

TECHNISCHE HOGESCHOOL DELFT

LABORATORIUM VOOR
WERKTUIGKUNDIGE MEET- EN REGELTECHNIEK

Schrijver: Joost Dekker

Titel: Taakevaluatie van een driegreep-
handprothese

Rapport nr.: A-242

Datum: maart 1981

Samenvatting: Een nieuw type bekrachtigde handprothese (driegreep), die de mogelijkheid bezit om zowel een verticale als een horizontale greep te realiseren, ondergaat in dit onderzoek een taakevaluatie.

In de taakevaluatie test men de prothese met behulp van gezonde proefpersonen enerzijds op zijn prestatie voor het uitvoeren van standaardtaakjes en anderzijds op de mentale belasting, die de mens ondervindt bij het besturen van de prothese.

De scores, die door de driegreep in deze evaluatie behaald worden, zijn overeenkomstig ^{in overeenkomst met} de scores van eerder geteste prothesen.

DANKWOORD

Langs deze weg wil ik iedereen bedanken, die mij begeleid, geholpen of op wat voor een wijze gesteund hebben. Twee mensen wil ik in het bijzonder bedanken; in de eerste plaats Leo Beckers voor de elektrotechnische support en scholing; in de tweede plaats; mede op eigen verzoek, Sjoerd Schipper voor de computerinstructie en het maken van twee basisprogramma's.

Inhoudsopgave

	blz.
Titelblad	1
Dankwoord	2
Inhoudsopgave	3
Opdracht	4
1. Inleiding	5
2. Probleemstelling en eisen	9
3. Acceptatie van een armprothese	12
4. Mentale belasting	19
4.1 Inleiding	19
4.2 Sub Critical Instability Task	20
4.3 Critical Instability Task	21
4.4 Subjectieve vragenlijst	22
5. Testtaken	23
5.1 Ontwikkeling van de testtaken	23
5.2 Beschrijving van de testtaken	26
6. Prothesen en besturing	32
6.1 Driegreep	32
6.2 Besturing van de driegreep	34
6.3 Elektrische hand	36
6.4 Besturing van de elektrische hand	37
7. Meting	39
7.1 Meetopstelling	39
7.2 Proefpersonen	39
7.3 Meet- en trainingsschema	40
7.4 Verwerking	42
8. Resultaten	45
8.1 Inleiding	45
8.2 Resultaten van de CIT-meting	45
8.3 SCIT- en taakscores	47
8.4 Leereffecten	51
8.5 Resultaten van de vragenlijsten	53
9. Conclusies en opmerkingen	58
Bijlagen	60
Literatuur	82

Vakgroep voor werktuigkundige

Meet- en Regeltechniek

Mekelweg 2, 2628 CD DELFT.

Afstudeeropdracht voor de heer J. Dekker, Van Hasseltlaan 608, 2625 JL DELFT.

Bij de sectie Instrumenten is een prototype van een pneumatisch bekrachtigde hand ontwikkeld, de zogenaamde driegreep.

Door de heer O.P.C. Zwart zijn enkele stuurprincipes onderzocht die mogelijk voor deze hand gebruikt kunnen worden. Tevens heeft hij een technische evaluatie uitgevoerd. Als volgende fase in het onderzoek is een taakevaluatie gewenst. Door Soede [1] is een onderzoek verricht, waarbij een aantal bestaande protesetypen onderling vergeleken zijn voor een aantal taken.

Hierbij is enerzijds gekeken naar de prestaties, anderzijds naar de mentale belasting die het uitvoeren van de taken met zich meebracht.

Van U wordt gevraagd een aantal experimenten uit te voeren en wel zodanig, dat een vergelijking van de driegreep met de door Soede onderzochte protesen mogelijk is op het punt van prestatie en mentale belasting.

Hierbij dient U één van de door Zwart onderzochte stuurprincipes te kiezen.

Voor de dagelijkse begeleiding kunt U zich wenden tot dr.ir. A. van Lunteren. Ten aanzien van de opzet van de experimenten kunt U zich voor nadere inlichtingen wenden tot dr.ir. M. Soede.

Delft,



Prof.dr.ir. H.G. Stassen.

[1] M. Soede: On the mental load in arm prothesis control, diss. Delft, 1980.

1. INLEIDING

Sinds enige jaren is bij de sectie Instrumenten een nieuw type, bekrachtigde handprothese gereedgekomen. In deze prothese, bedoeld voor eenzijdige geamputeerden, is getracht de voordelen van een haak en een kunsthand te verenigen.

Op deze wijze is een hand ontstaan die de mogelijkheid bezit om twee onafhankelijke bewegingen met behulp van afzonderlijke pneumatische motoren te realiseren.

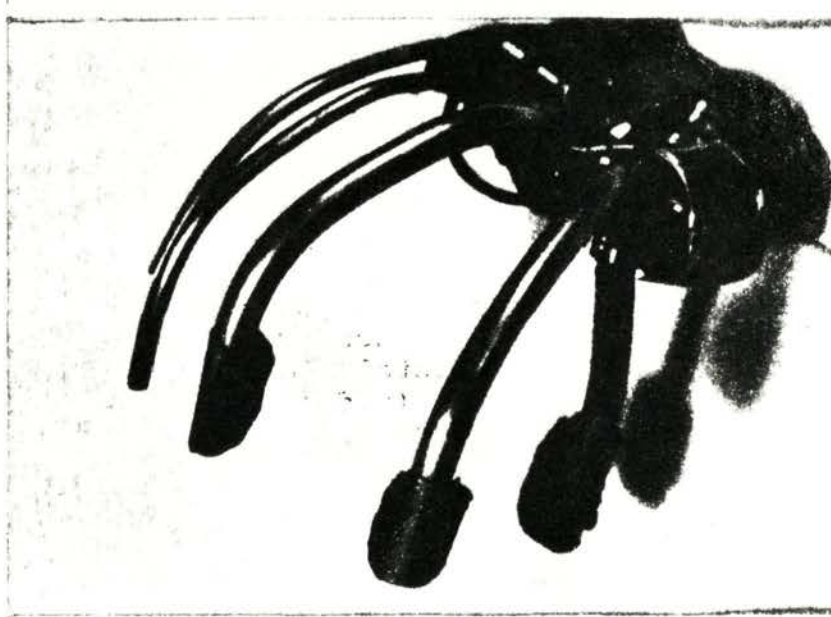


fig.1.1 Skelet van de driegreep in geheel geopende toestand.

Deze bewegingen zijn:

- zijdelings openen en sluiten van wijs- en middelvinger.
- verticaal openen en sluiten van de duim.

Door deze twee bewegingen is een driepuntsgreep mogelijk vandaar de naam „driegreep” die aan deze prothese is gegeven.

Het beoogde doel van de driegreep is het kunnen oppakken van verschillende voorwerpen zonder dat de gebruiker zijn

* de stroomfnael minder!
(wellicht het belangzake)

prothese in de juiste stand moet draaien.

Hetzelfde kan men ook bereiken door een kunsthand van een actieve polsrotator te voorzien. Echter het niet hoeven toepassen van een polsrotator geeft misschien de volgende voordelen.

- gewichtsbesparing (is van belang voor patiënten met een korte stomp)
- lengtebesparing (is juist van belang voor patiënten met een lange stomp)
- eventueel lager energieverbruik

Elke prothese, zo ook de driegreep, doorloopt een uitgebreide evaluatie. In deze evaluatie onderscheidt men drie stadia n.l.:

1. Technische evaluatie

Gemeten wordt welke krachten en momenten de prothese kan opbrengen, de betrouwbaarheid en het energieverbruik.

2. Taakevaluatie

Hierbij wordt enerzijds gekeken naar de performance van mens-en-prothese bij het uitvoeren van verschillende standaardtaakjes en anderzijds naar de mentale belasting, die de mens ondervindt bij het besturen van de prothese.

Dit gebeurt met gezonde proefpersonen.

3. Veldevaluatie

In deze laatste fase wordt beoordeeld in hoeverre de prothese in combinatie met een patiënt in de praktijk voldoet.

De stand van zaken voor de driegreep bij aanvang van mijn onderzoek was als volgt.

De technische test was wat betreft de krachten, de momenten en het energieverbruik door Zwart (1979) uitgevoerd. De krachten en momenten, die de driegreep kan opbrengen,

werden met behulp van de testbank van Tebeest (1977) bepaald (zie bijlage 1).

De resultaten hiervan zijn gunstig te noemen.

De betrouwbaarheid van de driegreep wordt grotendeels bepaald door de resultaten van vermoeiingsproeven op de verschillende componenten.

Zo kan men bijvoorbeeld aannemen dat voor de pneumatische motoren inmiddels een hoge betrouwbaarheid bereikt is.

Voor de andere gebruikte componenten van de prothese verwijs ik naar hoofdstuk 6.

Naast deze technische test is door Zwart (1979) in het kader van zijn afstudeerwerk onderzocht welke technisch eenvoudige besturing het meest geschikt is voor de driegreep. Hij heeft hiervoor als test methode de taakevaluatie gekozen. Er is dus zowel naar de taakperformance als naar de mentale belasting gekeken die de proefpersonen in het geval van de drie verschillende besturingstypen scoorden.

Deze besturingstypen zijn:

1. signaal aanwezig: duim + zijdelings open
 geen signaal : duim + zijdelings gesloten
2. 1^e puls : duim + zijdelings open
 2^e puls : duim + zijdelings gesloten
3. 1^e korte puls : duim open
 2^e korte puls : duim + zijdelings dicht
 1^e lange puls : duim + zijdelings open

Uit dit onderzoek bleek een lichte tendens ten voordele van de eerste twee besturingen.

Mijn onderzoek richt zich helemaal op de taakevaluatie van de driegreep. In dit rapport zal echter ook een hoofdstuk (3) voorkomen over de acceptatie van een prothese, waarin wordt aangegeven welke rol de mentale belasting en de functiewinst van een prothese speelt.

De methode van het meten van de mentale belasting komt in

hoofdstuk 4 aan de orde.

In hoofdstuk 5 staat de ontwikkeling van de standaardtaakjes beschreven en een bespreking van deze uiteindelijk gekozen prothesetaken.

Hoofdstuk 6 richt zich op de onderzochte prothesen met hun besturingen, waarbij de nadruk op de driegreep gelegd is. Een beschrijving van de meetopstelling en meetschema's vindt men in hoofdstuk 7.

Tenslotte komen in de hoofdstukken 8 en 9 respectievelijk de resultaten en de conclusies van mijn onderzoek aan bod.

2. PROBLEEMSTELLING EN EISEN

De probleemstelling luidt:

Het evalueren van de driegreep met één van de genoemde besturingstypen door middel van een taakevaluatie en wel op zo'n wijze dat vergelijking met andere reeds geëvalueerde handprothesen mogelijk is.

In de probleemstelling wordt gesproken over reeds geëvalueerde handprothesen. Als onderdeel van het promotieonderzoek van Soede (1980) zijn in het Nederlandse Instituut voor Praeventieve Gezondheidszorg te Leiden vijf in de praktijk toegepaste handprothesen getest. Om de driegreep te kunnen vergelijken met deze handen is het noodzakelijk dat één van deze prothesen als referentie in mijn onderzoek wordt meegenomen.

De overige eisen zijn:

- Een betrouwbare constructie van de driegreep om geen meetfouten door technische mankementen te introduceren.
- De meegenomen handprothese moet qua mogelijkheden vergelijkbaar zijn met de driegreep, opdat in ieder geval een goede vergelijking tussen deze twee handen gewaarborgd is.
- Qua besturingstype en signaalopwekking moeten de twee handen zo veel mogelijk overeenstemmen om de prestatieverschillen toe te kunnen schrijven aan het verschil in werking van de twee prothesen.
- De meetopstelling moet zo gelijk mogelijk zijn met de opstelling die Soede (1980) gebruikt heeft bij zijn prothese-evaluatie.

Om aan deze eisen te voldoen zijn de volgende beslissingen genomen.

constructie: Het eerste prototype van de driegreep was vanwege gewichtsbesparing opgebouwd uit kleine dunne

onderdelen, die door soldeerverbindingen een geheel vormden.

Deze constructie bleek bij de testen van Zwart te kwetsbaar.

Het gedeelte waar nogal veel spanning optreedt, is daarom vervangen door een op maat gefreesd massief blokje.

Meer over deze constructie verbetering is te vinden in hoofdstuk 6.

vergelijkbare hand: Als vergelijkbare prothese, waarmee de driegreep wordt vergeleken, is voor de elektrische hand zonder actieve polsdraaier gekozen.

De reden om de polsrotator buiten beschouwing te laten, ligt aan het feit dat deze in de praktijk nauwelijks gebruikt wordt, zodat de driegreep nu vergeleken wordt met een hand, die zijn nut in de praktijk heeft bewezen.

besturing en signaalopwekking: De elektrische heeft een besturing waarbij de hand zich opent zolang een signaal aanwezig is en sluit zolang een ander signaal aanhoudt.

In het geval van geen signaal blijft de hand in rust. De signalen zijn EMG-signalen afkomstig van de buig- en strekkers van de onderarm. Dit zijn de spierbundels, die de gezonde hand doen sluiten en openen. Voor de pneumatische driegreep kan men met behulp van elektro/pneumatische omzetters dezelfde signaalbronnen gebruiken. Echter door de pneumatische werking kent de driegreep alleen een twestandensturing namelijk geheel geopend of geheel gesloten, indien er zich geen voorwerp in de hand bevindt. Voor de werking is slechts een kort signaal voldoende. In dit opzicht is er dus geen gelijkvormigheid bereikt. Meer informatie over de driegreep en de elektrische hand, ook wel myoelektrische hand genoemd, en de besturingen vindt men in hoofdstuk 6.

meetopstelling: Om aan deze eis te voldoen werden uiteraard de gegevens van de meetopstelling van de door Soede uitgevoerde testen gebruikt. Deze gegevens werden verkregen door bestudering van zijn proefschrift, aantekeningen en direct contact met Soede. De afgebouwde installatie heeft hij persoonlijk op enkele punten gecontroleerd.

Met deze maatregelen hoopt de onderzoeker een juiste evaluatie te garanderen.

3. ACCEPTATIE VAN EEN ARMPROTHESE

Bij de acceptatie van een prothese spelen velen zaken een rol. In dit hoofdstuk zal getracht worden deze op systematische wijze naar voren te brengen, teneinde de betekenis van de taakevaluatie in het acceptatieproces te kunnen inschatten.

Allereerst moeten de oorzaken van de amputatie genoemd worden, deze zijn:

- traumatisch: ongelukken in industrie, landbouw, verkeer, ontploffingen enz.
- chirurgisch: ziekte of vrijwillig i.v.m. verlamming

Vaak wordt ook de groep genoemd, die vanaf de geboorte een ledemaat mist, zoals softanon kinderen. In feite kan men in dit geval niet van amputatie (afsnijding) spreken.

Om een beter begrip te krijgen van de betekenis van een armamputatie zal eerst de normale situatie beschouwd worden.

De belangrijkste functies van een arm kunnen als volgt ingedeeld worden (Stassen, Van Dieten en Soede, 1977).

- mechanische of motorische functie: Hier verstaat men onder het op verschillende manieren fixeren van voorwerpen, ondersteunen, dragen, drukken, positioneren, gesticuleren en evenwicht houden.
- sensorische functie: het voelen van temperatuur, vochtigheid en ruwheid van een oppervlak
- cosmetische functie: het gevoel van de persoon „volledig” te zijn en onopvallend te zijn voor de buitenwereld

De gezonde arm is hoofdzakelijk opgebouwd uit drie componenten, het beenderenstelsel, de spieren en het zenuwstelsel.

Om het fysiologisch functioneren van de arm nader te bekijken is het neuro-musculaire systeem op de volgende bladzijde afgebeeld.

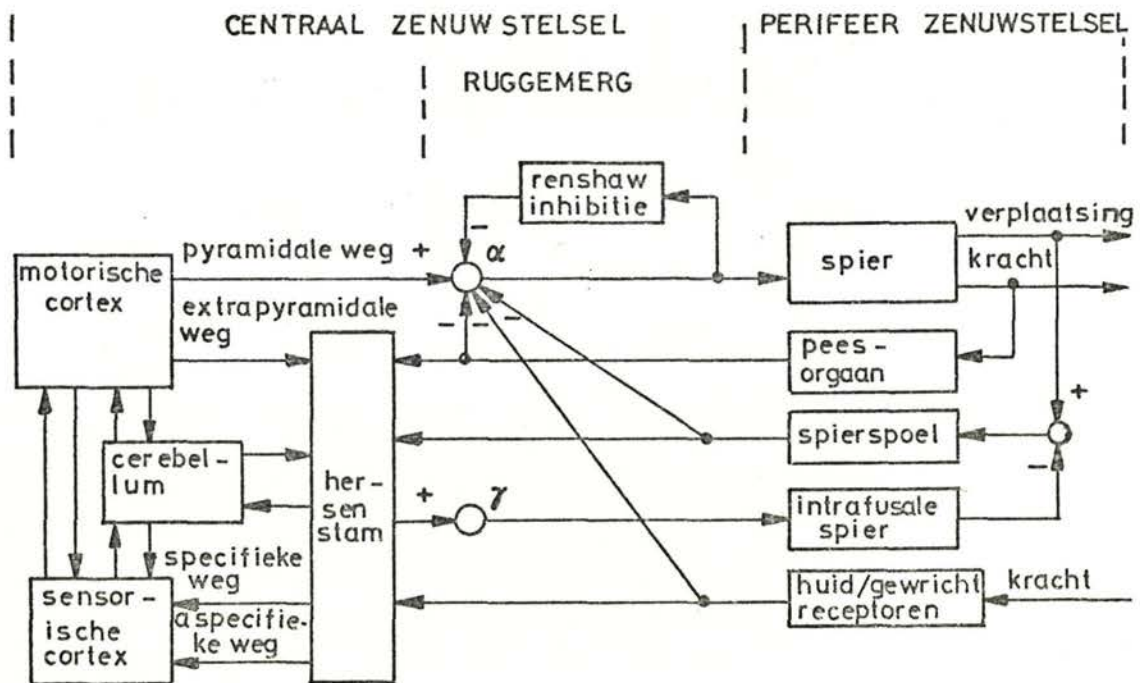


fig. 3.1 Blokschema van het neuro-musculaire systeem

De spieren worden via de alpha-efferente zenuw en eindplaat geactiveerd. De vereiste terugkoppeling is gerealiseerd doordat het spierspoeltje de contractie van de spier meet en deze terugmeldt naar het alpha-motorneuron. De snelle fijnregeling geschiedt via de terugkoppelbaan door intrafusale spier en de gamma-zenuwbaan. De peesorgaantjes beschermen de spieren tegen te grote krachten, terwijl de huid- en gewrichtsreceptoren bijdragen aan de proprioceptieve terugkoppeling en het contact met de buitenwereld mogelijk maken. Via de pyramidale en extra-pyramidale weg worden respectievelijk de alpha- en gamma-zenuw gestuurd. Op dezelfde wijze zorgen de specifieke en aspecifieke weg dat de informatie vanuit het perifere zenuwstelsel naar de hiërarchisch hoger gelegen centra, het centraal zenuwstelsel, gevoerd wordt (Van Lunteren en Stassen, 1981). In het blokschema onderscheidt men het linkerdeel bevattende het centraal zenuwstelsel, waaronder ook het ruggemerg valt, en het rechterdeel omvattende het perifere zenuwstelsel.

Het functioneren van de mens met zijn arm tijdens het uitvoeren van een bepaalde handeling in een omgeving is in het volgende blokschema afgebeeld.

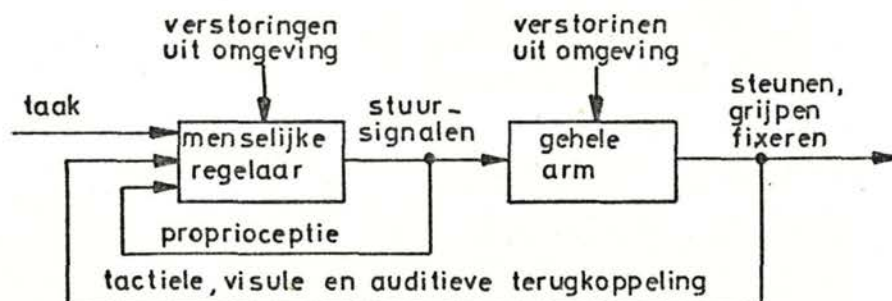


fig. 3.2 Functioneel model van de arm

In dit schema wordt de mens opgevat als een regelaar, die met zijn arm een aantal functies kan realiseren, zoals deze op blz. 12 genoemd zijn. Met behulp van deze functies kan hij de gestelde taken uitvoeren. De benodigde terugkoppeling geschiedt op twee manieren, namelijk proprioceptief; hij weet waar zijn hand is en perceptief; via zijn ogen en tast kan hij beoordelen of de taken juist worden uitgevoerd, of dat de hand moet worden bijgestuurd.

