

MASTER

Fotoelektrische reflectieplethysmografie

Weymans, G.J.A.

Award date:
1969

[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

AFDELING ELEKTROTECHNIEK
TECHNISCHE HOGESCHOOL
EINDHOVEN

1302 bse

STUDIEBIBLIOTHEEK
ELEKTROTECHNIEK
E - HOOGBOUW

ERB

GROEP METEN EN REGELEN

Fotoëlektrische reflectieplethysmografie.

G.J.A. Weymans

Verslag van een afstudeeronderzoek uitgevoerd
in de periode mei 1968 - september 1969.
In opdracht van Prof.dr.ir. P. Eykhoff.
Onder leiding van ir. J.M.J.G. Roevros.

Een onderzoek naar het verband tussen de contactdruk van de opnemer en de plethysmogram-amplitude.
Het ontwikkelen van een bevestigingsmethode voor de opnemers zodat bij simultane metingen deze met gelijke druk op de huid bevestigd kunnen worden.

0. Inhoud.

	pag.
0. Inhoud	i
1. <u>Inleiding</u>	1
1.1. Probleemstelling	1
1.2. Doelstelling	2
2. <u>Plethysmografische meetmethoden</u>	3
2.1. Overdrachtsplethysmografie	3
2.2. Veneuze occlusieplethysmografie	5
2.3. Fotoëlektische plethysmografie	6
2.4. Impedantie plethysmografie	8
3. <u>Fysiologische factoren die het fotoëlektisch reflectieplethysmogram beïnvloeden</u>	10
3.1. Bloeddruk	10
3.2. Zuurstofgehalte van het bloed	12
3.3. Hemoglobine-gehalte van het bloed	13
3.4. Erythrocyten-getal van het bloed	14
3.5. Druk waarmee de opnemer op de huid aanligt	14
3.6. Verschillen in weefselstructuur en huidpigmentatie	14
4. <u>Sturing van de bloeddruk, de hartfrequentie en de hartoutput</u>	15
4.1. Inleiding	15
4.2. Speciale weefselstructuren van het hart	15
4.3. Regulatie van de hartfunctie	17
4.3.1. De vagus	17
4.3.2. De sympathicus	17
4.4. Lichaamsparameters die het hartritme beïnvloeden	17
4.4.1. Impulsen afkomstig van de hogere centra	18
4.4.2. Ademhaling.	18
4.4.3. Reflextorische sturing	18
4.4.4. O ₂ - en CO ₂ - gehalte van het bloed	20
4.4.5. Lichaamstemperatuur	20
4.4.6. Adrenaline-gehalte van het bloed	20
4.4.7. Lichamelijke inspanning	20

	pag.
4.5. Output van het hart	20
4.5.1. Frequentie en kracht van de hartslag	21
4.5.2. Veneuze bloedstroom naar het hart	21
4.5.3. Arterieële bloeddruk	21
4.6. Regulatie van de bloeddruk	22
4.6.1. Periphere weerstand	22
4.6.2. Vasomotorisch centrum	23
4.6.3. Ademhaling	24
5. <u>Het normale fotoëlektrisch reflectieplethysmogram</u>	29
6. <u>Fotoëlektrische reflectieplethysmograaf "De Vasotest"</u>	32
7. <u>Bevestigingsmethode van de probe op de huid</u>	38
7.1. Verband tussen de probe-druk en de amplitude van het plethysmogram	38
7.2. Eisen te stellen aan de bevestigingsmethode	38
8. <u>Druk-transducer, gebruikt bij het bepalen van het verband tussen probe-druk en plethysmogram-amplitude</u>	39
8.1. Transducer, waarbij gebruik gemaakt wordt van opblaasbare cuffjes	39
8.2. Druktransducer met een vlak membraam	40
8.3. Proto-type van de elektrodynamische transducer	43
8.4. Metingen aan het proto-type	47
8.5. Gerealiseerde elektrodynamische druk-transducer	53
8.6. Ijkgrafiek van de druktransducer	55
9. <u>Meetschakelingen gebruikt bij het bepalen van het verband tussen de probe-druk en de plethysmogram-amplitude</u>	59
9.1. Ademhalingsopnemer	59
9.2. Poortschakeling	60
9.3. Schakeling voor het registreren van de gemiddelde top-topwaarde van de plethysmogram-amplitude	63
9.4. Metingen aan de inverterende schakeling	66
9.5. Calibratie van de schakeling	72
9.6. Meetresultaten	74
9.7. Discussie van de meetresultaten	76
10. <u>De elastische eigenschappen van de bloedvaten en de invloed van de gladde spieren rond de arteriën</u>	87

