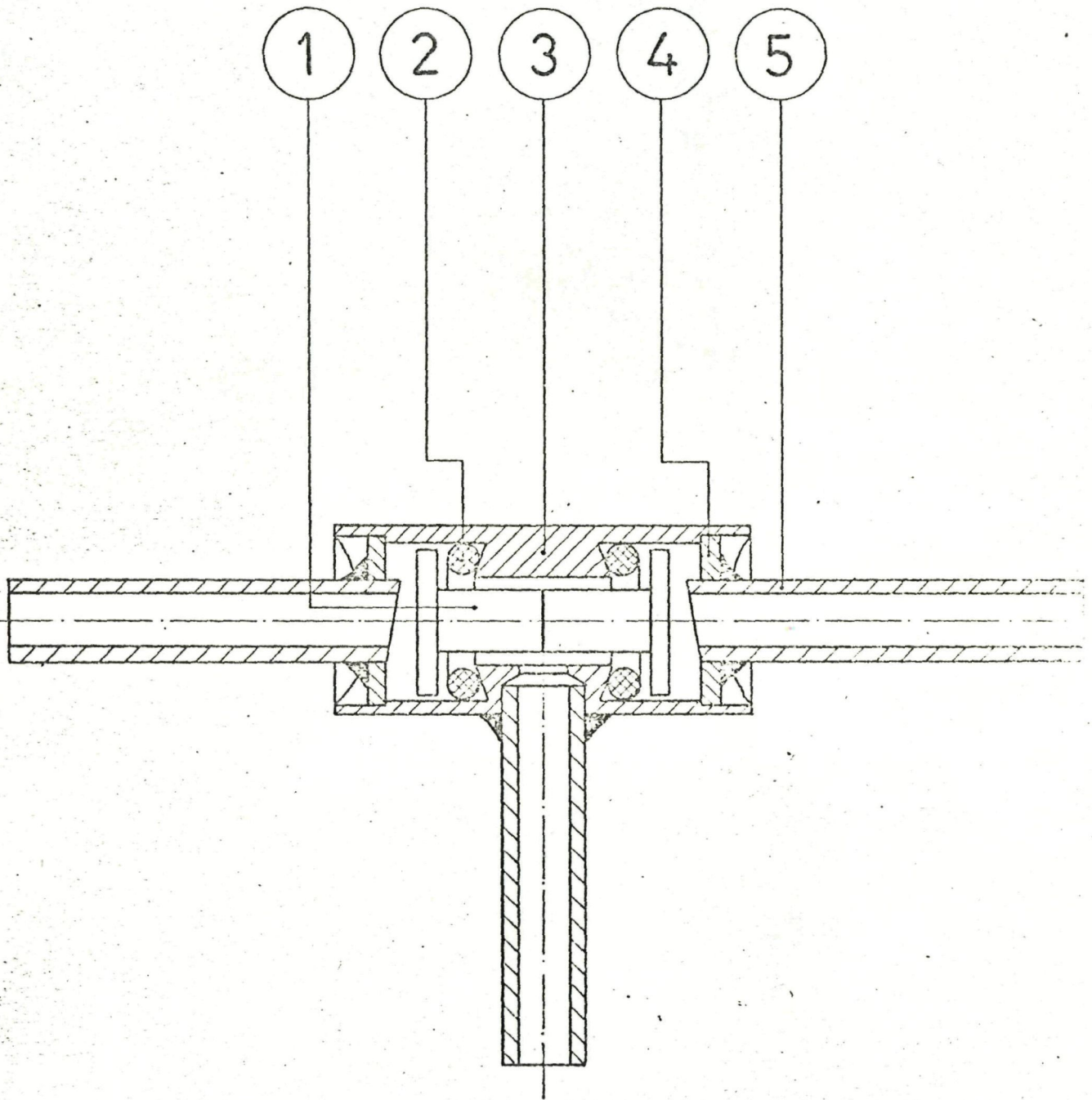


revalidatiecentrum
 "de hoogstraat"
 afd. p.o.o.t.

TWEEDELER

Get.: C.F.F.
 Dat.: 780228
 Schaal: 5:1

Gecontr.:	Mat.:
	Nr.: 75-8-00



revalidatiecentrum
"de hoogstraat"
afd. p.o.o.t.

