

MASTER

Autonome reacties bij het stotteren

Brokx, J.P.L.

Award date:
1974

[Link to publication](#)

Disclaimer

This document contains a student thesis (bachelor's or master's), as authored by a student at Eindhoven University of Technology. Student theses are made available in the TU/e repository upon obtaining the required degree. The grade received is not published on the document as presented in the repository. The required complexity or quality of research of student theses may vary by program, and the required minimum study period may vary in duration.

General rights

Copyright and moral rights for the publications made accessible in the public portal are retained by the authors and/or other copyright owners and it is a condition of accessing publications that users recognise and abide by the legal requirements associated with these rights.

- Users may download and print one copy of any publication from the public portal for the purpose of private study or research.
- You may not further distribute the material or use it for any profit-making activity or commercial gain

TECHNISCHE HOGESCHOOL EINDHOVEN

Afdeling der Natuurkunde.

AUTONOME REACTIES BIJ HET STOTTEREN

J.P.L. Brokx.

September 1974.

Verslag van het afstudeerwerk uitgevoerd in de groep
Productontwerp en Mechanische Constructie van de
Afdeling der Werktuigbouwkunde.

Afstudeerhoogleraar : Prof.Ir.A.Horowitz
Contacthoogleraar afd. N : Prof.Dr.P.van der Leeden
Afstudeerbegeleider : Ing.M.Verduin

A-4708.

INHOUD.

Samenvatting.	2
1. <u>Inleiding.</u>	3
2. <u>Theorie.</u>	4
2.1. Het stotteren.	4
Het stotteren en psychische spanningen.	5
Het stottermoment.	6
2.2. Autonome Reacties.	7
De hartslag.	8
De ademhaling.	8
De pupil.	9
De Galvanic Skin Reflex.	10
3. <u>Meetmethodes.</u>	13
3.1. Het meten van de momentane hartfrequentie.	15
3.2. Het meten van de ademhaling.	21
3.3. Het meten van de geleidbaarheid van de huid.	24
Electrodes.	25
4. <u>Resultaten.</u>	27
4.1. Proefmetingen.	27
4.2. Metingen aan stotteraars.	27
4.3. Correleren.	29
4.4. Simulaties.	30
5. <u>Discussie/Conclusie.</u>	37
Appendix I: Veiligheid.	38
Appendix II :Stabiliteit electrodes.	42
Literatuur.	43

Samenvatting.

Stotteren is een ontwikkeling van vrij vloeiend spreken tot spreken met een toenemend aantal haperingen. Verder gaat het gepaard met negatieve gevoelens die veroorzaakt worden door reacties vanuit de omgeving. Deze reacties kunnen onbewust de spanning tijdens het spreken verhogen en als negatieve stimuli voorafgaan aan de verdere eventueel volgende spreeksituatie. Indien de stotteraar zich nu in een volgende spreeksituatie negatieve gevoelens herinnert van een vorige soortgelijke situatie waarin hij heeft gestotterd en al van te voren een gevoel van mislukking ervaart, dan stijgt zijn spreekangst en de spanningen die hierdoor optreden vormen dan een directe aanleiding tot stotteren. Naarmate het stotteren ernstiger is geweest, geeft het de stotteraar een dieper gevoel van onmacht en een sterkere zekerheid dat hij het de volgende keer weer niet zal kunnen. Daarmee zit de stotteraar in een vicieuze cirkel waar hij maar moeilijk uit kan komen, omdat zijn zelfvertrouwen steeds meer ondermijnd wordt.

Als men de stotteraar bewust zou kunnen maken van zijn spanning of onrust, dan zou hij wellicht in staat kunnen zijn om met behulp van de technieken die hij bij de therapie geleerd heeft de storing in het vloeiend spreken te voorkomen. Daarmee zou hij zijn zelfvertrouwen kunnen terugvinden en de vicieuze cirkel doorbreken.

Getracht is om autonome reacties te vinden welke iets zouden tonen van de spanning die voorafgaande aan een stottermoment zouden kunnen optreden. Autonome reacties, welke in aanmerking kwamen om spanningen c.q. emoties bij het stotteren te meten, waren de onregelmatigheid van de hartslag (sinus aritmie), de ademhaling, de diameter van de pupil en de geleidbaarheid van de huid. Voor deze grootheden is meetapparatuur ontworpen (behalve voor de pupillometrie) welke voldoet aan de veiligheidseisen die voor dit soort apparatuur geldt. (zie appendix II)

Aan de hand van metingen aan stotteraars is duidelijk geworden dat vooral tussen responsen van de geleidbaarheid van de huid (G.S.R.) en de stottermomenten (aangetekend door logopedistes) een relatie zou kunnen bestaan. Het vermoeden is gerezen dat voorafgaande aan een stottermoment (4 à 6 seconden) een respons van de G.S.R. optreedt. Om dit aan te tonen is de toevlucht genomen tot het kruiscorreleren. De correlogrammen gaven echter geen uitsluitend over het aanwezig zijn van een bepaalde relatie. Daarom zijn er simulaties gedaan, uitgaande van het wel aanwezig zijn van een dergelijk verband, waarbij tevens de invloed van bepaalde storingen op het correlogram bekeken zijn. Aan de hand van deze simulaties mag geconcludeerd worden dat de storende invloeden, met name het niet exact bepalen van de stottermomenten door de logopedistes, zo groot zijn dat er geen conclusies getrokken mogen worden uit de correlogrammen van de metingen.

1. Inleiding.

Stotteren is nauw gerelateerd aan spanningen. Als een stotteraar zich in een situatie bevindt waarbij hij voelt aankomen dat een zin niet goed afloopt of dat het uitspreken van bepaalde letters moeilijkheden gaat opleveren, dan is de kans groot dat hij zich soortgelijke situaties waarin hij heeft gestotterd herinnert en al lang van te voren een gevoel van mislukking ervaart.

Hij probeert zich te concentreren op de letters en woorden die hij het meeste vreest. Deze onrust en angst dat het mis zal gaan, versterkt door de herinnering aan vorige soortgelijke situaties waarbij hij heeft gestotterd, veroorzaken een psychische spanning die op het moment van spreken juist de directe aanleiding vormt tot stotteren.

Dit onderzoek is dan ook gericht op het vinden van autonome responsen, welke een aanduiding zouden kunnen zijn voor de spanning welke voorafgaande aan stottermomenten zou optreden.

Indien men nu in staat is om de psychische spanning duidelijk waarneembaar te maken voordat het moment van stotteren opgetreden is, dan zouden de stotteraars met behulp van de spreek- en adem-technieken, die zij op therapie geleerd hebben adequate maatregelen kunnen nemen om de spreekstoring te voorkomen.

Als dit zou lukken en de stotteraar weet de spanning te verminderen, dan zou hij juist omdat hij minder stottert meer zelfvertrouwen kunnen krijgen. Bij moeilijke situaties zou hij dan meer vertrouwen hebben in zijn eigen kunnen, rustig ademen en daardoor goed gecoördineerd spreken.

2. Theorie

2.1. Het stotteren

Stotteren kan beginnen op alle leeftijden. De eerste verschijnselen treden meestal al voor het zesde levensjaar op en worden dan vaak in die periode moeilijk opgemerkt omdat het kind dan nog bezig is met te leren spreken. Als de klanken voor het kind na de leeftijd van ongeveer anderhalf jaar meer betekenis krijgen, dan wordt het kind zich positieve en negatieve reacties van zijn omgeving op het spreken gewaar. Positieve reacties bij het goed uitspreken, negatieve reacties bij het niet goed uitspreken van een woord. Het is dan heel goed mogelijk dat het spreken geassocieerd kan raken met negatieve responsen (reacties) vanuit de omgeving, waardoor de spontaniteit verloren gaat. Er treden remmingen op, het kind gaat aarzelen. Als hij een verspreking begaat, een woord verkeerd uitspreekt of als hij voelt aankomen dat de zin niet goed afloopt, treedt er een remming op die het vloeiend spreken verbreekt. Een gevolg kan zijn dat het laatste deel wordt herhaald totdat hij zijn "programma" verder kan uitvoeren.

Dit verschijnsel heet perseveratie en zolang het niet te vaak optreedt is het een normaal verschijnsel in de kinderspraak. Vooral ook kleine woorden aan het begin van een zin worden enige malen herhaald voordat de zin wordt vervolgd. Dit verschijnsel komt het minst voor tijdens ontspannen spreken. Ook komt het vaak voor dat de beginklanken van een woord verlengd en herhaald worden.

Een zeldzamer verschijnsel in de vroege ontwikkeling van het stotteren, is de krampachtige pauze. Hierbij sluit de keel zich af, het geluid blijft steken, de adem wordt onder druk ingehouden. Het geheel doet denken aan een schrikreactie, en het is waarschijnlijk dat in een dergelijk geval de spreek situatie de geconditioneerde stimulus is geworden voor een vrij heftige ingehouden angst- of woederespons. (lit.11).

Ook kan het kind misbruik gaan maken van het stotteren om daarmee bewust of onbewust de aandacht te trekken. Indien dit herhaaldelijk gelukt is en hij daarmee zijn verzoek ingewilligd heeft gekregen, kan dit leiden tot een situatie waarbij haperend spreken een gewoonte wordt.

In de ontwikkeling van het stotteren zijn in het algemeen een aantal verschillende fases te onderscheiden.

1e fase: Het stotteren is gekenmerkt door het bij vlagen optreden van herhalingen van woorden, lettergrepen of klanken. De spreekmoeilijkheden nemen toe als het kind gespannen is door de indruk van een emotionele gebeurtenis of als het veel tegelijk te vertellen heeft.

2e fase: Het kind (meestal op schoolleeftijd) gaat zich als stotteraar zien. Het wordt zich bewust van bepaalde moeilijkheden (lettergrepen en situaties) waarbij het verwacht te gaan stotteren. Hij gaat de moeilijkheden nog niet uit de weg.

3e fase: Op de leeftijd van 11-14 jaar gaat hij wel de moeilijkheden uit de weg en is de frustratie door de spreekmoeilijkheden oorzaak van stotterangst. De emotionele spanning is gericht op het vermijden van stotteren.

4e fase: Het kind komt tot spreekangst en gaat allerlei pogingen doen om het stotteren te verbergen.

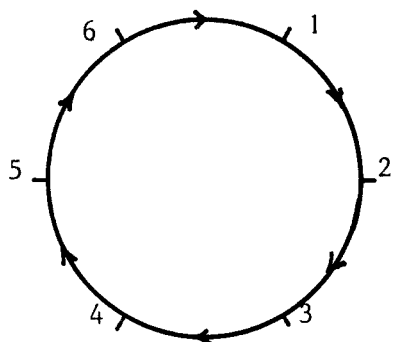
Zo is stotteren door haast en door spreken tijdens opwinding gevorderd tot het stadium waarin de angst voor het stotteren zelf aanleiding is geworden tot gespannenheid.

Het stotteren en psychische spanningen

In analogie met leren lopen, dat een proces is van vallen en opstaan, is het leren spreken een proces van hikkelen en vloeiend spreken. In het voorafgaande hebben we gezien dat het stotteren een langzame ontwikkeling is van vrij vloeiend spreken tot het spreken met een toenemend aantal haperingen geconditioneerd met negatieve gevoelens. Deze negatieve gevoelens kunnen bijvoorbeeld veroorzaakt worden door reacties van afkeuring uit de omgeving. Deze reacties kunnen onbewust de spanning tijdens het spreken verhogen en als negatieve stimuli voorafgaan aan de verdere eventueel volgende spreek-situatie (lit.11).

Indien de stotteraar zich nu in een volgende spreek-situatie negatieve gevoelens herinnert van een vorige soortgelijke situatie waarin hij gestotterd heeft en al van tevoren een gevoel van mislukking ervaart, dan stijgt zijn spreekangst en de spanningen die hierdoor optreden vormen dan een directe aanleiding tot stotteren (lit. 6). We zijn nu in een keten van herinnering, angst en onrust, spanning en stotteren aangekomen.

Naarmate het stotteren ernstiger is geweest, geeft het de stotteraar een dieper gevoel van onmacht en een sterkere zekerheid dat hij het de volgende keer zeker weer niet zal kunnen (lit. 32). Daarmee zit hij in een vicieuze cirkel waar hij moeilijk uit kan komen.



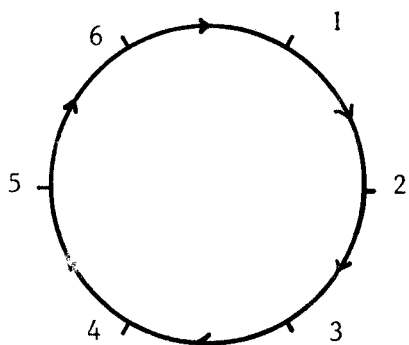
1. herinnering en anticipatie van mislukkingen.
2. angst en onrust bij het denken aan stotteren.
3. spanning.
4. ademstoring t.g.v. spanning
5. stotteren.
6. beleving en bevestiging van de mislukking.

fig. 1. Vicieuze cirkel van het stotteren; negatieve cirkel.

De stotteraar, die zich in deze vicieuze cirkel bevindt, heeft het heel moeilijk omdat zijn zelfvertrouwen meer en meer ondermijnd wordt. Hij gaat zich steeds meer inspannen om goed te spreken en elke meerdere inspanning brengt hem slechts verder van het beoogde (lit. 6). Stotteren is een spanningsverschijnsel. Verhoogde angst en spanning versterken het stotteren.

Om de stotteraar van het stotteren af te helpen moet men de negatieve vicieuze cirkel openbreken om hem in een positieve cirkel over te doen gaan.

Het punt angst-onrust of het punt spanning bieden een mogelijkheid om de negatieve cirkel te openen. Als de stotteraar zijn onrust of spanning bewust zou worden, dan zou hij zichzelf kunnen dwingen alvorens verder te spreken om rustig te worden. Er treedt dan geen ademstoring op en hij kan tijdelijk vloeiend spreken en daarmee is hij aangeland in de positieve cirkel van het vloeiend spreken.



1. herinnering aan het goede spreken.
2. geen angst meer.
3. vertrouwen/ontspanning.
4. rustige ademhaling.
5. goed gecoördineerd spreken.
6. bevestiging van het goed kunnen spreken.

fig. 2. Vicious circle of fluent speaking; Positive circle.

Om te laten zien waarom er zoveel gradaties zijn in de ernst van het stotteren, heeft v. Riper (lit. 30) een formule bedacht waarmee hij het stotteren beschrijft als functie van een aantal factoren die het stotteren ten goede of ten kwade beïnvloeden. Uiteraard dient men zich ervoor te behoeden deze formule te beschouwen zoals een fysicus of een wiskundige dat zou doen, doch als overzicht van de invloeden welke de ernst van het stotteren bepalen kan het zijn waarde hebben.

$$\text{stotteren } (:) \frac{(PFAGH) + (S_f W_f) + C_s}{M + F_\ell}$$

De factoren welke het stotteren verergeren zijn:

P: opmerkingen welke over het stotteren gemaakt worden of welke herinnerd worden

F: frustraties

A: angst

G: schuldgevoelens

H: vijandigheid

S_f: herinneringen aan vorige situaties

W_f: woordangst

C_s: spreken onder hoge druk

Factoren welke het stotteren verminderen zijn:

M: het moreel

F_ℓ: het aantal vloeiend uitgesproken mededelingen

Het stottermoment

Het stottermoment wordt meestal gedefinieerd als het moment waar tijdens het spreken storingen in de vloeiendheid optreden. Veelal treden er tijdens een stottermoment een groot aantal verschijnselen op zoals bijvoorbeeld voortzetting van in- of uitademing, het verschuiven van buik- naar borstademhaling, complete stilstand van de ademhaling of zelfs pogingen te spreken tijdens de inademing. Ook treden ongewone oogbewegingen op en worden vaak de pupillen vergroot. De spieren welke gebruikt worden tijdens het spreken vertonen een grotere spierspanning. Verder wordt de hartslag versneld en verandert de geleidbaarheid van de huid (lit. 4, 31, 33).

2.2. Autonome reacties

In het voorafgaande hebben wij gezien dat vóór het stotteren (bewust of onbewust) een spanning optreedt t.g.v. angst en onrust bij het denken aan stotteren, het voelen aankomen dat de zin niet goed afloopt of dat een bepaalde letter(-greep) niet goed uitgesproken kan worden. Deze gevoelens zouden emoties genoemd kunnen worden, waarbij de emotionele belasting fysiologisch gesproken, evenredig is met de intensiteit van de reacties hierop (lit. 22).

Het begrip emotie geeft in het algemeen zeer veel moeilijkheden omdat emotie zich zowel in lichamelijke als in psychische verschijnselen uit. Over de vraag of de psychische dan wel de lichamelijke verschijnselen als primair moeten gelden, heeft men veel getheoretiseerd.

- James-Lange theorie: psychische ervaringen zijn het gevolg van lichamelijke veranderingen (lit. 20)
- theorie van Herbert en Nahlowsky: lichamelijke verschijnselen zijn secundair
- theorie van Cannon en Bart: gevoel en lichamelijke reactie treden gelijktijdig op.