	pag.
10.1. Spanningsevenwicht van het bloedvat	87
10.2. Totale spanning in de vaatwand	88
10.3. Toepassing van de wet van Laplace voor de verschillende bloedvaten	88
10.4. Elasticiteitskrommen van een bloedvat	89
10.5. Spanningsevenwicht als gevolg van een zuiver elastische spanning in de vaatwand	90
10.6. Spanningsevenwicht als gevolg van een zuiver aktieve spanning in de vaatwand	91
10.7. Spanningsevenwicht als gevolg van een elastische en een aktieve spanning in de vaatwand	92
11. <u>Verband tussen de amplitude van het plethysmogram en de probe-druk</u>	94
11.1. Verband tussen de doorsnede van het bloedvat en de trans- murale druk P_T .	94
11.2. Verband tussen de plethysmogramamplitude en de doorsnede van het bloedvat	95
11.3. Verband tussen de gemiddelde top-top waarde van de ple- thysmogramamplitude en de transmurale druk.	
11.4. Conclusie.	
12. <u>Bevestigingsmethoden waarmee bij simultane metingen de probe's met een zo nauwkeurig mogelijk gelijke druk aan de extremiteiten bevestigd kunnen worden</u>	98
12.1. Inductieve probeklem	99
12.2. Capacitieve probeklem	100
12.3. Mechanische probeklem	103
12.4. Conclusies	105
13. <u>Suggesties voor verder onderzoek</u>	106
14. <u>Summary</u>	108
15. <u>Appendix</u>	109
16. <u>Lijst van in het verslag gebruikte geneeskundige woorden</u>	136
17. <u>Litteratuur</u>	138

1. Inleiding.

Metingen aan het menselijk lichaam zijn verricht vanaf het ogenblik, dat de mens tot het besef kwam, dat de lichaamsfuncties aan bepaalde wetmatigheden onderhevig zijn.

Een van de belangrijkste lichaamsfuncties is de bloedsomloop en een veelvoud van meetmethoden om de karakteristieke parameters als bloeddruk, bloedstroomsnelheid (bloedflow) en hartfrequentie (pols) te bepalen zijn in de loop van de tijd dan ook ontwikkeld.

Men onderscheidt hierbij de bloedige en de onbloedige meetmethoden; bij de eerstgenoemden meet men via een katheder die in de bloedbaan wordt gebracht, voor de laatstgenoemde metingen is een chirurgische ingreep niet nodig: het bepalen van de hartfrequentie door het afdasten van de polsslagader vormt hiervan wel het eenvoudigste voorbeeld.

Bieden de onbloedige meetmethoden de voordelen dat geen chirurgisch ingrijpen door een specialist noodzakelijk is en dat de patient geen hersteltijd nodig heeft; de nadelen zijn dat de resultaten in het algemeen een kwalitatief karakter hebben en dat calibrering van de meetresultaten bijzonder moeilijk zoal niet onmogelijk is.

1.1 Probleemstelling.

Tot de onbloedige meetmethoden behoort de plethysmografie (volume-meting) .

Hierbij bepaalt men de variatie in de bloedvulling van een klein gedeelte van het menselijk lichaam als functie van de tijd en aan de hand van de meetresultaten kan men dan een uitspraak doen over de toestand van dat gedeelte van de bloedsomloop, waarlangs het betreffende lichaamsdeel van bloed voorzien wordt.

Vaak worden deze metingen simultaan uitgevoerd aan twee overeenkomstige lichaamsdelen waardoor toestandsverschillen in de betreffende bloedsomloopgedeelten gesignaleerd kunnen worden.

Een samenvatting van de verschillende plethysmografische technieken is ondergebracht in hoofdstuk 2.

Uiteraard wordt iedere meetmethode nadelig beïnvloed door fouten en de probleemstelling van dit afstudeerwerk is dan ook deze fouten, die optreden bij fotoëlektrische reflexieplethysmografie, te signaleren, hun invloed te onderzoeken en eventueel de invloed ervan

bij een simultane meetmethode te elimineren.

1.2. Doelstelling.

Om het plethysmogram kritisch te kunnen onderzoeken is het noodzakelijk dat men weet hoe een normaal plethysmogram er uit ziet. Hiertoe zullen we allereerst nagaan welke parameters van invloed zijn op het plethysmogram en hoe hun invloed hierop tot uiting komt. Vervolgens zullen we onderzoeken welke meetfouten er op kunnen treden bij de fotoëlectrische reflectieplethysmografie. De invloed van de grootste foutenbron, namelijk variaties in de druk waarmee de probe op de huid aanligt, zal worden geanalyseerd.

Tenslotte zal een bevestigingsmethode voor de probe's worden besproken waarbij variaties in de plethysmogramamplituden ten gevolge van probe-drukvariaties bij een simultaanmeting geëlimineerd zijn.

2. Plethysmografische meetmethoden.

Het woord plethysmografie vindt zijn oorsprong in het Grieks in de twee woorden $\tau\lambda\eta\theta\omicron\varsigma$ (plethos), wat „volte" en $\gamma\rho\alpha\varphi\omega$ (grafo), wat „schrijven" betekent. Uit de naamgeving blijkt al dat het doel van deze meetmethoden het registreren van een vulling is en wel de vulling van bloedvaten van een gedeelte van het menselijk lichaam als functie van de tijd.