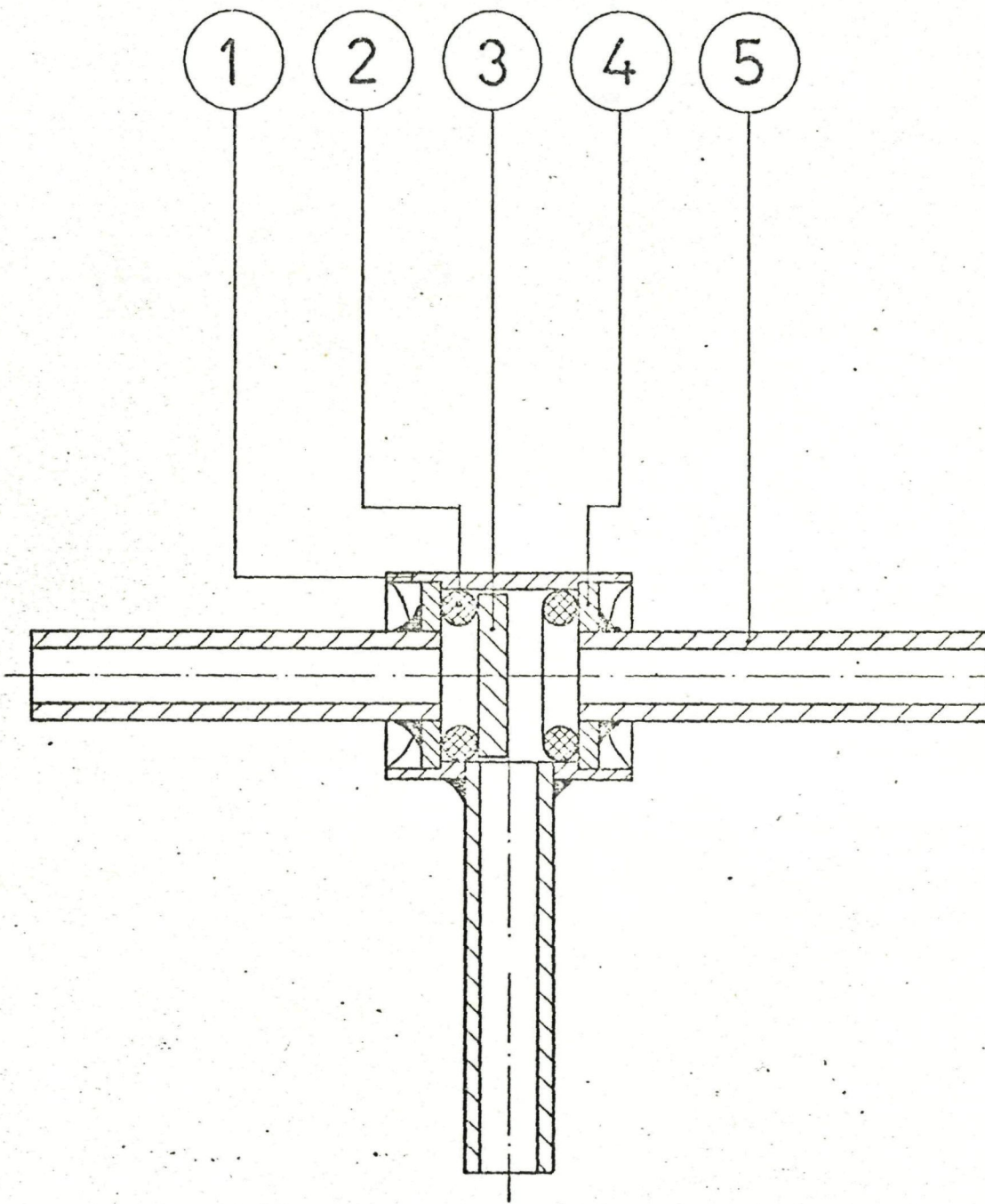
EN-POORT

Get.: C.F.F.
Dat.: 780228
Schaal: 10:1

Gecontr.:

Mat.:

Nr. 75-9-



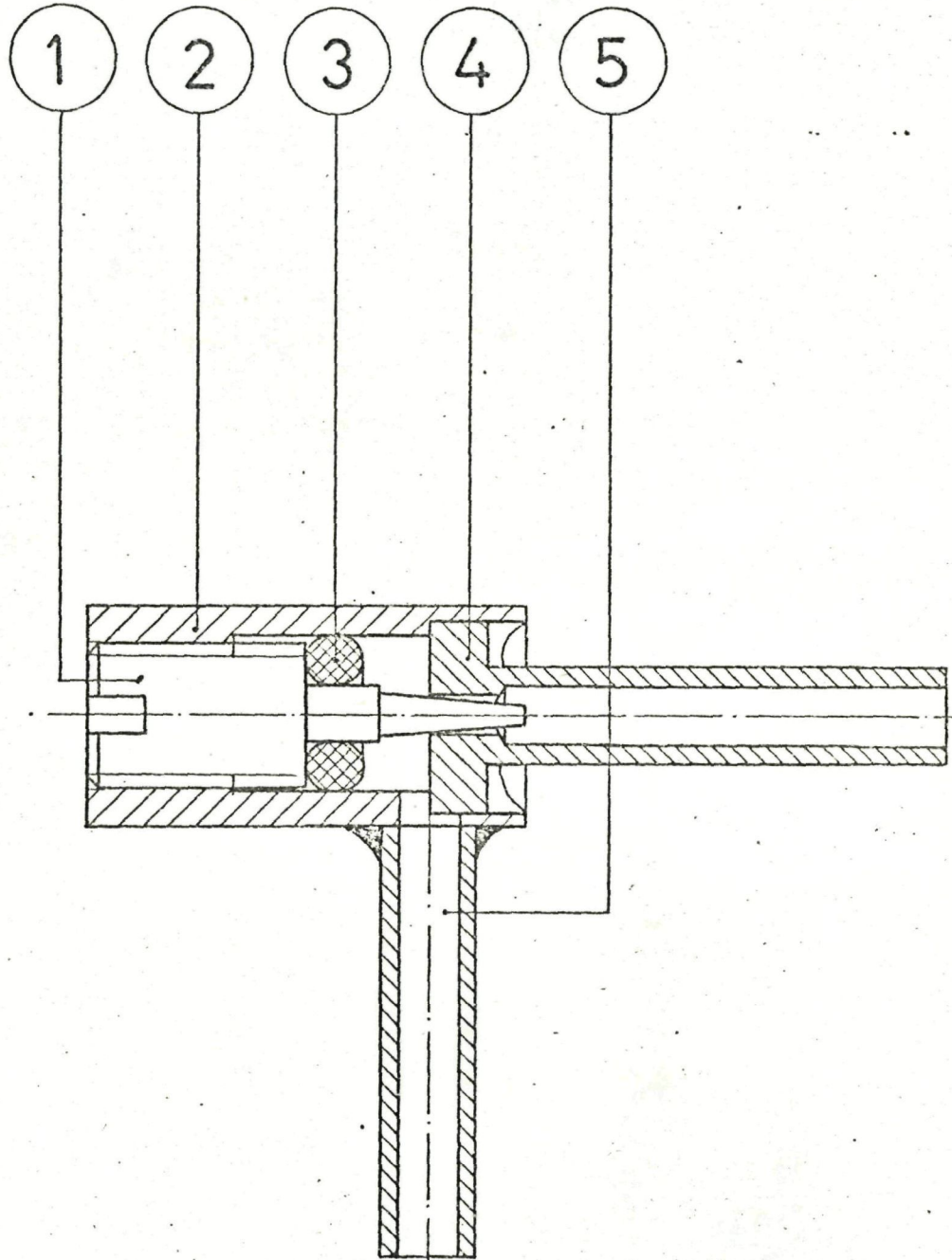
revalidatiecentrum
"de hoogstraat"
afd. p.o.o.t.

OF-POORT

Get.: C.F.F.
Dat.: 780228
Schaal: 10:1

Gecontr.: Mat.:

Nr.: 75-10-00



revalidatiecentrum
"de hoogstraat"
afd. p.o.o.t.