Zonder op deze theorieën in te gaan en zonder volledig te willen zijn, zou ik willen formuleren wat ik onder emotie versta. Ik stel dat emotie de activiteit en de reactie is op stimuli van weefsels en organen welke door het autonome zenuwstelsel geactiveerd worden (lit. 26).

In 1936 heeft Cannon (lit. 7) een hypothese opgesteld welke er op neer kwam dat er verschillende soorten emoties zouden bestaan zoals pijn, honger, angst en woede. Deze hypothese werd lang niet overal geaccepteerd, hetgeen voorname-lijk te wijten was aan de veronderstelling gebaseerd op vroegere empirische overwegingen dat er tussen autonome responsen geen graduele verschillen zouden zijn. Bekijken we nu wat er tijdens een plotselinge intense stimulus gebeurt, dan zien we o.a. dat de hartslag sneller wordt, de hoeveelheid bloed die per slag verplaatst wordt neemt toe, de bloeddruk wordt hoger, de pupillen van de ogen worden groter, de elektrische weerstand en de temperatuur van de huid veranderen en de ademhaling wordt sneller en dieper (lit. 5, 11, 26). Deze factoren zijn niet geheel onafhankelijk van elkaar: b.v. bij een diepe ademhaling met een frequentie van 0,1 Hz is een toename van het aantal hartslagen met 30 slagen per minuut geen uitzondering (lit. 26). De moeilijkheid bij het bewijzen van deze hypothese is een eënduidige emotie onder laboratoriumomstandigheden op te wekken, terwijl fysiologische registraties verricht worden.

Ax (lit. 2) heeft in 1953 met een normaal verdeelde populatie met geënsce-neerde situaties duidelijke authentieke emoties zoals angst en woede verkregen. Hij vond dat de toenames in de diastolische bloeddruk, de afnamen van de hartfrequentie, de toenames van de spierpotentialen en het aantal veranderingen van de geleidbaarheid van de huid, groter waren voor woede dan voor angst. Daarentegen namen de geleidbaarheid van de huid, de ademhalingsfrequentie en in aantal de spierpotentialen weer meer toe voor angst dan voor woede. Verder vond Ax nog dat het patroon voor angst gelijkenis vertoonde met dat welke optrad bij injecties van epinephrine en dat het patroon voor woede leek op dat van het effect van epinephrine met norepinephrine. Ook andere onderzoekers konden dit bevestigen en vonden o.a. ook verschillende responsen voor honger en pijn.

Het is door deze onderzoekingen duidelijk geworden dat niet alle stimuli eenzelfde reactiepatroon opleveren, hetgeen suggereert dat er op zijn minst gradueel verschillende soorten activaties moeten zijn. Verschillende activaties voor specifieke emotionele situaties, zoals voor angst, woede, schrikken,

honger en pijn en misschien ook voor stotteren.

De hartslag (lit.14, 15, 22)

De momentane frequentie van de hartslag, welke door vele factoren wordt beïnvloed, schommelt tijdens rust om een gemiddelde waarde. Deze onregelmatigheid van de hartslag, welke in de medische literatuur bekend staat als sinusaritmie, is een volkomen normaal verschijnsel dat bij iedere gezond persoon optreedt. Variaties in de momentane frequentie, welke overeenkomen met 10-20 slagen per minuut zijn geen uitzondering.

Bij lichamelijke inspanning stijgt het gemiddelde van de hartfrequentie en tevens nemen de fluctuaties van de momentane frequentie af. De geregistreeerde lijn van het cardiogram wordt vlakker. Zie fig.3.

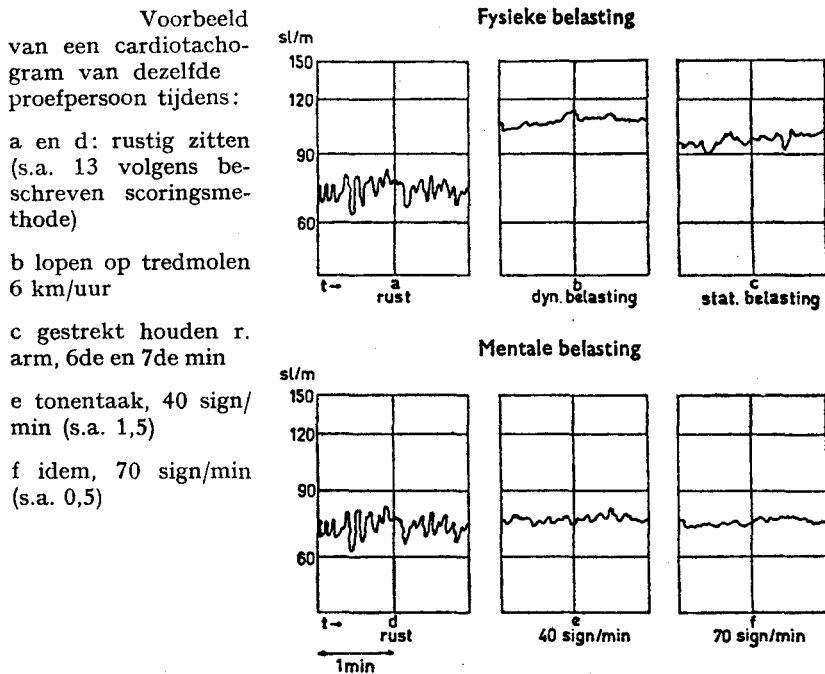


fig. 3. Voorbeeld van een cardiogram van dezelfde proefpersoon.

Gedurende mentale belasting treedt er vergeleken met de rustconditie geen of slechts geringe stijging van het gemiddelde van de hartfrequentie op (1 à 3 slagen per minuut).

Wel nemen de fluctuaties af. Het frequentiepatroon wordt regelmatig.

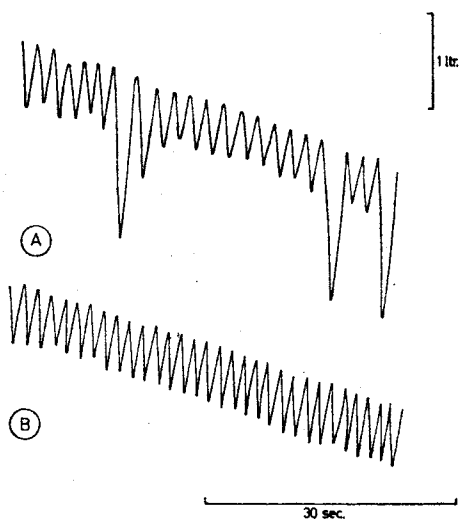
De ademhaling

De ademhaling wordt behalve door het centrale zenuwstelsel ook nog geregeld door een aantal ademhalingsreflexen, welke afkomstig zijn van de longen, het hart en van grote spieren. Verder blijkt er een groot verband te bestaan van het ademhalingsstelsel met emotionele processen en het autonome zenuwstelsel en het wordt door vele onderzoekers dan ook gebruikt als een indicatie voor autonome activiteit. Men is er in geslaagd aan te tonen dat er voor verschillende emoties verschillende ademhalingspatronen bestaan (lit. 5). Hierbij heeft men voornamelijk gekeken naar de verhouding van inademen/uitademen (I/E verhouding) en naar de luchtverplaatsing (volumeverandering x ademhalings-

frequentie). Ook kan men waarnemen dat bij de overgang van rust naar gespannenheid de ademhaling van buik- naar borstademhaling overgaat.

In zijn proefschrift heeft Kalsbeek (lit. 22) verder aangetoond dat bij mentale belasting de ademhalingsfrequentie significant toeneemt en de onregelmatigheid van het ademhalingspatroon significant afneemt. Zie figuur 4.

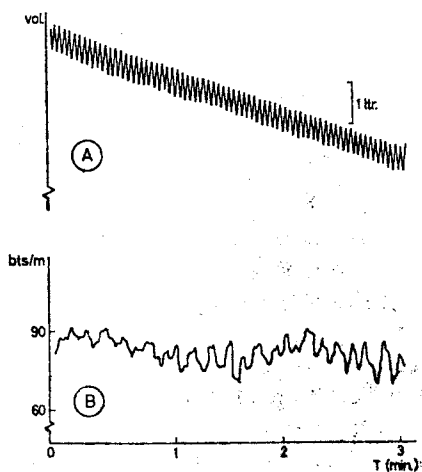
fig.4. Spirogram tijdens rust (A) en tijdens mentale belasting (B) (aud. bin. keuzetaak 60 sign/min. = $\pm 80\%$ ind. max.) bij p.p.F.



Bij sommige personen kunnen de ritmische patronen van ademhaling en hartslag echter ook op geheel onafhankelijke wijze variëren zoals blijkt uit figuur 5.

(In het algemeen neemt bij mentale belasting de onregelmatigheid van de hartfrequentie af).

fig.5. Gelijktijdig opgenomen spirogram en cardiogram tijdens mentale belasting (aud. bin. keuzetaak 45 sign/m).



De pupil

De pupil, de opening in de iris van het oog, verandert onder een groot aantal invloeden voortdurend van afmeting. Behalve op lichtinval, reageert de pupil ook op het accomoderen van het oog, het sluiten van de oogleden, prikkeling van het hoornvlies, bepaalde chemische stoffen en op pijn en emoties.

De pupillometrie omvat de effecten van psychologische invloeden op de diameter van de pupil, zoals positieve als negatieve aandoeningen, perceptie en mentale activiteiten. Het reikt veel verder dan de klassieke en overbepaalde effecten van extreme angst of woede, welke een verwijde pupil produceren als deel van de schrikreactie. Onder deze omstandigheden treedt verwijding

van de pupil zelfs op als er intens licht in het oog schijnt. Dit laat zien dat zulke emotionele processen de lichtreflex van de pupil uitschakelen, (lit. 9).

Het optreden van verandering van de pupildiameter gedurende mentale belasting is al vanaf rond 1900 bekend en recente onderzoeken wijzen er op dat deze indicator speciaal gevoelig is voor mentale activiteit. In vergelijking met de momentane hartfrequentie en de "Galvanic Skin Reflex" geeft de pupil-response de meest consistente resultaten en in vgl. met de G.S.R. reageert deze met een zeer korte tijdconstante (lit. 9, 21).

De Galvanic Skin Reflex

Indien door twee electrodes, welke op de huid zijn aangebracht, een kleine constante stroom wordt gestuurd dan kan men met behulp van de wet van Ohm laten zien dat de spanning over de electrodes een maat is voor de schijnbare weerstand van de huid.

Een plotseling geluid, een vraag gesteld aan de proefpersoon, of het laten oplossen van problemen, resulteert in een snelle verlaging van de spanning over de electrodes (lit.12).

Dit effect, dat bekend staat als de "Galvanic Skin Reflex" (G.S.R.) of de "Psycho Galvanic Reflex" (P.G.R.), is een van de meest gevoelige fysiologische indicatoren voor diverse psychische processen.

Ongeveer 1,5 à 2 seconden na het aanbieden van een korte stimulus begint de vermindering van de huidweerstand, welke eenvoudig gemeten kan worden aan de handpalm of de vingers. Het maximum van de geleiding ($1/R$) wordt dan binnen een seconde bereikt en kan meer dan 20% bedragen, alhoewel het normaal in de grootte van 0,5-5% ligt.

De nul-niveau's (basisweerstand) variëren van 10k tot 500 k Ω (zelfs bij hetzelfde individu). Nadat de top bereikt is, gaat de respons ($1/R$) met een e-macht (tijdconstante 1 à 15 seconden) naar het nul-niveau terug (lit.13) (Zie fig. 6).

Voor discrete stimuli heeft de respons meestal dezelfde vorm.

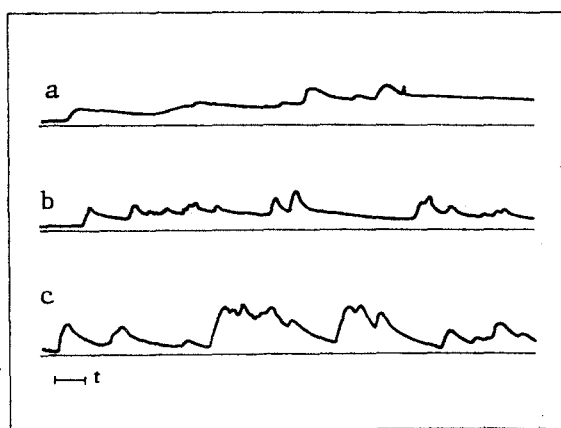


fig. 6.

Verschillende vormen van G.S.R. responsen.

Let op het toenemen van het nul-niveau van fig.a met weinig responsen en de afwezigheid daarvan bij de figuren b en c met veel responsen.

Bij figuur b ziet u responsen met korte herstellingstijd (lit.12).

Er moet onderscheid gemaakt worden tussen de G.S.R. en de langzame veranderingen van het nul-niveau. Alhoewel er verschillende redenen kunnen zijn voor het optreden van deze twee gedragingen, is er geen duidelijk verschil in

het autonome mechanisme. De G.S.R. is meer een snelle verandering van het niveau t.g.v. een stimulus (lit.12).

In de loop van de geschiedenis zijn er een drietal theorieën geweest met betrekking tot het autonome mechanisme van de G.S.R.

- a) De spiertheorie, welke de weerstandsverandering toeschreef aan activiteiten van spieren die zich in de nabijheid van de electrodes bevinden. Als een spier samentrekt, dan kan een lichaamsdeel iets vervormen hetgeen resulteert in een weerstandsverandering.
- b) De doorbloedings-theorie, welke inhield dat de weerstandsveranderingen veroorzaakt zouden worden door veranderingen in de doorbloeding van de huid.
- c) De secretie-theorie, de huidweerstand kan veranderen doordat er meer of minder transpiratievocht wordt afgescheiden.

Onderzoekingen hebben aangetoond dat de G.S.R. geheel bepaald wordt door veranderingen in de activiteit van de zweetklieren. De veranderingen zijn waarschijnlijk het gevolg van een vermindering van de polarisatie, vergezeld van een toenemen van de permeabiliteit van de celmembranen (lit.27).

Wanneer twee electrodes op de huid worden aangebracht is de weerstand tussen hen feitelijk de som van de huidweerstand op de plaatsen waar de electrodes zich bevinden. In vergelijking hiermee is de weerstand van het inwendige van het lichaam klein. De opperhuid, welke als een isolator fungeert, geeft de grootste bijdrage aan de weerstand. Hij is echter geperforeerd door de uitvoergangen van de zweetklieren. Deze bieden een aantal plaatsen waardoor, afhankelijk van de werking van de zweetklieren, stroom van electrode naar het onderhuidse bindweefsel kan lopen. Men heeft dan ook aangetoond dat de geleiding ($1/R$) een lineair verband heeft met het aantal werkende zweetklieren (lit.34). Zie fig.7.

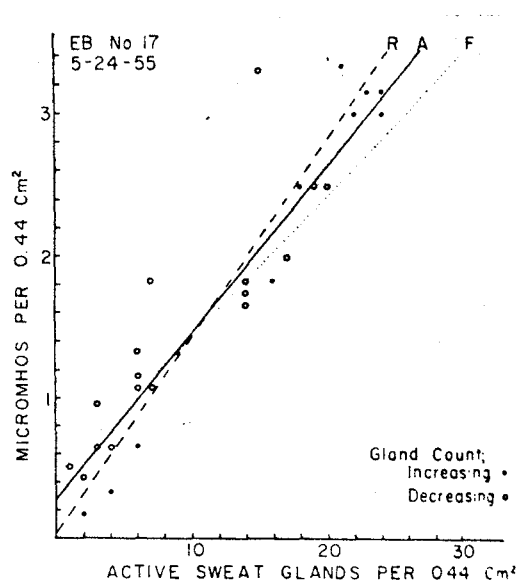


fig.7.

Relatie tussen geleiding van de huid en het aantal actieve zweetklieren.

Een electrisch model hiervoor wordt voorgesteld door fig. 8. De weerstanden $r_1, r_2, r_3, \dots, r_{n-1}, R_n$ zijn de weerstanden van de uitvoergangen van de zweetklieren wanneer deze actief zijn. R_0 is de weerstand van de huid wanneer geen

enkele zweetklier actief is en R_I stelt de weerstand van het inwendige van het lichaam voor

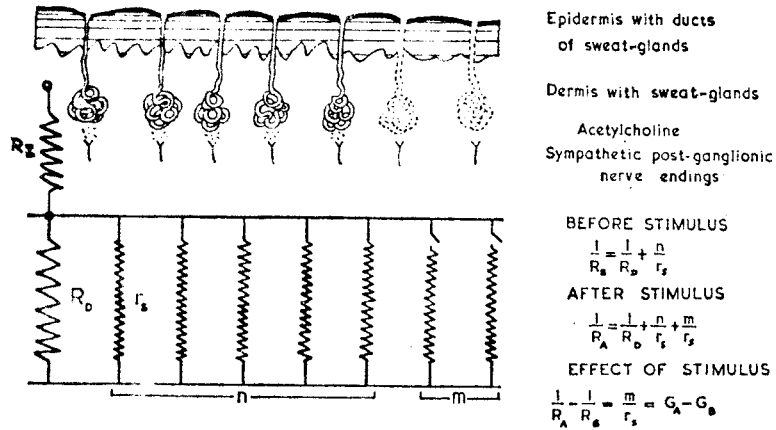


fig.8. Physiological model and electrical analogue of the psycho-galvanic reflex

Alhoewel de fysiologische eenheden in dit model door weerstanden worden voorgesteld, is hun weerstand in feite niet echt ohms. De schijnbare weerstand van de zweetklieren wordt toegeschreven aan de opwekking van een tegen-EMK over de gepolariseerde celmembranen (lit.27).