Nadat eerst de werking van de gezonde arm is bekeken, worden beide blokdiagrammen opnieuw beschouwd echter nu in het geval van amputatie.

Dit betekent voor het neuro-musculaire systeem afhankelijk van het amputatie niveau dat het rechterdeel grotendeels ontbreekt. Daarnaast blijft het linker- en midden-deel, het centraal zenuwstelsel en de motorneuronen, nog functioneren. Dit houdt in dat het centraal zenuwstelsel nog steeds gecoördineerde stuurpatronen voor de sturing van de spieren kan genereren, echter het effect daarvan, de spiercontractie en dus het bewegen van de arm, ontbreekt. Ook de proprioceptieve terugkoppeling en het gevoel zijn vanzelfsprekend afwezig. In feite bestaat de arm neurofysiologisch gezien nog steeds, de geamputeerde bezit een fantoomarm. Een eventueel toegepaste prothese zal waarschijnlijk door de geamputeerde als een „derde arm” ervaren worden.

In het tweede blokschema is te zien dat in het geval van armamputatie vele functies zullen uitvallen.

Het doel van een prothesevoorziening is uiteraard een gedeelte van de verloren gegane functies terug te geven, opdat de gehandicapte weer zo goed mogelijk in zijn eigen omgeving kan functioneren.

Het is eenvoudig in te zien dat het ontbrekende perifere zenuwstelsel niet is terug te geven. Dit betekent dat de bestuurbaarheid van de prothese zeer beperkt is. Voegt men hieraan toe dat de constructie van een kunstarm qua mogelijkheden inferieur is aan die van een natuurlijke arm, dan ziet het blokschema van de besturing van een armprothese er als volgt uit (Van Lunteren en Stassen, 1981).

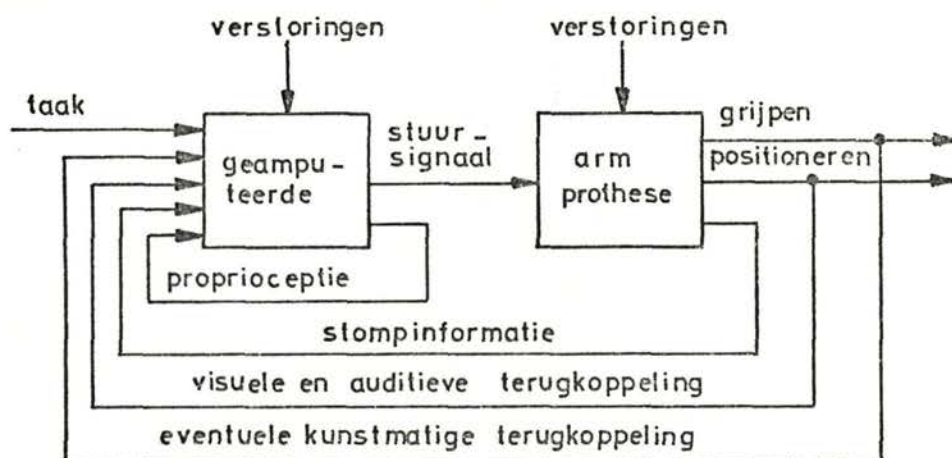


fig. 3.3 Blokschema van de besturing van een prothese

De getekende terugkoppelbanen zijn:

- proprioceptieve terugkoppeling: deze is alleen afkomstig van de spieren, die stuursignalen genereren, dus terugkoppeling is nog maar een fractie van die bij een natuurlijke arm.
- visuele terugkoppeling en auditieve informatie: afkomstig van het geluid van de prothese. het grotere belang van de visuele terugkoppeling in deze situatie betekent een extra belasting voor de geamputeerde.

- terugkoppeling via de stomp: deze geeft informatie over de krachten van de fitting op de stomp.
- eventuele kunstmatige terugkoppeling: dit is te realiseren door elektrische stimulatie van de huid.

Samenvattend kan men zeggen dat de normale terugkoppelmechanismen vervangen zijn door reeds bestaande, minder efficiënte mechanismen. Deze verandering betekent een vergroting van de benodigde aandacht voor het uitvoeren van een taak door de geamputeerde met zijn prothese (Soede, 1980).

Naast de problemen, die zich voordoen bij prothesebesturing, zijn er vele andere die van belang zijn voor de revalidatie van een geamputeerde en dus voor de acceptatie van een prothese.

Als eerste groep kan men de problemen noemen, die persoonsgebonden zijn.

- soort amputatie
- niveau van de amputatie
- behandelingsprogramma na de amputatie
- toestand van de huid
- irritatie tengevolge van de prothesesocket
- neuromata/gezwellen
- contracturen van de stompspieren
- fantoomgevoel en eventuele fantoompijn
- psycho-sociale problemen

De prothesegebonden problemen zijn:

- besturing van de prothese (andere strategieën dan bij de besturing van gezonde arm en/of hand)
- uiterlijk en geluid van de prothese
- beperkte functionele mogelijkheden

Dit is nog maar een gedeelte van alle problemen, die zich kunnen voor doen. Echter de veelzijdigheid van deze problemen geeft aan dat voor de revalidatie van de geamputeerde een multidisciplinair behandelingsteam vereist is. Dus zowel medici, technici, ergonomen, fysiotherapeuten, ergotherapeuten, psychologen en maatschappelijk werkers maken deel uit van zo'n team.

In de taakevaluatie, die in een laboratorium wordt uitgevoerd, beschouwt men naast de taakperformance alleen het aspect van de mentale belasting die te maken heeft met het besturen van de prothese. In feite is dit een klein gedeelte van alle problemen die in het acceptatieproces een rol spelen. Dit houdt niet in dat deze uitgebreide evaluatie overbodig zou zijn. Vooral in de ontwerpfase, aangegeven in het stroomdiagram (Pimontel, 1974), is het van belang of een nieuw te testen prothese niet veel meer mentaal belastend is en/of een veel slechter taakprestatieniveau heeft dan de gebruikelijke prothesen.

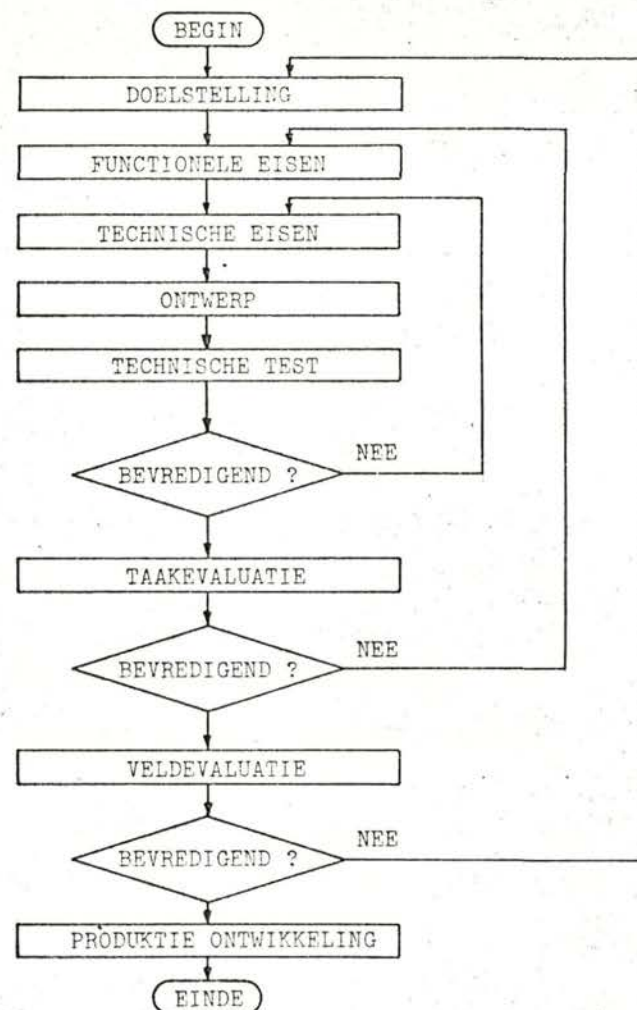


fig. 3.4 Stroomschema van een ontwikkelingsproces van een prothese

Mocht in het beslissingspunt na de taakevaluatie na verschillende ontwerpverbeteringen nog geen bevredigend resultaat geboekt worden, dan zal van dit prototype verder moeten worden afgezien. Opdat deze prothese op het gebied van mentale belasting en taakprestatie geen onnodige hinder voor de revalidant zal betekenen. Samenvattend kan gezegd worden dat enerzijds de taakevaluatie erop toeziet dat de mentale belasting voor het besturen van een prothese niet het hoofdprobleem wordt in het acceptatieproces. Anderzijds is de taakevaluatie een belangrijk gereedschap voor de ontwikkeling van nieuwe prothesen.

4. MENTALE BELASTING

4.1 Inleiding

Door de toenemende mechanisering in deze eeuw is een duidelijke verschuiving waar te nemen van de „fysiek” georiënteerde arbeid naar de „mentale” arbeid. Vandaar dat uit de praktijk de vraag naar een maat voor mentale belasting gekomen is (Kalsbeek, 1967).

Ondanks al het werk, dat gedaan is door onderzoekers van verschillende disciplines is nog steeds niet een algemeen toepasbare definitie van mentale belasting beschikbaar. De ontwikkelde methodes, die een maat zouden kunnen zijn voor de mentale inspanning, zijn ruwweg in de volgende groepen in te delen.

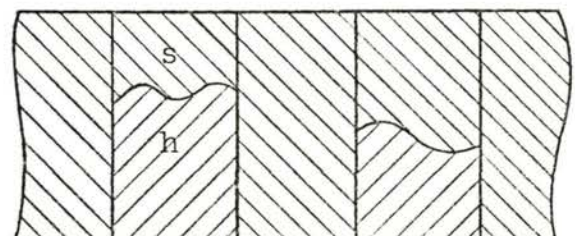
- subjectieve vragenlijsten
- fysiologische parameters: hartfrequentie, hartslagvariatie, ademhalingsritme enz.
- dubbeltaakmethode
- taakanalytisch onderzoek: Hierbij wordt de uit te voeren taak opgesplitst in deeltaken waarbinnen geen keuze- of tijdsonzekerheden meer voorkomen. Door middel van de informatietheorie is men in staat om de waarschijnlijkheden van het optreden van een volgende subtaak te quantificeren (Stassen, Van Dieten en Soede, 1977).

Uit het onderzoek van Soede bleek de dubbeltaakmethode, waarbij een continue subtaak gebruikt werd, het meest bevredigende. Deze methode is gebaseerd op de hypothese dat de mens over een constante maximale capaciteit voor mentale inspanning beschikt.

fig. 4.1 Constante belastingscapaciteit

s = subtaak

h = hoofdtak



Laat men de proefpersoon een hoofdtak uitvoeren, die niet de maximale capaciteit nodig heeft, dat kan de restcapaciteit benut worden voor het uitvoeren van een gemakkelijk quantificeerbare subtaak (fig. 4.1). De mate waarin de proefpersoon de subtaak verricht geeft de belasting van de hoofdtak weer.

Samenvattend kan men zeggen dat de dubbeltaakmethode op de volgende hypothesen berust:

- maximale mentale capaciteit blijft tijdens de meting constant.
- de restcapaciteit wordt volledig benut voor het verrichten van de subtaak.
- de mens kan één taak primair stellen.

- *interferentie met neventak door verminderde*

*Plan 210330
druk te handhaven!*

4.2 Sub Critical Instability Task

Zoals al eerder genoemd is als subtaak een continue taak gekozen. Deze Sub Critical Instability Task (SCIT) houdt in dat de proefpersoon een instabiel 1^e orde systeem moet regelen. Hierbij past men pedale input en auditieve output toe om te voorkomen dat er perceptionele- en motorische interferentie optreedt. Op deze wijze is men ervan verzekerd dat de proefpersoon ongehinderd de hoofdtak kan uitvoeren.

In fig. 4.2 is de configuratie van de SCIT afgebeeld. Het technische schema staat in bijlage 2.

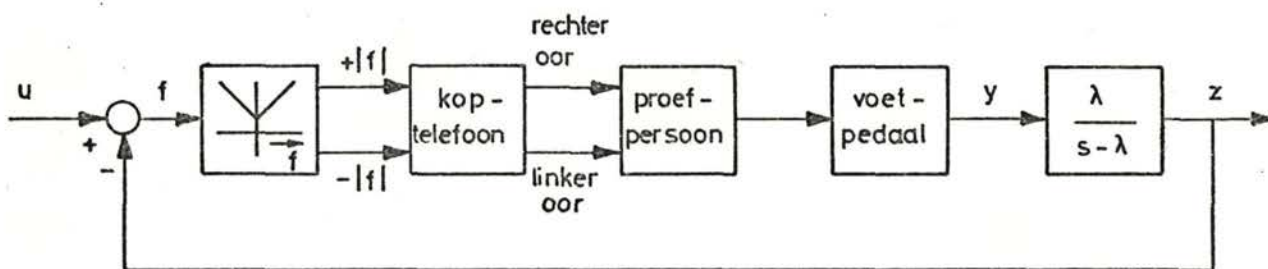


fig. 4.2 Configuratie van de SCIT

Door de instabiliteit van het te regelen systeem vraagt dit continue aandacht van de proefpersoon. In het geval dat alleen de SCIT uitgevoerd moet worden, zal de proefpersoon, om het zichzelf niet onnodig moeilijk te maken, het foutsignaal zo laag mogelijk houden.

Het ingangssignaal u vormt de som van 10 verschillende sinussen (bijl. 3). Dit signaal blijkt voor de mens onherkenbaar te zijn en daarom als ruis opgevat te worden. Het foutsignaal f , dat een spanningssignaal is, wordt omgezet in een frequentiesignaal en vervolgens via een koptelefoon aan de proefpersoon aangeboden. De opzet was dusdanig dat de proefpersoon in het geval van een positief foutsignaal, dus een toon voor het rechter oor, op de linker voetpedaal moest ingrijpen en omgekeerd. Als maat voor de mentale belasting gebruikt men de standaarddeviatie van het foutsignaal.

4.3 Critical Instability Task

De in de figuur 4.2 gebruikte λ (rad/s) is de reciproke tijdconstante van het instabiele 1^e orde systeem. Bij een steeds groter wordende λ , dus kleinere tijdconstante, zal het regelen steeds moeilijker worden. Op een gegeven moment loopt het systeem uit zijn begrenzing. Het maximale foutsignaal dat nog weg te regelen is ligt bij deze opstelling altijd beneden de 8 volt. Bij de overschrijding van de 8 volt is voor de proefpersoon de maximale moeilijkheidsgraad oftewel de kritische λ bereikt. Het laten oplopen van λ gaat automatisch waarbij in het begin de groeisnelheid groot is. Nadat het foutsignaal de 2 volt gepasseerd heeft, wordt de snelheid verlaagd. Tijdens het bereiken van de 8 volt waarde wordt de bijbehorende kritische λ (λ_c) vastgezet.

Door dit, terwille van de betrouwbaarheid, zes keer achter elkaar te herhalen heeft men een indicatie van de mogelijkheden van de proefpersoon verkregen.

In de dubbeltaak situatie hanteert men een λ instelling op een waarde $1/6$ van λ_c . Op deze wijze bereikt men voor

iedere proefpersoon dezelfde moeilijkheidsgraad.
Gedetailleerde gegevens zijn te vinden in bijlage 2.

4.4 Subjectieve vragenlijst

Naast de zo juist genoemde methode voor het meten van mentale belasting is in dit onderzoek ook gebruik gemaakt van een subjectieve vragenlijst.

In het kader van een samenwerkingsverband tussen de sectie MMS en de interfaculteit Lichamelijke Opvoeding uit Amsterdam werkte Irene Houtman mee. Haar opdracht was de gehanteerde methoden, die men binnen de sectie gebruikt, vanuit haar discipline „psychologie“ kritisch te bekijken. Om te kunnen inschatten in hoeverre de dubbeltaakmethode dezelfde uitkomst geeft als een subjectieve vragenlijst, heeft zij een lijst met 8 vragen (bijlage 4) samengesteld. De lijst omvatte 6 items waarbij de proefpersoon op de Osgood schaal lopend van 1 tot 7 kon antwoorden. Deze vragenlijsten zijn drie keer afgenomen voor zowel de afzonderlijke prothesen als de afzonderlijke taken. Er moet gezegd worden dat voor het afnemen van deze vragenlijsten beperkingen golden, aangezien de meetomstandigheden zo gelijk mogelijk moesten zijn aan die van Soede.

In hoofdstuk 8.5 vindt men de resultaten van deze vragenlijst en ook de vergelijking met de resultaten van de dubbeltaakmethode.

Voor meer informatie over haar bijdrage in dit onderzoek n ziet men het rapport van Houtman (1981).

5. TESTTAKEN

5.1 Ontwikkeling van de testtaken

Voor deze evaluatie is het van belang een reeks taken te hebben die alle aspecten van de dagelijkse handelingen van eenzijdig geamputeerden bevatten.

Voor de selectie van de activiteiten uit het dagelijks leven (ADL) is gebruik gemaakt van een Engelse lijst met 625 items en een lijst met 163 items afkomstig van het revalidatiecentrum „De Hoogstraat“. Door vergelijking van deze twee lijsten is door van Dieten (Van Dieten, 1977) een nieuwe basislijst met 428 ADL-items gevormd, waarvan elke activiteit belangrijk is om onafhankelijk te kunnen leven. De volgende stap bestond uit het opnieuw beoordelen van deze lijst om alleen de items te verzamelen waarbij de unilateraal geamputeerde zijn prothese eventueel zal gebruiken (Pimontel, 1974).

Aan elke taak heeft men een parametercombinatie toegekend (Huisman, 1976). Deze parameters zijn kracht-, positioneer- en voorwerpvariabelen. De taken zijn nu te verdelen in clusters, die bepaalde parametercombinaties bezitten. Bij deze indeling hebben de krachtvariabelen prioriteit gekregen en het komt voor dat een taak in twee verschillende clusters ondergebracht is.

Het clusteren van de taken is in figuur 5.1 weergegeven.

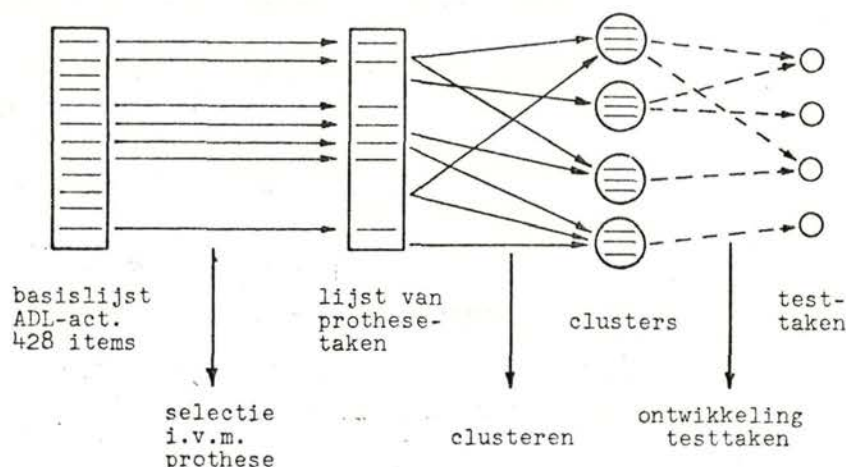


fig. 5.1 Het clusteren van de ADL

De clusters, die op deze wijze gevormd zijn, staan in de onderstaande tabel.

clusters	aantal act.	omschrijving van de clusters
A	48	fixeren van voorwerpen met de gehele hand
B	39	handelingen dicht op het lichaam; kleine nauwkeurige krachten; nauwkeurige positionering met polsrotatie
C	24	voorwerp is in de hand geplaatst; tamelijk nauwkeurige handelingen met de gezonde hand op het voorwerp
D	23	voorwerp in de prothese, met nauwkeurige knijpkracht; soms nauwkeurige krachten; handelingen met de andere hand; handelingen op onprettig gevormde, gladde voorwerpen
E	18	nauwkeurige kracht en nauwkeurige positionering vereist
F	17	voorwerp in de prothese met alleen nauwkeurige knijpkracht vereist; kleine, gladde voorwerpen
G	14	assisteren bij handelingen van de gezonde hand; fixeren en soms vasthouden van voorwerpen
H	14	tamelijk grote krachten vereist, met redelijk nauwkeurige positionering; polsrotatie nuttig
I	14	grote en nauwkeurige krachten vereist; nauwkeurige positionering waarbij polsrotatie van nut kan zijn
J	11	handelingen met de prothese; nauwkeurige positionering/beweging op onderarm afstand
K	10	nauwkeurig positioneren van kleine voorwerpen, zonder grijpen
L	9	tamelijk grote voorwerpen in de prothese, nauwkeurige knijpkracht vereist

tabel 5.1 De clusters

De laatste fase is het ontwikkelen van de testtaken, die de gemiddelde karakteristieken van de clusters bevatten. Om vanuit de clusters tot testtaken te komen is praktisch ondoenlijk. De gehanteerde methode is hier geweest, dat uitgaande van voorgestelde testtaken men gekeken heeft welke clusters hierin vertegenwoordigd zijn. Deze iteratieve werkwijze is net zo lang voortgezet totdat alle clusters op een duidelijke wijze in de op de volgende bladzijde vermelde testtaken naar voren komen.

naam van de testtaken	clusters waarop de testtaken gebaseerd zijn (zie tabel 5.1)	aantal activiteiten opgesloten in de des- betreffende clusters
knijptaak	F, L	26
schakelaartaak	J, K	21
pentaak	E, J	29
fixatietaaK	A, G	62
boutentaak	C, D, F, G, L	87
volgtaak	E, H, I, K	56

tabel 5.2 Testtaken met de bijbehorende clusters

In tabel 5.2 valt op dat cluster B, die betrekking heeft op handelingen dicht op het lichaam, in geen van de testtaken voorkomt. In deze evaluatie wordt namelijk gebruik gemaakt van gezonde proefpersonen in plaats van patiënten. De prothese is hierbij aan een door de proefpersoon gedragen orthese bevestigd (fig. 5.3). Uiteraard kan de prothese de plaats van de gezonde hand niet innemen zodat de arm als het ware verlengd moest worden met als resultaat het niet kunnen uitvoeren van taken uit cluster B.