Deze gedeelten zijn extremiteiten: vingers, tenen en oren; ledematen of een oppervlaktegedeelte van het menselijk lichaam.

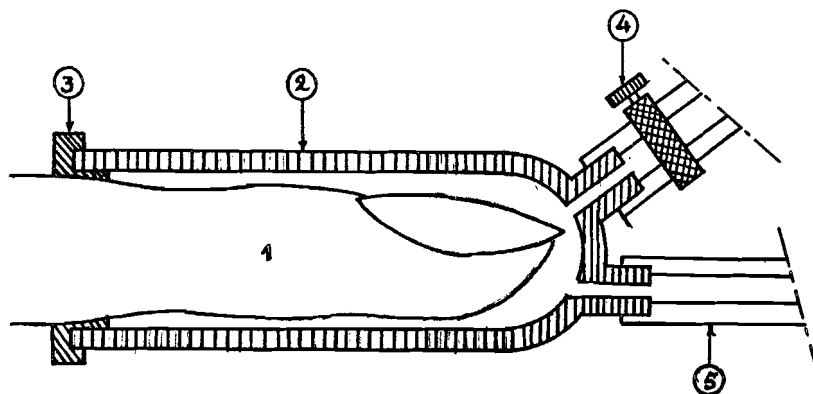
We kunnen de plethysmografie naar meetmethoden als volgt indelen:

1. Overdrachtsplethysmografie,
2. Veneuze occlusie plethysmografie,
3. Fotoëlektrische plethysmografie,
4. Impedantie plethysmografie.

2.1. Overdrachtsplethysmografie.

De overdrachtsplethysmografie is de oudste methode om de variaties van de bloedvulling te registreren.

Men gebruikt een opstelling zoals geschetst in figuur 1.



figuur 1.

1. Extremititeit.
2. Huis van de volumeplethysmograaf.
3. Afdichting rond de extremititeit.
4. Afsluitbare vulopening.
5. Leiding naar een registrerend instrument.

De ruimte binnen het huis is geheel gevuld met vloeistof.

Veranderingen in het volume van de extremiteit als gevolg van veranderingen in de bloedvulling verdrijft de vloeistof in meer of mindere mate naar het registrerend instrument, dat weinig weerstand op deze vloeistofverplaatsing mag uitoefenen.

Het grote voordeel van deze meetmethode is dat de meting kwantitatief is. Bovendien kunnen ook metingen aan ledematen worden verricht. Matthes¹⁾ geeft als nadeel van deze methode achtereenvolgens:

1. Spierbewegingen zijn moeilijk te elimineren.
2. De afdichting van het huis rond de extremiteit beïnvloedt de bloedvoorziening.
3. Behalve de perifere vaten worden ook de grotere bloedvaten ingesloten waarvan het gedrag wezenlijk anders is dan dat van de perifere vaten zodat de invloed van de vaten afzonderlijk op het plethysmogram moeilijk te analyseren is.

Uit deze volumeplethysmograaf is later een nieuwe meetmethode ontwikkeld waarbij men de omtrekvariatiën van de ledematen registreert. De grondgedachte hierbij is dat de lengte van de bloedvaten niet verandert.

Als opnemers gebruikt men kwikkoordjes (zie hoofdstuk 9.1, blz. 59), rekstrookjes of capacatieve opnemers waarvan de impedantie als gevolg van de omtrekvariatie van het lichaamsdeel verandert.

Bij de kwikkoordjes en de rekstrookjes is dit een weerstandsverandering als gevolg van de lengteverandering van de opnemer, bij de capacatieve opnemer verandert de capaciteit doordat de afstand tussen de condensator-elektroden varieert. Deze impedantieveranderingen worden gemeten met behulp van een brugschakeling.

De meetmethode is kwalitatief. De nadelen, die genoemd zijn bij de volumeplethysmograaf, uitgezonderd punt 2., kleven ook aan deze methode. Bovendien beïnvloeden de elastische eigenschappen van de opnemers de metingen nadelig.

Ellenkamp²⁾ geeft in zijn afstudeerverslag, waarin hij onder andere metingen aan een proefopstelling beschrijft, een zeer gedetailleerde uiteenzetting van deze methoden terwijl hij tevens correctie-mogelijkheden aangeeft om de nadelige beïnvloeding door de elastische eigenschappen van de opnemers te elimineren.

Vermeij³⁾ beschrijft in een stageverslag metingen met de Whitney-opnemers (kwikkoordjes) aan vivo en wel aan het been. Hieruit blijkt dat een simultane meting op overeenkomstige plaatsen op beide benen een goede methode is om verschillen in bloedvoorziening naar deze

ledematen te indiceren.