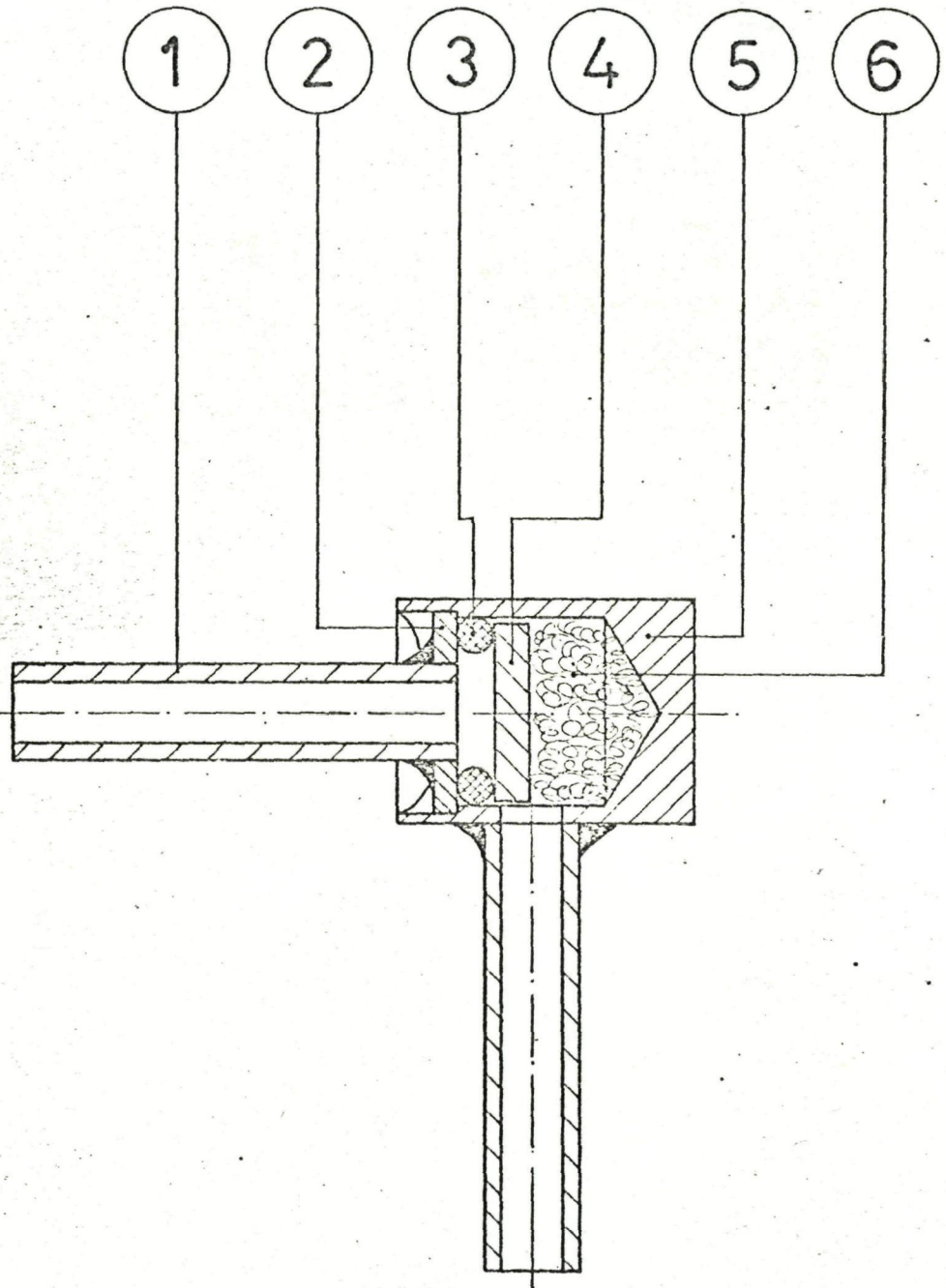
WEERSTAND

Get.: C.F.F.
Dat.: 780228
Schaal: 10:1

Gecontr.:

Mat.:

Nr.:
75-11-00



revalidatiecentrum
"de hoopstraat"
sfd. p.o.o.t.

TERUGSLAGKL.

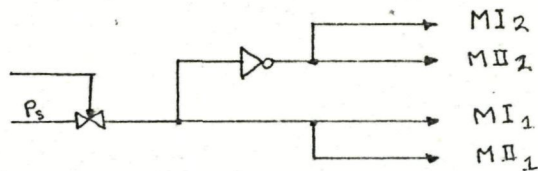
Get.: C.F.F.
Dat.: 780802
Schaal: 10:1

Gecontr.:

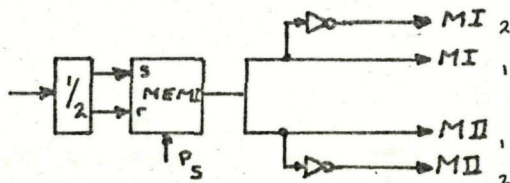
Mat.:

Nr.: 75-15-00

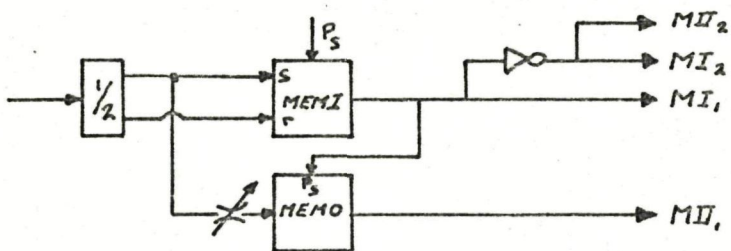
MI1 = Duim open
 MI2 = Duim dicht
 MII1 = Zijdelings open
 MII2 = Zijdelings dicht