3. Meetmethodes

In het vorige hoofdstuk zijn een aantal autonome reacties besproken welke zouden kunnen optreden bij spanningen.

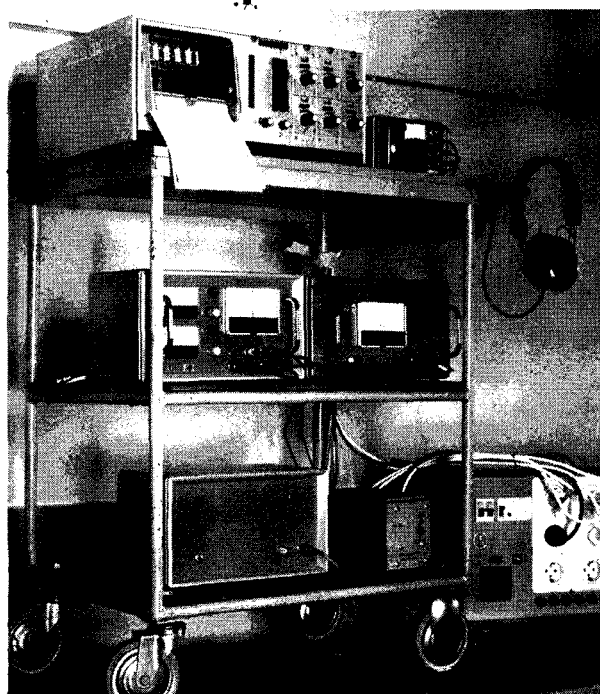
Pupillometrie was echter niet op korte termijn te realiseren, zodat de keuze van de te meten factoren gevallen is op de hartslag, de ademhaling en de geleidbaarheid van de huid. Deze factoren worden al sinds jaar en dag gebruikt voor psycho-fysiologische registraties en het leek mij dan ook verstandig om het onderzoek in eerste instantie tot deze drie factoren te beperken, en te onderzoeken of er een rechtstreeks verband bestaat tussen een stottermoment en deze factoren.

Daar deze drie autonome reacties van huis uit vrij traag reageren is er ook gekeken naar het snel reagerende fenomeen van spierspanningen (electromyografie).

Met name het electromyogram van de monnikskapspier is nauw gerelateerd aan psychische spanningen. Omdat tijdens het stotteren nauwelijks sprake was van enige respons is gedurende het onderzoek geen nadere aandacht hieraan besteed.

De werkwijze tijdens het meten was als volgt:

De stotteraar neemt plaats aan een tafel en nadat hij aangesloten is op de registratie-apparatuur krijgt hij een tijd van 10 à 20 minuten om aan de situatie te wennen. Daarna wordt hem verzocht een stukje voor te lezen. Elke keer als er een stottermoment optreedt drukt een logopediste op de knop zodat de stottermomenten geregistreerd worden. Vaak gebruikt de stotteraar tijdens het voorlezen zijn techniek, en om het stotteren een beetje uit te lokken worden daarna enige vragen gesteld over het voorgelezen stuk. Dan volgt een periode van rust gedurende een tiental minuten en wordt de meting beëindigd. Meestal was de eerste meting aan een stotteraar niet bruikbaar omdat de persoon vaak te zeer gespannen was.



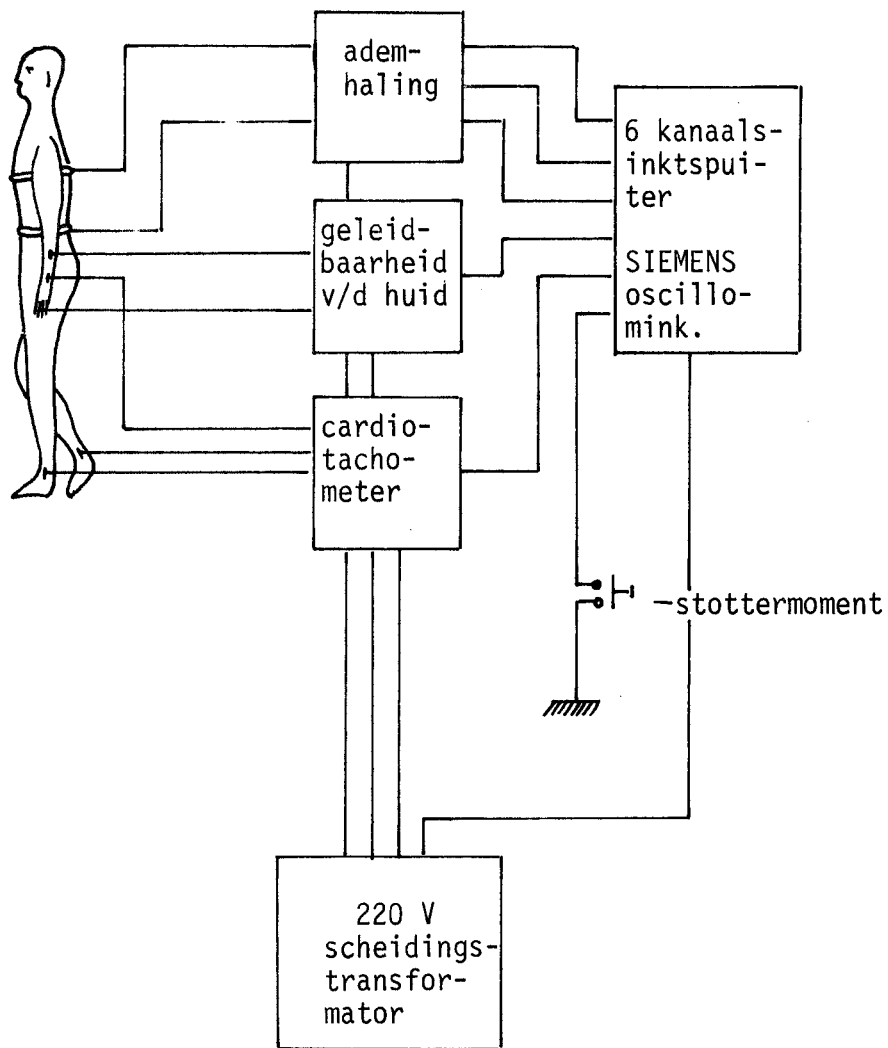


fig.9. Blokschema meetopstelling

3.1. Het meten van de momentane hartfrequentie

De potentiaalveranderingen, die elke hartcyclus met zich meebrengt, zijn met behulp van electrodes welke op de huid aangebracht worden, te registreren. Dit beeld wordt een electrocardiogram (E.C.G.) genoemd.

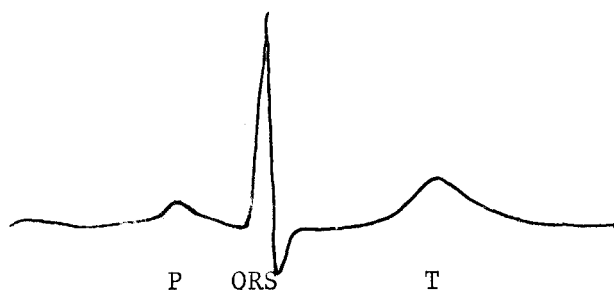


fig. 10. Het electrocardiogram

De elektrische activiteit tijdens de hartcyclus wordt gekenmerkt door een aantal uitslagen, die aangeduid worden met de letters P, Q, R, S en T. De P-top en het QRS-complex ontstaan als gevolg van de depolarisatie van de voorkamers respectievelijk de kamers van het hart, terwijl de T-top wordt toegeschreven aan de repolarisatie van de kamerspier, als deze terugkeert naar zijn rusttoestand.

De potentiaalveranderingen, welke 0.5 à 2 mV zijn, worden een verschilversterker ingevoerd. Het signaal, dat uit de E.C.G.-versterker komt, heeft in het algemeen geen stabiel basisniveau omdat in de loop van de tijd, waarin het E.C.G. gemeten wordt, zowel het contact van de electrodes met de huid alsmede de impedantie van de huid kan veranderen. Om dit op te vangen en om tegelijkertijd storingen t.g.v. spierspanningen te elimineren, wordt een scherp bandfilter gebruikt, met de -3dB punten bij 15 en 30 Hz. *)

Van het E.C.G. signaal blijft alleen nog maar een paar slingeren op de plaats van het QRS-complex over.

De comparator en de one-shot SN 54121 maken hiervan een blok met een breedte van 0.3 seconde.

Gedurende deze tijd is zowel de cardi tachometer als de periodetijdmeter niet gevoelig voor nieuwe ingangssignalen, zodat hierdoor het aantal stoorpieken verminderd wordt en het bereik van de cardi tachometer en de periodetijdmeter beperkt wordt tot ongeveer 180 slagen per minuut.

De cardi tachometer bestaat verder uit twee actieve filters, welke ervoor zorgen dat van de pulstrein alleen de gelijkspanningscomponenten overblijven, m.a.w. de uitgangsspanning is de gemiddelde spanning van de serie blokken en derhalve een maat voor de frequentie waarmee de blokken (c.q. hartslagen) voorkomen.

*) Het complete schema van het filter werd ter beschikking gesteld door de groep EEB. (ir.J.H.v.d.Boorn)

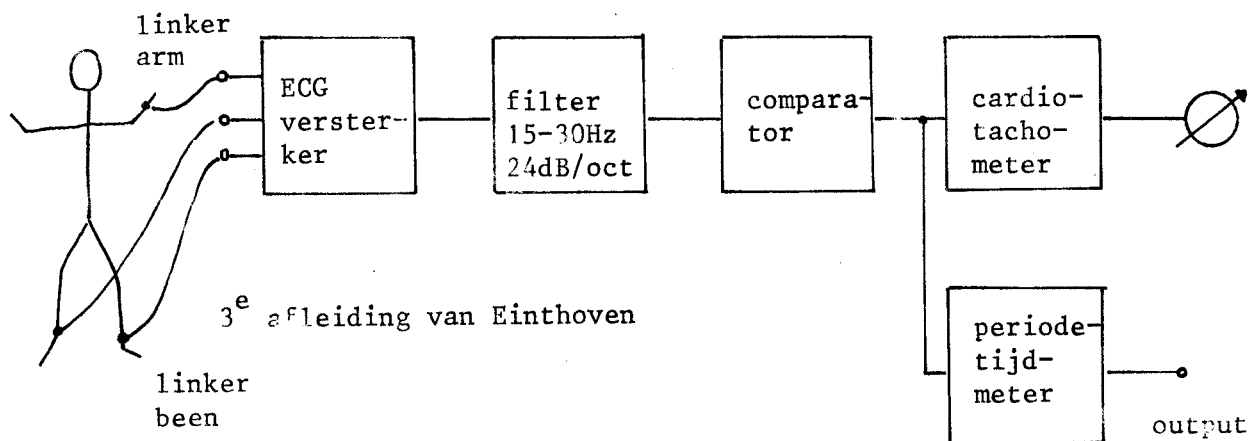
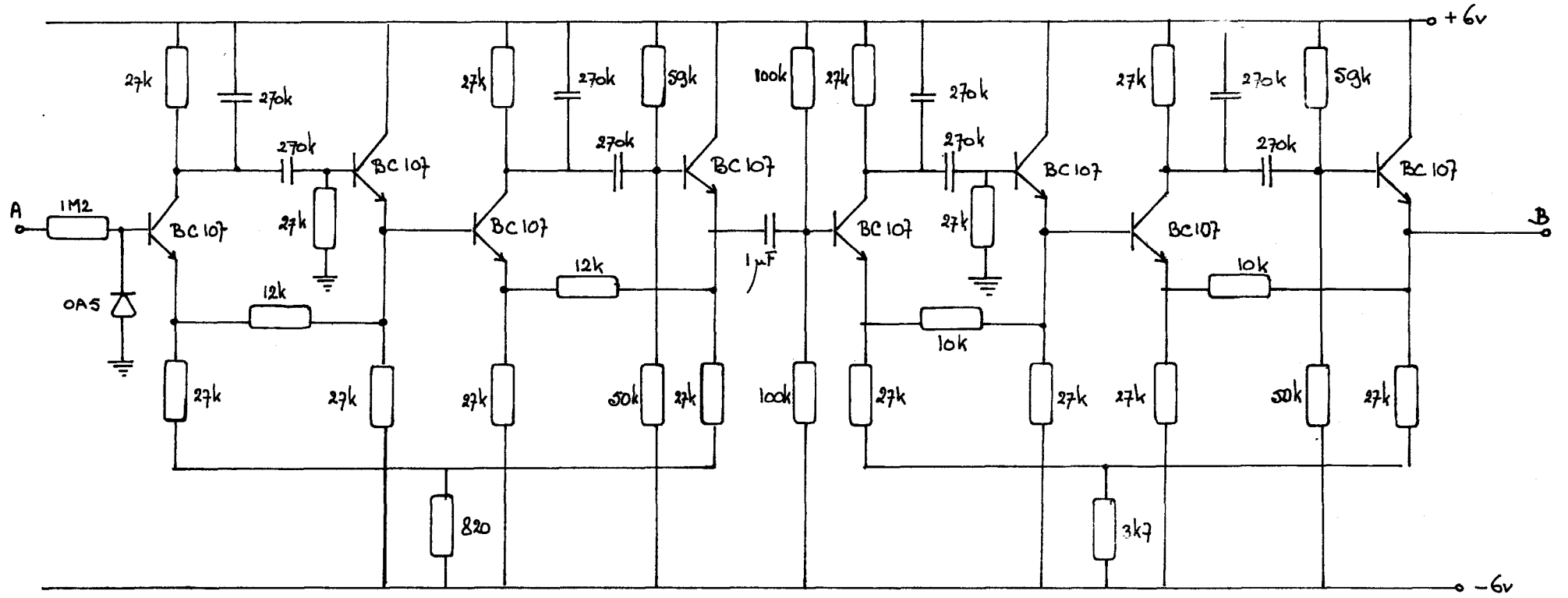
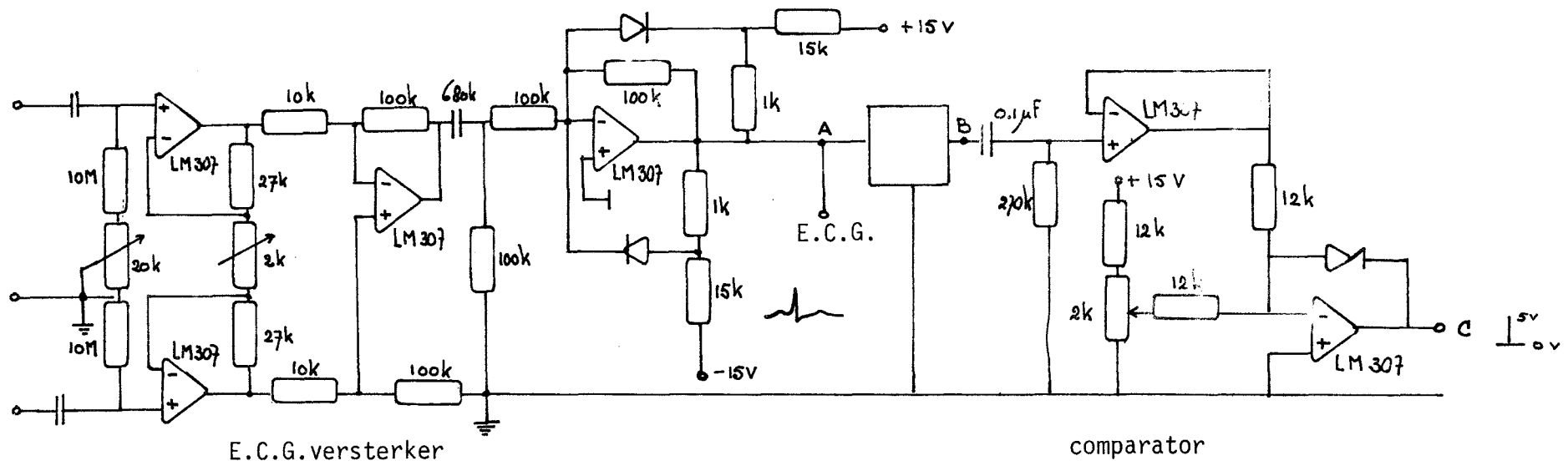