De relatieve omtreksvariatiën blijken niet homogeen over het been verdeeld te zijn. Dit heeft tot gevolg dat calibrering van deze metingen bijzonder moeilijk is. Indien we het been opdelen in cilindrische segmenten met volumes $v_1, v_2, v_3, \dots, v_n$, dan bedraagt het totale volume V :

$$V = \sum_{i=1}^n v_i \tag{1}$$

De relatieve variatie in het totale volume is dan:

$$\frac{dV}{V} = \frac{1}{V} \sum_{i=1}^n dv_i = \frac{1}{V} \sum_{i=1}^n v_i \frac{dv_i}{v_i} \tag{2}$$

Indien de straal van het cilindrisch segment r_i is en we de verandering in de lengterichting nul stellen kunnen we schrijven:

$$\begin{aligned} \frac{\Delta v_i}{v_i} &= \frac{\pi(r_i + \frac{1}{2}\Delta r_i)^2 L - \pi(r_i - \frac{1}{2}\Delta r_i)^2 L}{\pi r_i^2 L} = \\ &= \frac{2\pi r_i \Delta r_i}{\pi r_i^2} = \frac{2\Delta r_i}{r_i} = \frac{2\Delta O_i}{O_i} \end{aligned} \tag{3}$$

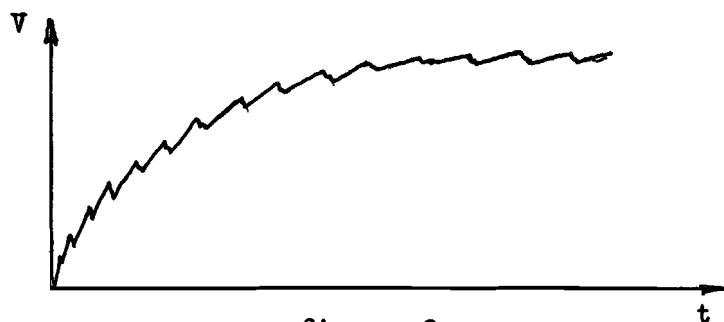
met O_i als omtrek van het cilindrisch segment.

Allen indien de relatieve omtreksvariatiën homogeen over het been verdeelt zijn en gelijk zijn aan $\frac{\Delta O}{O}$ volgt uit (2) en (3):

$$\frac{dV}{V} = \frac{1}{V} \sum_{i=1}^n v_i \frac{2dO}{O} = \frac{2dO}{O} \tag{4}$$

2.2. Veneuze occlusieplethysmografie.

Bij deze meetmethode wordt om de extremitéit een rubbermanchet gelegd die plotseling opgepompt wordt tot een drukwaarde die ligt tussen de veneuze en de arteriële bloeddruk in. Ten gevolge hiervan wordt de veneuze afvoer van de extremitéit geblokkeerd terwijl de arteriële toevoer doorgaat totdat de venen hun eindvolume en hun einddruk bereikt hebben. Met behulp van bijvoorbeeld de volumeplethysmograaf wordt de volume-toename van de extremitéit geregistreerd.



figuur 2.

Op de volume-tijd kromme is een rimpel gesuperponeerd die veroorzaakt wordt door de arteriële pols. Deze rimpel is echter klein ten opzichte van de totale volumetoename.

Voor de arteriële flow geldt nu:

$$I_0 = \left. \frac{dV}{dt} \right|_{t=0} \quad (5)$$

Deze meetmethode is de nauwkeurigste onbloedige flow-meting die tot nu toe mogelijk is. Men kan op deze manier echter alleen de totale arteriële flow meten.

2.3. Fotoëlektrische plethysmografie.

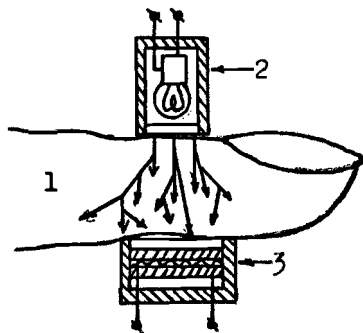
De fotoëlektrische plethysmografie is voor het eerst toegepast door Hertzman (1937) en Matthes (1938).

De meetmethode die zij toepasten was de zogenaamde transilluminatietechniek. Hierbij wordt aan een zijde van een huidplooi of een extremititeit een lichtbron en aan de andere zijde een fotoëlektrische opnemer geplaatst. De gemiddelde lichtsterkte, die op de opnemer valt, wordt gemoduleerd door de polsgolf, die een variërende bloedvulling in het weefsel veroorzaakt. Ten gevolge van deze lichtsterktemodulatie ontstaat over de foto-opnemer een gemoduleerd signaal dat met behulp van een brugschakeling geregistreerd wordt.

Toen naderhand de fotoëlektrische opnemers geperfectioneerd werden ontstonden de reflectiemetingen.