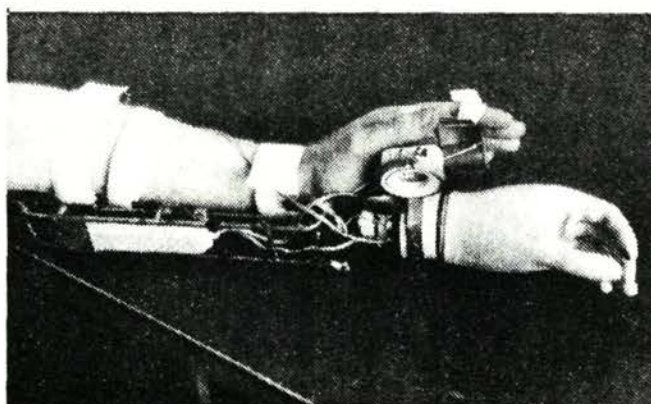


fig. 5.3 Foto van de orthese met hieraan bevestigd de elektrische hand

5.2 Beschrijving van de testtaken

Knijptaak: In deze taak zijn de clusters F en L vertegenwoordigd. Dit betekent dat een nauwkeurig gedoseerde knijpkracht gerealiseerd moet worden. Voor de afmetingen van het op te pakken voorwerp is een compromis gevonden in een kubus met een ribbe van 27 mm. De proefpersoon moet de kubus oppakken, waarbij de knijpkracht binnen een voorgeschreven interval moet liggen. Het overschrijden van de grenswaarden wordt door twee lampjes aangegeven. De kubus wordt over een hindernis van de linker- naar de rechterplaat gebracht en weer terug.



fig. 5.4 De knijptaak

De prestatiematen zijn:

- aantal correcte taakcycli
- gemiddelde uitvoertijd van een correcte taakcyclus
- gemiddelde tijd van onjuiste knijpkracht

Een taakcyclus is correct als de kubus niet gevallen is, als de gewenste knijpkracht opgebracht is en indien de gegeven tijdsduur niet is overschreden.

Schakelaartaak: De hierin vertegenwoordigde clusters zijn J en K. De nadruk ligt op het positioneren en het hanteren van kleine- en gladde voorwerpen. Het toestel van deze taak is opgebouwd uit vier lichtschakelaars waarvan twee met

dubbele tuimelaars uitgevoerd zijn.

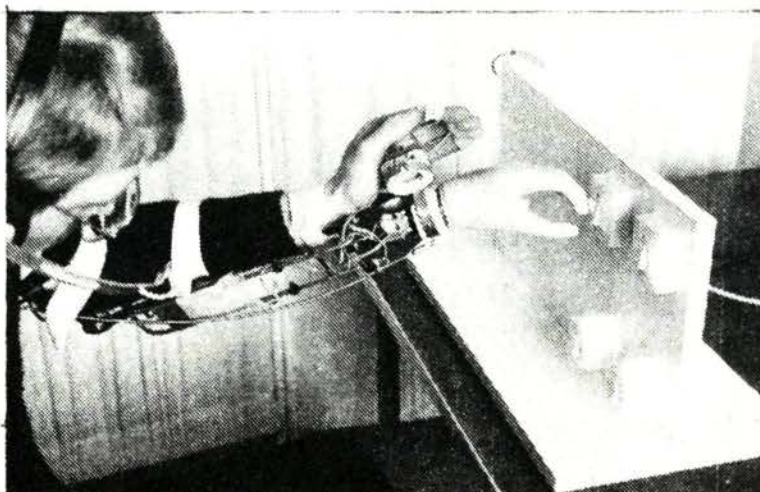


fig. 5.5 Schakelaartaak

Het is de bedoeling dat de proefpersoon de schakelaars in de juiste volgorde aanzet en weer uizet. Bij de dubbele schakelaars moet alleen de linker tuimelaar bediend worden. De prestatiematen zijn:

- aantal correcte taakcycli
- gemiddelde uitvoertijd van een correcte taakcyclus
- verhouding van het aantal foute - en correcte cycli

Een taakcyclus is correct als de schakelaars goed en in de juiste volgorde bediend zijn en de voorgeschreven tijdsduur niet is overschreden.

Pentaak: De clusters J en E in deze taak betekenen een nauwkeurige positionering en drukkrachtdosering.

De proefpersoon brengt met zijn prothese een pen in juiste volgorde in vier gaten van verschillende diepte, waarbij getracht moet worden bij het naar binnen brengen van de pen de wanden van de cilindrische gaten zo weinig mogelijk te raken. De verende bodem van een gat moet maximaal ingedrukt worden.

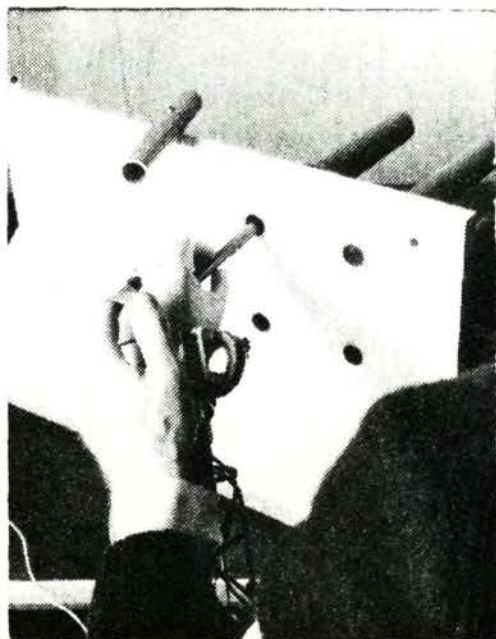


fig. 5.6 Pentaak

De prestatiematen zijn:

- aantal correcte taakcycli
- gemiddelde uitvoertijd van een correcte taacyclus
- aantal aanrakingen van de pen tegen de gatwand

Een taakcyclus is correct als de volgorde goed is, als de bodemveer voldoende ingedrukt wordt en als de gegeven tijdsduur niet is overschreden.

Fixatietaat: De nadruk van de in deze taak voorkomende clusters A en G is gelegd op het fixeren met de prothese van een voorwerp, waarop krachten worden uitgeoefend. Het toestel bestaat uit een tableau, dat zich in het horizontale vlak vrij kan bewegen, waaraan met magneetjes een plankje is bevestigd.

De bedoeling is dat met de prothese het tableau op zijn plaats gehouden wordt, terwijl met de gezonde hand het plankje losgetrokken wordt en weer bevestigd.



fig. 5.7 Fixatietaak

De prestatiematen zijn:

- aantal correcte taakcycli
- gemiddelde uitvoertijd van een correcte taakcyclus
- gemiddelde verplaatsingsindex van de rotatie plus de translatie

Een taakcyclus is goed wanneer het plankje goed bevestigd is aan het tableau en de voorgeschreven tijdsduur niet is overschreden.

De verplaatsingsindex is de som van de translatie van het tableau en de verplaatsing van het plankje ten gevolge van de rotatie.

Boutentaak: De clusters C,D,F,G en L zijn vertegenwoordigd in deze taak. Het accent ligt op het stevig vasthouden van een betrekkelijk klein voorwerp met de prothese, terwijl de gezonde hand hierop handelingen uitvoert.

In dit geval moet de proefpersoon een bout in de prothese plaatsen. Vervolgens pakt hij een moer die hij tegen een veer in op de bout vastdraait. Tot slot legt hij met de prothese bout en moer in een daartoe bestemd bakje.



fig. 5.8 Boutentaak

De prestatiematen zijn:

- aantal correcte taakcycli
- gemiddelde uitvoertijd van een correcte taakcyclus
- gemiddelde tijd nodig voor het opdraaien van de moer gedeeld door de uitvoertijd

Als fout wordt het overschrijden van de voorgeschreven tijdsduur gerekend.

Volgtaak: De nadruk van de clustercombinatie E,H,I en K ligt op het nauwkeurig volgen van een patroon terwijl middelgrote tot grote krachten tegenwerken. Van de proefpersoon wordt verwacht dat hij een knuppel, die in het kogelscharnier wrijving ondervindt, zonder aanraking van de randen door een cirkelvormige gleuf leidt. Dit moet zowel heen als terug gedaan worden.

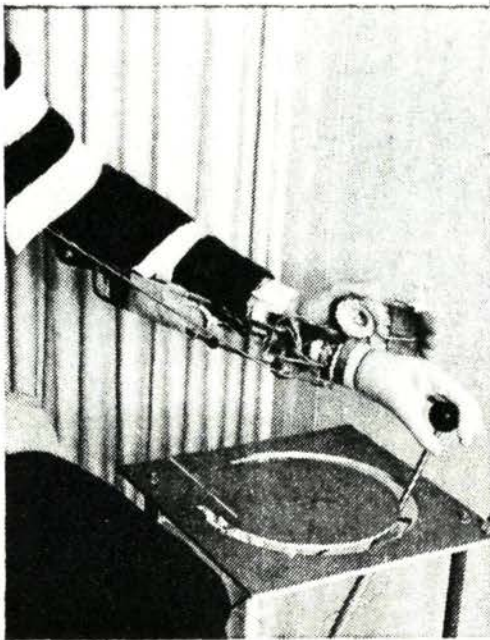


fig. 5.9 Volgtaak

De prestatiematen zijn:

- aantal correcte taakcycli
- gemiddelde uitvoertijd van een correcte taakcyclus
- gemiddelde aantal aanrakingen van de knuppel tegen de randen op zowel heengaande - als teruggaande weg

Fout is als de voorgeschreven tijdsduur is overschreden.

Een uitvoerige omschrijving van de testtaken vindt men in Soede (1980).

De taakprocedures, waaraan de proefpersoon zich moest houden, staan in bijlage 5 vermeld.

6. PROTHESEN EN BESTURINGEN

6.1 Driegreep

De driegreep, die vanwege de leesbaarheid in het vervolg met DG aangeduid zal worden, is een nieuw ontwerp van de sectie Instrumenten. In deze prothese is getracht de voordelen van de haak en de kunsthand te combineren. Aldus is een hand ontstaan met zowel een horizontale als een verticale grijpmogelijkheid. Door deze combinatie hoopt men een polsrotator overbodig te maken. Een polsrotator is namelijk nodig omdat het draaien van de hand (torderen) beperkt is door de bevestiging van de prothese aan de stomp. Het uitsluiten van een polsrotator heeft, zoals in de inleiding genoemd, de voordelen van gewichtsbesparing en lengtebesparing. In het geval van een actieve polsrotator, die overigens weinig wordt toegepast, wegen deze voordelen nog meer en bovendien denkt men minder energie nodig te hebben. Qua besturing is het voordeel dat er geen extra stuursignaal van de revalidant gevraagd wordt.

De twee bewegingen van de DG zijn in principe op de volgende wijze gerealiseerd.

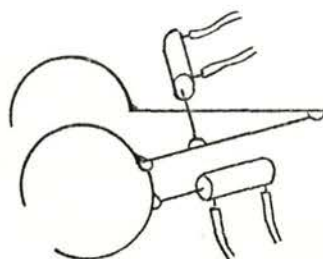


fig. 6.1 Principeschets DG

Met twee afzonderlijke pneumatische motoren worden respectievelijk de duimgreep en de zijdelingse greep gerealiseerd. De twee scharnierpunten van de twee bewegingen bevinden zich in tegenstelling tot hetgeen is aangegeven in de principeschets in werkelijkheid vlakbij elkaar (fig. 6.2). Ter plekke moeten momenten en krachten worden opgevangen. Dit scharnierblokje, dat in het eerste prototype om gewichtsredenen opgebouwd was uit kleine onderdelen, bleek bij de

testen te kwetsbaar.

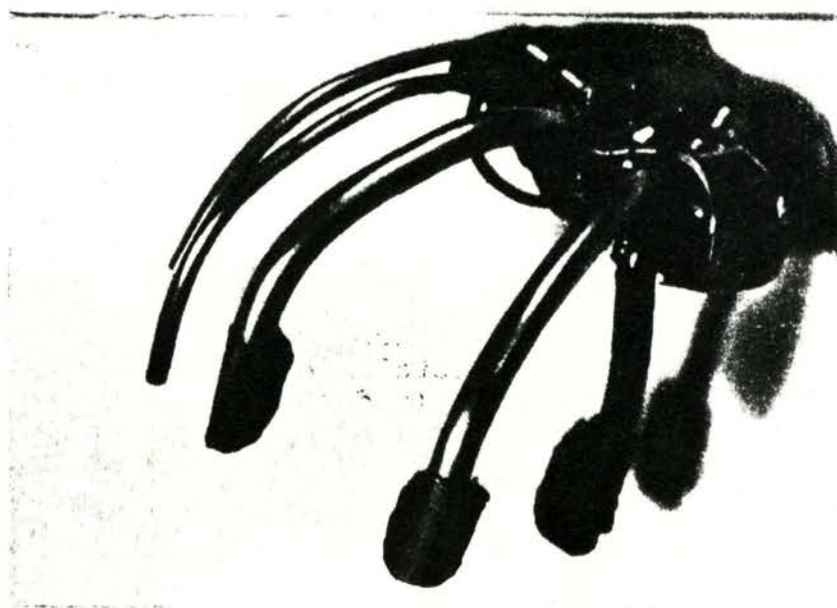


fig. 6.2 Skelet van de DG

Om de sterkte van dit gedeelte te vergroten is besloten om uit een massief blokje orthopaedisch staal door middel van verspaning een nieuw scharnierblok te realiseren.

Naast deze wijziging was het ook nodig om de tekening te veranderen van een rechtshandige DG naar een linkshandige DG. Aangezien bij de testen van Soede gewerkt is met linkshandige prothesen. Het ontwerpen en het maken van de noodzakelijke tekeningen waren één van de eerste onderdelen van mijn afstudeeropdracht.

Over het skelet van de DG wordt een cosmetische handschoen getrokken, waarbij de onstane holtes met schuimrubber worden opgevuld. De cosmetische handschoen geeft de DG een zo natuurlijk mogelijk aanzien door de erin nagebootste handgroeven, - plooien en nagels. De handschoen is bovendien in enkele tinten verkrijgbaar.



fig. 6.3 Cosmetische handschoen

Door de veranderingen aan de prothese is het gewicht van 175 gram opgelopen tot 198 gram. Dit blijft echter in vergelijking tot de 492 gram van de elektrische hand gunstig afsteken.

6.2 Besturing van de driegreep

Voor de bekrachtiging van de motoren en de werking van de pneumatische logica wordt voor de DG gebruik gemaakt van CO_2 -gas met een werkdruk van 600 kPa. Dit gas is opgeslagen bij een druk van 6000 kPa in een patroon die door de revolidant in de prothesekoker wordt meegedragen.

Tijdens de metingen kon gebruik gemaakt worden van een vaste persluchtaansluiting.

Rekening houdend met de eis betreffende de gelijkvormigheid van de besturingen van de te testen prothesen zijn hier voor de sturing EMG-signalen gebruikt. Deze EMG-signalen zijn afkomstig van de buigers en strekkers van de onderarm. Dit zijn de spierbundels die de gezonde hand doen openen en sluiten. Door het gebruik van de EMG-elektrodes (zie fig. 6.7) is het noodzakelijk om elektro-pneumatische omzetters aan het besturingssysteem toe te voegen.

De toegepaste elektro-pneumatische omzetter is de zogenaamde hittedraadomzetter. In de hittedraadomzetter bedient een metalen draad een pneumatische klep door middel van de lengteverandering ten gevolge van warmteontwikkeling van de elektrische stroom door de draad.

Uitgaande van de gekozen tweestandensturing krijgt het besturingsschema de volgende vorm.

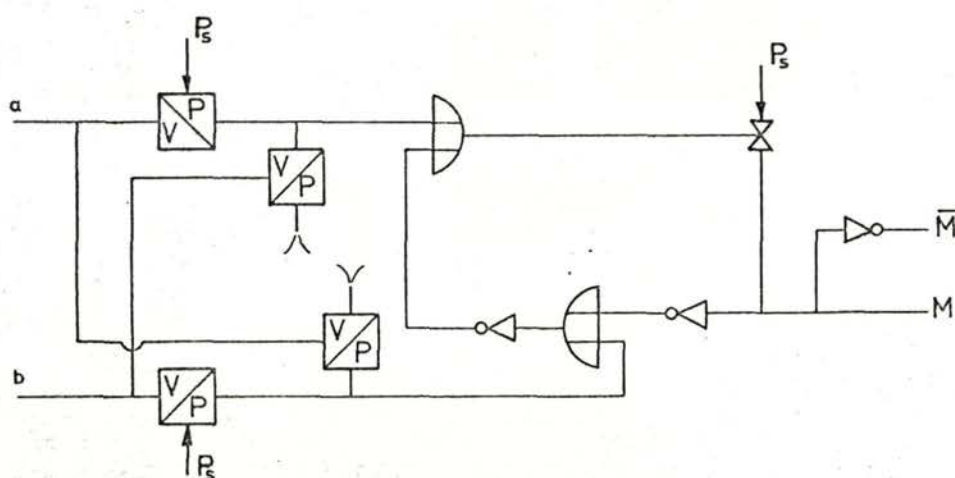


fig. 6.4 Besturingsschema van de DG

Hierin zijn de ingangssignalen a en b de aangepaste EMG-signalen. In de schakeling zijn vier elektro-pneumatische omzetters toegepast in plaats van twee. Een ontluchting via een restrictie bleek in de praktijk vanwege de kleine lek van de omzetters niet goed te functioneren.

De getekende logicacomponenten zijn binnen de sectie Instrumenten ontwikkelde standaardcomponenten (Zwart, 1979). Ze zijn zo klein dat de complete schakeling gemakkelijk in de hand en/of in de prothesekoker ingebouwd kan worden. Ten overvloede volgt hier de werking van de schakeling.

a	b	M
0	0	M0
1	0	1
0	1	0

M=0: alles gesloten

M=1: alles geopend

M0: oude toestand van M

De situatie dat zowel a en b één zijn is door de elektrische schakeling, die de EMG-signalen bewerkt, uitgesloten.

6.3 Elektrische hand

De tweede prothese, die geëvalueerd wordt, is de myoelektrische hand afkomstig van de fabrikant Otto Bock. Deze hand, die in het vervolg met EH aangeduid wordt, heeft elektriciteit als energiebron. Een klein elektromotortje zorgt via een tandwielsysteem voor de beweging van de duim en de wijs- en middelvinger (Van Mechelen, 1980).