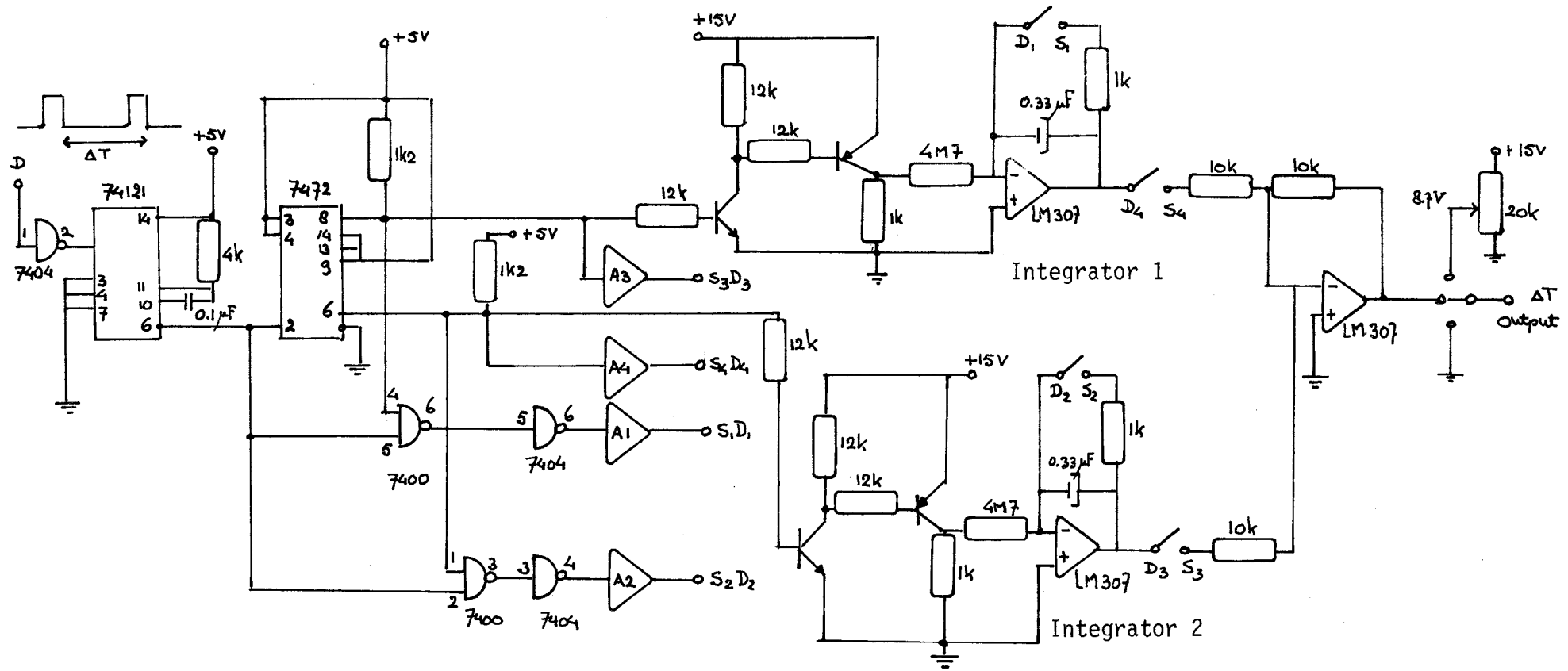
fig. 11. Blokschema

Daar de onregelmatigheid van de momentane hartfrequentie (de sinusaritmie) een maat is voor de mentale belasting, en daar de cardi tachometer te traag is om deze kleine fluctuaties te registreren, wordt voor de registratie van de momentane hartfrequentie een periodetijdmeter gebruikt. Deze periodetijdmeter werkt volgens het volgende principe:

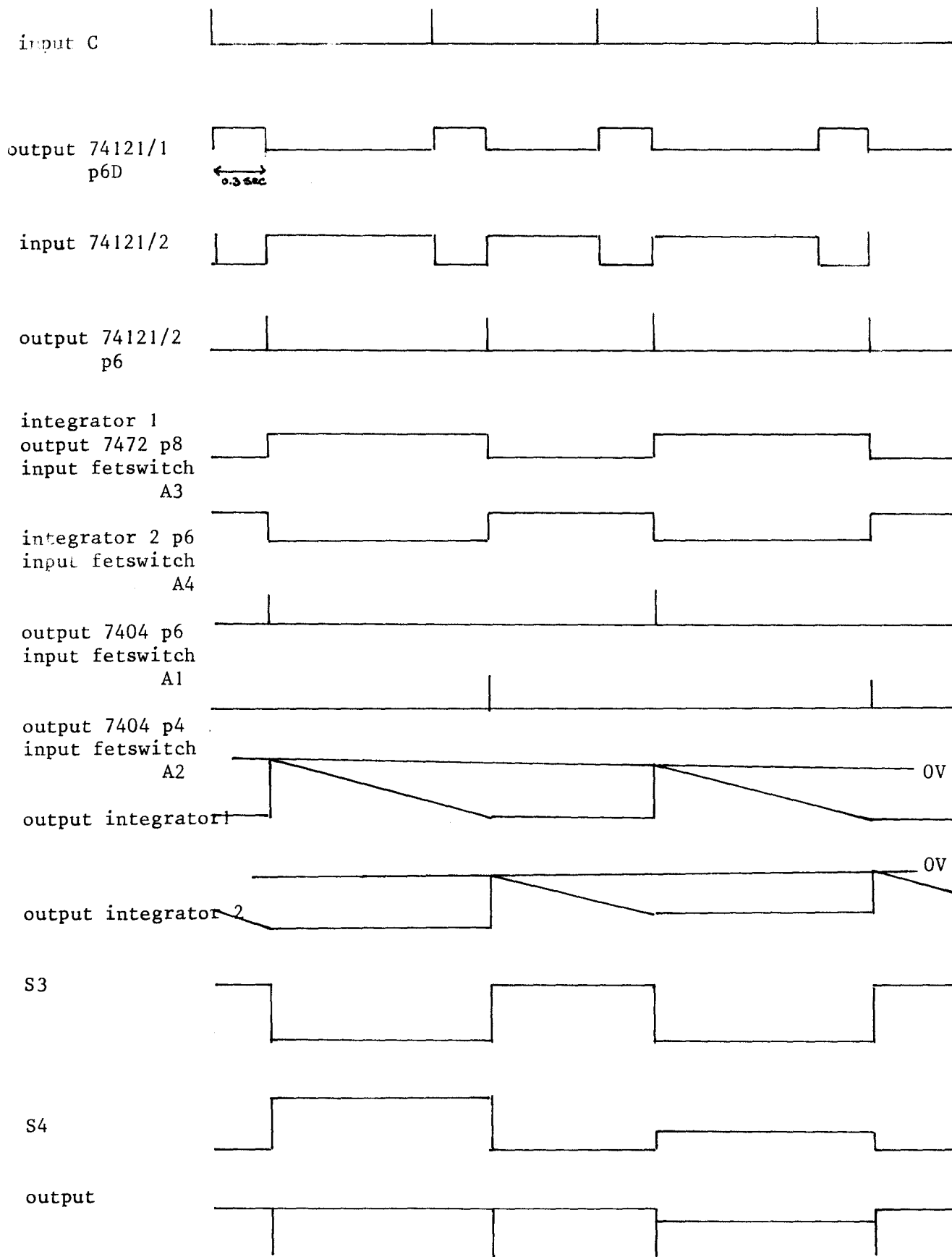
Tussen twee hartslagen wordt een integrator gedurende de periodetijd opgeladen. De uitgangsspanning van de integrator is dan evenredig met de periodetijd. Tijdens de volgende periode wordt deze spanning vastgehouden en op de output gezet. De andere integrator wordt gedurende deze periode snel m.b.v. fet-switches ontladen en gedurende de periodetijd weer opgeladen, waarna deze uitgangsspanning op de output wordt gezet en de andere integrator weer snel opgeladen wordt, zodat de cyclus zich weer kan herhalen.



Filter 15-30 Hz 24 dB/oct.



Periode-tijdmeter



Schakeldiagram periodetijdmeter.

3.2. Het meten van de ademhaling

In het algemeen gaat bij een optreden van spanning de ademhaling van overwegend buikademhaling, over in borstademhaling. Om dit te registreren worden de veranderingen in de omtrek van de buik en van de borstkas afzonderlijk gemeten m.b.v. opnemers (lit. 38), welke bestaan uit dunne, schone en met platina pennen afgesloten siliconenslangetjes gevuld met kwik.

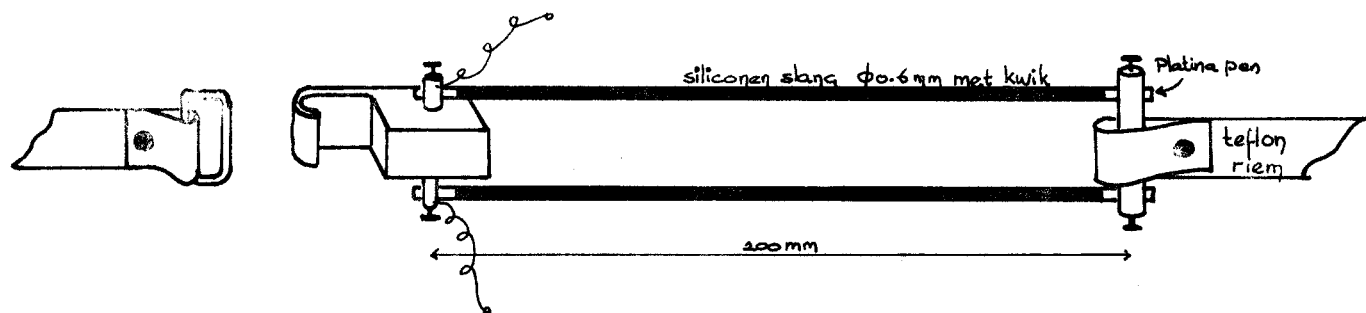
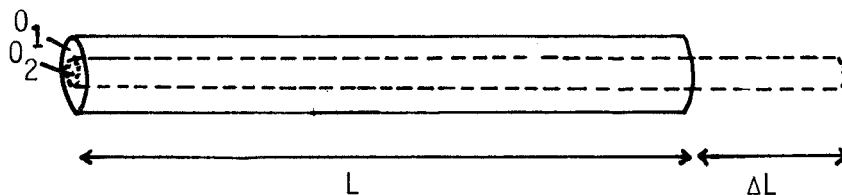


fig.12. Ademhalingsopnemers



Bij uitrekking van de kwikdraden blijft het volume van het kwik constant.

$$V_1 = V_2 = O_1 \ell = O_2 (\ell + \Delta \ell) \quad (1)$$

$$O_2 = \frac{O_1 \ell}{\ell + \Delta \ell} \quad (2)$$

De weerstand van de kwikdraden voldoet aan:

$$R = \rho \cdot \frac{\ell}{O} \quad (3)$$

Dit geeft voor de weerstand van de kwikdraad voor en na uitrekking:

$$R_1 = \rho \cdot \ell / O_1 \text{ en } R_2 = \rho \cdot (\ell + \Delta \ell) / O_2 \quad (4) \text{ en } (5)$$

Uit (2), (4) en (5) volgt voor de weerstandsverandering ΔR bij een uitrekking van $\Delta \ell$:

$$\Delta R = R_2 - R_1 = \rho \left[\frac{\ell + \Delta \ell}{O_2} - \frac{\ell}{O_1} \right] = \rho \left[\frac{\Delta^2 \ell + 2\ell \Delta \ell}{O_1 \ell} \right] \quad (6)$$

Daar bij normale ademhaling $\Delta l \approx 2$ cm en $l = 20$ cm kan (6) benaderd worden door:

$$\Delta R = \rho \cdot \frac{2 \Delta l}{O_1} \quad (7)$$

Binnen 5% nauwkeurigheid mag gesteld worden dat bij normale ademhaling de weerstandsverandering recht evenredig is met de lengte-verandering van de kwikdraad.

Door beide kwikdraden wordt een constante stroom gestuurd van ongeveer 100 mA. De spanningval over de opnemers wordt door een R-C netwerk met $\tau = 3$ sec D.C. ontkoppeld. De spanningsveranderingen worden daarna versterkt door versterkers met regelbare versterkingsfactoren en kunnen naar behoefte worden opgeteld of afgetrokken. (Zie fig.13.

Indien de spanningen V_1 en V_2 afgetrokken worden, geeft de polariteit van V_3 aan of de borst- of de buikademhaling overheerst.

Om de versterkingsfactoren van de versterkers voor iedere patient zodanig in te kunnen stellen dat veranderingen van uitgangsspanningen V_1 en V_2 overeenkomen met dezelfde volumeveranderingen, dient men de signalen V_1 en V_2 op te tellen. Als men nu de adem inhoudt en tegelijkertijd met borst en buik gaat "pompen" dan moet men de versterkingsfactoren zodanig instellen dat de toename van het volume in de borstkas gelijk is aan de afname van het volume in de buik en omgekeerd.

Het afregelen gaat in het algemeen vrij moeilijk doordat tijdens het pompen in de buik en in de borstkas verschillende drukken opgebouwd worden, hetgeen resulteert in een niet-lineair verband tussen de uitwijking van de borst en de uitwijking van de buik (lit.24).

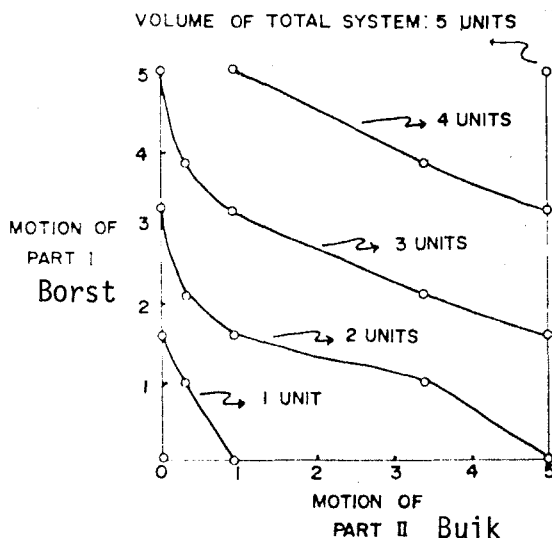
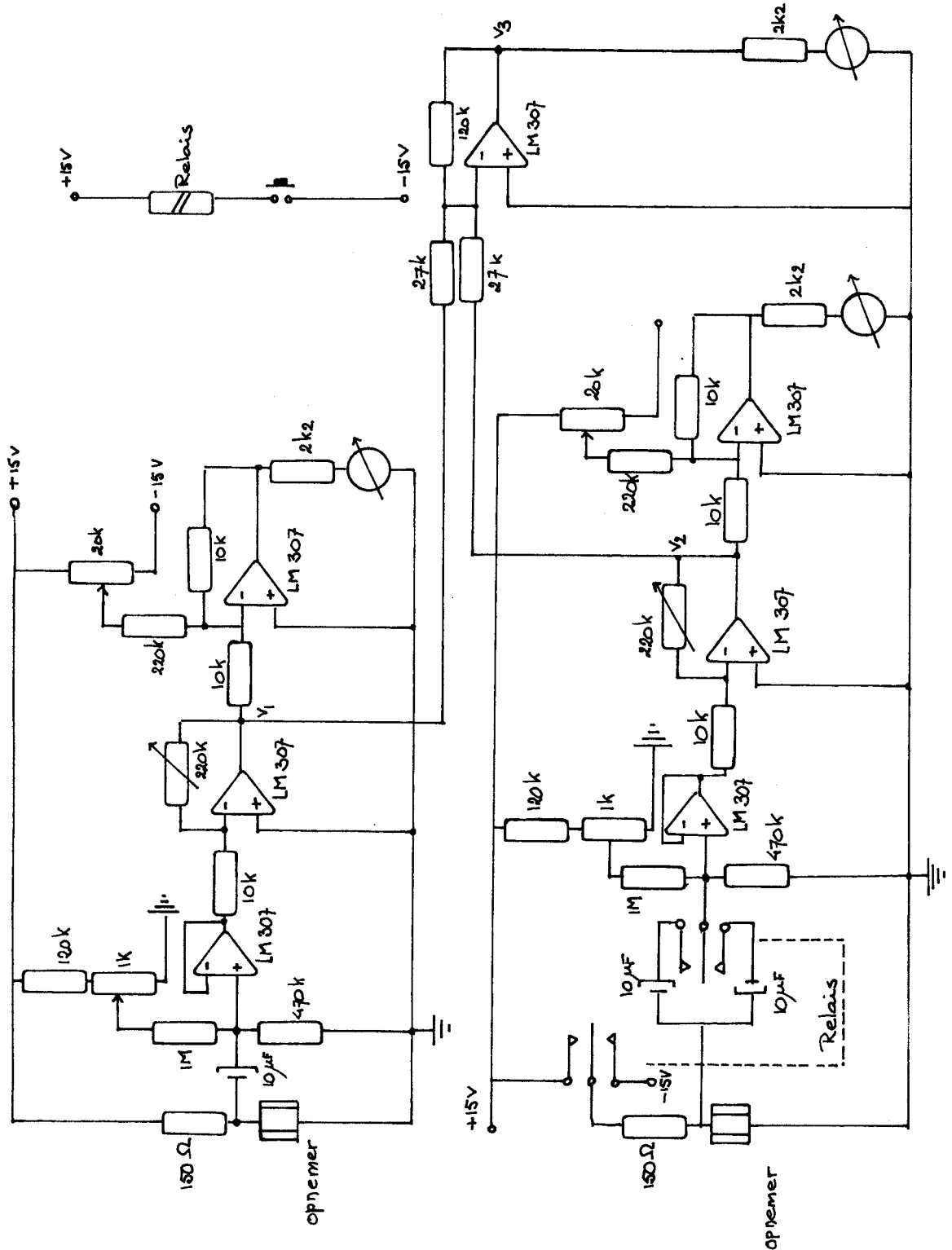


fig.13. Verband uitwijking borst en uitwijking buik bij constant volume.