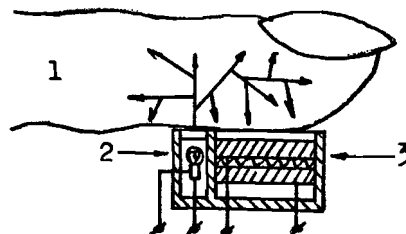
Hierbij zijn de lichtbron en de foto-opnemer in een huis gemonteerd. Het licht valt in het weefsel, wordt ten gevolge van de variërende bloedvulling gemoduleerd gereflecteerd en vervolgens geregistreerd met behulp van de foto-opnemer.

In figuur 3 zijn de beide methoden geïllustreerd:



figuur 3_a:

Transilluminatie plethysmografie



figuur 3_b:

Reflectie plethysmografie.

In principe zijn beide metingen gelijkwaardig.

De toepassingsmogelijkheden van de reflectie-methode zijn echter groter omdat deze ook gebruikt kunnen worden op die plaatsen van het menselijk lichaam die niet doorlicht kunnen worden.

Als gevolg van de beperkte doordringdiepte van het licht zal het te onderzoeken weefsel altijd aan de oppervlakte van het menselijk lichaam gelegen zijn. Dit houdt in dat in het algemeen alleen perifere vaten van invloed zijn op de vorm van het plethysmogram en dat het te onderzoeken gebied een homogene weefselstructuur bezit. Hierbij is natuurlijk wel vereist dat men de plaatsen, waar grotere arteriën dicht onder het huidoppervlak liggen, vermijdt.

Bij transilluminatie-metingen mogen we ook spreken van een homogene weefselstructuur omdat het licht alleen via een dunne oppervlakte-laag de foto-opnemer bereikt. Dat de weg, waarlangs het licht zich voortplant, niet dwars door de extremitet loopt wordt het best geïllustreert door het feit dat het onmogelijk is met licht, waarvan de golflengte in het zichtbare gebied ligt, de contouren van de beenderen in de extremitet zichtbaar te maken, hoe hoog we de lichtintensiteit van de lichtbron ook opvoeren.

Fotoëlektrische plethysmografie is een kwalitatieve meetmethode. Een absolute calibratie van de meetresultaten is tot nu toe niet mogelijk gebleken.

De metingen worden soms simultaan uitgevoerd aan twee overeenkomstige extremiteten en worden veel toegepast voor, gedurende en na vaatchirurgische ingrepen. Door de perifere volumepols te registreren op verschillende plaatsen van de extremiteten kan men de plaats bepalen waar zich een arteriële obstructie voordoet en tevens een uitspraak doen over de mate waarin het bloedvat verstopt is.

Gebleken is dat deze methode betere resultaten oplevert dan een onbloedige flow-meting volgens een van de andere principe's.

Gedurende de operatie wordt met dezelfde meetmethode gecontroleerd

hoe het effect van de ingreep is terwijl na de ingreep post-operatieve complicaties geïndiceerd kunnen worden.

De methode heeft het voordeel dat ze bijzonder eenvoudig uitgevoerd kan worden.

Door het lage gewicht van de opnemer hebben kleine bewegingen van de extremiteit nauwelijks invloed.

Bovendien beperkt men zich bij de meting tot de bloedvaten in de periferie van de extremiteiten, bloedvaten die qua gedrag bijzonder veel op elkaar lijken.

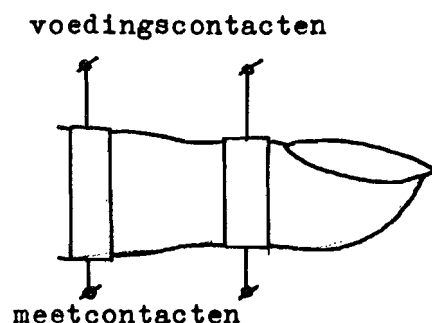
Matthes¹⁾ en Ehlings⁴⁾ geven een aantal factoren op die de meetresultaten kunnen beïnvloeden:

1. Variaties in de bloedvulling met andere frequenties dan die van de hartslag worden eveneens geregistreerd.
2. De bloedkleur, dat wil zeggen het zuurstofgehalte van het bloed, is van invloed.
3. Het hemoglobine-gehalte van het bloed speelt een rol evenals:
4. Het erythrocyten-aantal.
5. De druk, waarmee de opnemer op de huid aanligt, bepaalt gedeeltelijk de plethysmogram-amplitude.
6. Weefselstructuur- en huidpigmentatieverschillen doen de meetresultaten uiteenlopen.

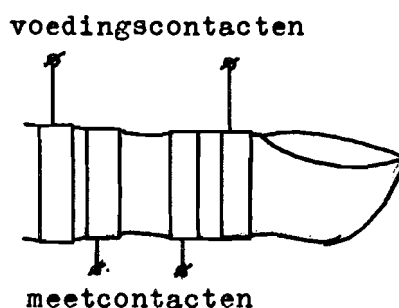
Op deze factoren wordt in Hoofdstuk 3 nog uitgebreider ingegaan. In de appendix is een afleiding opgenomen, waarin het verband berekend is tussen de intensiteit van het licht dat in het weefsel valt en de intensiteit van het licht dat gereflecteerd wordt.