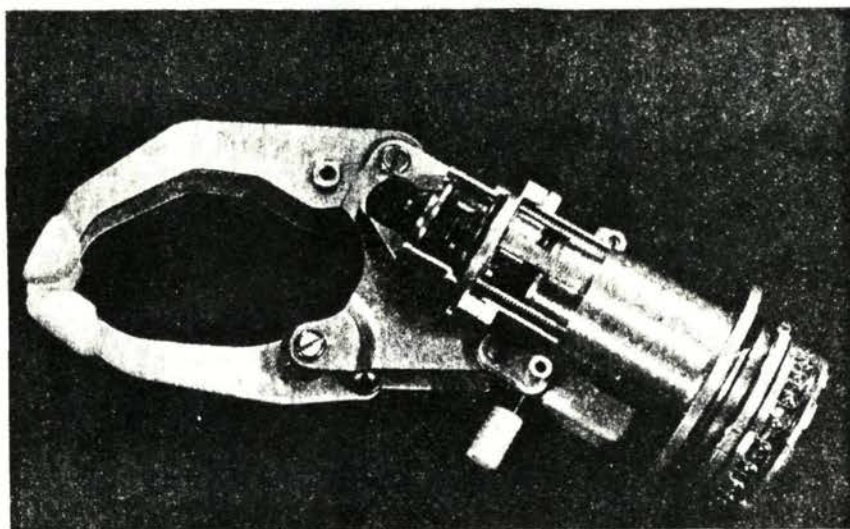


fig. 6.5 Het bekrachtigde gedeelte van de EH

De wijs- en middelvinger zijn star met elkaar verbonden, zodat het mogelijk is een voorwerp stabiel in te klemmen. Bij het openen en sluiten beweegt niet alleen de duim maar ook de tegenoverliggende vingers. Hierdoor lijkt de beweging van de EH wat natuurlijker dan die van de DG. Over het mechanisme wordt een stevige handschoen getrokken (fig. 6.6). De ringvinger en de pink zijn massief uitgevoerd en bewegen enigszins mee met de wijs- en middelvinger. Over de rubberhand wordt tenslotte een cosmetische handschoen geschoven, zodat de prothese een redelijk natuurlijk aanzien heeft gekregen.



fig. 6.6 Rubberen handschoen

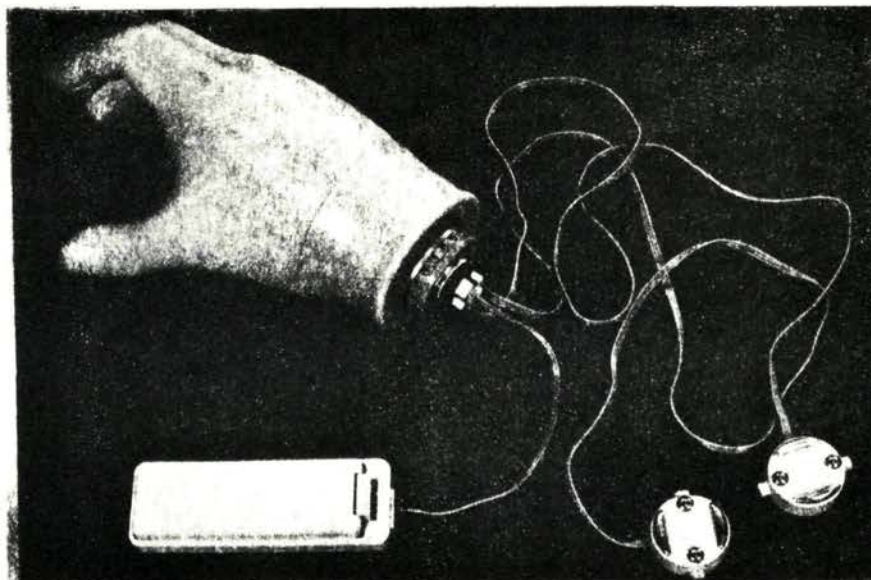


fig. 6.7 De elektrische hand met accu en elektrodes

6.4 Besturing van de elektrische hand

De signaalopwekking gebeurt op precies dezelfde wijze als bij de DG. De EMG-elektrodes zijn iets anders uitgevoerd. Dit bleek echter geen merkbaar verschil te geven.

Heel anders is de lengte van het signaal dat voor de werking van de hand nodig is. Het is al eerder gezegd dat voor het openen en sluiten een aangehouden signaal gegenereerd moet worden. Dit vereist een langere aanspanning van de bijbehorende spier en zal dientengevolge waarschijnlijk een

hogere mentale en fysieke belasting geven. Aan de andere kant is, mede door de elasticiteit van de prothese, krachtdosering mogelijk, hoewel dit door gebrekkige terugkoppeling zeker niet gemakkelijk is. In verband met deze slechte terugkoppeling is in de hand een slipkoppeling ingebouwd. De werking van de besturing in een waarheidstabel ziet er als volgt uit.

a	b	M
0	0	MO
1	0	1
0	1	0
1	1	MO

M=0: sluiten

M=1: openen

MO: rust

De signalen a en b zijn de bewerkte signalen afkomstig van de elektrodes. Bij gelijke waarden van a en b treedt het relais van de motor in de hand niet in werking. Pas bij een voldoende groot verschil tussen de spanningen van a en b zal het relais bekrachtigd worden.

7. METING

7.1 Meetopstelling

De proefpersonen voeren hun werkzaamheden onder toezicht van twee experimentators uit. Gezeten op een stoel met een voetpedaal worden in een vastevoren bepaalde volgorde de taken afgewerkt. Daartoe is een aparte kamer in het laboratorium van Werktuigkundige Meet & Regeltechniek speciaal ingericht.

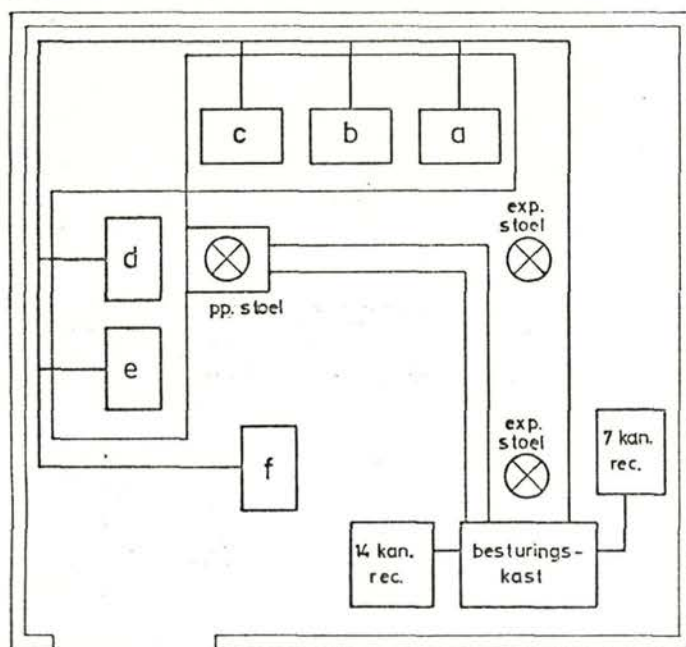


fig. 7.1 Experimenteerkamer

De taken a, b, c, d en e worden aan tafel uitgevoerd terwijl het toestel voor taak f, dit is de volgtaak (fig. 5.9), op de vloer naast de proefpersoon geplaatst is. Alle taken zijn voor het registreren van uitvoertijd en taakfouten aangesloten op de besturingseenheid. In deze eenheid, opgebouwd uit analoge bouwdooscomponenten, bevinden zich ook de schakeling van de SCIT met uiteraard de CIT. De 7 kanaalsrecorder dient voor het genereren van hetingangssignaal van de SCIT. De 14 kanaalsrecorder registreert alle, meestal bewerkte, signalen van de taken, hetingangssignaal van de SCIT en het foutsignaal f van de SCIT (fig. 4.2). De lijnen van de besturingseenheid naar de stoel van de proef-

persoon zijn voor het foutsignaal naar de koptelefoon en voor het corrigerende signaal afkomstig van het voetpedaal. Tijdens de metingen bedient één experimentator de besturingseenheid en de beide taperecorders terwijl de andere de proefpersoon assisteert en erop toeziet dat de taakprocedures in acht worden genomen. Deze wijze van werken zorgde voor een vlot verloop van het uitvoeren van alle testtaken, zodat voldoende tijd over was voor het invullen van de subjectieve vragenlijsten aan het eind van een ochtend of van een middag.

7.2 Proefpersonen

In tegenstelling tot het onderzoek van Soede zijn in plaats van twaalf Leidse studenten in mijn onderzoek zes Delftse studenten als proefpersonen gebruikt. Deze verlaging heeft tot doel de omvang van het experiment te verkleinen zonder dat de betrouwbaarheid van de resultaten in het geding komt. Alle proefpersonen zijn studenten van buiten de vakgroep Meet & Regeltechniek en in de leeftijdsklasse van 23 tot 27 jaar. Zij hebben allen de testen van Crovitz en Zener (1962) uitgevoerd om hun rechtshandigheid te controleren. Op deze wijze is een vrij homogene groep proefpersonen geselecteerd.

De uitbetaling van de proefpersonen geschiedde in alle gevallen na het volbrengen van hun werkzaamheden.

7.3 Meet- en trainingsschema

De training werd begonnen met een half uur durende instructie waarin onder andere werd uitgelegd wat het doel van het experiment en de aard van het werk waren. De twee belangrijkste onderdelen van de training zijn het leren genereren van goede EMG-signalen en het regelen van de SCIT. Voor het eerste onderdeel is inclusief het plaats bepalen van de elektrodes zowel 70 minuten zonder orthese als 70 minuten met orthese om geoefend. Aan het tweede onderdeel is 90 minuten besteed met een oplopende λ van 0,5 tot 1,75 rad/s. Daarnaast is ook nog 50 minuten in dubbeltaaksituatie geoefend.

Een preciese indeling van de trainingsdagen vindt men in bijlage 6.

Het totale schema van het trainen en meten ziet er als volgt uit.

pp. nr.	ma	di	wo	do	vr
1	T	T	T	A	B
2	T	T	T	B	A
3	T	T	T	B	A
4	T	T	T	A	B
5	T	T	T	A	B
6	T	T	T	B	A

T: training
A: elektrische hand
B: driegreep

tabel. 7.1 Meet- en trainingsschema

Elke proefpersoon werkt vijf opeenvolgende ochtenden of middagen. Om volgorde-effecten uit te sluiten wordt zowel met de DG als met de EH even veel keren als eerste begonnen. Hetzelfde probleem van volgorde-effecten speelt ook bij het uitvoeren van de testtaken. Ook hiervoor is een speciaal schema ontworpen (tabel 7.2).

herhaling	taakvolgorde					
1	a	b	c	d	e	f
2	f	e	d	c	b	a
3	b	d	f	a	c	e
4	e	c	a	f	d	b
5	c	f	b	e	a	d
6	d	a	e	b	f	c

a: knijptaak
b: schakelaartaak
c: pentaak
d: fixatietaak
e: boutentaak
f: volgtaak

tabel 7.2 Taakvolgorde tijdens de meting

Met de DG is het, vanwege de tweestandensturing niet mogelijk om de knijptaak goed uit te voeren. Toch is deze taak voor de volledigheid van de gehele testprocedure niet overgeslagen. De uitvoering van dit experiment moet immers zo

gelijk mogelijk zijn aan die van Soede. De proefpersoon moest twee pogingen doen om de zogenaamde juiste knijpkracht aan te brengen en vervolgens de taak verder afmaken. Uiteraard heeft het geen zin deze taak in de resultaten te verwerken.

Voor het uitvoeren van een taak is per herhaling 150 sec. beschikbaar. Afhankelijk van de taak wordt deze vijf of tien keer binnen de 150 sec. uitgevoerd. Dit betekent, dat een gehele taakuitvoering uit 10 perioden van 15 sec. of uit 5 perioden van 30 sec. bestaat. Een lampje geeft het begin (stimulus) van een periode (stimulusduur).

De knijptaak, de schakelaartaak en de fixatietaak hebben een stimulusduur van 15 sec. en de overige taken een stimulusduur van 30 sec..

Een meetochtend of - middag wordt begonnen met de CIT-meting. De hieruit resulterende $\lambda_{c(\text{ritisch})}$ is bepalend voor de instelling van de SCIT, namelijk op $1/6$ van deze waarde. In de dubbeltaaksituatie start de proefpersoon met het regelen van de SCIT. Op het moment dat hij dit onder controle heeft, wordt het verschijnen van de stimulus aangekondigd. Wanneer de proefpersoon een stimulusduur overschrijdt dan moet hij de stimulus negeren en de taak afmaken. Dus ten allen tijde dient prioriteit gegeven te worden aan het afmaken van een taak en mag alleen gestart worden op het verschijnen van de stimulus.

7.4 Verwerking

Alle opgenomen signalen worden met de computer verwerkt. Daartoe is allereerst een bemonsteringsprogramma ontworpen. Het bemonsteren van de signalen geschiedt met een frequentie van 100 Hz. bij een afdraaisnelheid van de taperecorder die vier keer zo groot is als de opnamesnelheid. Bij deze snelheid is het verloop van de signalen nog goed voor de mens op de scoop te herkennen, zodat registratiestoringen direct opgemerkt kunnen worden.

De voor Soede ontwikkelde programmatuur kon om verschillende redenen hier niet gebruikt worden. Alle programma's

voor het verwerken van de signalen moesten opnieuw gemaakt worden. Door deze niet ingecalculeerde tegenslag is alleen de uitvoertijd als taakprestatiemaat berekend. Het algemene stroomdiagram voor het berekenen van de SCIT-score en de uitvoertijd heeft de volgende vorm.

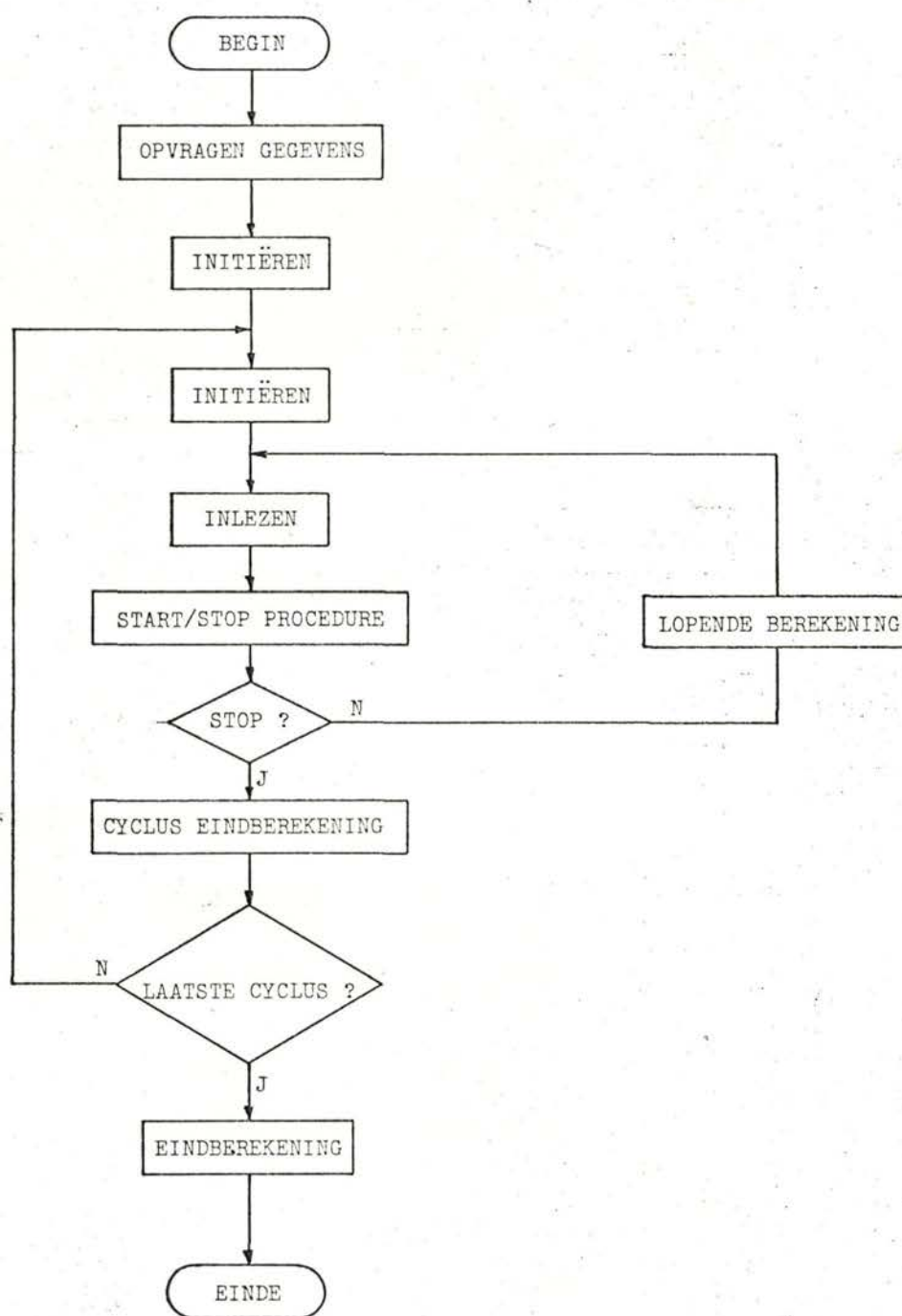


fig. 7.2 Algemeen stroomdiagram

Dit schema (fig. 7.2) geeft de berekening aan van alle uitvoeringen van één taak voor één prothese en voor één proefpersoon. Dus van elke proefpersoon is per taak en per prothese het volgende berekend.

SDF = gemiddelde standaarddeviatie van het foutsignaal

SSDF = standaarddeviatie van SDF

U = gemiddelde uitvoertijd

SU = standaarddeviatie van U

n = aantal taakcycli waarover berekend is

Deze berekening is op de PDP-11 van het eigen laboratorium uitgevoerd. Voor de totale berekening is gebruik gemaakt van het microprocessorsysteem A-65.

De ontwikkelde programma's voor het berekenen van de SCIT-score en de taakscore voor de verschillende taken zijn door de beperking van het aantal taakscores in principe weinig verschillend. Om deze reden is alleen met het programma van de volgtaak in bijlage 7 volstaan.

Het bemonsteringsprogramma behoort tot het pakket computerprogramma's van de rekengroep.

8. RESULTATEN

8.1 Inleiding

In hoofdstuk 7.3 is vermeld dat het geen zin heeft de knijptask in de resultaten te verwerken. Tevens is in hoofdstuk 7.4 verteld dat van de taakscores alleen de uitvoertijd is berekend. Helaas blijft het hier niet bij, want het uitvoeren van de boutentaak bleek voor de EH problemen te geven. Bij het openen van de EH, nadat de moer op de bout gedraaid was, bleef de bout vaak tussen wijs- en middelvinger klemmen. Dit was niet elke keer het geval, echter dit euvel trad in de loop van de meetdagen steeds meer op. Op de eerste meetdag kwam het niet voor en op de laatste meetdag zeer frequent. De EH was net zoals bij de testen van Soede niet van een cosmetische handschoen voorzien. Misschien is dit de oorzaak van het probleem geweest. In ieder geval heeft het geen zin de boutentaak in de resultaten op te nemen.

Uiteindelijk blijven nu vier taken over die nog verwerkt konden worden. Hiervan is alleen voor het uitvoeren van de pentaak een actieve greep nodig. De andere taken zijn zonder het activeren van de prothese goed te realiseren. Dit betekent voor het vergelijken van twee bekrachtigde prothesen een onprettige situatie. Bij de eindbeoordeling van de resultaten moet men deze beperkingen van het onderzoek zich wel realiseren.

In de hoofdstukken 8.2 en 8.3 zijn de resultaten steeds over alle proefpersonen gegeven. De gedetailleerde resultaten per proefpersoon staan in bijlage 8.

8.2 Resultaten van de CIT-meting

Om rekening te kunnen houden met leereffecten in het regelen van de SCIT is bij elke zitting de λ_c van iedere proefpersoon bepaald. De λ -instelling van de SCIT bedroeg $1/6$ van λ_c . Het verloop van de gemiddelde $\bar{\lambda}_c$ en de bijbehorende standaarddeviatie over de trainings- en meetdagen over alle proefpersonen is uitgezet in figuur 8.1 op de volgende bladzijde.

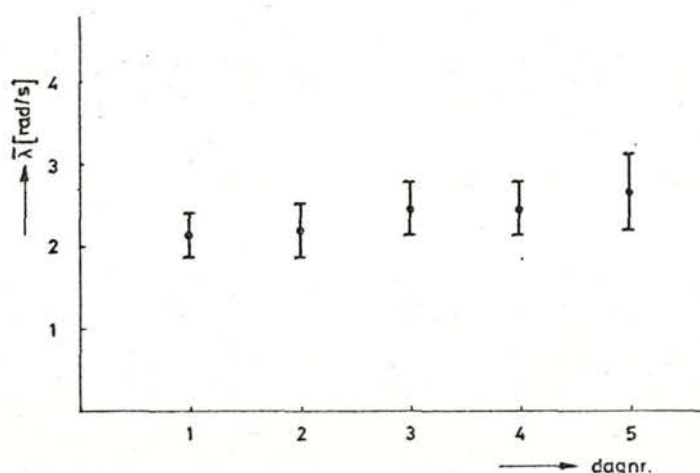


fig. 8.1 Resultaten van de CIT-metingen

In de bovenstaande grafiek is een lichte stijging te zien van $\bar{\lambda}_c$ en ook de standaarddeviatie is iets toegenomen. Het laatste geeft in feite aan dat er verschillen zijn tussen de proefpersonen.

Met deze resultaten is nu de mogelijkheid geschapen om mijn meetopstelling te kunnen vergelijken met die van Soede.

Hiervoor zijn mijn resultaten en de Leidse resultaten over de eerste 5 dagen in dezelfde grafiek ondergebracht.