Het beste gaat het afregelen nog indien men eerst helemaal uitademt alvorens men de adem inhoudt.

Tijdens de metingen is dit echter dermate tijdrovend dat spoedig overgegaan is op het registreren van de som van V_1 en V_2 . Dit komt zeer goed overeen met

de totale ademhaling zoals dat weergegeven wordt met een spirometer en het heeft het grote voordeel dat het afregelen van beide versterkingsfactoren veel minder kritisch is (lît.8).



Meetapparaat ademhaling.

3.3. Het meten van geleidbaarheid van de huid

Er zijn twee methodes om de geleidbaarheid van de huid te meten:

- de constante stroommethode; hierbij stuurt men een constante stroom door een lichaamsdeel en men meet de spanning die hier over ontstaat, en
- de constante spanning methode, waarbij men over het lichaamsdeel een constante spanning zet en de stroom er doorheen meet.

Beide methodes hebben hun voor- en nadelen. Bij de constante stroommethode is de stroom beperkt en deze kan niet tot hoge waarden oplopen zoals bij de constante spanningsmethode, doch daar staat tegenover dat de spanning over de electrodes wel hoog kan worden.

Edelberg (lit. 12) heeft aangetoond dat de stroomdichtheid bij het verschijnsel G.S.R. een grote rol speelt. Hij heeft laten zien dat bij vrij grote stroomdichtheden ($50 \mu\text{A}/\text{cm}^2$) de amplitude van de respons sterk afnam en dat bij stroomdichtheden van $8 \text{ à } 10 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ de spanning en schijnbare weerstand een lineair verband hadden. Bij hogere en bij lagere stroomdichtheden ging het lineaire verband verloren.

Deze effecten pleiten voor het gebruik van de constante stroom methode.

Door de electrodes stuurt men een constante stroom ($R \gg R_{\text{huid}}$), zodat hierover een spanning komt te staan welke evenredig is met de huidweerstand. Omdat de weerstandsveranderingen van de huid zeer groot kunnen zijn, wordt de spanning over de electrodes in een logaritmische versterker (755N) gevoerd. De uitgangsspanning van deze versterker is dus evenredig met $\log R_{\text{huid}}$. Vergelijking met responsen, zoals deze in de literatuur beschreven worden, waarbij men meestal werkt met geleiding ($C = 1/R$), is zeer eenvoudig daar $\log R = -\log C$.

Om te zorgen dat de spanningsvariaties, welke uit de logaritmische versterker komen, variaties rond nul volt zijn, kan men nog naar believen een constante spanning bij de output optellen of aftrekken m.b.v. een optelschakeling (III). Het nulpunt kan gecontroleerd worden met een comparator (IV).

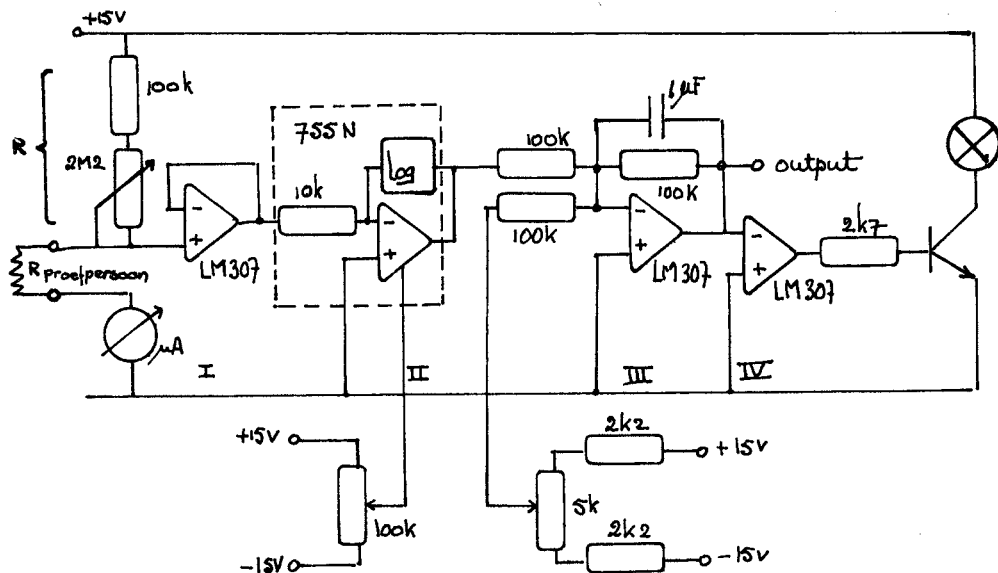


fig.14. Schema constantestroom-systeem voor het meten van G.S.R..

Electrodes

Voor G.S.R. metingen dient men niet-polariseerbare en stabiele electrodes te gebruiken. Met een uitzondering treedt er altijd polarisatie op als er een stroom loopt van een metalen geleider naar een zoutoplossing (electrodenpasta). Die uitzondering is wanneer het metaal van de electrode in contact is met een electrolyt, waarin zich ionen bevinden van het electrode-materiaal. In de praktijk zijn slechts een tweetal metaal-zout combinaties gevonden, welke geschikt zijn voor huidweerstandsmetingen. Dit zijn de zilver/zilverchloride electrodes met een NaCl-oplossing, en de zink/zinksulfaat electrodes met een sulfaatoplossing als electrodepasta (lit. 27). Bij aluminium en roestvrijstaal treden nogal snelle en bij zuiver zilver en koper langzame veranderingen van de potentiaal tussen metaal en electrolyt op (lit. 5). Zie ook Appendix II.

Sinds het begin van de 20e eeuw heeft de zilver/zilverchloride-electrode bewezen dat het een van de meest stabiele en gemakkelijk te maken electrode is. Het is mogelijk een paar electrodes te maken welke een potentiaalverschil van een paar microvolts hebben en verder een goede stabiliteit bezitten. Om dit te illustreren hebben Geddes en Baker in 1967 (lit. 16) de "electrochemische" ruis gemeten tussen 4 zilverchloride electrodes in een oplossing van 0.9% NaCl. Figuur 15 laat zien dat de electrodepotentialen mindere dan 10 μ V varieerden en dat indien de zilverchloridelagjes verwijderd werden, het ruisniveau vele malen groter werd.

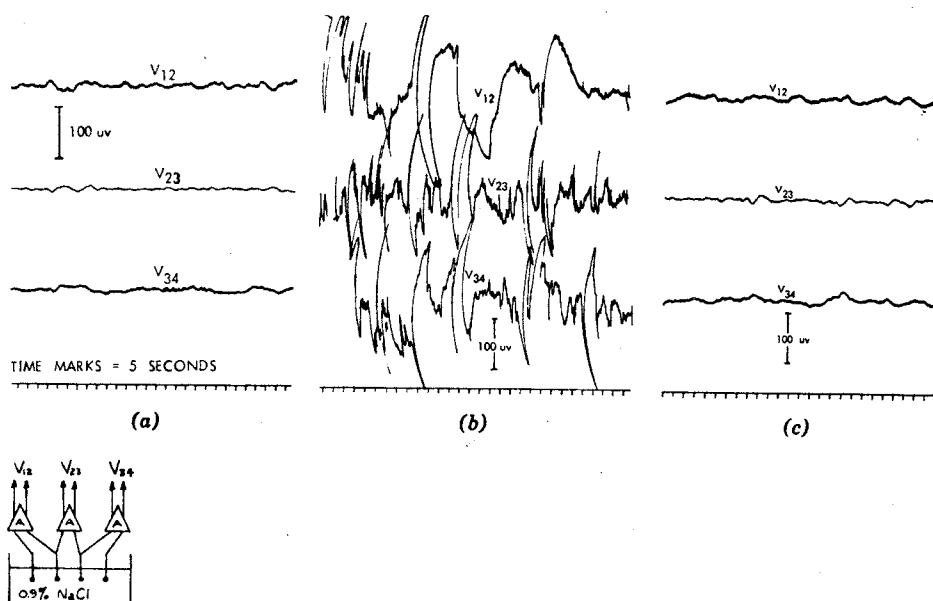


fig. 15. Electrical stability of chlorided silver electrodes: (a) electrode noise voltages after chloriding; (b) electrode noise voltages after removing silver chloride coating with emery paper; (c) electrode noise voltages after rechloriding. [From L. A. Geddes and L. E. Baker, *Med. Res. Engng.* 1967, 6(3):33-34. By permission.]

Voor mijn metingen van de G.S.R. is de keuze gevallen op de combinatie van zilver/zilverchloride electrodes en een electrodepasta welke met zekerheid een NaCl oplossing bevatte.

Wat de plaatsing van de electrodes betreft, verdient het aanbeveling een electrode op actief gebied te plaatsen (dit is een plaats op het lichaam waar de reacties sterk met emoties correleren, b.v. vingertop of handpalm) en de andere electrode op een passief of quasi-neutraal gebied te plaatsen zoals b.v. op de bovenkant van de onderarm (lit.28).

Door het oppervlak van de passieve electrode groot te maken t.o.v. het oppervlak van de actieve electrode, bereikt men dat de totale weerstand in hoge mate bepaald wordt door de weerstand van de actieve electrode.

De grote passieve electrode, een zilverplaat van 24 cm^2 , wordt als anode gebruikt en de kleine actieve electrode, een S&W disposabele plakelectrode van 2 cm^2 (stöpler), wordt als kathode gebruikt.

De actieve electrode dient voor het gebruik op de volgende manier geprepareerd te worden:

- Maak het oppervlak van de electrode goed schoon met schuurpoeder en was de electrode in heet water.
- Kathodiseer de electrode gedurende 1 minuut in een oplossing van 1 M NaCl met een stroomdichtheid van 1 mA/cm^2 .
- Anodiseer de electrode in hetzelfde bad met een stroomdichtheid van 1 mA/cm^2 gedurende 25 minuten.

4. Resultaten .

4.1. Proefmetingen.

Om te kijken of de meetopstelling ,zoals deze beschreven is in het vorige hoofdstuk, aan de verwachtingen voldeed en om een indruk te krijgen van de effecten van bepaalde emoties, zijn een aantal proefmetingen gedaan.

Na een tiental minuten wennen aan de situatie kregen de proefpersonen een koptelefoon op het hoofd waaruit links en rechts quasi-random piepjes kwamen. De opdracht was het aantal piepjes links en het aantal piepjes rechts te tellen. Tijdens de opdracht traden de verschijnselen zoals beschreven is bij de autonome reacties duidelijk op. De sinusaritmie werd kleiner, de ademhaling ging sneller en het aantal responsen van de geleidbaarheid van de huid nam toe. (zie fig. 16)

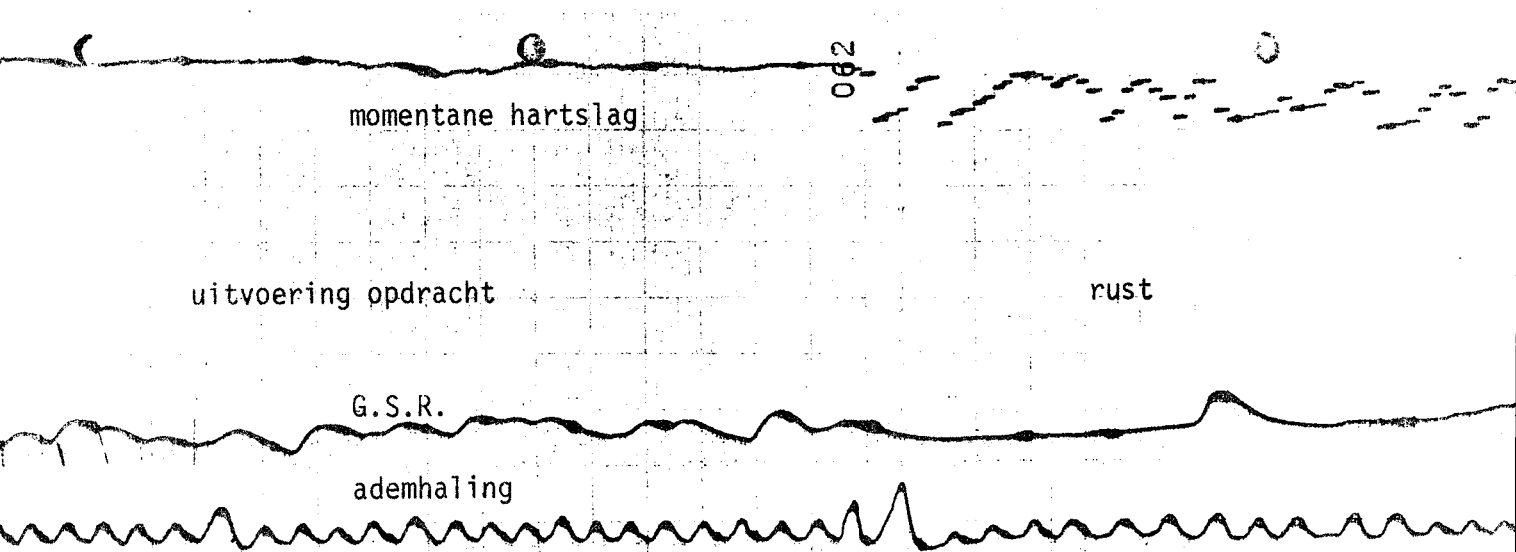


Fig. 16 Voorbeeld van een proefmeting.

Alleen het begin van de opdracht lag bij deze methode niet scherp vast. De proefpersonen vertoonden al direct spanningsverschijnselen als de koptelefoon werd opgezet zonder dat er piepjes uit kwamen. Een andere opdracht ,het herkennen van de letters T,E en N in een stuk morsetekst ,gaf wat dit betreft betere resultaten.

4.2. Metingen aan stotteraars.

Bij het meten aan stotteraars valt onmiddellijk op dat in de gewenningsperiode voorafgaande aan de opdracht de hartslag in de meeste gevallen nauwelijks enige sinusaritmie vertoont ,terwijl tegelijkertijd het aantal responsen van de geleidbaarheid van de huid minimaal is.

Met andere woorden ,de geringe sinusaritmie duidt op een inspanning en het geringe aantal responsen van de G.S.R. geeft aan dat de stotteraar in een toestand van ontspanning verkeert.

Dit lijkt een contradictie. In de meeste gevallen zeiden de stotteraars dat zij in de gewenningsperiode zich "actief" ontspannen hadden. Dit is het geconcentreerd bezig zijn met systematisch alle spieren te ontspannen zoals hun dat tijdens hun stottertherapie geleerd is. Dit geconcentreerd bezig zijn zou een verklaring kunnen zijn voor de geringe sinusaritmie tijdens de gewenningsperiode.

Gedurende het uitvoeren van hun opdracht wordt de sinusaritmie weer groter. Het is duidelijk dat bij deze stotteraars de vermindering van de sinusaritmie geen bruikbare maat is voor het toenemen van de spanning tijdens het uitvoeren van de opdracht. Daar er tevens vrij lange scoringstijden nodig zijn om statistisch aan te kunnen tonen dat de sinusaritmie veranderd is (de snelste scoringsmethode heeft nog altijd 17 slagtijden nodig) komt de sinusaritmie bij stotteraars niet meer in aanmerking als spanningsmeter. (lit.15)

Omdat vooral de geleidbaarheid van de huid als maat voor de spanning welke tijdens het stotteren optreedt het meeste perspectieven biedt , is er verder hoofdzakelijk gekeken naar het verband tussen stottermoment en de G.S.R..

Bij de geleidbaarheid van de huid blijkt dat noch de basisweerstand noch de stijgtijd of de amplitude van de responsen monotone functies zijn van de spanning. (lit.39) Alleen het aantal responsen per tijdseenheid is evenredig met de spanning. Omdat er tevens een vaste tijd zit tussen het aanbieden van een stimulus en het verschijnen van een respons , zou het wel eens zo kunnen zijn dat er voor, tijdens of na een stottermoment een respons van de geleidbaarheid van de huid verschijnt. Dit effect werd tijdens veel metingen aan stotteraars opgemerkt. Bij de meeste personen trad ongeveer 4 à 6 seconden vóór een stottermoment een respons van de geleidbaarheid van de huid op .