2.4. Impedantie plethysmografie.

Impedantie plethysmografie is het bepalen van volumeveranderingen van een lichaam of van lichaamsdelen door impedantiemeting.



figuur 4_a :
Twee elektroden methode



figuur 4_b :
Vier elektroden methode

Met behulp van twee band-electroden wordt een wisselstroom door de te onderzoeken extremiteit gestuurd. De impedantie veranderingen tussen deze twee elektroden (twee elektroden methode) of tussen twee andere meet elektroden (vier elektroden methode) is dan een maat voor de volume-veranderingen van het onderzochte deel van de extremiteit.

De impedantie is complex: resistief en capacitief.

Het gebruik van een wisselspanning is noodzakelijk omdat het elektroden/huidcontact functioneert als een condensator waardoor er een polarisatie effect optreedt. De gebruikte frequenties variëren van 10 - 200 kHz; de stroomsterkte van 0,1 - 1,0 mA.

De metingen leveren kwalitatieve gegevens op.

Het grote voordeel van deze meetmethode is gelegen in de eenvoud ervan. Bovendien is het mogelijk om met dezelfde meetapparatuur andere variërende grootheden van het menselijk lichaam te meten. Krop⁵⁾ noemt in zijn stageverslag onder andere:

Impedantie oculografie (bepalen van de oogstand), impedantie pneumografie (registreren van het ademhalingspatroon) en rheocardiografie (bepalen van hartvolume-variaties).

De nadelen van deze methode zijn:

1. Het is niet altijd mogelijk na te gaan wat de oorzaken van bepaalde impedantie-veranderingen zijn.
2. De contactimpedantie van de elektrode/huid overgang is van invloed op de meetresultaten. Deze contactimpedantie hoeft niet constant te zijn. Bij de vier elektroden methode is deze invloed te compenseren door de meet elektroden geen stroom te laten voeren maar dit gaat dan ten koste van hoge eisen die aan de meetapparatuur gesteld moet worden.

Met de impedantie plethysmografie is het overzicht van de verschillende meettechnieken voltooid.

Samenvattend kunnen we stellen dat in het algemeen slechts kwalitatieve gegevens verkregen worden waarvan absolute calibratie bijzonder moeilijk zoal niet onmogelijk is.

Voor het bepalen van de grootte-orde van de te meten variabelen en voor het vergelijken van simultane metingen zijn de methoden echter wel bruikbaar mits de nodige voorzieningen getroffen worden om de meetfouten zo goed mogelijk te elimineren.

3. Fysiologische factoren die het fotoëlektrisch reflectieplethysmogram beïnvloeden.

3.1. Bloeddruk.

Het plethysmogram geeft de variaties van de bloedvulling weer en het ontleent zijn waarde aan het feit dat er een nauw verband bestaat tussen de bloedvulling van en de bloedflow door het te onderzoeken lichaamsdeel.

Hertzman^{6,7)} ontwikkelde een methode om, per proefpersoon, deze twee grootheden kwalitatief te vergelijken door metingen aan vingertoppen. Hij vond door een groot aantal metingen een vast verband tussen de amplitude van het fotoëlektrisch reflectieplethysmogram enerzijds en de bloedvulling en bloedflow anderzijds.

Hiertoe registreerde hij het plethysmogram en nam vervolgens de afname in plethysmogram-amplitude op bij het aanbrengen van een filter in de lichtbaan. Zo kon hij de plethysmogram-amplitude uitdrukken in "filtereenheden" volgens de uitdrukking:

$$V_F = \frac{V_L}{F_i} \quad (5)$$

Hierin is:

F_i : afname van de plethysmogram-amplitude door het aanbrengen van het filter.

V_L : amplitude van het fotoëlektrisch reflectie plethysmogram.

V_F : V_L uitgedrukt in "filtereenheden".

Het bloedvolume equivalent van een filtereenheid bepaalde hij met behulp van een volumeplethysmograaf:

$$V_V = K_V \cdot V_F \quad (6)$$

V_V : amplitude van het volumeplethysmogram cc/cm²

K_V : constante cc/cm²/filtereenheid

K_V bleek voor alle proefpersonen te liggen tussen 0,000249 en 0,000265 met als gemiddelde waarde 0,000260.

Het bloedflow equivalent van een filtereenheid bepaalde hij met een veneuze occlusietechniek voor kleine flow-waarden en met een calorimetrische methode voor grote flow-waarden.

Hij vond hierbij de uitdrukking:

$$F = K_F \cdot V_F \quad (7)$$

In uitdrukking (7) is:

F : flow per minuut cc/min.