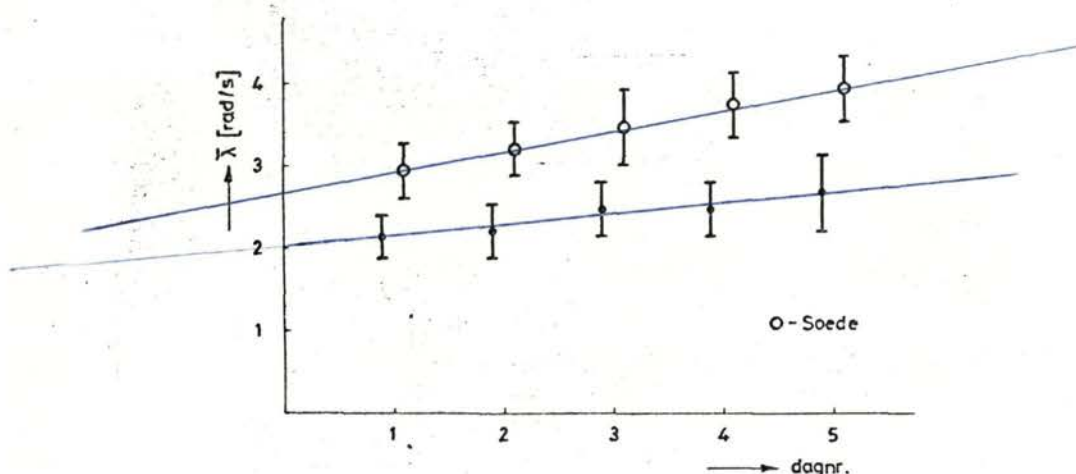


fig. 8.2 Vergelijking resultaten van de CIT-metingen met die van Soede

Uit deze vergelijking blijkt een duidelijk verschil in de uitkomsten. Aangezien beide groepen proefpersonen van dezelfde leeftijdsklasse waren en hetzelfde opleidingsniveau

bezaten, gaat hier het vermoeden sterk uit naar een systematische fout. Uiteraard is tijdens de meting gezocht, welke fout gemaakt kon zijn, maar alles bleek volgens de specificaties te kloppen.

Een ander aspect uit deze grafiek (fig. 8.2) is dat de grootte van de standaarddeviaties aangeeft dat beide groepen ongeveer dezelfde homogeniteit bezitten.

8.3 SCIT- en taakscores

Uit de resultaten, die de zes proefpersonen afzonderlijk op de secundaire- en de hoofdtak behalen, zijn voor de totaalberekening niet zonder meer de standaarddeviaties behorend bij de rekenkundig gemiddelden uitgerekend. De scores, die de afzonderlijke proefpersonen realiseren, liggen als het ware geclusterd op verschillende uitkomstniveaus. De verschillen van de uitkomstniveaus hebben een grote bijdrage in een standaarddeviatie, die op een gebruikelijke wijze berekend is.

De gehanteerde methode voor de berekening van een standaarddeviatie, die rekening houdt met uitkomstniveaus, is de volgende. Uitgaande van m reeksen met n_i waarnemingen en met F_i en S_i als gemiddelde en standaarddeviatie van de i^e reeks wordt de totale standaarddeviatie, hier aangeduid met genormeerde standaarddeviatie, in formule vorm:

$$S_{\text{norm}} = \sqrt{\frac{n_1 \frac{S_1^2}{F_1} + n_2 \frac{S_2^2}{F_2} + \dots + n_m \frac{S_m^2}{F_m}}{n_1 + n_2 + \dots + n_m} \cdot \frac{n_1 F_1 + n_2 F_2 + \dots + n_m F_m}{n_1 + n_2 + \dots + n_m}}$$

rek. gemiddelde over alle waarnemingen is:

$$\bar{F} = \frac{n_1 F_1 + n_2 F_2 + \dots + n_m F_m}{n_1 + n_2 + \dots + n_m}$$

totaal aantal waarnemingen: $n = n_1 + n_2 + \dots + n_m$

$$\text{dus } S_{\text{norm}} = \sqrt{\left(\frac{n_1}{F_1} S_1^2 + \frac{n_2}{F_2} S_2^2 + \dots + \frac{n_m}{F_m} S_m^2 \right) \cdot \frac{\bar{F}}{n}}$$

De in de grafieken weergegeven gemiddelde uitvoertijden zijn de relatieve uitvoertijden. Dit wil zeggen dat de uitvoertijd gedeeld is door de stimulusduur.

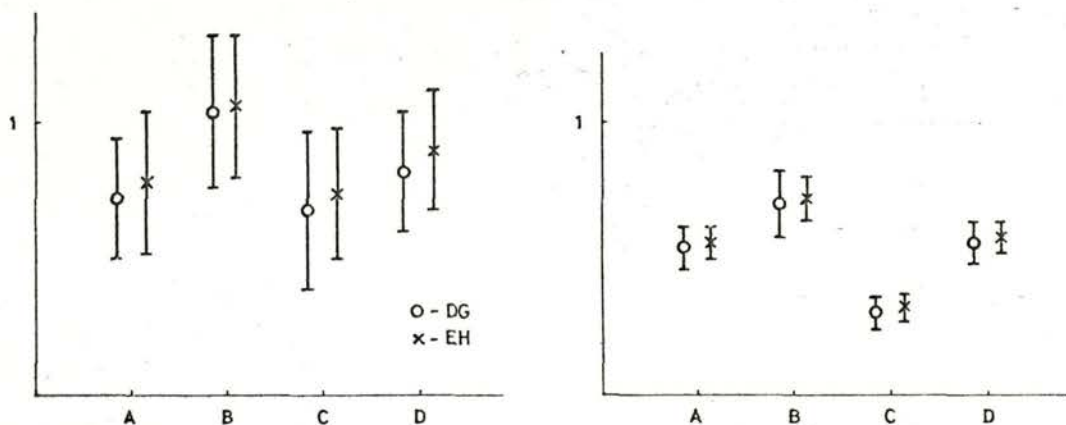


fig. 8.3 SCIT-scores (links) en taakscores met bijbeh. standaarddeviaties over alle proefpersonen per taak per prothese

- A = schakelaartaak
- B = pentaak
- C = fixatietaaak
- D = volgtaaak

De grafieken lijken een heel licht voordeel op te leveren voor de DG. Dit heeft echter door de grootte van de standaarddeviatie niets te betekenen. Men kan stellen dat uit deze grafieken geen significant verschil tussen de DG en EH naar voren komt.

Opnieuw kan er vergeleken worden met de resultaten van het Leidse onderzoek, door de resultaten van de EH naast die van Soede te leggen.

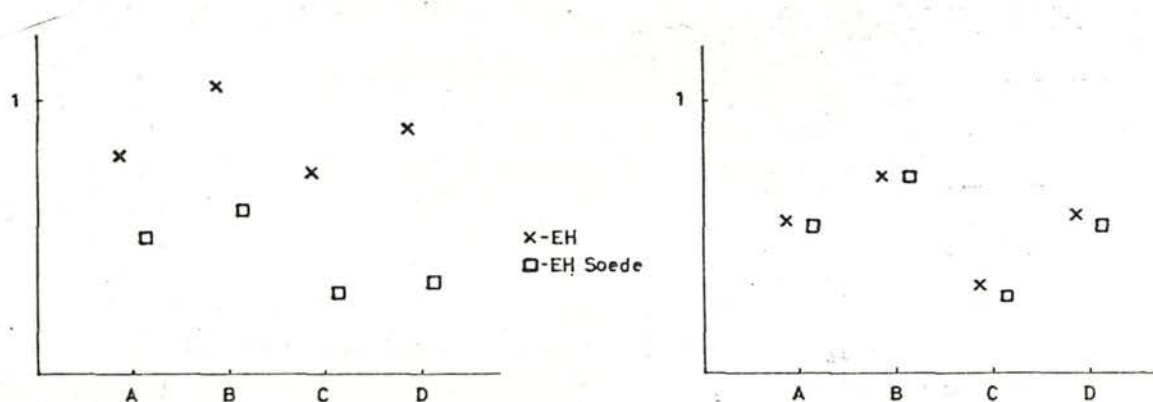
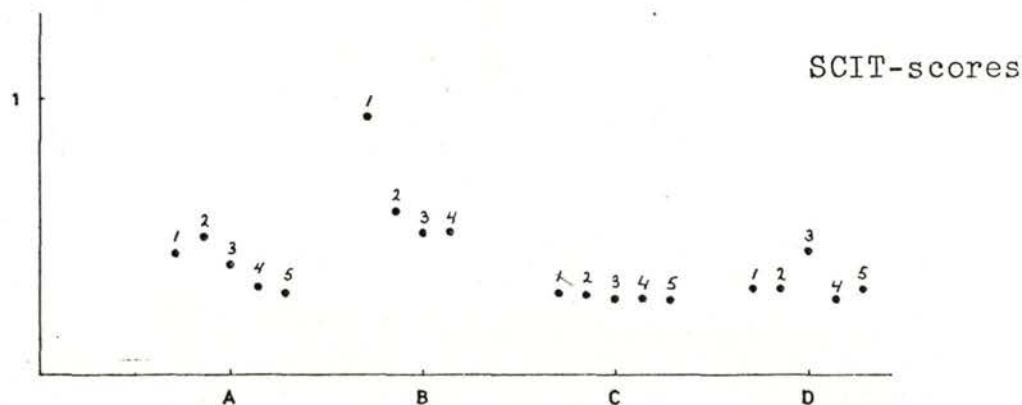


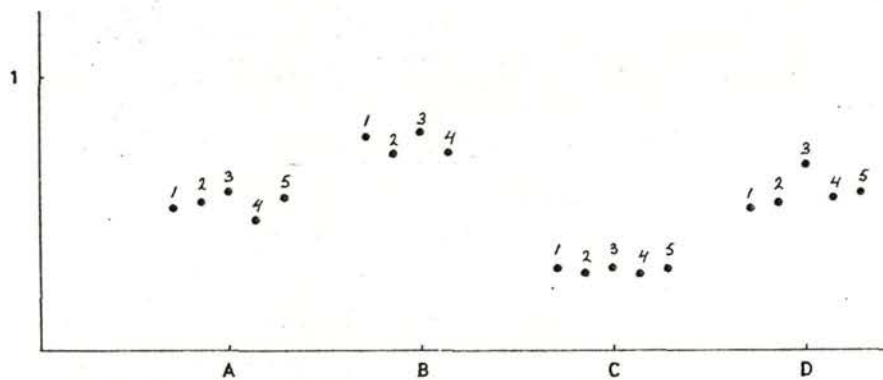
fig. 8.4 Vergelijking van de SCIT-scores (links) en taakscores van EH met EH van Soede

Zoals na het zien van de CIT-resultaten te verwachten was, liggen de SCIT-scores duidelijk op een veel hoger niveau. Blijkbaar is toch van een duidelijke verzwaring van de SCIT sprake. Aan de andere kant is het opvallend hoe de uitvoertijden op de vier respectievelijke taken overeenstemmen.

Uit de resultaten van fig. 8.4 kan misschien de volgende, aardige bijkomstigheid opgemerkt worden. Uitgaande van de vooronderstelling dat de twee groepen proefpersonen aan elkaar gelijkgesteld mogen worden, blijkt de hypothese, dat de mens in een dubbeltaaksituatie één taak primair kan stellen, in de praktijk te kloppen.

Ook uitgaande van de vooronderstelling dat de resultaten van de EH zowel qua SCIT-scores als taakscores overeenstemmen met de EH van Soede, kan men een indruk krijgen hoe de DG scoort in vergelijking met de andere in Leiden geteste prothesen.





1. elektr. hand met polsdraaier
2. elektr. hand
3. lich. bekrachtigde haak
4. lich. bekrachtigde hand
5. cosmetische hand

- A - schakelaartaak
- B - pentaak
- C - fixatietaak
- D - volgtaak

fig. 8.5 SCIT-scores (blz. 49) en taakscores (boven)
van de door Soede geteste prothesen

In principe komen de resultaten van de DG overeen met de reeds eerder geteste handen. Voor de vergelijking van de DG met de elektrische hand plus polsdraaier moet opgemerkt worden dat een andere taakprocedure voor de pentaak gehanteerd is. In het geval van een elektrische hand met polsdraaier moest de proefpersoon de pen met de prothese uit een houder, bevestigd aan het taaktoestel, oppakken in plaats van het plaatsen in de prothese met de gezonde hand.

Door de blijkbaar zwaardere subtaak in mijn onderzoek gebeurde het af en toe dat de proefpersoon de controle over de SCIT tijdens het uitvoeren van een taak verloor. Wanneer men deze SCIT-overschrijdingen als een maat voor de mentale belasting mag beschouwen, dan komt men tot het volgende resultaat.

proef- persoon	DG	EH
1	0	1
2	8	3
3	23	8
4	4	16
5	4	21
6	16	13
totaal	55	62

vergiftigend
E4 beta
E4 veel beta
1 DG veel beta
vergiftigend.

tabel 8.1 SCIT-overschrijdingen van DG en EH

Ook hier is er sprake van een licht voordeel ten gunste van de DG, maar het heeft niet veel betekenis. Dus de DG en de EH komen op deze vier taken sterk met elkaar overeen.

In het geval van een SCIT-overschrijding werd de volgende handelwijze aangehouden. De SCIT werd dan gereset terwijl de proefpersoon de taak in aanvangspositie bracht. Als de SCIT weer onder controle was, begon de proefpersoon met de taakvoortzetting bij de eerstvolgende stimulus.

8.4 Leereffecten

In hoofdstuk 8.2 bleek uit de CIT-meting een leereffect in het regelen van de SCIT. Naast dit leereffect viel het de experimentators op, dat de proefpersonen op de tweede dag duidelijk minder fouten maakten dan op de eerste meetdag. Uiteraard wil men deze indruk in een grafiek of een tabel aangetoond hebben. Voor dit doel zijn in de eerste plaats de SCIT- en taakscores over alle proefpersonen en beide prothesen per dag berekend.

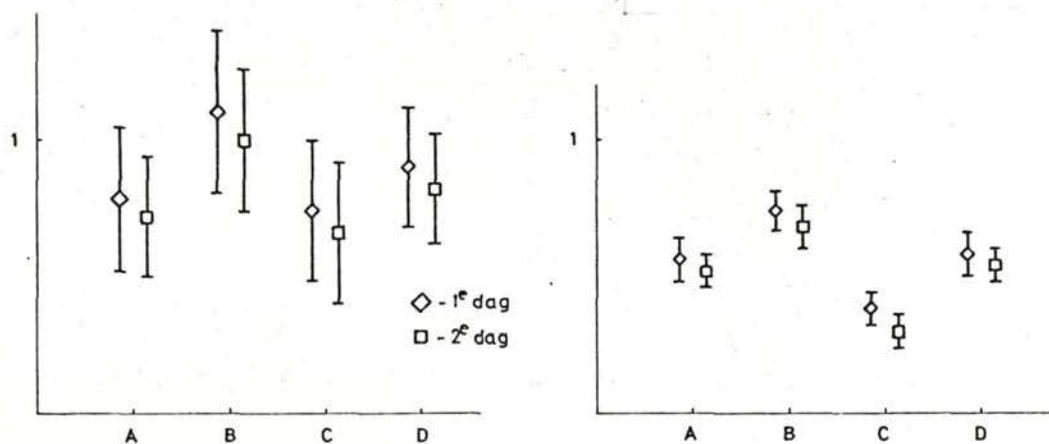


fig. 8.6 SCIT-scores (links) en taakscores van 1^e dag en 2^e dag

Er is inderdaad sprake van een lichte tendens dat op de 2^e dag beter gescoord is dan op de 1^e dag.

De tweede methode om zo mogelijk een leereffect aan te tonen is het naast elkaar zetten van de SCIT-overschrijdingen van de eerste en tweede dag.

proef- persoon	1 ^e dag	2 ^e dag
1	1	0
2	8	3
3	23	8
4	16	4
5	21	4
6	16	13
totaal	85	32

Zijneandig
 Per proefpersoon dezelfde
 getallen als tabel 8.1.
 (andere volgorde)

tabel 8.2 SCIT-overschrijdingen van 1^e en 2^e dag

De tabel laat een duidelijk verschil zien in het aantal SCIT-overschrijdingen van de eerste en tweede dag. Dit geldt trouwens voor elke proefpersoon. Het is natuurlijk van belang dit leereffect terug te dringen, aangezien de kans op toevaltreffers in de uitkomsten niet te groot mag zijn.

Er kan tot slot gesteld worden, dat in beide registratiemethoden een leereffect naar voren komt. In hoeverre men dit verontrustend kan noemen, is echter niet duidelijk.

8.5 Resultaten van de vragenlijsten

Iedere proefpersoon heeft drie keer voor elke taak en elke prothese een vragenlijst ingevuld (zie bijlage 4). In de resultaten zijn alleen de op de meetdagen afgenomen lijsten verwerkt. Bovendien is de vraag over het wel of niet vervelend vinden van een taak in verband met de vaagheid van deze vraag ook buiten beschouwing gelaten.

De resultaten zijn zo weergegeven dat een score links op de schaal een positieve beoordeling van de desbetreffende prothese inhoudt. Bij de histogrammen geschreven getallen geven het aantal keren aan dat er binnen een bepaalde klassebreedte is gekozen.

Het totale beeld van de figuren 8.7 tot en met 8.10 laat een praktisch gelijke beoordeling van de EH en de DG zien. Dit komt overeen met de resultaten van de dubbeltaakmethode.

Indien men de vragen over aandacht voor - en het geestelijk vermoeiend zijn van een taakvoering als mentale belasting opvat, dan blijkt in tegenstelling tot de dubbeltaakmethode de fixatietaak zwaarder beoordeeld wordt dan de schakelaartaak. Een mogelijke verklaring hiervoor is de zeer korte uitvoertijd van de fixatietaak.

Voor meer gedetailleerde gegevens over deze toegepaste subjectieve vragenlijstmethode verwijs ik naar Houtman (1981).