Het constateren hiervan werd enigszins bemoeilijkt door het optreden van de volgend effecten:

- De geleidbaarheid van de huid geeft niet alleen responsen bij stottermomenten doch reageert ook op andere stimuli zoals bijvoorbeeld op geluiden van buiten de meetkamer.
- De stottermomenten ,geregistreerd door logopedistes, vertonen t.o.v. de echte stottermomenten een normale verdeling met een behoorlijke spreiding. (gemiddeld $\mu=0.11$ sec., $\sigma=0.64$ sec.)
- De logopedistes merken soms stottermomenten niet op (18.2%) of zien adempauzes ten onrecht aan voor stottermomenten(45.8%).

Om ondanks deze storende effecten aan te kunnen tonen dat er bij een stottermoment een of meer responsen horen, kan men zijn toevlucht nemen tot het correleren van stottermomenten met tijdstippen waarop de responsen beginnen.

4.3 Correleren

De kruiscorrelatiefuncties beschrijven het verband, de afhankelijkheid, tussen twee verschillende grootheden.

Een schatting voor de kruiscorrelatie van de waarde van $x(t)$ op het tijdstip t en $y(t)$ op het tijdstip $t+\tau$ kan verkregen worden door het gemiddelde te nemen van het product van de twee signalen over de observatietijd T . Een exacte kruiscorrelatie verkrijgt men als T oneindig groot wordt

$$C_{xy}(\tau) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T x(t)y(t+\tau)dt \quad (1)$$

Als $x(t)$ en $y(t)$ statistisch onafhankelijk van elkaar zijn dan wordt $C_{xy}(\tau)=0$ voor alle waarden van τ .

Dit gaat op voor het geval $x(t)$ of $y(t)$ gemiddeld nul is. Is dit niet het geval dan wordt $C_{xy}(\tau)=\mu_x\mu_y$. (Lit.3)

Kruiscorrelaties kunnen in het bijzonder toegepast worden bij het vinden van tijdsverschuivingen van responsen in de signalen $x(t)$ en $y(t)$. Stel dat $x(t)$ de responsen van de geleidbaarheid van de huid en $y(t)$ de stottermomenten voorstellen, en dat τ seconden voor het optreden van een stottermoment een respons voorkomt, dan zou het kruiscorrelogram bij die tijdsverschuiving τ een piek vertonen.

Make men van $C_{xy}(\tau)$ een histogram, dan kan men het histogram als volgt definiëren :

$$H_n = \int_{n\Delta}^{(n+1)\Delta} C_{xy}(\tau) d\tau \quad (2)$$

Verder ligt het voor de hand om voor de stottermomenten $y(t)$ en de responsen $x(t)$ δ -achtige pulsen te gebruiken.

$$\begin{aligned} x(t) &= \sum_k \delta(t-t_k) \\ y(t) &= \sum_i \delta(t-t_i) \end{aligned} \quad (3)$$

Uit (1),(2) en (3) volgt dan :

$$\begin{aligned} H_n &= \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_{n\Delta}^{(n+1)\Delta} \int_0^T \sum_k \delta(t-t_k) \cdot \sum_i \delta(t+\tau-t_i) dt d\tau \\ H_n &= \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \sum_k \sum_i \int_{n\Delta}^{(n+1)\Delta} \delta(t_k+\tau-t_i) d\tau \end{aligned} \quad (4)$$

Daar de term $\frac{1}{T}$ slechts moet voorkomen dat $C_{xy}(\tau)$ oneindig groot kan worden, kan (4) als volgt geschreven worden:

$$H_n = \text{Constante} \cdot \sum_k \sum_i \int_{n\Delta}^{(n+1)\Delta} \delta(t_k+\tau-t_i) d\tau \quad (5)$$

M.a.w. H_n is evenredig met het aantal malen dat $\tau = t_i - t_k$ waarbij

$$n\Delta \leq \tau_n < (n+1)\Delta$$

Als men nu H_n uitzet tegen τ_n verkrijgt men een histogram van de kruiscorrelatie $C_{xy}(\tau)$.

In de praktijk neme men een stottermoment $y(t_i)$ en bepale voor alle responsen $x(t_k)$:

$$\tau = t_i - t_k$$

Dit doet men dan voor elke $y(t_i)$. Maakt men nu een histogram van de op deze wijze verkregen τ 's dan heeft men weer het histogram van $C_{xy}(\tau)$ verkregen.

Op deze manier is het kruiscorrelogram bepaald tussen de responsen van de G.S.R. en de stottermomenten, de ademhaling en de stottermomenten en tussen de geleidbaarheid van de huid en de ademhaling. Horizontaal staat τ uitgezet van -10 tot +10 seconden.

U ziet dat bij de kruiscorrelatie tussen de responsen van de geleidbaarheid van de huid en de stottermomenten geen sprake is van een dominerende piek (fig.17a). Ook tussen de ademhaling en de stottermomenten (fig.17b) en tussen de G.S.R. en de ademhaling (fig.17c) komt geen duidelijk verband naar voren.

Is het nu zo dat er geen verband bestaat tussen de verschillende grootheden, of is het zo dat er wel een verband bestaat doch dat door te kleine meetseries (20 à 30 stottermomenten) of door te grote storende invloeden het eventuele verband door de ruis onherkenbaar geworden is.

Om hierop een antwoord te krijgen zijn met name voor de correlatie tussen de geleidbaarheid van de huid en de stottermomenten simulaties gedaan met verschillende seriegroottes.

4.4 Simulaties

Als basis voor mijn model neem ik aan dat er random stottermomenten optreden en dat voorafgaande aan een stottermoment een respons van de G.S.R. optreedt.

Voor het tijdsverloop tussen de respons en het stottermoment neem ik een vaste tijd van 4 seconden. Dit model wordt in het vervolg aangeduid door de letter R.

Aan dit model kunnen een aantal storingen toegevoegd worden welke goeddeels veroorzaakt worden door de logopedistes die de stottermomenten aantekenen. Om een indruk te krijgen van de grootte van de fouten die de logopedistes

maken, heb ik de stottermomenten, aangetekend door logopedistes, vergeleken met de stottermomenten welke aangetekend waren door stotteraars die heel precies wisten op welk moment zij zelf stotterden. Zowel deze stotteraars alsmede de logopedistes kregen een drukknopje in de hand waarmee zij de stottermomenten op een schrijver konden registreren. Voor de eenvoud is toen aangenomen dat alleen de stotteraar zelf exact kon bepalen op welk tijdstip hijzelf stotterde. Aan de hand van deze metingen kon een schatting gemaakt worden van de storende invloeden.

- De stottermomenten, die door de logopedistes geregistreerd werden, vertonen t.o.v. de echte stottermomenten een normale verdeling met gemiddeld $\mu=0.11$ seconde en een spreiding $\sigma=0.64$ seconde. Met andere woorden: de stottermomenten werden dan weer eens iets te vroeg, dan weer iets te laat geregistreerd. Deze storing t.g.v. de normale verdeling wordt aangeduid met de letter N.
- Verder merken de logopedistes stottermomenten niet op (18.2%) of zien zij adempauzes ten onrechte aan voor stottermomenten (45.8%). Deze storing wordt aangeduid met de letters W+B.
- Tevens traden er veel meer responsen van de geleidbaarheid van de huid op dan dat er stottermomenten waren (87%). Dit zou goeddeels verklaard kunnen worden uit het feit dat de metingen meestal niet geheel en al ongestoord verliepen. Soms kwam er iemand tijdens de meting binnenlopen of waren geluiden van buiten de meetkamer duidelijk hoorbaar. Deze storende invloed wordt aangegeven met de letter G.

De letters R,N,B+W en G kunt u evenals het aantal stottermomenten bij de verschillende correlatiefuncties (fig.18 t/m 22) terugvinden.

In de figuren van de kruiscorrelaties kunt u duidelijk zien dat het erbij verzinnen en het ten onrechte weglaten van stottermomenten (B+W) slechts een geringe invloed heeft op de hoogte van de piek welke optreedt bij het ongestoorde probleem (fig.18a). Ook ziet u dat de spreiding in de stottermomenten (N) juist een zeer grote invloed heeft.

Bij het optreden van alle storingen tegelijk is zelfs een sprake meer van een dominante piek (fig.18f).

De figuren (19a t/m d) tonen nog eens extra de invloed van de spreiding in de stottermomenten. Figuren 19a en 19c hebben beide een spreiding van 0.64 seconde, terwijl de figuren 19b en 19d een spreiding van 1 seconde hebben. Dat bij kleine series ook de keuze van een andere set random stottermomenten van grote invloed is laten de figuren 20a t/m d zien.

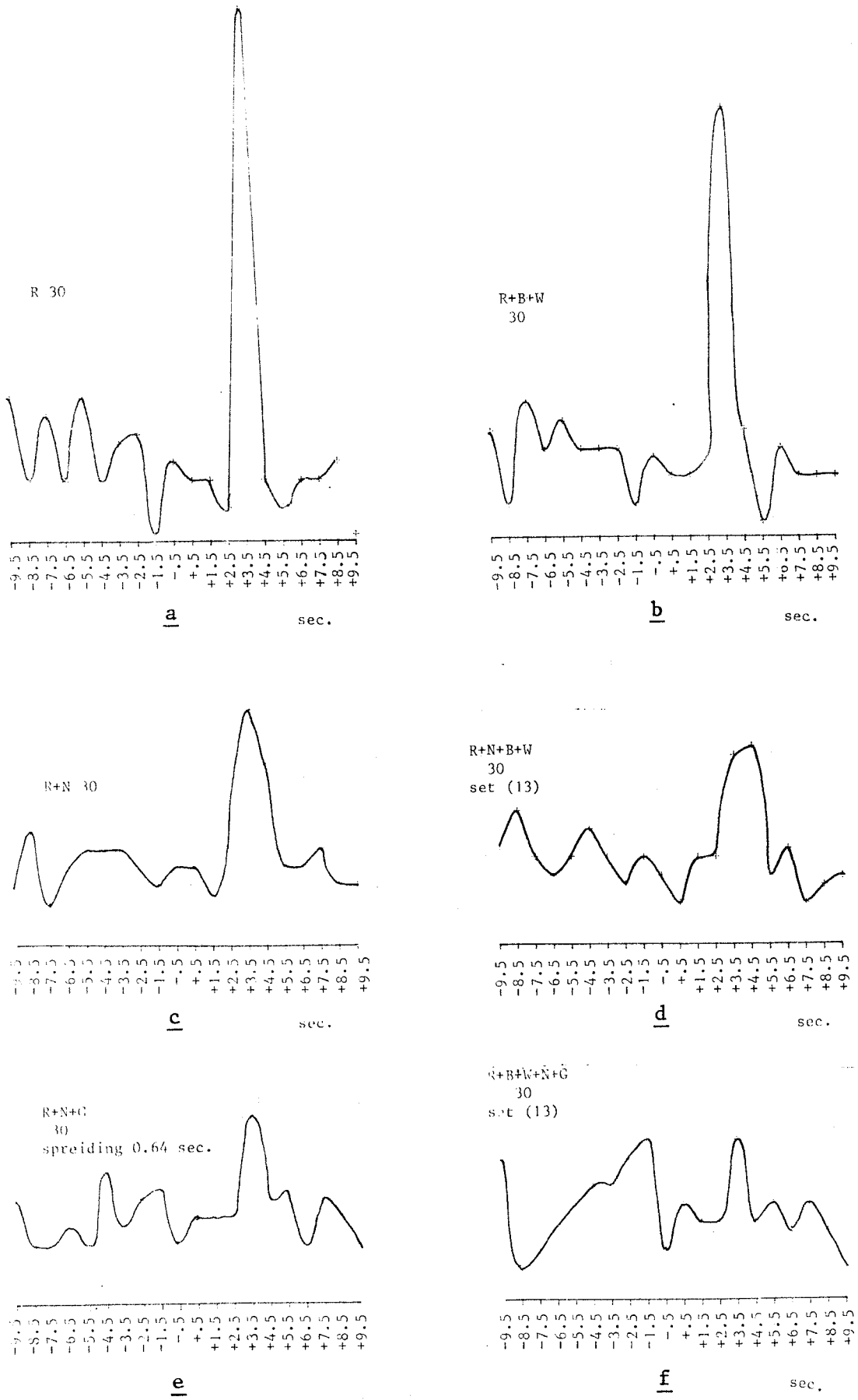


Fig.18.a t/m f Simulaties van de kruiscorrelatiefunctie tussen G.S.R. en stottermomenten bij een serie van 30

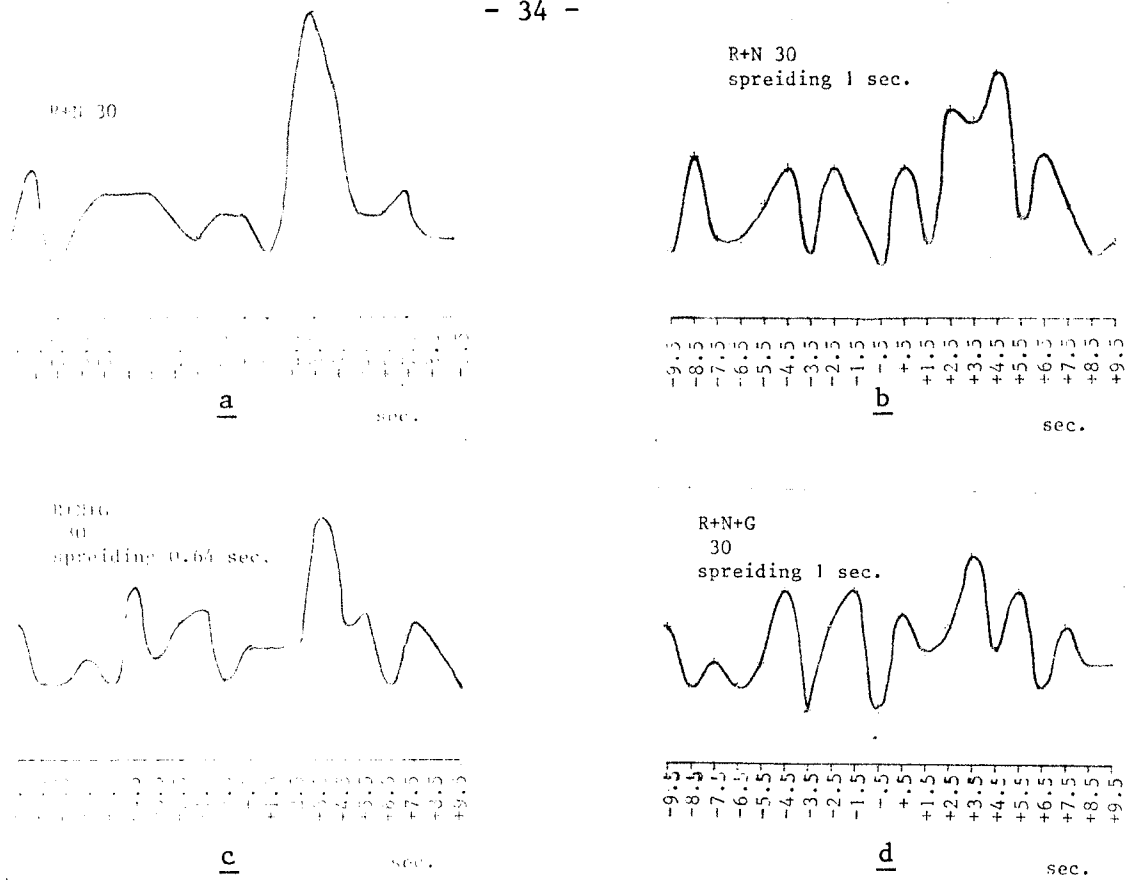


Fig. 19 a t/m d: Invloed van een andere spreiding in de normale verdeling.