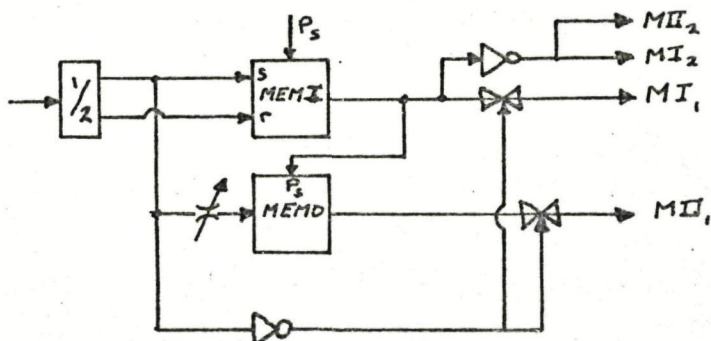
Besturing 1



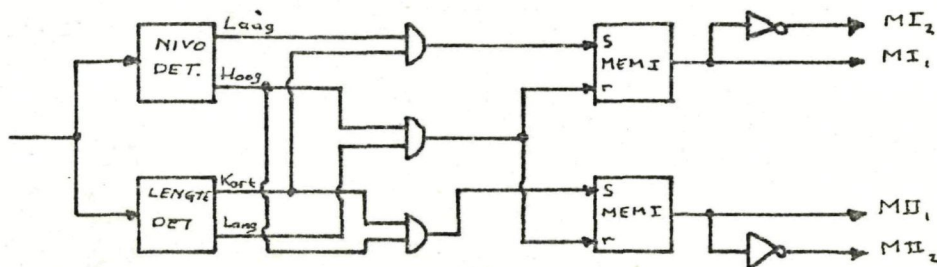
Besturing 2



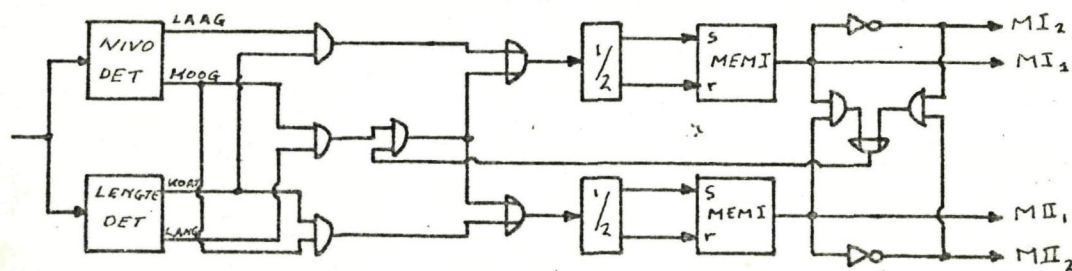
Besturing 3



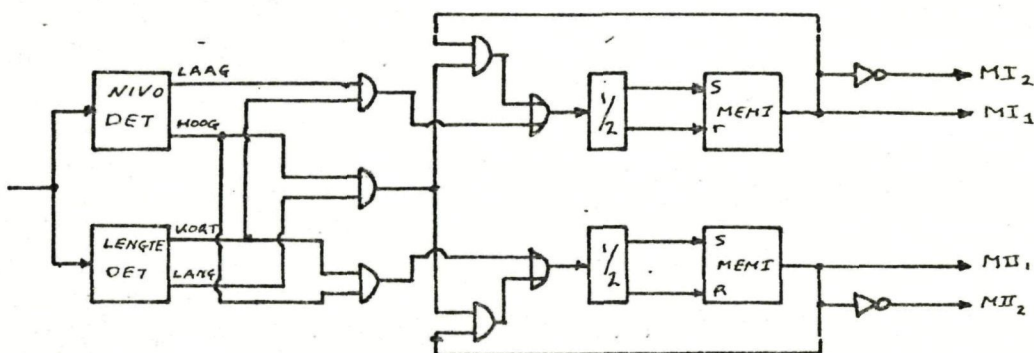
Besturing 4



Besturing 5



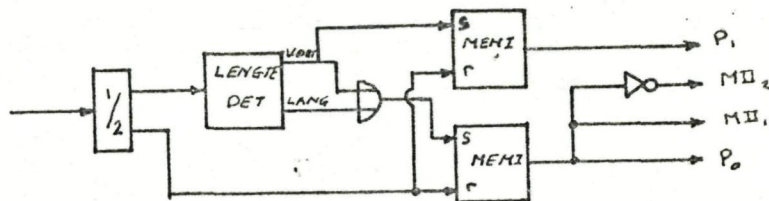
NB Besturing 7



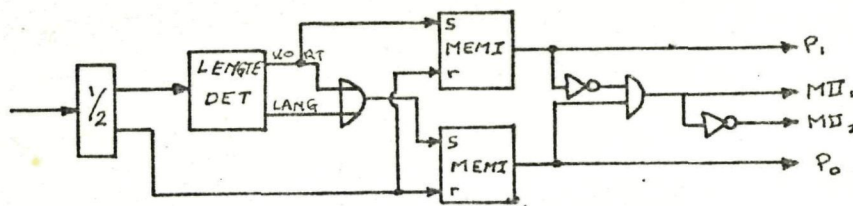
NB Besturing 6

p ₀	p ₁	stand
0	0	dicht
0	1	dicht
1	0	open
1	1	midden

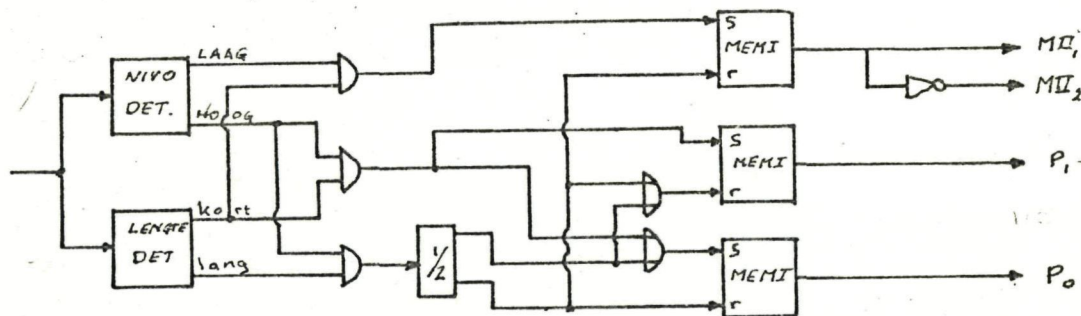
MI1 = zijdelings open
 MI2 = zijdelings dicht