K_F : constante cc/cm²/min/filtereenheid. $\overline{K_F} = 0,10$

Met deze uitdrukkingen als gereedschap toonde Hertzman aan, door bij een zeer groot aantal proefpersonen het plethysmogram opte nemen met en zonder filter in de lichtbaan, dat de variaties in bloedvulling en flow dezelfde richting hadden en dat er een nagenoeg lineair verband bestond tussen deze twee grootheden.

Ehlings⁴⁾ komt tot de conclusie dat, hoewel de wet van Lambert-Beer (zie appendix) alleen streng geldt voor hemoglobine-oplossingen, men ten naaste bij mag stellen dat de logarithme van de gereflecteerde hoeveelheid licht in lineair verband staat tot het bloedgehalte van het weefsel. Omdat de veranderingen in lichtreflectie, als gevolg van de volumepols, zeer klein zijn vergeleken met de totale lichtreflectie van het weefsel, is het geoorloofd om een lineair verband aan te nemen tussen de uitslagen van de plethysmograaf en de veranderingen in bloedvulling van het weefsel.

Uit het bovenstaande volgt dan, volgens Ehlings, dat er een lineair verband bestaat tussen de uitslagen van de plethysmograaf en de flowvariaties in het weefsel.

Omdat de bloedflow bepaald wordt door de bloeddruk en de weerstand van de systeemcirculatie zullen veranderingen in deze twee laatste parameters dadelijk tot uiting komen in de bloedflow en dus ook in de bloedvulling.

Bloeddrukvariaties onderscheiden we in drie groepen:

1. Drukvariaties met een frequentie gelijk aan die van de hartslag.
2. Drukvariaties met eenzelfde periodetijd als die van de ademhaling.
3. Drukvariaties met veel grotere periodetijden.

Ze worden drukvariaties van respectievelijk de eerste, de tweede en de derde orde genoemd.

Wat betreft de drukvariaties van de eerste en de tweede orde heeft de perifere bloedvullingsverandering dezelfde richting als de bloeddrukverandering. Ze worden veroorzaakt door een meer of minder intensieve hartwerking.

Bij drukvariaties van de derde orde heeft de perifere bloedvullingsverandering een tegengestelde richting ten opzichte van de bloeddruk-

verandering; een toename in bloeddruk heeft een afname van de vulling tot gevolg; een afname in de bloeddruk veroorzaakt een vullingstoename. De oorzaak hiervan is het feit dat de bloeddrukregeling nu plaats vindt door tonusverandering van de arteriolen; een hogere bloeddruk is het gevolg van samentrekken van de arteriolen (vasoconstrictie) waardoor bij hetzelfde hartslagvolume de vulling afneemt; een lagere bloeddruk is het gevolg van verwijding van de arteriolen (vasodilatie), waardoor bij hetzelfde hartslagvolume de vulling stijgt.

3.2. Zuurstofgehalte van het bloed.

Het zuurstofgehalte van het bloed bepaalt mede de bloedkleur.

In het bloed wordt zuurstof gebonden door hemoglobine. Geoxydeerd hemoglobine heeft een rode kleur; gereduceerd hemoglobine een meer blauwe kleur.

Onder het zuurstofgehalte van het bloed verstaan we de verhouding van de concentratie O_2H_b tot de som van de concentraties O_2H_b en $redH_b$:

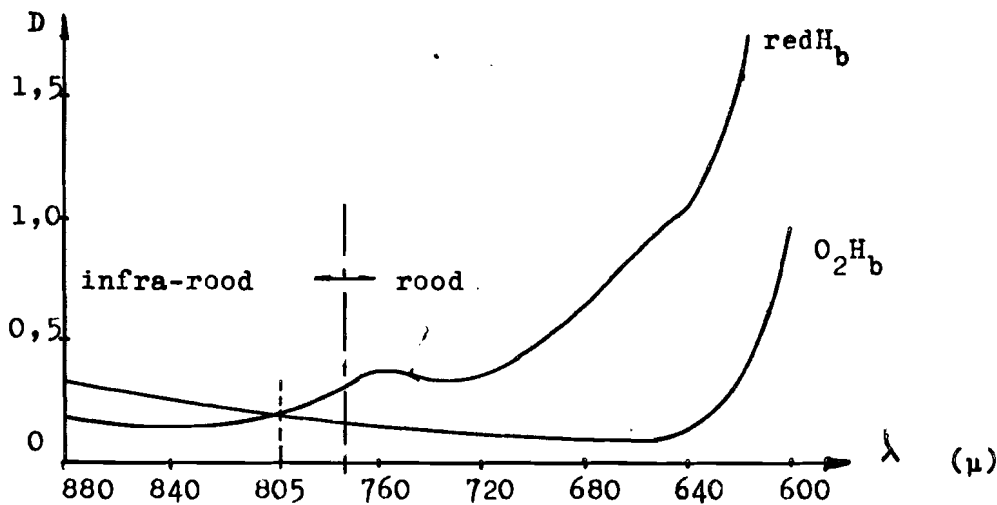
$$S = \frac{C_{O_2H_b}}{C_{O_2H_b} + C_{redH_b}} \quad (8)$$

In de onderstaande figuur zijn de absorptiespectra opgenomen van O_2H_b en $redH_b$.