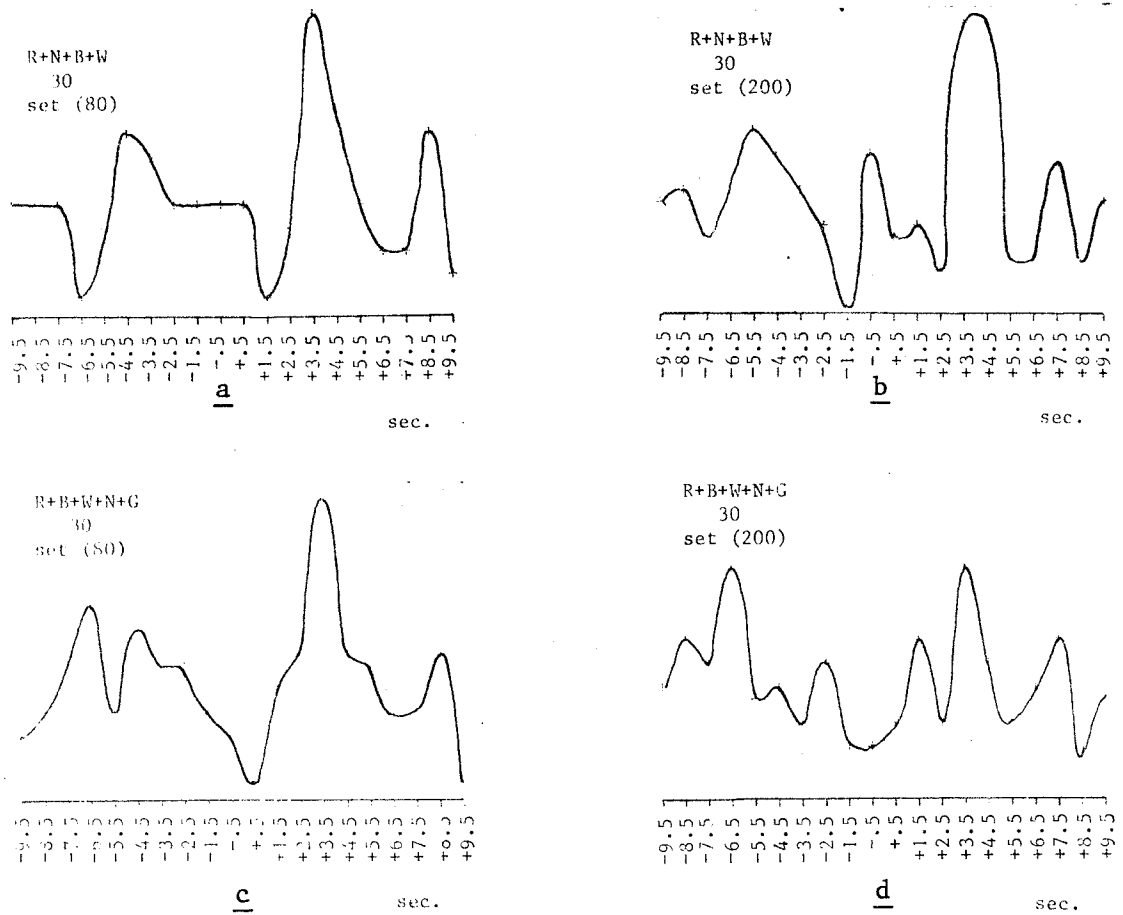


Fig.20 a t/m d: Invloed van de keuze van een andere set random stottermomenten op de kruiscorrelatie bij een serie van 30.

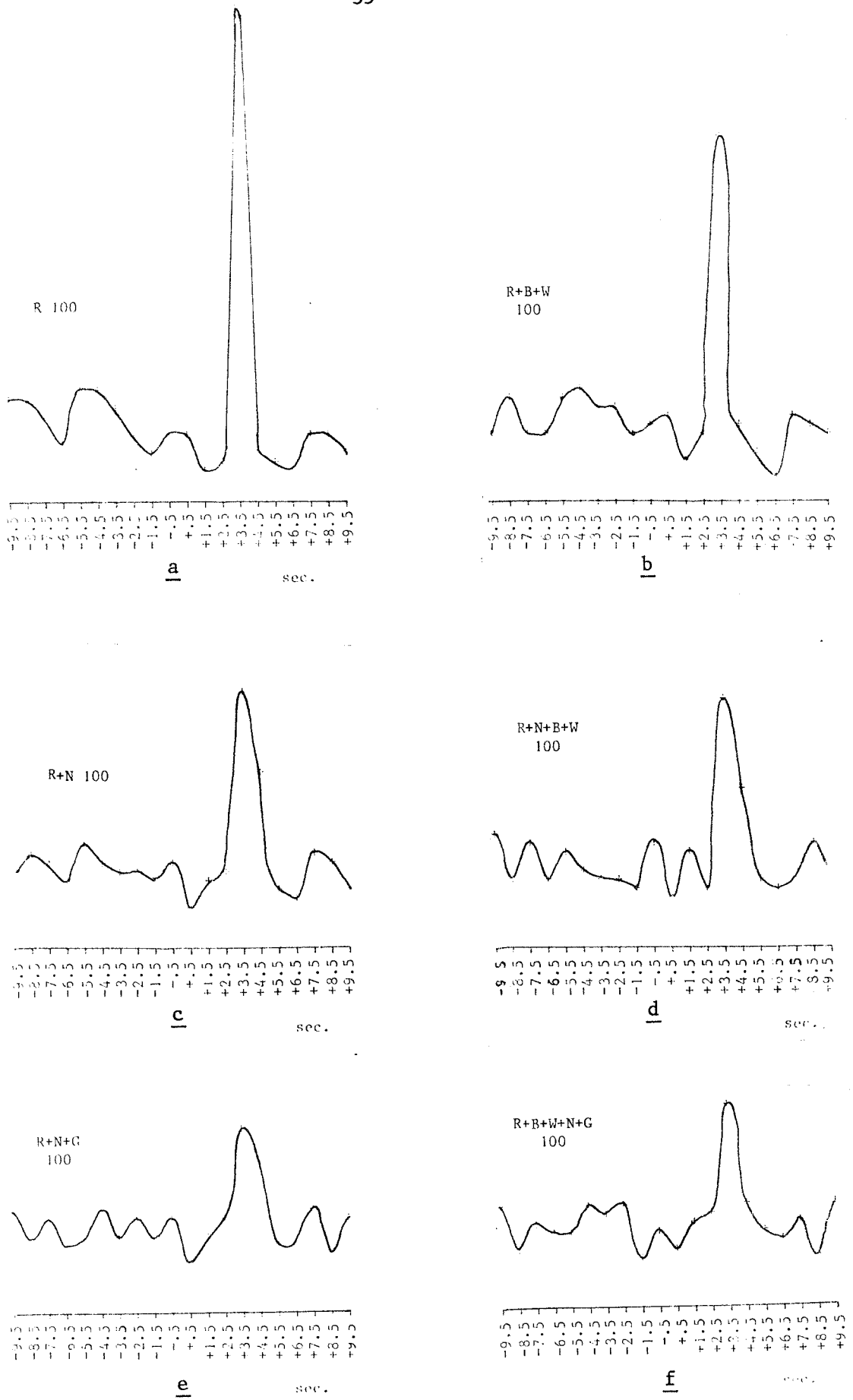


Fig.21: Simulaties van de kruiscorrelatiefunctie tussen G.S.R. en stottermomenten bij een serie van 100.

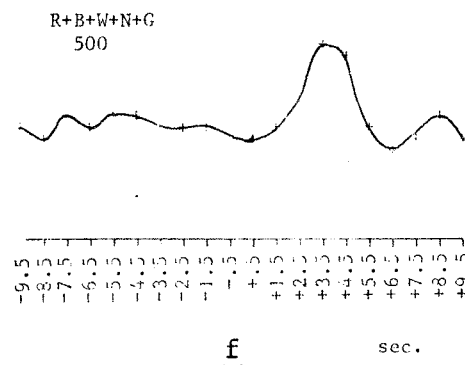
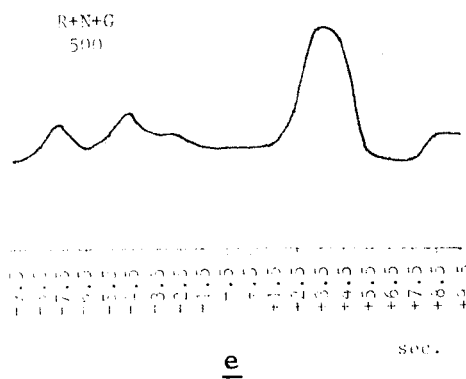
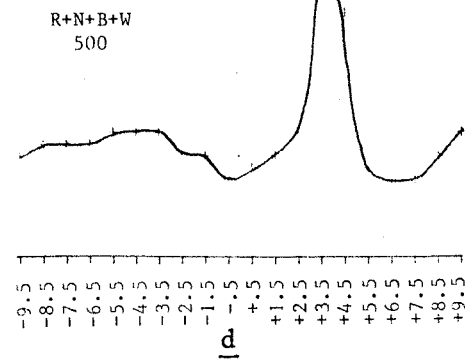
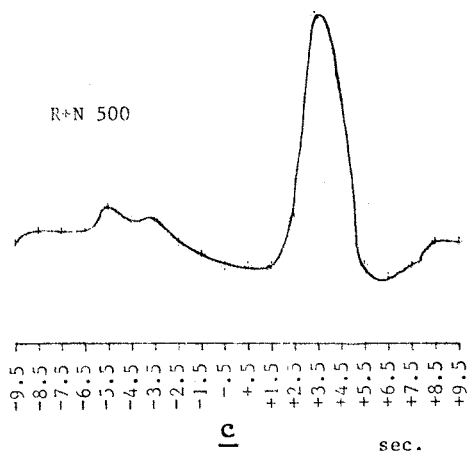
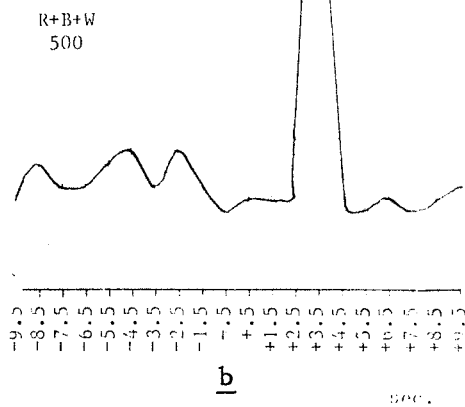
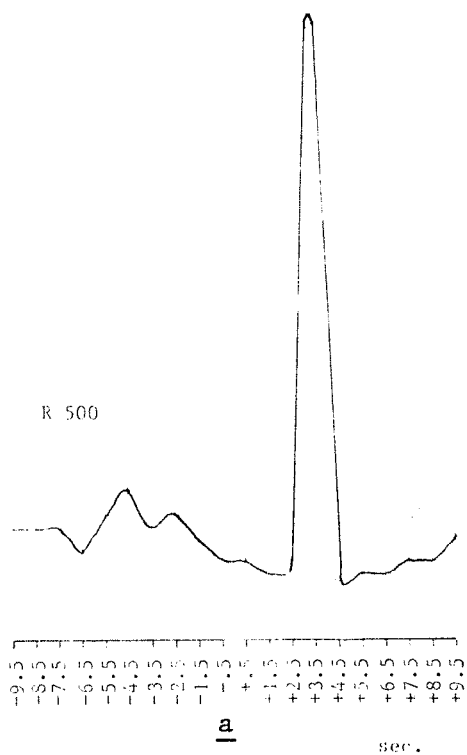


Fig.22: Simulaties van de kruiscorrelatiefunctie tussen G.S.R. en stottermomenten bij een serie van 500.

5. Discussie/conclusie

Aan de hand van de simulaties mag geconstateerd worden dat door het optreden van storingen zoals de fouten van de logopedistes, de spreiding in de stottermomenten en de onrust in en om de meetkamer, de lengte van de meetseries te kort is geweest om aan de hand van de kruiscorrelaties tussen geleidbaarheid van de huid en stottermomenten conclusies te kunnen trekken.

Wel is heel duidelijk geworden dat voor het doen van dit soort metingen de logopedistes geselecteerd moeten worden niet met het criterium dat zij alle stottermomenten herkennen doch met het criterium dat zij bij het aantekenen van de stottermomenten een kleine spreiding vertonen.

Als dan met een dergelijke logopediste en in een zeer rustige omgeving een meetserie gemaakt wordt, welke liefst meer dan 30 stottermomenten omvat, dan moet het mogelijk zijn aan de hand van de kruiscorrelogrammen conclusies betreffende een mogelijk verband tussen stottermomenten en de geleidbaarheid van de huid te trekken.

Indien dan geen duidelijk verband aangetoond kan worden, verdient het aanbeveling om met pupillometrie een relatie te zoeken met de stottermomenten.

APPENDIX I

Veiligheid

De oorzaak en de uitwerking van een elektrische schok is al sinds het einde van de 193 eeuw veelvuldig bestudeerd, vooral om veiligheidsmarges vast te kunnen stellen.

Hierbij werden verschijnselen als pijn, prikkeling van spieren, alsmede weefselbeschadigingen ten gevolge van elektrische stromen door de huid en tussen twee ledematen bestudeerd.

Maatgevend voor de gevaarlijkheid van electriciteit blijkt te zijn: (lit.36)

1. stroomsterkte
2. de frequentie, gelijk- of wisselstroom
3. de inwerkingstijd
4. de weg die de stroom door het menselijk lichaam neemt
5. het gewicht en de lichamelijke conditie van de betroffenen.

1. Grenswaarden voor de stroomsterkte

Hieronder staan een tabel zoals deze door Koeppen (lit. 23) wordt gegeven voor de invloed van verschillende stroomsterktes op het menselijk lichaam. De waarden gelden als de stromen langer dan één seconde aanhouden.

Stroomsterke- bereich	Physiologische Reaktion	Wechselstrom 15 bis 200 Hz Effektivwert	Gleichstrom
I	Geringe Muskelkontraktionen in den Fingern	0,4 bis 4 mA	1 bis 20 mA
	Nervenschütterungen in den Fingern bis zum Unterarm	0,8 bis 4,5 mA	25 bis 40 mA
	Loslassen der Elektrode gerade noch möglich	6 bis 22 mA	40 bis 60 mA
	Selbständiges Lösen von der Elektrode nicht mehr möglich	8,5 bis 30 mA	60 bis 90 mA
II	Noch ertragbare Stromstärke, ohne daß Bewußtlosigkeit eintritt; Blutdrucksteigerung, Herzunregelmäßigkeit; reversibler Herzstillstand bei höherer Stromstärke, teilweise auch schon Bewußtlosigkeit	25 bis 80 mA	80 bis 300 mA
III	Herzkammerflimmern, in der Regel Bewußtlosigkeit	80 mA bis 8 A ^{*)}	über 250 mA bis 5 A
IV	Wie Stromstärkebereich II, Blutdrucksteigerung, Herzstillstand, Arrhythmien; Lungenblähung, Verbrennungen, in der Regel Bewußtlosigkeit	über 3 A	über 3 A

De waarden die de Nederlandse Arbeidsinspectie aanhoudt voor de invloed van 50 Hz-wisselstroom op de mens zijn de volgende:

- 0.010 A : loslaatgrens: het loslaten van een geleider kost inspanning
- 0.015 A : loslaten geheel onmogelijk, pijnlijke kramp
- 0.020 A : hevige pijn
- 0.040 A : bewusteloosheid en optreden van levensgevaar
- > 0.100 A: dodelijke afloop vrijwel zeker

2. Frequentieafhankelijkheid

De door Dalziel, Ogden en Abott (lit. 10) aan tweehonderdvijftig personen gemeten gevoeligheid voor elektrische stromen van verschillende frequenties wordt weergegeven in fig.

Bij gelijkstromen is de gevoeligheid wezenlijk minder dan bij wisselstromen van 50 à 60 Hz.

Dit komt doordat de zenuwen hoofdzakelijk reageren op veranderingen van de stromen. Bij gelijkstromen reageren ze in het bijzonder op het in- en uitschakelen.

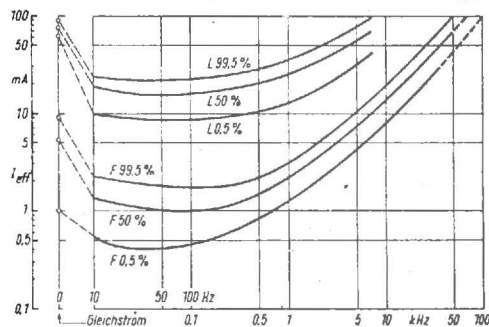


Bild 1. Mit der Hand fühlbare Stromstärken (Kurven F) und Stromstärken, die bei Männern den Handkrampf auslösen (Kurven L), in Abhängigkeit von der Frequenz nach Dalziel, Ogden und Abott [4].

Kurven F: Die Zahlen geben an, wieviel Prozent der Beobachter beim Berühren von Kupferdrähten gerade etwas fühlen.

Kurven L: Die Zahlen geben an, wieviel Prozent der Beobachter in den Händen gehaltene Elektroden nicht mehr loslassen können

fig.16. Frequentieafhankelijkheid van de gevoeligheid voor elektrische stromen

3. Afhankelijkheid van de inwerkingstijd

Uit proeven met dieren is gebleken dat voor wisselstromen de volgende relatie bestaat voor de minimale stroomsterkte (I), waarbij kamerfibrilleren* optreedt, en de stroomduur (T):

$$I\sqrt{T} = \text{constant voor } 0,1 < T < 5 \text{ sec.}$$

Bij gelijkstromen is de gevoeligheid tussen 0,1 en 4 seconden onafhankelijk van de tijd.

4. Afhankelijkheid van richting en de weg die de stroom neemt (lit.29)

De wisselstroom, waarbij fibrilleren optreedt, is uiteraard afhankelijk van het gedeelte van de stroom die door het hart loopt. Bij gelijkstroom heeft ook de richting van de stroom invloed: stromen van hand naar hand zijn wezenlijk minder gevaarlijk dan stromen van de handen naar de voeten. Bij stromen in de lengterichting van het lichaam is het gevaar het minst als de negatieve pool aan de voeten ligt.