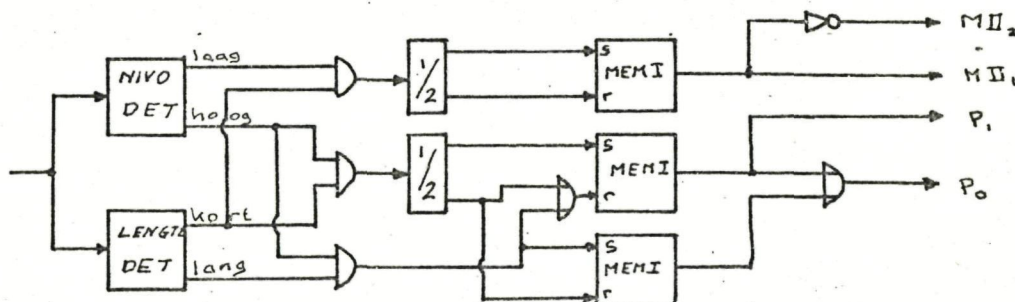
Besturing 8



Besturing 9



Besturing 10

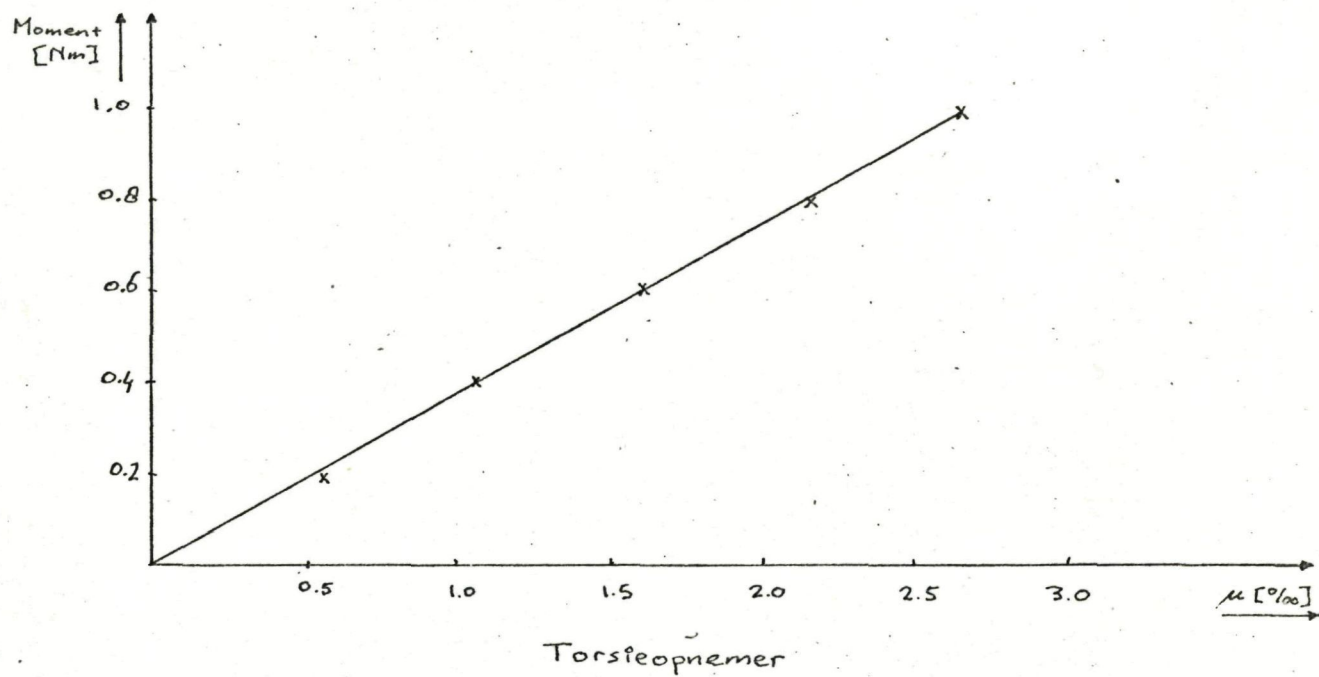
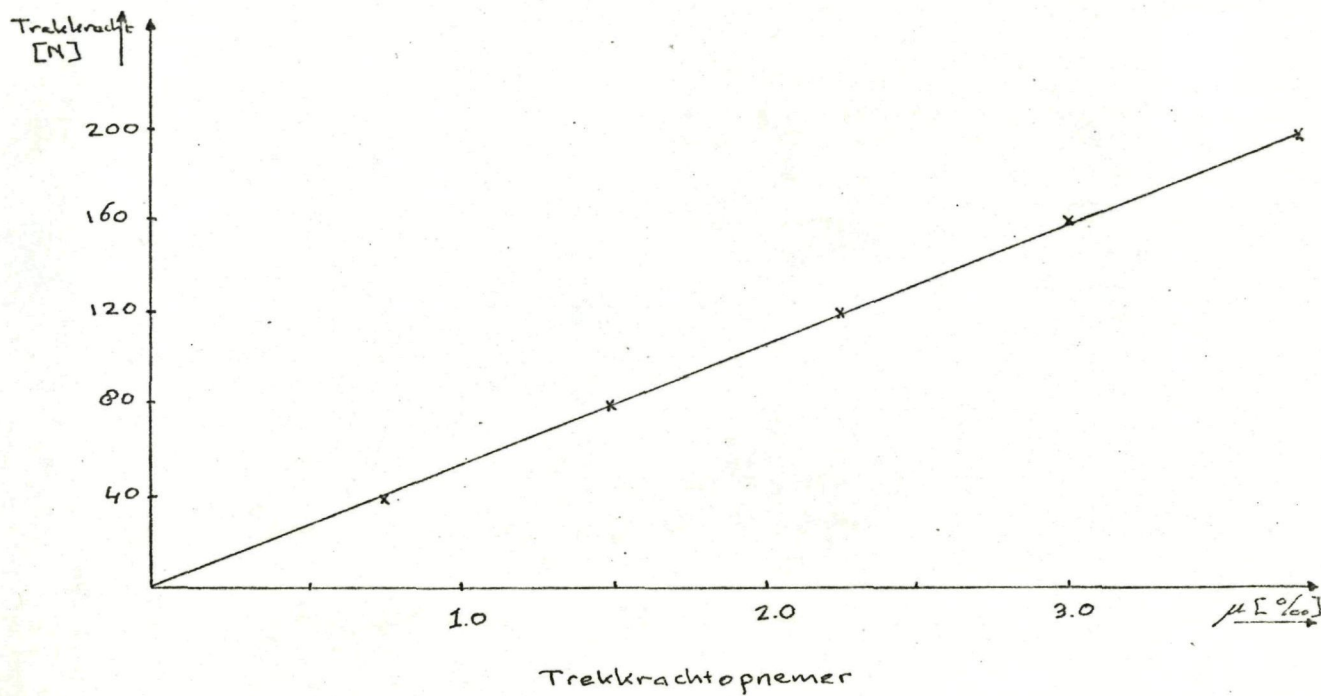