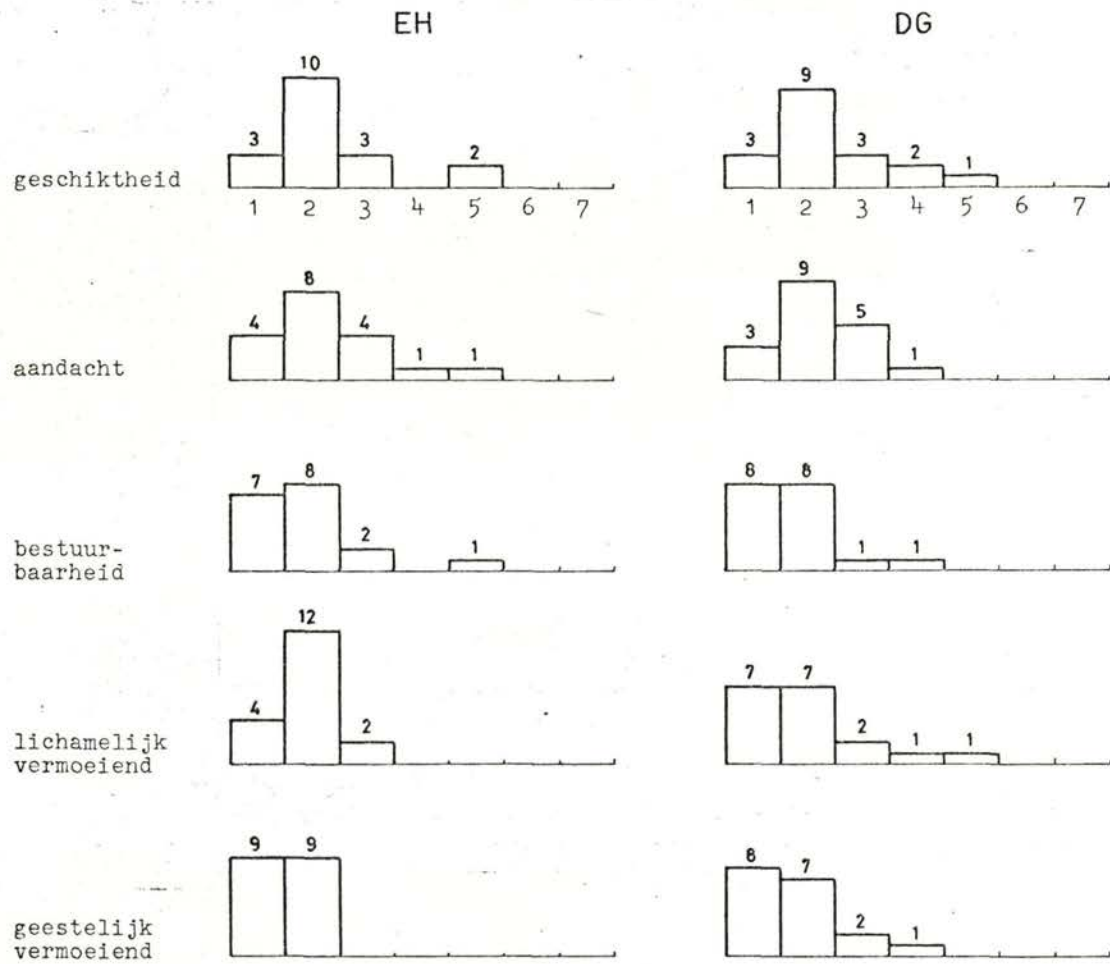


fig. 8.7 Schakelaartaak

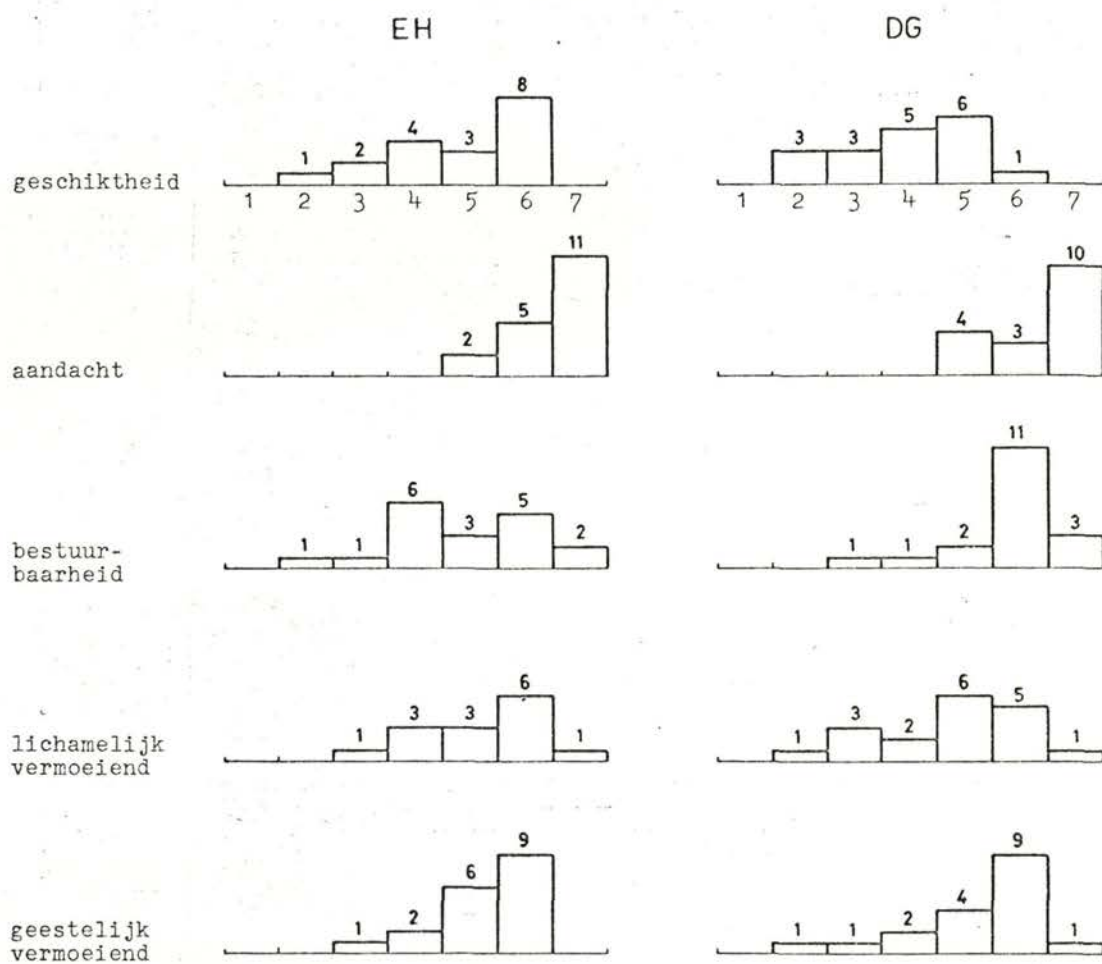


fig. 8.8 Pentaak

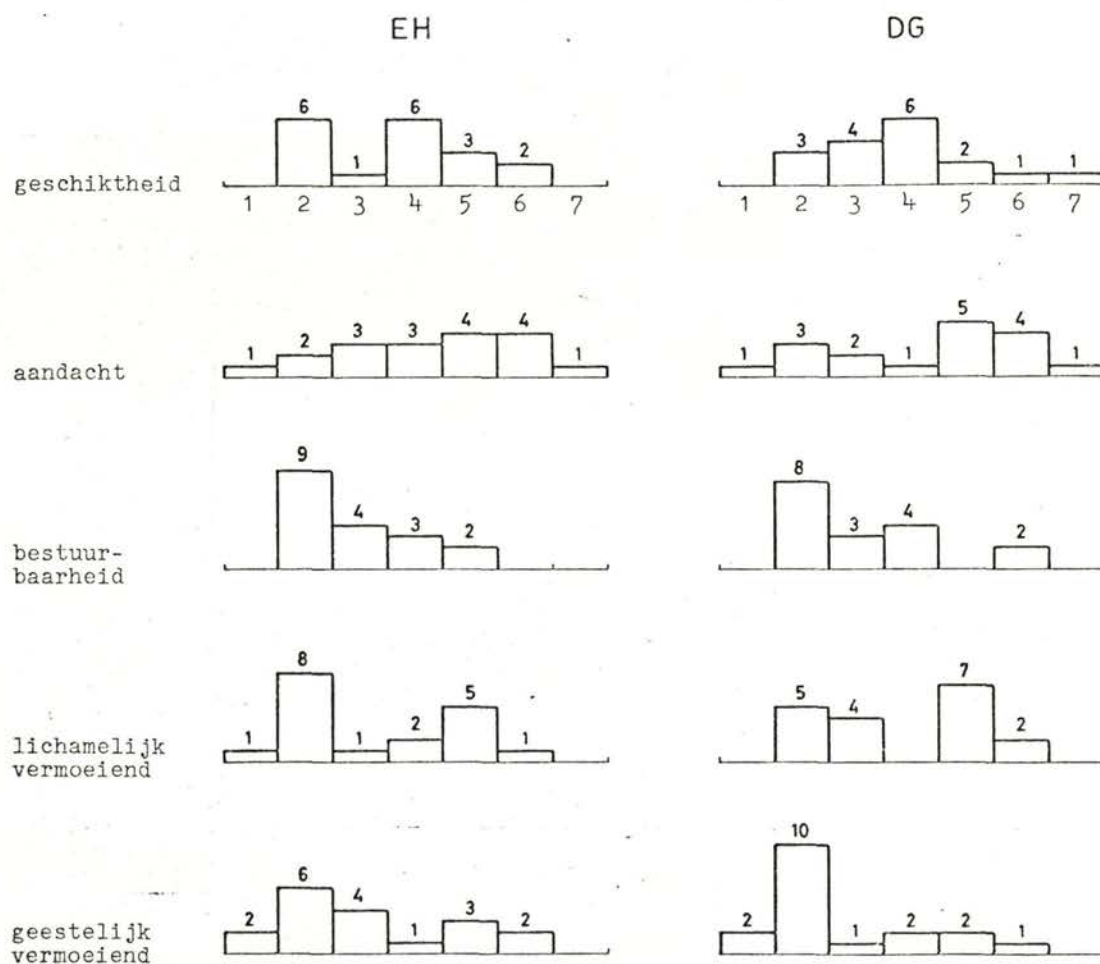


fig. 8.9 Fixatietaak

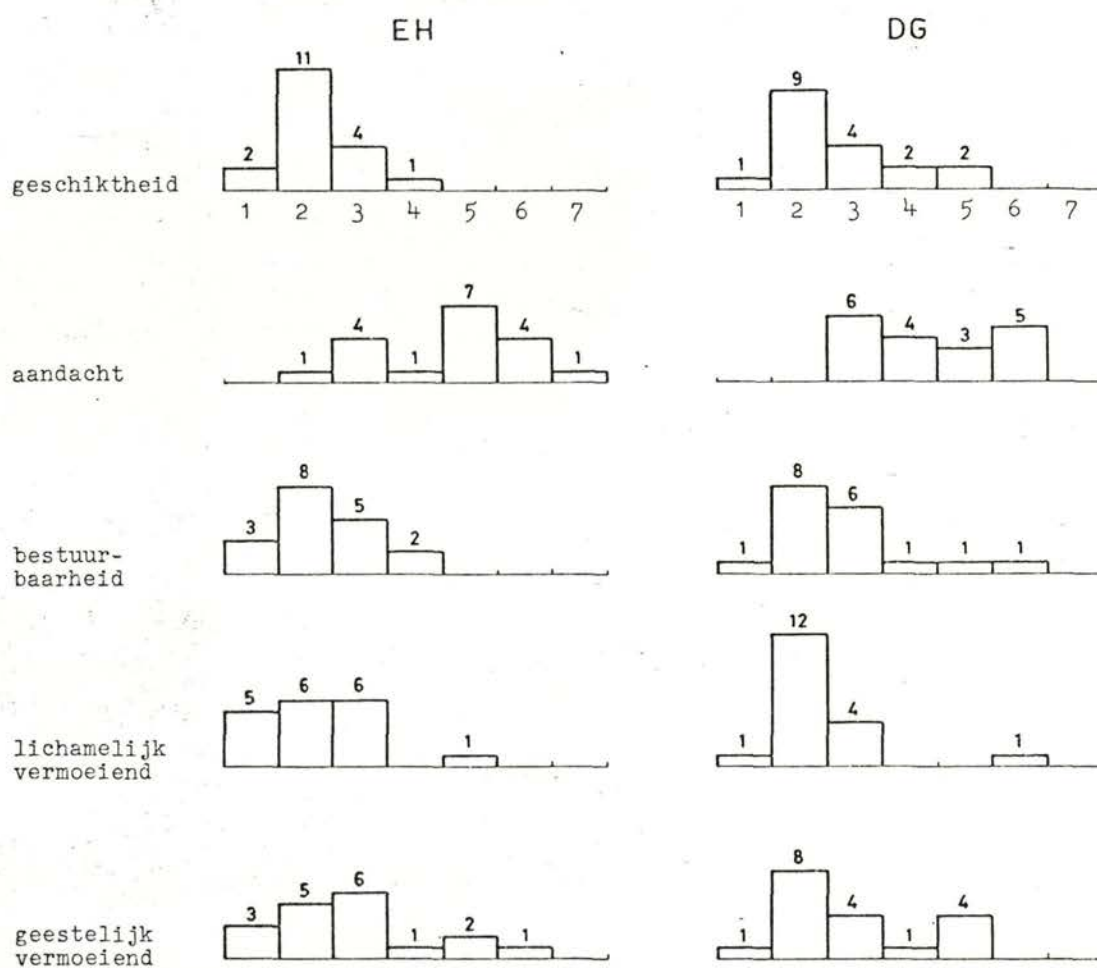


fig. 8.10 Volgtaak

9. CONCLUSIES EN OPMERKINGEN

Allereerst lijkt het mij verstandig te stellen dat door de onvolledigheid van deze taakevaluatie helaas niet teveel waarde aan de resultaten gehecht kunnen worden. De conclusies, gebaseerd op deze resultaten, zijn dus gemaakt uitgaande dat een redelijke geldigheid bestaat.

Op grond van de resultaten van de taakevaluatie is er weinig verschil te constateren in de DG en de EH. Zo mogelijk zou men kunnen spreken van een heel licht voordeel van de DG. Echter dit verschil is misschien toe te schrijven aan het verschil in besturing van de twee handen. Zoals bekend is, heeft de EH voor zijn werking lang aangehouden signalen nodig.

Wanneer de DG in het rijtje van de door Soede geteste prothesen geplaatst wordt dan neemt hij daar geen bijzondere plaats in. Dit zou in ieder geval geen reden zijn om terstond met de produktie van de DG aan te vangen. Aan de andere kant is de DG zeker niet slechter dan de nu in de praktijk toegepaste prothesen.

Mogelijke overwegingen om toch de DG te gaan produceren zijn:

- resultaten van de technische test: Vooral het lage gewicht, dit is minder dan de helft van de EH met passieve polsdraaier, kan van belang zijn. Hetzelfde geldt ook voor de kortere lengte van de van de DG.
- signaalopwekking: De DG is vanwege zijn tweestandensturing gemakkelijk met mechanische schakelaars (micro switch) in plaats van EMG-elektroden uit te rusten, zodat hij ongevoelig is voor inductiestoringen.
- bestuurbaarheid: In het geval van keuze tussen DG en EH met actieve polsdraaier kan het niet hoeven genereren van een extra signaal voor een polsdraaier een beslissende rol spelen.
- persoonlijke redenen: De motieven van de revalidant kunnen uiteraard zeer verschillend zijn (hobbies, werk, cosmetische redenen, enz).

Opmerkingen over de DG en de taakevaluatie:

- Indien men met deze prothese een voorwerp van een tafelblad wil oppakken dan positioneert men de geopende hand met de vaste middelvinger tegen het voorwerp. Bij het sluiten van de prothese wordt de hand door de grote zwaai, die de duim maakt, van de tafel gedrukt, zodat het voorwerp vaak tussen de vingers uitglijpt.
- Het leereffect over de twee meetdagen is waarschijnlijk het gevolg van het grote verschil tussen de trainingsdagen en meetdagen voor de proefpersonen. Het lijkt daarom verstandig de proefpersoon ook te trainen op de werkelijke meetsituatie. Bijvoorbeeld het laten uitvoeren van een trainingstaakje onder dezelfde condities als bij de werkelijke meting.
- Het is de onderzoekers gebleken dat de taakevaluatie nogal complex en tijdrovend is, met als gevolg dat er gemakkelijk fouten kunnen optreden. Voor het laatste is een standarisatie van de test zeer wenselijk. Een eventueel andere oplossing van dit probleem is, mede gezien de kleine bijdrage van de evaluatie in het acceptatieproces, het streven naar een simplificatie van deze evaluatiemethode. Dit zou tevens aansluiten bij één van de conclusies van de veldevaluatie van myoelektrische armprothesen uitgevoerd door Van Mechelen (1980), die er voor pleit om minder energie te besteden aan het ontwikkelen van steeds modernere prothesetypen en meer energie aan prothesetraining, nazorg voor revalidant en voorlichting aan de diverse milieus waarin hij verkeert.

Tot slot wil ik het volgende opmerken. Binnen de sectie MMS bestaat het plan om een nieuw prothesetype de zogenaamde „adaptieve hand” ook op deze wijze te evalueren. Het lijkt mij in verband met de genoemde redenen verstandig om van deze prothese-evaluatie af te zien.

BIJLAGEN

MEETRAPPOR

Protheseshand: Driegreep met gevulde handschoen
 Type: Experimenteel

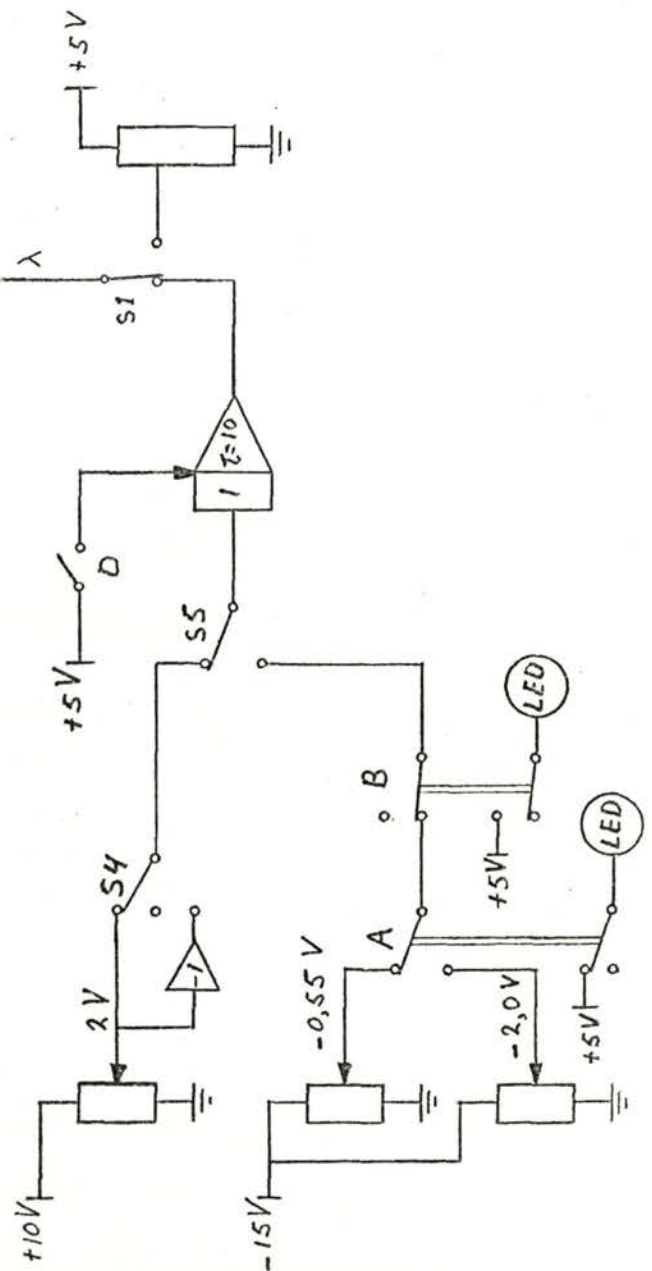
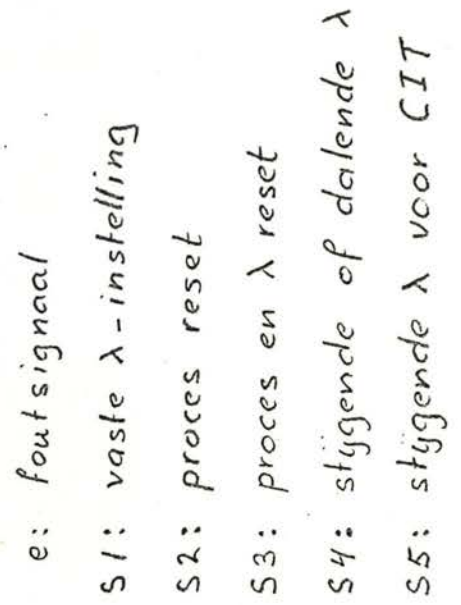
1. Max. Knijpkracht	Pinch: 31 N Palmair: 50 N Zijd: 33 N							
2. Max. Pinchopening	Aktief: 65 mm Passief: 10 EM Zijd. pinch: 40 mm							
3. Palmaire opening	Max ϕ aktief: 70 mm ϕ Passief: 10 EM Min ϕ : ~ 17 mm							
4. Grijphoek	$\alpha_1: 60^\circ$ $\alpha_2: 55^\circ$							
5. Aantal sluitstappen	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.							
	3.	0°	0°			>200 N		
	4.							
	1.	$+50^\circ$	$+10^\circ$			>200 N		
	2.							
	3.	$+50^\circ$	$+10^\circ$			>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	

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. Palmaire 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 Telcoest



Ingangssignaal van de SCIT

10 sinussen met een totale cyclusduur $T = 130$ s.

De componenten zijn:	n	k
	3	.9975
	5	.9956
	8	.9825
n = aantal perioden	13	.9552
binnen $T = 130$	21	.8909
	34	.7569
k = versterkings-	57	.5256
factor	91	.3030
	139	.1571
	227	.0653

De waarden van k zijn ontstaan door het 2^e orde filter met een kantelfrequentie van .5 Hz.