Bij wisselstromen is de afhankelijkheid praktisch onafhankelijk van de plaats van de aard-electrode.

* Kamerfibrilleren is het ongecoördineerd samentrekken van de spiervezels van het hart. Van pompwerking is dan geen sprake meer.

5. Lichamelijke conditie en gewicht

Mensen met een slechte lichamelijke conditie zijn gevoeliger voor elektrische stromen dan meer krachtige personen. (lit.10).

Met proeven op dieren werd vastgesteld dat de stroomsterktes, waarbij fibrilleren optreedt, evenredig is met het lichaamsgewicht.

Op grond van deze gegevens zal het duidelijk zijn dat electro-medische apparatuur aan speciale eisen van veiligheid moet voldoen. Als criterium voor de veiligheid van apparatuur hanteert men de lekstroom door de patiënt.

De normalisatie-commissie 62A/WG1 van het Nederlands Electrotechnisch Comité (NEC) heeft voor de maximale grootte van deze lekstromen een aantal aanbevelingen gedaan (lit.1).

Deze commissie gaat uit van de gedachte dat bij een in een apparaat of installatie optredende fout, de z.g. "eerste fout situatie", de stroom direct door het hart niet groter mag zijn dan 10 μ A.

Zij onderscheidt de volgende drie groepen apparatuur.

Groep A: Apparaten voor normaal gebruik. Veiligheidsgrens 500 μ A.

B.v. bureaulamp

Groep B: Apparatuur waarbij geen directe weg door het hart aanwezig is, doch waarbij gebruik gemaakt wordt van oppervlakte-electrodes. Veiligheidsgrens 100 μ A.

B.v. electrocardiograaf

Groep C: Apparaten waarbij een electrode direct in het hart of in de grote bloedvaten is geplaatst. Veiligheidsgrens 10 μ A.

B.v. katheters en pacemakers

Voor intern, direct bij het hart, aangebrachte electrodes (katheters) hebben enige jaren geleden wetenschappelijke medewerkers van de Duke-University in de Verenigde Staten aangetoond dat een stroom van 20 μ A door het hart van een hond in enkele gevallen fibrillatie kan veroorzaken. (De gemiddelde waarde waarbij dit gevreesde verschijnsel optrad lag tientallen malen hoger).

Mede daarom werd tot voor kort aangenomen dat de stroom die inwendig door een patiënt mag vloeien tot minder dan 10 μ A beperkt moet blijven. In augustus 1973 hebben echter P.Graystone en J.R.Ledstone (lit. 18) in Dresden aangetoond dat niet de stroom waarbij fibrillatie optreedt als norm moet worden gehanteerd, doch de stroom waarbij het samentrekken van de kamers ophoudt (7 μ A).

Beveiliging (lit. 1, 17, 37)

Om de patiënt tegen elektrische schokken te beveiligen, dient men alle in de nabijheid van de patiënt aanwezige metalen oppervlakken en elektronische apparatuur te aarden op één punt: het E.P.R.-punt (Equipotential Patient Reference), dat vervolgens op de aardleiding aangesloten wordt. Het is hierbij zaak ervoor te zorgen dat het potentiaalverschil tussen de apparatuur en het E.P.R.-punt altijd kleiner is dan 5 mV.

Verder dient men de apparatuur van groep B aan te sluiten via een scheidings-transformator waarvan de lekstroom kleiner moet zijn dan 100 μ A. Bij een breuk in de aardleiding krijgt de patiënt geen grotere stroom te verwerken dan de lekstroom van de transformator. Opdat de patiënt ook in het geval van een defect in de scheidingstransformator veilig is, dient men in het secundaire net een snelwerkende schakelaar met aardlekbeveiliging op te nemen, welke een nominale aanspreekstroom heeft van 30 mA.

Om ook nog de kans op een breuk in de aardleiding te verkleinen is de aardleiding van de scheidingstransformator dubbel uitgevoerd en de aanwezigheid van de aarde wordt aangetoond door een van beide neonlampjes.

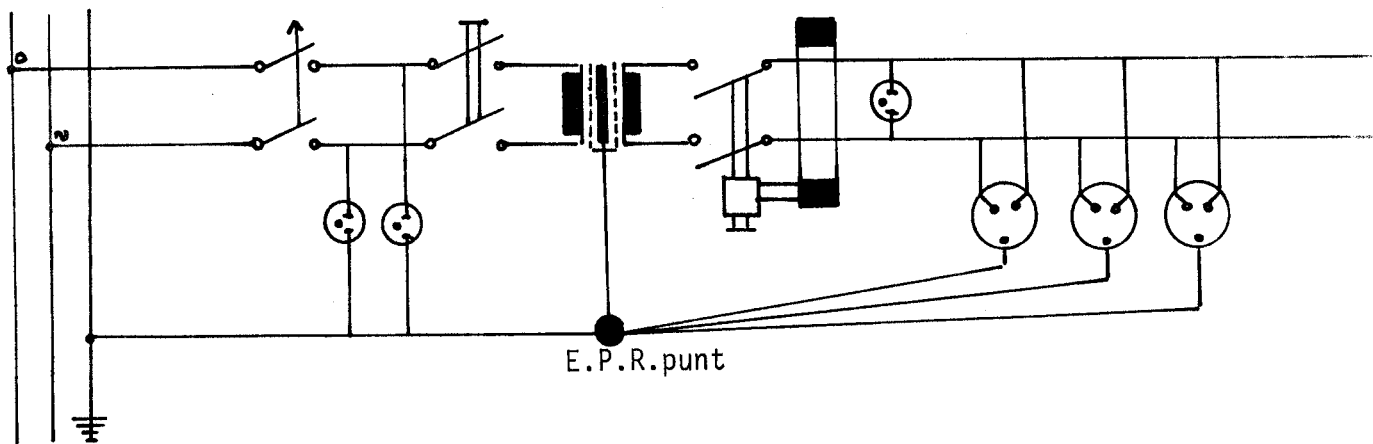
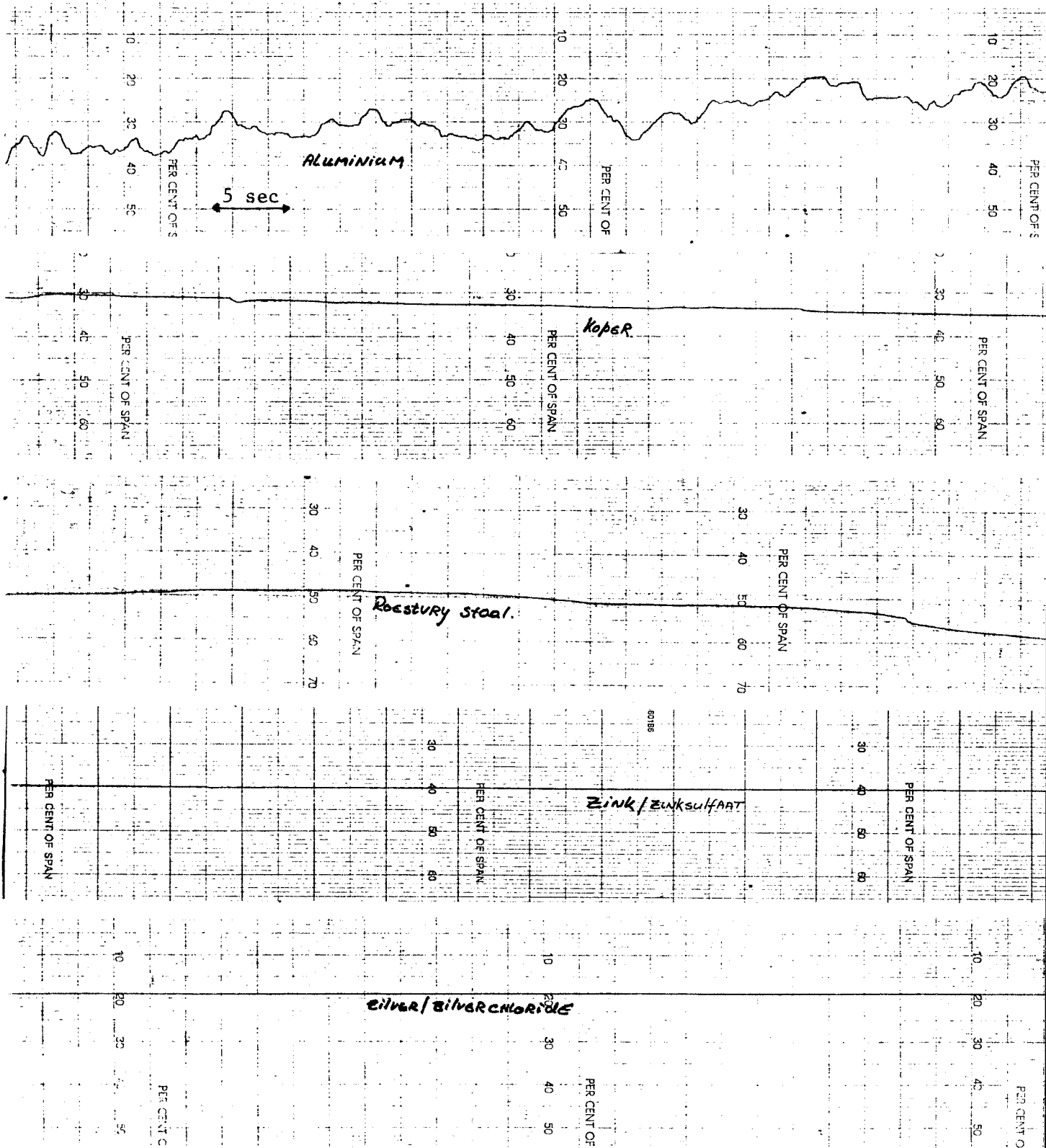


fig.17. schema voeding medische apparatuur

APPENDIX II

Stabiliteit electrodes

Om een indruk te krijgen van de stabiliteit van enige metalen in combinatie met een goede electrodepasta zijn electrodes (1 cm²) op een afstand van 0.5 cm van elkaar geplaatst. De tussenruimte werd met een goede pasta opgevuld. Over de electrodes werd een constante gelijkspanning van 1 volt gezet en de stroom die door de combinatie electrodes/electrodepasta liep, werd als functie van de tijd geregistreerd.



LITERATUUR

1. Andreas, A.H. en J. Boter: Enige aspecten betreffende de beveiliging van de ziekenhuispatiënt tegen elektrische ongevallen, Geneeskundige Gids, Juni 1973.
2. Ax, A.F.: The Physiological Differentiation between Fear and Anger in Humans, Psychosomatic Medicine, Vol.15, 5, 1953.
3. Bendat, J.S. and A.G. Piersol: Measurement and Analysis of Random Data, John Wiley & Sons, Inc., N.Y., London, Sydney, 1966.
4. Bloodstein, O.: A Handbook on Stuttering, Chicago, 1969.
5. Brown, C.C.: Methods in Psychophysiology, Baltimore, 1967.
6. Brutten, E.J. and D.J. Schoemaker: The Modification of Stuttering, Englewood Cliffs, N.J., 1967.
7. Cannon, W.B.: Bodily Changes in Pain, Hunger, Fear and Rage, (2nd ed.), N.Y. Appleton-Century-Crofts, 1936.
8. Clark, F.J. and C. von Euler: On the Regulations of Depth and the Rate of Breathing, J. Physiol. (1972), 222, 267-295.
9. Colman, F.D. and A.A. Paivio: Pupillary response and Galvanic Skin Response during an imagery task, Psychon.Sci., 1969, Vol.16 (6).
10. Dalziel, C.F., Ogden, E. and C.E. Abott: Effect of Frequency on Let-Go-Currents, El. Eng. (1943).
11. Damsté, P.H.: Stotteren, een studie van onvrijwillig en vrijwillig gedrag, 1972, De erven F. Bohn N.V., Haarlem.
12. Edelberg, R.: Electrical Activity of the Skin, its measurement and uses in Psychophysiology, In: Greenfield, N.S., Sternbach, R.A.: Handbook of Psychophysiology, 1972, Holt, Rinehart and Winston inc., N.Y..
13. Elden, H.R.: Biophysical Properties of the Skin, 1971, John Wiley & Sons, Inc., N.Y., London, Sydney, Toronto.
14. Ettema, J.H.: Arbeidsfysiologische aspecten van mentale belasting, Assen, 1967, v. Gorcum & Comp. N.V..
15. Ettema, J.H.: De scoring van de Sinusaritmie, Jaarrapport 1965, Laboratorium voor Ergonomische Psychologie, T.N.O..
16. Geddes, L.A.: Electrodes and the Measurement of Bio electric Events, 1972, John Wiley & Sons, Inc., N.Y., London, Sydney, Toronto.
17. Graven, W.F.: Onwetendheid en verkeerd gebruik van Apparatuur kan catastrofale gevolgen hebben, Technische Gids voor Ziekenhuizen en Instellingen, Amsterdam, Aug. 1970.

18. Graystone, P. and J.R.Ledstone: Microshock Hazards in the Hospital: Fibrillation treshold, the wrong parameter, Digest of the 10 th. International Conference on Medical and Biological Engineering, 1973, Dresden.
19. Hess, E.H.: Pupillometrics, In: Greenfield, N.S.; Sternbach, R.A.: Handbook of Psychophysiology, 1972, Holt, Rinehart and Winston, inc., N.Y..
20. James, W.: What is Emotion?, Mind, 19, (1884).
21. Kahneman, D.; Tursky, B.; Shapiro, A. and A.Crides: Pupillary, Heart Rate and Skin Resistance Changes during a mental Task, Journal of Experimental Psychology, 1969, Vol.79, No.1, 164-167.
22. Kalsbeek, J.W.H.: Mentale Belasting, theoretische en experimentele exploraties ter ontwikkeling van meetmethoden, v.Gorcum & Comp. N.V., Assen, 1967.
23. Koeppen, S.: Elektrische Einwirkungen im Bereich niedriger Stromstärken, E.T.Z.-A, (1954) 81-83.
24. Konno, K. and J.Mead: Measurement of the separate volume changes of ribcage and abdomen during breathing, J.Appl.Physiol. 1967, 22, 407-422.
25. Lader, M.H. and L.Wing: Physiological Measurements, Sedative Drugs and Morbid Anxiety, Oxford Univ.Press, 1966, London, N.Y., Toronto.
26. Lang, P.J., G.R.David and R.A.Sternbach: The psychophysiology of Emotion, In: Greenfield, N.S., Sternbach, R.A.: Handbook of Psychophysiology, 1972, Holt, Rinehart and Winston, inc., N.Y..
27. Montagu, J.D. and Coles, E.M.: Mechanism and measurement of the Galvanic Skin Response, Psychological Bulletin, vol.65, no.5, mei 1966, 261-279.
28. Olst, E.v. en F.v.d.Ham: Enkele problemen bij de bepaling van de electrodermale response, Ned.tijdschrift voor Psychologie, 1967, 22, 301-313.
29. Osypka, P.: Meßtechnische Untersuchungen über Stromstärke, Einwirkungs-dauer und Stromweg bei elektrischen Wechselstromungfällen an Mensch und Tier, Bedeutung und Auswertung für Starkstromanlagen, Electromedizin, Band 8/1963, no.3, p.153-179, no.4, p.193-214.
30. Riper, Ch.v.: Speech Correction: Principles and Methods, Englewood Cliffs, N.J., 1963.
31. Sedláček, M.D.: Reactions of the Autonomic Nervous System in Attacks of Stuttering, Folia Phoniatica, (1948), 97-103.
32. Schoenaker, Th.J.L.: De stotteraar op school en in de behandeling, Haarlem, 1969.
33. Sheehan, J.G.: Stuttering: Research and Therapy, Univ. of California; Los Angeles.

34. Thomas, P.E. and I.M.Korr: Relationship between Sweat Gland Activity and Electrical Resistance of the Skin, Journal of Applied Physiology 10, 1957, 505-510.
35. Tomesen, H.H.: Een literatuuronderzoek naar elektrisch afleidbare metingen van emoties, stageverslag T.H.E., afd. Bedrijfskunde, groep Bedrijfspsychologie, 1970.
36. Viehman, H.: Grenzen der Ungefährlichkeit des elektrischen Stromes, Elektronik, No.11, 1965.
37. Walter, C.W. and P.Bent: Safe Electric Environment in Hospitals, Proceedings of the first National Conference on Electronics in Medicine, N.Y., McGraw Hill, 1969.
38. Whitney, R.J.: The Measurement of changes in human limb-volume by means of a mercury-in-rubber strain gauge, Journal of Psychology, 109, (1949).
39. Burch, N.R.; H.E. Childers and R.J. Edwards: Automatic G.S.R. Analyser. Technical Documentary Report No.63-74, Nov. 1963
U.S.A.F. School of Aerospace Medicine, Aerospace Medical Division (AFSC), Brooks Air Force Base, Texas.