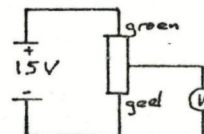
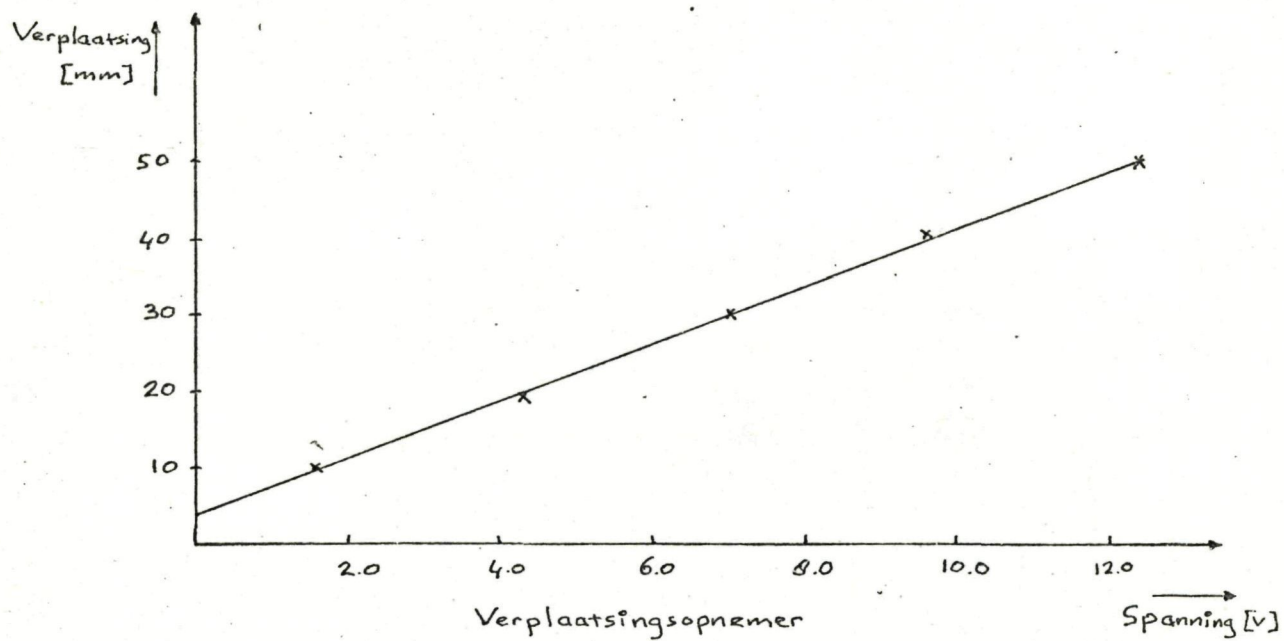
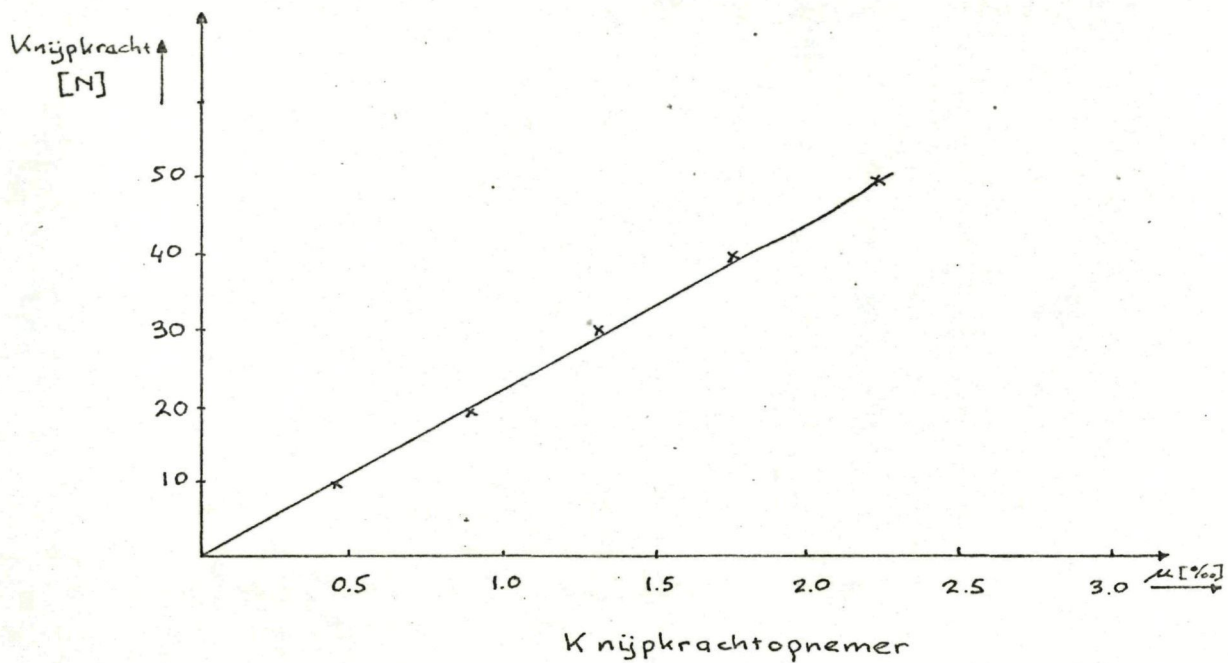
Besturing 11