VRAGENLIJST

	1	2	3	4	5	6	7	
deze prothese was zeer geschikt voor de taak								 zeer ongeschikt voor de taak
de taak eist: zeer veel aan- dacht								zeer weinig aan- dacht
de prothese was: zeer moeilijk bestuurbaar								zeer makkelijk bestuurbaar
de taak was: lichamelijk erg vermoeiend								lichamelijk niet vermoeiend
de taak was: geestelijk niet erg vermoeiend								geestelijk erg vermoeiend
de taak vind ik: erg vervelend								erg leuk

Welke prothese vond je zelf het prettigst?

en waarom?

proefpersoon:

dag :

prothese: ---

taak: ---

TAAKPROCEDURES

Knijptaak (15 sec)

- beide handen (prothese gesloten) in de startpositie
- pak/grijp het blokje met de prothese en pas de knijpkracht (indien mogelijk) zodanig aan dat deze binnen de drempelwaarden blijft, dwz dat geen van beide lampjes brandt
 - . als de linker brandt: te lage kracht
 - . als de rechter brandt: te hoge kracht
- breng het blokje vervolgens van de linker plaat over de hindernis van 8 cm. hoog naar de rechter plaat en breng hem weer terug naar de linker plaat
- de knijpkracht hoeft alleen in de heengaande beweging tussen de grenzen gehouden te worden
- tweemaal is een poging mogelijk om de gewenste knijpkracht te bereiken. Lukt dit niet in twee pogingen dan gewoon de beweging uitvoeren
- beide handen weer terugleggen in de startpositie

Schakelaartaak (15 sec)

- beide handen (prothese gesloten) in de startpositie
- stimulus
- de schakelaar-met de prothese- aandoen van links naar rechts, eerst de bovenste rij en dan de onderste
- van de bovenste rij alleen de linker helft van de schakelaar
- vervolgens in dezelfde volgorde weer uit doen
- beide handen weer terugleggen in de startpositie

Pentaak (30 sec)

- beide handen (prothese gesloten) in de startpositie
- stimulus
- doe met behulp van de rechterhand de pen (12 mm) in de prothese
- de pen moet dan in de 4 gaten gebracht worden van ongelijke diepte (40,50,60,70 mm)
- zoveel mogelijk contact tussen pen en wand van het gat vermijden bij het erin steken (niet noodzakelijk bij het eruit halen)
- de volgorde: links - rechts
 boven - beneden
- na één cyclus moet de prothese geopend worden en de pen op tafel gelegd worden
- beide handen weer terug in de startpositie

Fixatietaak (15 sec)

- beide handen (prothese gesloten) in de startpositie
- stimulus
- breng de prothese op de draaiplank en omklem tegelijkertijd met de gezonde hand het plankje
- trek door middel van een rechtlijnige beweging het plankje los
- houdt de draaitafel zo goed mogelijk op zijn plaats
- nadat het plankje minimaal 10 cm van de draaitafel verwijderd is geweest, moet het nu weer vastgezet worden
- draaitafel zo goed mogelijk in de uitgangspositie terug brengen
- beide handen weer terugleggen in de startpositie

Boutentaak 30 sec

- beide handen (prothese gesloten) in de startpositie
- stimulus
- pak met de gezonde hand een bout en open de prothese
- breng de bout in de prothese en sluit de prothese
- pak met gezonde hand een moer en draai deze vast op de bout
- breng met de prothese de bout met moer naar het hiervoor bestemde bakje
- beide handen (prothese sluiten) weer terug leggen in de startpositie

Volgtaak 30 sec

- beide handen (prothese gesloten) in de startpositie
- stimulus
- de stok moet met behulp van de prothese van de startpositie via de gleuf naar de eindpositie bewogen worden, zonder de randen te raken
- weer terug naar startpositie
- beide handen weer terugleggen in de startpositie

ALGEMENE INSTRUCTIE

tijd: 8.30-9.00 of 13.30-14.00

doel experiment: - prothesen met elkaar vergeleken als werktuig
- aandacht die de prothesen voor besturing eisen

aard van de taak: - kan eentonig zijn: veel herhalingen nodig; daarom veel medewerking gevraagd

tijds indeling : - 3 ochtenden/middagen training
2 ochtenden/middagen meten

aanvangstijden: 8.30 uur circa 3¼ uur
of 13.30 uur

nergens aanzitten

experimenten : - training prothesebesturing
- training sec. taak SCIT
- training primaire taken
- training dubbelsituatie
- er wordt een aantal keren vragenlijst ingevuld
- meting 6x herhaald van een aantal taken die elementen van praktijken bevatten
- orthese gebruikt omdat patiënten niet kunnen meewerken: die hebben reeds 1 type prothese extreem uitgetraind onder niet volgbare condities - hebben vaak ongegronde verwachtingen met betrekking tot uitkomst van het experiment

TRAINING A

30 min. algemene instructie
 30 min. trainen SCIT (van 0,5 tot 1,75 rad/sec
 10 min. trainen / meten CIT (6x)
 10 min. pauze
 30 min. op SCOOP: plakken van elektroden; plaats bepalen
 30 min. pauze
 10 min. omdoen orthese
 40 min. oefenen onafhankelijk spannen en ontspannen (ook op SCOOP)

190 min.

TRAINING B of C

30 min. trainen SCIT
 10 min. trainen/meten CIT (6x)
 10 min. scoop plakken/ plaatsbepalen elektroden prothese / orthese aandoen
 30 min. oefenen onafhankelijk spannen aan- en ontspannen
 30 min. oefenen EH : trainingstaakjes
 30 min. pauze
 15 min. EH : enkeltaaksituatie met primaire taken
 10 min. vragenlijst
 10 min. dubbeltaak (EH + SCIT met $\lambda = 0,45$ eerst trainingstaakjes dan primaire taken)
 5 min. pauze
 15 min. dubbeltaak (EH + SCIT met $\lambda = 0,75$)

195 min.

B of C is afhankelijk van de prothese.

EXP.-DAG 1

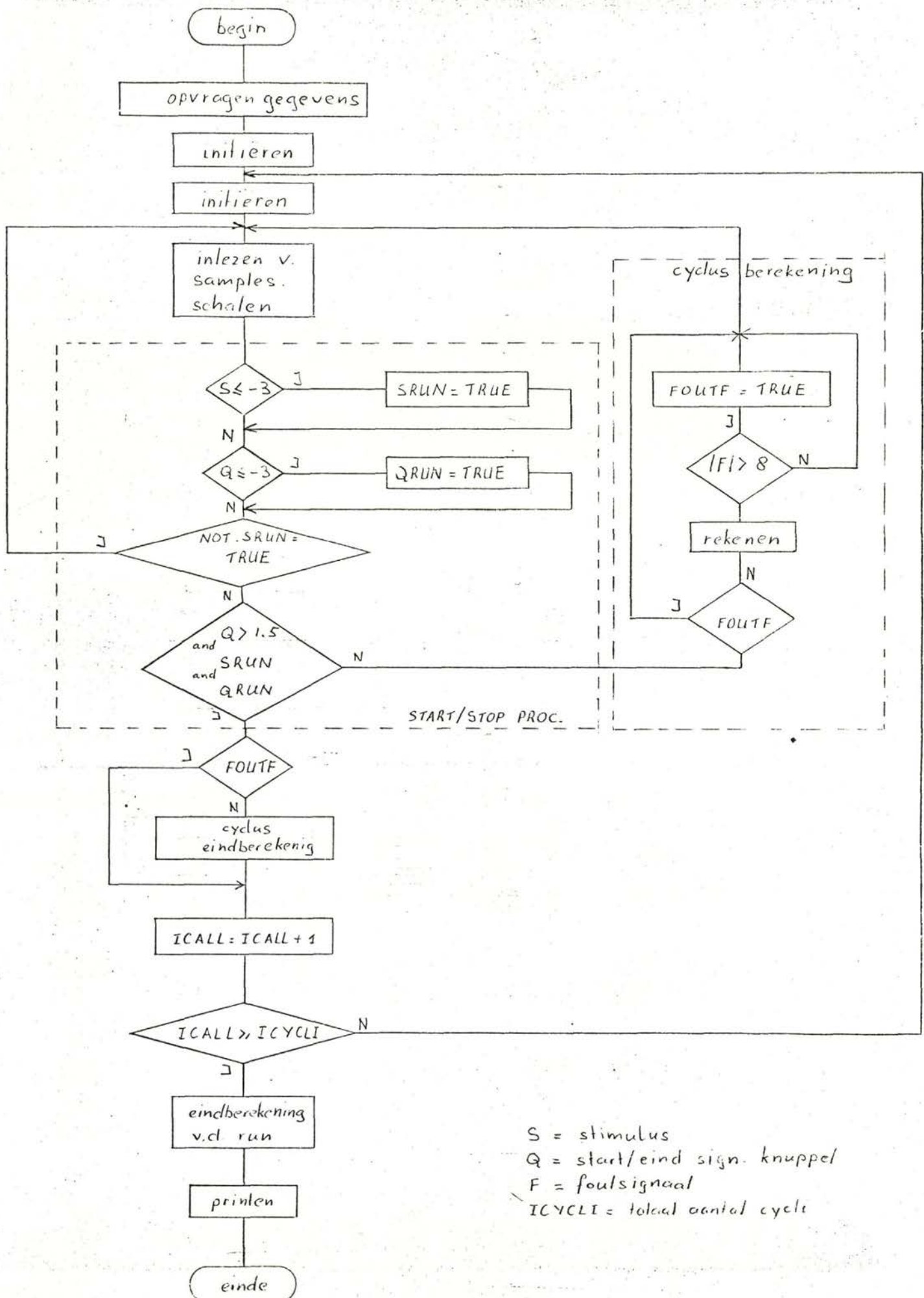
10 min. trainen/meten CIT (6x)
 10 min. aandoen orthese
 15 min. oefenen primairtaken + vragenlijst
 SCIT aanzetten 5-20 sec dan beginnen
 80 min. dubbeltaak (3x6)
 18 metingen (3 volledige cycli met 6 taken)
 20 min. pauze
 80 min. dubbeltaak (3x6)

 215 min.

EXP.-DAG 2 (andere prothese)

10 min. trainen/meten CIT (6x)
 10 min. aandoen orthese
 15 min. oefenen primaire taken + vragenlijst
 80 min. dubbeltaak (3x6)
 20 min. pauze
 80 min. dubbeltaak (3x6)
 10 min. (ev. meer) vragenlijst + laatste/extra vraag

 225 min.



FORTRAN IV V91B-02 NON 20-OCT-80 09.06.09 PAGE 001
 CORE=08K, UIC=1100,1151 ,SY:=VOLGTA

C NAAM: VOLGTA.FTH
 C JOOST DEKKER
 C CYBERNETISCHE ERGONOMIE
 C 00/11/80
 C

```
0001      DIMENSION IBUF(1024),IN(20)
0002      LOGICAL*1 NFILE(12),KAR(2),KART,SRUN,QRUN,FOUTF
0003      DATA KAR /'Y','N'/
0004      DATA IN /20*0/
0005      100      FORMAT('NAAM VAN DE FILE: ')
0006      105      FORMAT('NAAM VAN DE FILE JUIST?:(Y/N) ')
0007      110      FORMAT('AANTAL RECORDS: ')
0008      120      FORMAT('AANTAL WOORDEN PER RECORD: ')
0009      130      FORMAT('AANTAL KANALEN: ')
0010      140      FORMAT('AANTAL CYCLI: ')
0011      145      FORMAT('WELKE CYCLUS OVERSLAAN: ')
0012      150      FORMAT(12A1)
0013      155      FORMAT(A1)
0014      160      FORMAT(G20.0)
0015      170      FORMAT(' I/O ERROR 990')
0016      180      FORMAT(' ',G13.5)
0017      190      FORMAT(' FILENAAM: ',12A1)
0018      191      FORMAT(' AANTAL OPGEGEVEN CYCLI: ',16)
0019      192      FORMAT(' AANTAL JUISTE CYCLI: ',16)
0020      195      FORMAT(//,16,'SDF',T18,'SDSDF',T33,'U',T45,'SDU',/)
0021      200      FORMAT(' IN CYCLUS NR: ',12,'      SDF= ',F8.5,'      U= ',F9.5)
0022      205      FORMAT(////, ' RUNNUMMER: ',5A1,//)
```

C
 C OPVRAGEN GEGEVENS
 C

```
0023      450      WRITE(1,100)
0024      READ(1,150,ERR=450)(NFILE(K),K=1,12)
0025      455      WRITE(1,105)
0026      READ(1,155,ERR=455)KART
0027      DO 458 I=1,2
0028      IF(KART.EQ.KAR(I))GOTO(461,450)I
0030      453      CONTINUE
0031      461      WRITE(1,110)
0032      READ(1,160,ERR=461)X
0033      NREC=X
0034      IF(NREC.LE.0)GOTO 461
0036      462      WRITE(1,120)
0037      READ(1,160,ERR=462)X
0038      NWORD=X
0039      IF(NWORD.LE.0)GOTO 462
0041      463      WRITE(1,130)
0042      READ(1,160,ERR=463)X
0043      ICHAN=X
0044      IF(ICHAN.LE.0.OR.ICHAN.GT.15)GOTO 463
0046      465      WRITE(1,140)
0047      READ(1,160,ERR=465)X
0048      ICYCLI=X      !AANTAL TE BEREKENEN CYCLI
0049      IF(ICYCLI.LE.0.OR.ICYCLI.GT.30)GOTO 465
0051      470      WRITE(1,145)
0052      READ(1,160,ERR=470)X
0053      IX=X
```

FORTTRAN IV V01B-02
CORE=08K. VIC=[100,115]

MON 20-OCT-80 09:06:09

PAGE 002
,SY:=VOLGTA

```

0054      IN(IX)=IX
0055      IF(IX.EQ.0)GOTO 475
0057      GOTO 470
0058  475  WRITE(2,205)(NFILE(K),K=2,6)
        C
        C      INI
        C
0059      CALL ASSIGN(3,NFILE,12)
0060      DEFINE FILE 3(NREC,NWORD,U,NDUM)
0061      NSAMP=NWORD/ICHAN
0062      CALL ZEROI(ICALL,NCYCLI,IT,IX,IX,IX,IX,IX,IX,IX) op nul
0063      CALL ZEROR(FSUM1,SDSUM1,SDSUM2,USUM1,USUM2,FSUM2,X,X,X,X) zetten.
0064      SRUN=.FALSE.
0065      ORUN=.FALSE.
0066      FOUTF=.FALSE.
0067      ICALL=1
        C
        C      BEGIN REKENEN
        C
0068      DO 600 IREC=1,NREC
0069      READ(3,IREC,ERR=999)(IBUF(K),K=1,NWORD)
0070      DO 590 ISAMP=1,NSAMP
0071      S=SCAL(IBUF(1+3*(ISAMP-1))) !KANAAL 1 IN VOLTS
0072      Q=SCAL(IBUF(2+3*(ISAMP-1))) !KANAAL 2 IN VOLTS
0073      F=SCAL(IBUF(3+3*(ISAMP-1))) !KANAAL 3 IN VOLTS
        C
        C      START-STOP PROCEDURE
        C
0074      IF(.NOT.FOUTF)GOTO 480
0076      IF(S.GT.-3.)GOTO 530
0078  480  IF(S.LE.-3.)SRUN=.TRUE.
0080      IF(.NOT.SRUN)GOTO 590 ! WACHTEN
0082      IF(Q.LE.1.5)ORUN=.TRUE.
0084      IF((Q.GT.1.5).AND.SRUN.AND.ORUN)GOTO 530 !EINDE CYCLUS
        C
        C      DETAILBEREKENING CYCLUS
        C
0086      IF(FOUTF)GOTO 590 !KANAAL 4>8VOLT STOP DEZE CYCLUS
0088      IF(ICALL.EQ.IN(ICALL))FOUTF=.TRUE.
0090      FSUM1=FSUM1+F*F
0091      FSUM2=FSUM2+F
0092      IT=IT+1 !AANTAL SAMPLES PER KANAAL
0093  500  IF(ABS(F).GT.8.)FOUTF=.TRUE. !KANAAL 4>8VOLT,FOUT
0095      GOTO 590
        C
        C      CYCLUS EINDBEREKENING
        C
0096  530  IF(FOUTF)GOTO 531
0098      NCYCLI=NCYCLI+1 !AANTAL JUISTE CYCLI
0099      WRITE(1,700)NCYCLI
0100  700  FORMAT(' TEST NCYCLI= ',I10)
0101      SDF=STAN(IT,FSUM1,FSUM2)
0102      X=IT
0103      U=X/25
0104      WRITE(2,200)ICALL,SDF,U
0105      SDSUM1=SDSUM1+SDF*SDF

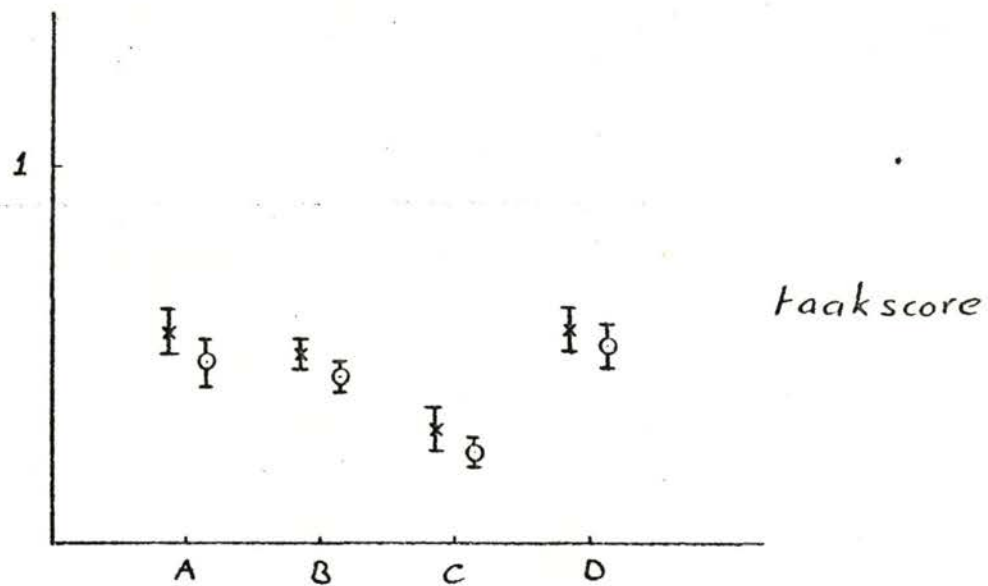
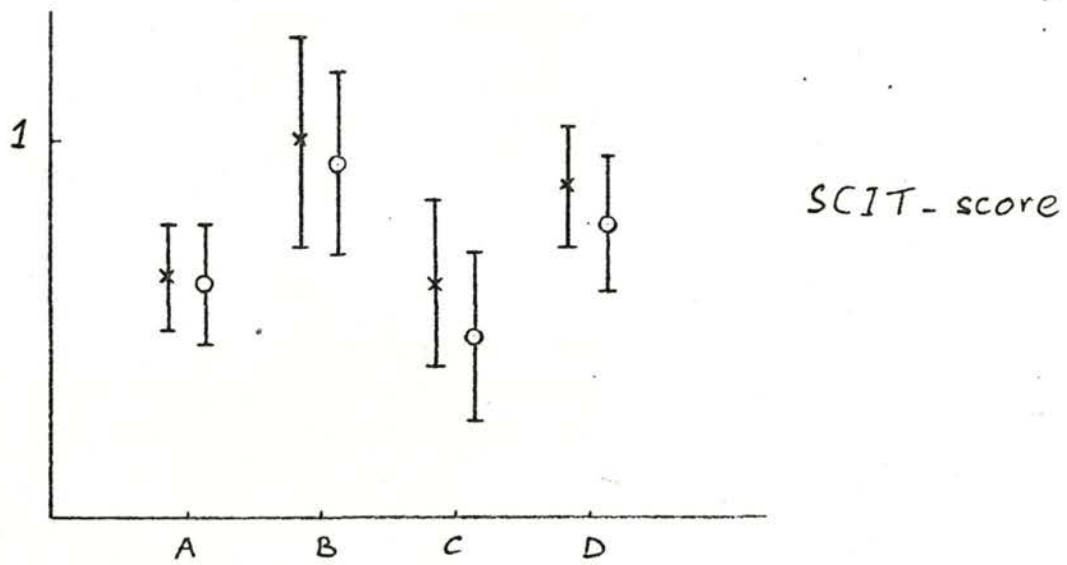
```