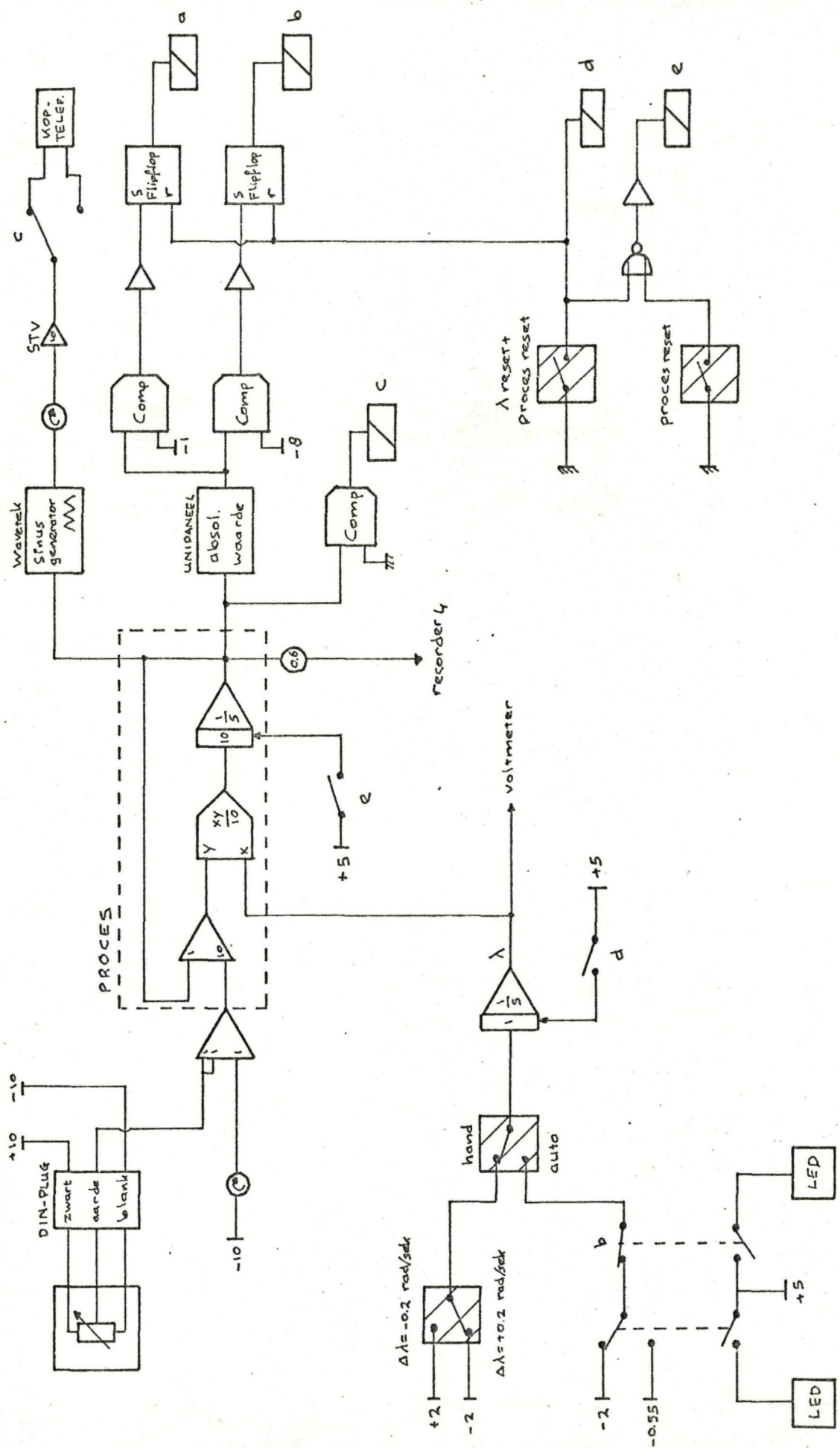
MEETRAPPOR

Prothesehand: Driegreep met gevulde handschoen
 Type: Experimenteel

1. Max. Knijpkracht	Pinch: 31 N Palmair: 50 N Zijd: 33 N							
2. Max. Pinchopening	Aktief: 65 mm Passief: IDEM Zijd. pinch: 40 mm							
3. Palmaire opening	Max ϕ aktief: 70mm ϕ Passief: IDEM Min ϕ : ~ 17 mm							
4. Grijphoek	$\alpha_1: 60^\circ$ $\alpha_2: 55^\circ$							
5. Aantal sluitstappen	Afhankelijk van besturing							
6. Snelheid openen sluiten	< 1 sek < 1 sek							
	ψ_1	ψ_2	3	Verpl.	Kracht	Moment	Opmerkingen	
7. Stijfheid	1.V	-15°	$+15^\circ$		2.4 mm	20 N		Geopende stand
	2.V	$+85^\circ$	$+5^\circ$		6.2 mm	20 N		Geopende stand
	2.D	$+60^\circ$	$+30^\circ$		1.2 mm	20 N		Geopende stand
	3.V	$>90^\circ$	0°		4.8 mm	20 N		Zijdelings gesloten
	3.D	$>90^\circ$	$+30^\circ$		5.1 mm	20 N		Duim open
8. Greep plat voorwerp	1.	$+40^\circ$	$+20^\circ$			40 N		
	2.	$>90^\circ$	0°				0.9 Nm	Gemiddeld over 2 richt.
	3.	$>90^\circ$	-10°				0.4 Nm	Beide richtingen
9. Haakgreep	1.	0°	0°			>200 N		
	2.							
	1.	0°	0°			>200 N		
	4.							
	1.	$+50^\circ$	$+10^\circ$			>200 N		
	2.							
	2.	$+50^\circ$	$+10^\circ$			>200 N		
	4.							
10. Greep cil. voorwerp ϕ groot	1.	$+110^\circ$	-20°			117 N		
	2.	$+110^\circ$	-20°				>1 Nm	
	3.	$>90^\circ$	0°				0.85 Nm	Gemiddeld over 2 richt.
11. Pinchgreep ϕ groot	1.	$+40^\circ$	$+20^\circ$			57 N		
	2.	$+40^\circ$	$+20^\circ$				0.88 Nm	
12. Pinchgreep ϕ klein	1.	$+40^\circ$	$+20^\circ$			36 N		
	2.	$+90^\circ$	0°			27 N		
	3.	$+90^\circ$	0°				0.26 Nm	
	4.	$+40^\circ$	$+20^\circ$			27 N		
	5.	$+40^\circ$	$+20^\circ$				0.26 Nm	







Elektronika (S)CIT

Proefpersoon 1	Eenvoudige plankfestaak (1)		Uitgebreide plankfestaak (2)		Bouten/moerentaak (3)		Fixatietaak (4)	
	SCIT	σ_{SCIT}	SCIT	σ_{SCIT}	SCIT	σ_{SCIT}	SCIT	σ_{SCIT}
Besturing 1	1	0.349	0.128	0.105	0.561	0.081	0.588	0.123
	2	0.459	0.070	0.078	0.800	0.195	0.427	0.117
	3	0.336	0.044	0.165	0.504	0.012	0.312	0.078
	4	0.382	0.048	(ONGELDIG)	(ONGELDIG)		0.413	0.036
	$SCIT_{gem}$	0.382	0.481	0.622			0.435	
	$\sigma_{SCIT_{gem}}$	0.055	0.108	0.157			0.114	
Besturing 2	1	0.321	0.045	0.053	0.378	0.066	0.309	0.044
	2	0.290	0.054	0.040	0.367	0.063	0.326	0.041
	3	0.212	0.029	0.095	0.318	0.044	0.219	0.047
	4	0.323	0.012	0.031	0.305	0.158	0.242	0.046
	$SCIT_{gem}$	0.286	0.314	0.342			0.274	
	$\sigma_{SCIT_{gem}}$	0.052	0.041	0.036			0.052	
Besturing 3	1	0.387	0.050	0.078	0.189	0.026	0.215	0.042
	2	0.350	0.178	0.092	0.266	0.082	0.255	0.103
	3	0.391	0.073	0.089	0.191	0.018	0.161	0.038
	4	0.338	0.061	0.090	0.279	0.067	0.196	0.041
	$SCIT_{gem}$	0.367	0.312	0.231			0.207	
	$\sigma_{SCIT_{gem}}$	0.026	0.046	0.048			0.039	
			mb-scores					VII.1

Proefpersoon 2	Eenvoudige planktesttaak (1)		Uitgebreide planktesttaak (2)		Bouten/moerenttaak (3)		Fixatiettaak (4)	
	SCIT	σ_{SCIT}	SCIT	σ_{SCIT}	SCIT	σ_{SCIT}	SCIT	σ_{SCIT}
Besturing 1	1	0.386	0.432	0.143	0.524	0.291	0.296	0.135
	2	0.694	0.289	0.080	0.473	0.230	0.365	0.216
	3	0.245	0.353	0.162	0.643	0.234	0.442	0.210
	4	0.364	0.465	0.186	0.607	0.086	0.387	0.171
	$SCIT_{gem}$	0.422	0.384	0.562	0.372			
	$\sigma_{SCIT_{gem}}$	0.191	0.079	0.077	0.060			
Besturing 2	1	0.303	0.255	0.157	0.523	0.327	0.136	0.040
	2	0.418	0.275	0.086	0.503	0.274	0.480	0.196
	3	0.298	0.205	0.101	0.735	0.336	0.406	0.225
	4	0.148	0.246	0.076	0.466	0.153	0.185	0.094
	$SCIT_{gem}$	0.292	0.245	0.557	0.301			
	$\sigma_{SCIT_{gem}}$	0.111	0.029	0.121	0.167			
Besturing 3	1	0.212	0.097	0.024	0.420	0.139	0.151	0.183
	2	0.135	0.142	0.055	0.307	0.083	0.229	0.160
	3	0.256	0.152	0.081	0.313	0.054	0.128	0.060
	4	0.154	0.187	0.145	0.263	0.132	0.160	0.150
	$SCIT_{gem}$	0.189	0.145	0.326	0.167			
	$\sigma_{SCIT_{gem}}$	0.055	0.037	0.067	0.043			
			mb-scores					

Proefpersoon 1	Eenvoudige plankjestaak (1)		Uitgebreide plankjestaak (2)		Bouten/moerentaak (3)		Fixatetaak (4)	
	ΔT [sek]		ΔT [sek]		ΔT [sek]		o + s in p	ΔT [sek]
Besturing 1	1	3.47	3.27	18.90	35.00	3.84		
	2	3.38	3.06	20.01	26.50	3.84		
	3	2.89	3.65	18.72	22.82	3.75		
	4	2.98	—	—	20.12	3.45		
	gem		3.18	3.33	19.21	26.11	3.72	
	σ_{gem}		0.29	0.30	0.70	6.50	0.18	
Besturing 2	1	2.90	3.00	19.80	26.84	3.09		
	2	3.06	3.12	18.69	26.12	4.58		
	3	3.34	3.48	18.60	27.07	3.52		
	4	3.06	3.23	22.24	21.24	3.31		
	gem		3.21	19.85	25.32	3.63		
	σ_{gem}		0.20	1.70	2.75	0.66		
Besturing 3	1	3.24	3.20	19.74	22.04	2.93		
	2	2.65	3.14	17.64	27.38	1.51		
	3	4.03	3.47	16.15	24.43	3.01		
	4	3.18	2.96	17.34	19.56	3.14		
	gem		3.28	17.71	23.35	2.65		
	σ_{gem}		0.57	1.49	3.34	0.76		
Performance-scores								
VII. 3								

Proefpersoon 2	Eenvoudige plankjestaak (1)		Uitgebreide plankjestaak (2)		Bouten/moerentaak (3)		Fixatietaak (4)	
	ΔT		ΔT		ΔT		ΔT	
Besturing 1	1	3.26	2.89	2.732	20.53	2.20	20.53	2.20
	2	3.11	3.00	28.08	17.85	2.34	17.85	2.34
	3	2.69	2.74	31.00	49.17	2.63	49.17	2.63
	4	2.71	2.85	23.33	2.79	2.40	2.79	2.40
	gem	2.94	2.87	27.43	22.59	2.39	22.59	2.39
σ_{gem}	0.29	0.11	3.16	19.37	0.18	19.37	0.18	
Besturing 2	1	2.63	2.52	23.54	21.54	2.36	21.54	2.36
	2	2.95	2.83	28.78	74.53	2.62	74.53	2.62
	3	3.08	2.82	26.95	55.77	2.28	55.77	2.28
	4	2.77	2.69	26.45	37.84	2.22	37.84	2.22
	gem	2.86	2.72	26.43	47.42	2.37	47.42	2.37
σ_{gem}	0.20	0.14	2.18	22.85	0.18	22.85	0.18	
Besturing 3	1	2.89	2.71	21.34	25.30	1.65	25.30	1.65
	2	2.67	2.76	24.63	45.15	2.40	45.15	2.40
	3	2.99	2.87	20.06	44.29	1.92	44.29	1.92
	4	2.74	3.00	20.06	27.53	1.83	27.53	1.83
	gem	2.82	2.84	21.52	48.07	1.95	48.07	1.95
σ_{gem}	0.14	0.13	2.16	32.51	0.32	32.51	0.32	

Performance-scores

proefpersoon 1	Eenvoudige planktestaak (1)	Uitgebreide planktestaak (2)	Bouten/moerentaak (3)	Fixatietaak (4)
Besturing 1				
	$\frac{SCIT_{dubbel}}{SCIT_{enkel}} = \frac{SCIT_{norm}}{\sigma_{SCITgen}}$	1.724 0.387	2.229 0.563	1.559 0.409
Besturing 2				
	$\frac{SCIT_{genorm}}{\sigma_{SCITgenorm}}$	1.794 0.234	1.954 0.206	1.566 0.297
Besturing 3				
	$\frac{SCIT_{genorm}}{\sigma_{SCITgenorm}}$	2.667 0.393	1.974 0.410	1.769 0.333

mb-scores, genormmeerd

Proefpersoon 2	Eenvoudige planktestaak (1)	Uitgebreide planktestaak (2)	Bouten/moerentaaak (3)	Fixatietaak (4)
Besturing 1				
$\frac{SCIT\ dubbel}{SCIT\ enkel} = SCIT\ genorm$ $\sigma_{SCIT\ genorm}$	1.892 0.857	1.725 0.354	2.520 0.345	0.377 1.668 0.060 0.269
Besturing 2	$\sigma_{SCIT\ genorm}$	1.276 0.151	2.901 0.630	1.568 0.870
Besturing 3	$\sigma_{SCIT\ genorm}$	1.495 0.381	3.360 0.691	1.722 0.443

mb-scores, genormeed

Literatuur

1. R.A.Pimontel-Beoordelingscriteria voor de funktiewinst van prothesehanden voor unilateraal geamputeerden ten behoeve van evaluatietests-WMR-A146
2. A.W.Huisman-Onderzoek naar gelijksoortigheid van armprothese handelingen op basis van een aantal onafhankelijke variabelen-WMR-N132
3. W.J.Tebeest-Technische funktiemetingen aan handprothesen WMR-A214
4. P.M.F.Oomen-Het menselijk regelgedrag bij de regeling van een instabiel eerste-orde systeem en een integrator met auditieve foutmelding en regeling met de voeten WMR Be-812
5. P.M.F.Oomen-Onderzoek naar het meten van de informatieve mentale belasting die optreedt bij de besturing van een handprothese WMR Ae812
6. M.Soede-On the mental load in armprosthesiscontrol Dr-thesis TNO-NIPG,Leiden 1980
8. E.J.v.Dijk-Het EMG als stuursignaal voor ptothesen WMR-S184
7. J.C.Cool-Een arm geven?-DUP 1975
9. L.P.Wolf-Beschrijving van een elektrische sturing voor een EMG-gestuurde armprothese WMR N160
10. H.G.Stassen Progress report MMS-group 1977
11. Pneumatic Handbook
- 12-
15. G.J.O.G.Hooreweder Studie en ontwerp van een miniatuur piëzo-keramische elektro-pneumatische omzetter WMR A195
16. H.A.Schaap Ontwerp van een piëzo-elektrisch aangedreven pneumatische klep WMR A237