FORTRAN IV V01P-02 MON 20-OCT-80 09.06.09 PAGE 003
 CORE=08K, UIC=C100,1151 ,SY:=VOLGTA

```

0106      SDSUM2=SDSUM2+SDP
0107      USUM1=USUM1+U*U
0108      USUM2=USUM2+U
0109  531   ICALL=ICALL+1                            ITOTAAL AANTAL CYCLI
0110      IF (ICALL.GE.(ICYCLI+1))GOTO 610            !LAATSTE CYCLUS
0112      CALL ZEROT(IT,IX,IX,IX,IX,IX,IX,IX,IX,IX)
0113      CALL ZEROR(FSUM1,FSUM2,X,X,X,X,X,X,X,X)    op nul zetten.
0114      BRUN= .FALSE.
0115      ORUN= .FALSE.
0116      FOUTF= .FALSE.
0117  590   CONTINUE
0118  600   CONTINUE
C
C      EINDBEREKENING RUN
C
0119  610   SDSUM1=STAN(NCYCLI,SDSUM1,SDSUM2)        !ST.DEV. FOUTSIGN. RUN
0120      SDSUM2=SDSUM2/NCYCLI                      !GEN. ST. DEV. FOUTSIGN. RUN
0121      USUM1=STAN(NCYCLI,USUM1,USUM2)            !ST. DEV. UITVOERTIJD RUN
0122      USUM2=USUM2/NCYCLI                        !GEN. UITVOERTIJD RUN
C
C      UITVOER OP LP.
C
0123      CALL DATTIM(2)
0124      WRITE(2,190)NFILE
0125      WRITE(2,191)ICYCLI
0126      WRITE(2,192)NCYCLI
0127      WRITE(2,195)
0128      WRITE(2,190)SDSUM2,SDSUM1,USUM2,USUM1
0129      GOTO 1000
0130  990   WRITE(1,170)                            !ERROR
0131  1000   STOP
0132      END

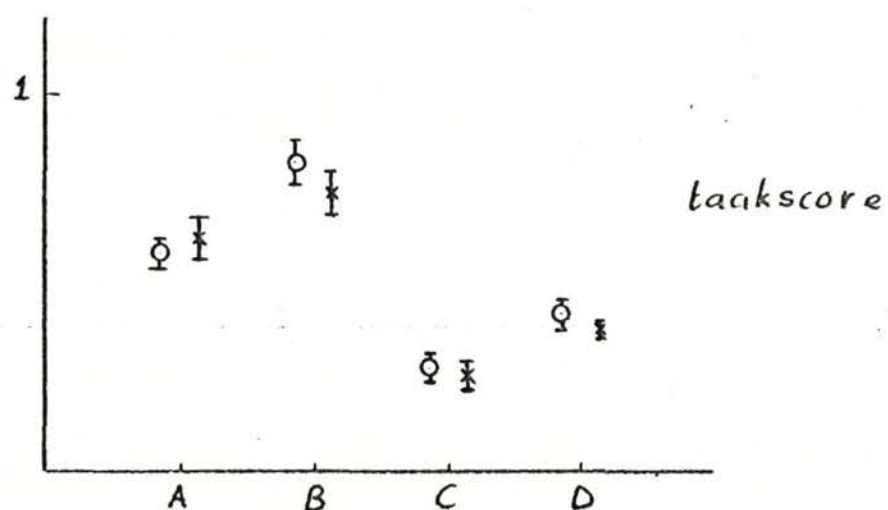
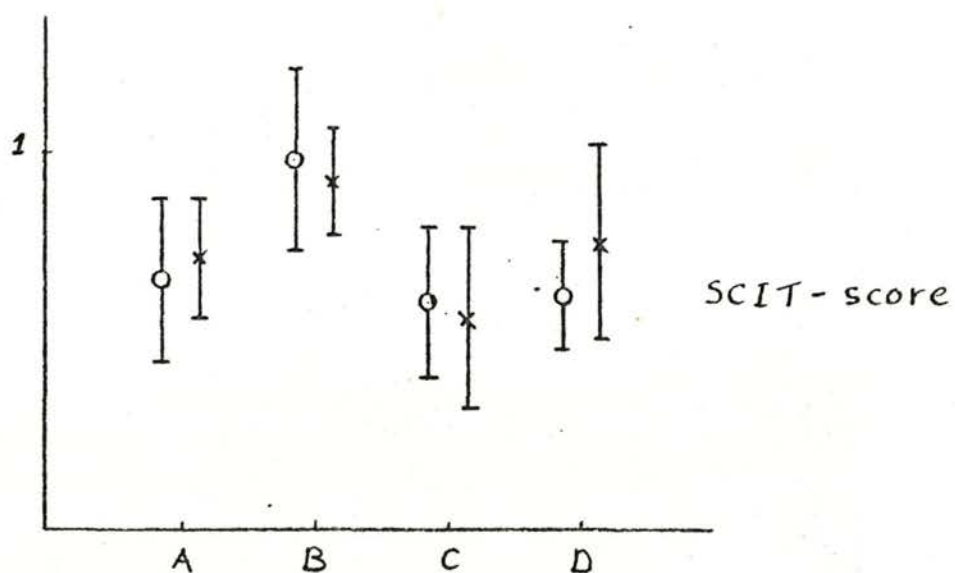
```



o - DG

x - EH (1^e dag)

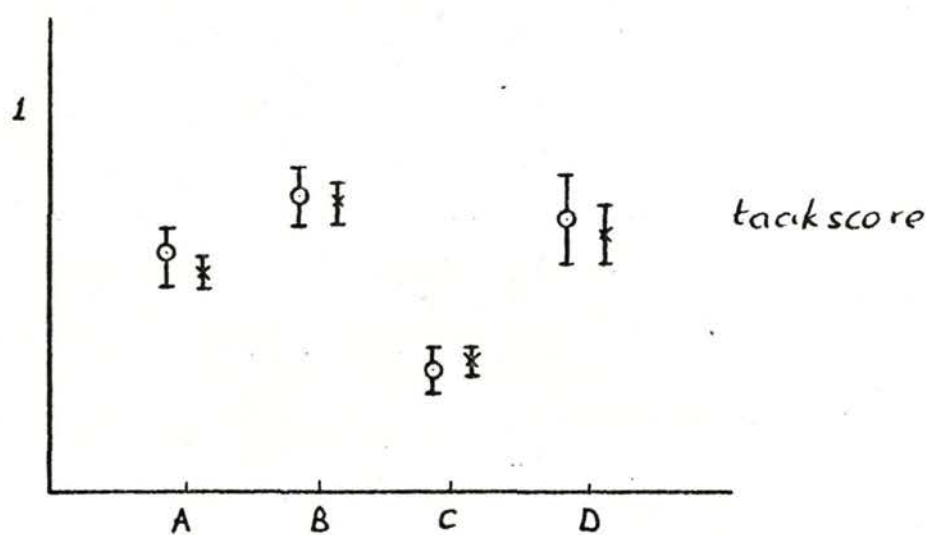
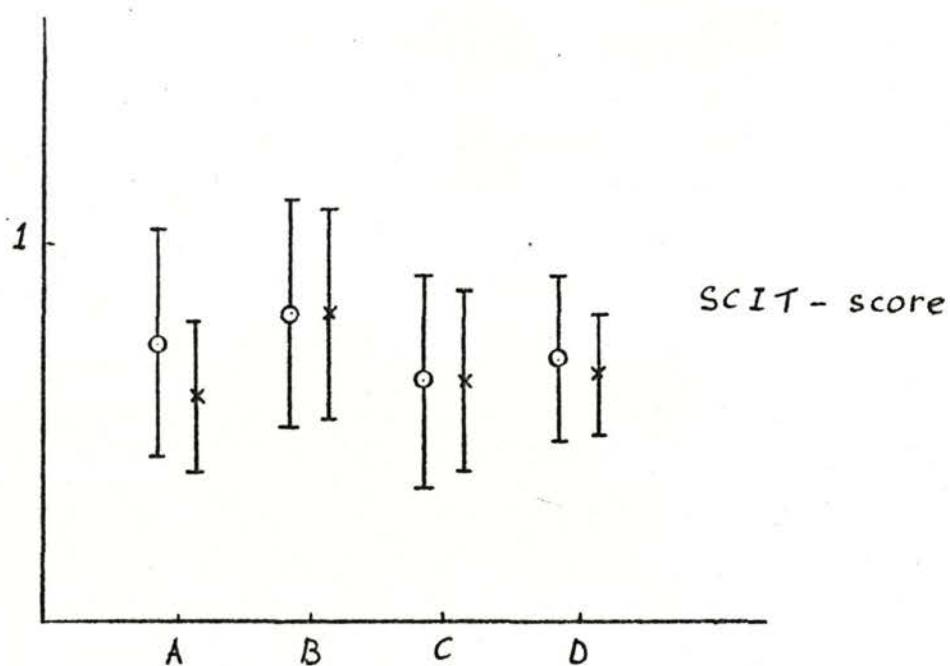
PROEFPERSOON 1



o - DG (1^e dag)

x - EH

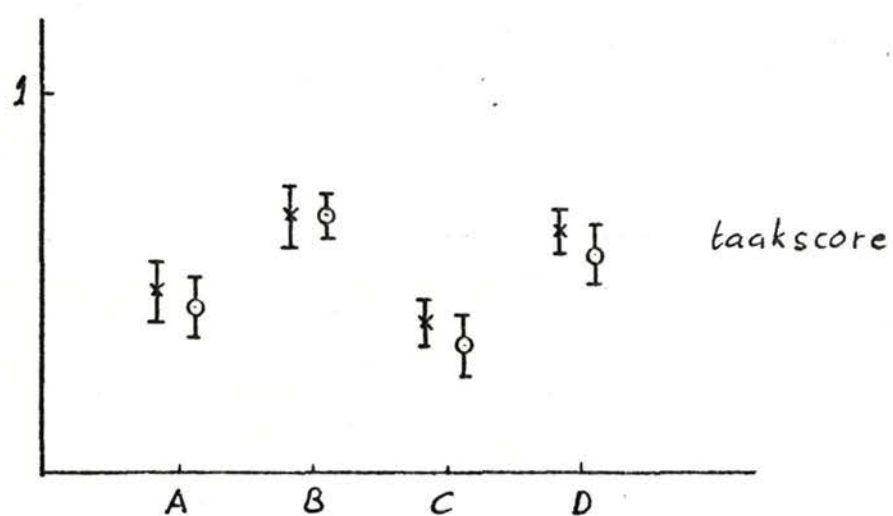
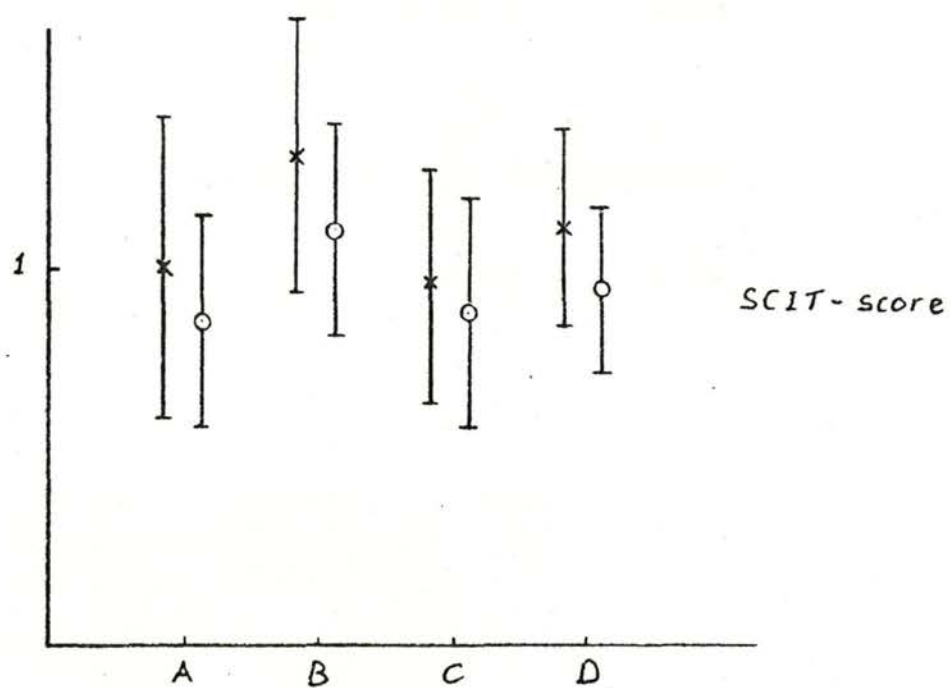
PROEFPERSON 2



o - DG (1° dag)

x - EH

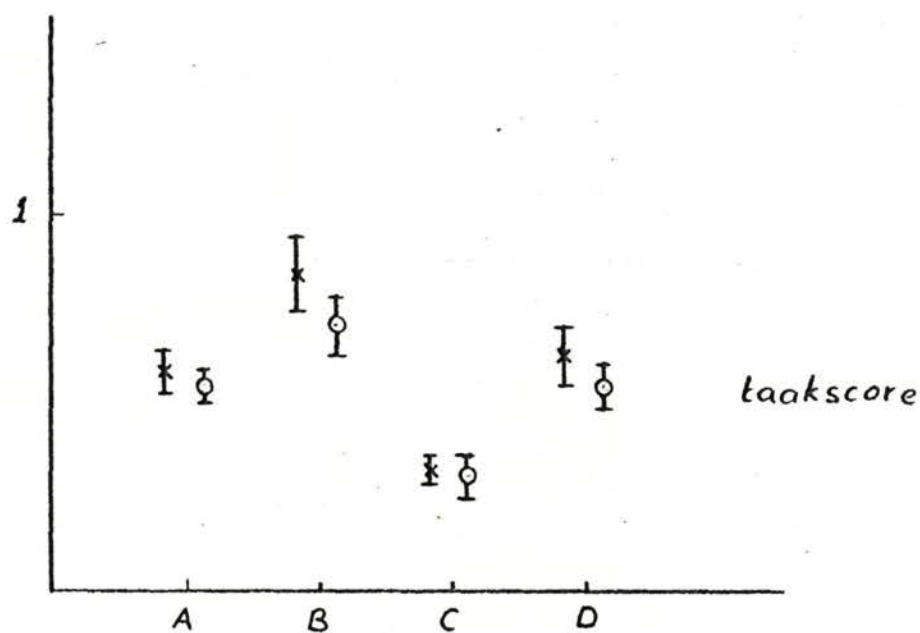
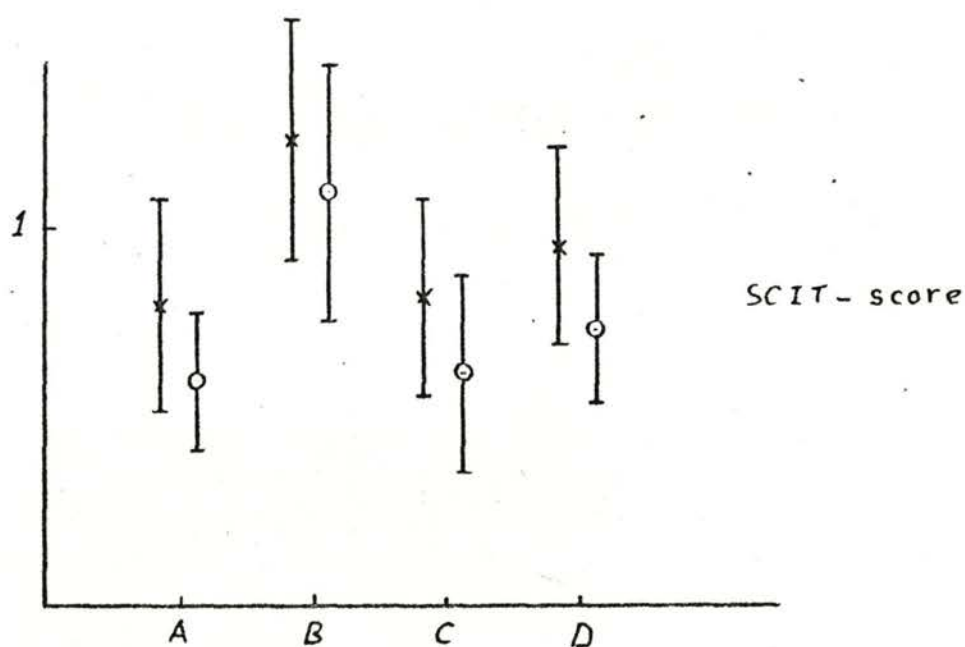
PROEFPERSON 3



o - DG

x - EH (1^e dag)

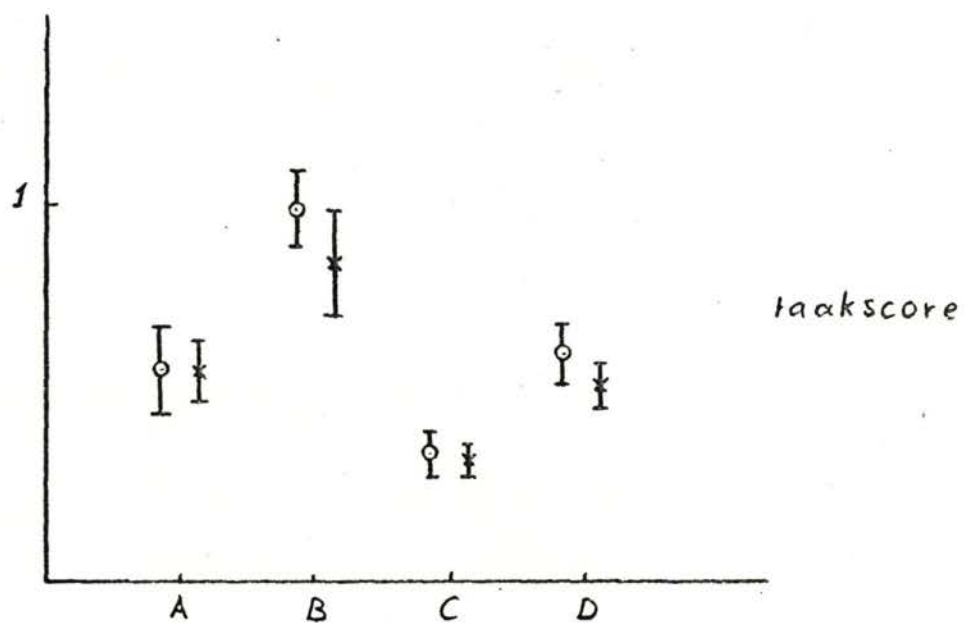
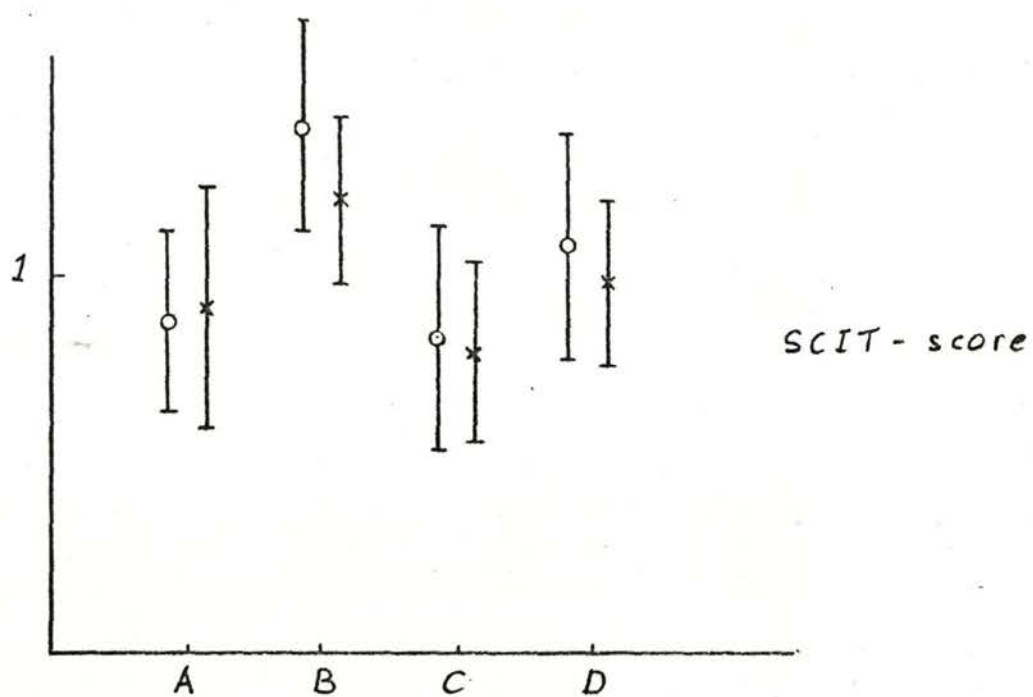
PROEFPERSOON 4



o - DG

x - EH (1e dag)

PROEFPERSOON 5



o - DG

x - EH

PROEFPERSOON 6

Literatuur

- Crovitz, H.F., K. Zener. A group-test for assessing hand and eye-dominance; checklist. Amer. J. Psychol. 75 (1962) 271-6
- Dieten, J.S.M.J. van. The measurement of the gain in function. In: H.G. Stassen (ed.). Progr. Rep. Jan 1973 - July 1976 of the man-machine systems group. Delft, Univ. Techn. Dept. Mech. Engineering, 1977. Ch. 11.
- Huisman, A.W. Onderzoek naar gelijksoortigheid van armprothese handelingen op basis van een aantal onafhankelijke variabelen. Delft, Techn. Hogeschool/Lab. Werktuigk. Meet- en Regeltechn., 1976
- Houtman, I.L.D. Mentale belasting in de taakevaluatie van twee armprothesen. Amsterdam, Interfac. Lich. Opvoeding, 1981
- Kalsbeek, J.W.H. Mentale belasting. Assen, Van Gorcum, 1967. Dissertatie
- Lunteren, A. van en H.G. Stassen. Systeemanalyse van prothesefuncties. Boerhaavekursus, Leiden, 1981
- Mechelen, R.M. van. Revalidanten met een muo-elektrische armprothese in hun milieu. Nijmegen, 1980, Dissertatie
- Pimontel, R.A. Beoordelingskriteria voor de funktiewinst van protesehanden voor unilateraal geamputeerden, ten behoeve van evaluatietests. Delft, Techn. Hogeschool/Lab. Werktuigk. Meet- en Regeltechn., 1974
- Soede, M. On the mental load in armprosthesis control. Delft, Techn. Hogeschool, NIPG, 1980, Proefschrift
- Stassen, H.G., J.S.M.J. van Dieten en M. Soede. Armprosthesis research for unilateral amputees. In: H.G. Stassen (ed.). Progress Rep. Jan. 1973 - July. 1976 of the man-machine systems group. Delft, Univ. Techn./Dept. Mech. Engineering, 1977. Ch. 9.

Tebeest, W.J. Technische functiemetingen aan handprothesen.
Delft, Techn. Hogeschool/Lab. Werktuigk. Meet- en Regeltechn., 1977

Zwart, O.P.C. Onderzoek naar besturingsconcepten voor een
experimentele prothesehand met twee vrijheidsgraden
(driegreep). Delft, Techn. Hogeschool/Lab. Werktuigk.
Meet- en Regeltechn., 1979