D : optische dichtheid: $\log \frac{I_o}{I_t}$

I_o : intensiteit van het opvallend licht.

I_t : intensiteit van het doorgelaten licht.



figuur 5.

We zien dat bij een golflengte van 805 μ de optische dichtheid voor beide soorten hemoglobine dezelfde is. Metingen, uitgevoerd met licht van deze golflengte, zal dientengevolge onafhankelijk zijn van de bloedkleur dus van de verhouding $C_{O_2Hb} : C_{redHb}$.

3.3. Hemoglobine-gehalte van het bloed.

Onder het hemoglobine-gehalte van het bloed verstaan we de totale concentratie van Hb-derivaten in het bloed:

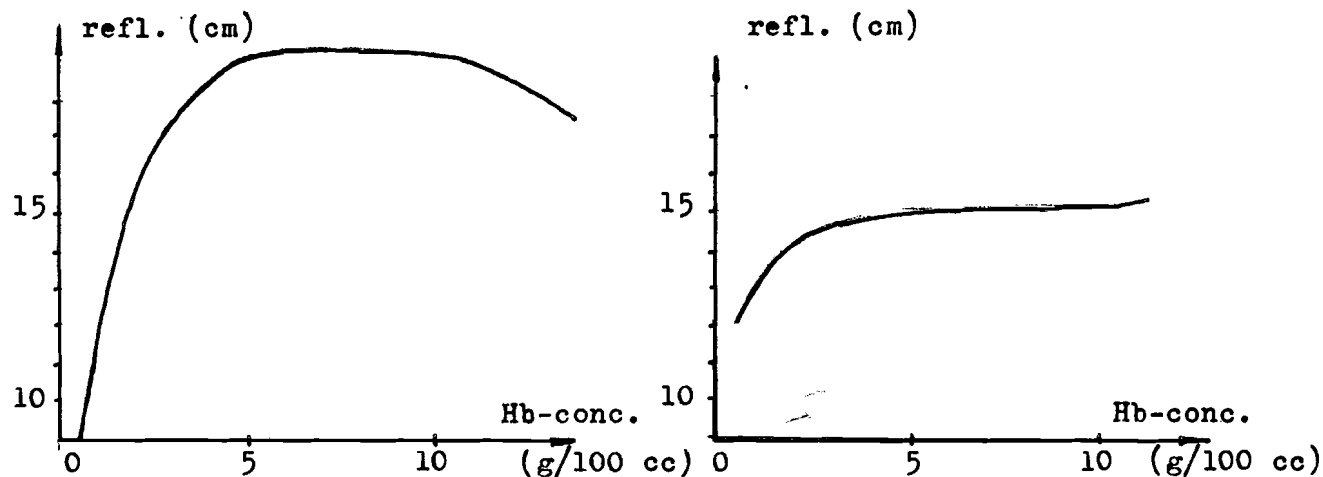
1. Geoxydeerd hemoglobine O_2Hb ,
2. Gereduceerd hemoglobine $redHb$,
3. Hemoglobine of methemoglobine $MethHb$,
4. Carboxy hemoglobine $COHb$.

Normaal zijn de pathologische Hb-derivaten $MethHb$ en $COHb$ in het bloed nauwelijks of niet aanwezig.

In de onderstaande figuren, overgenomen van Zijlstra en Mook⁸⁾, is de intensiteit van het gereflecteerde licht uitgezet als functie van de Hb-concentratie.

Figuur 6a geldt voor volledig met zuurstof verzadigd bloed, figuur 6b heeft betrekking op zuurstof-vrij bloed. Hierbij moet aangetekend worden dat voor mannen de Hb-concentratie varieert tussen de 14 en 18 g/100cc; voor vrouwen varieert de concentratie tussen de 12 en 15,5 g/100cc.

De metingen zijn verricht met diffuus licht aan Hb-samples.



figuur 6a.

figuur 6b.

3.4. Erythrocyten-getal van het bloed.

In normaal bloed bestaat er een vaste proportionaliteit tussen de totale Hb-concentratie en het erythrocyten-getal van het bloed. Toch heeft het geen zin om de horizontale assen van de figuren 6a en 6b te calibreren in het erythrocytengetal/100cc. Volgens Zijlstra en Mook⁸⁾ is bewezen dat de lichtreflectie van een erythrocyten suspensie bepaald wordt door de totale Hb-concentratie van de sampel, het aantal bloedlichaampjes heeft weinig of geen invloed. De experimentele data, die tot deze conclusie geleid hebben, zijn verkregen uit onderzoeken die oorspronkelijk bedoeld waren om een eenvoudige meetmethode te ontwikkelen om het erythrocyten-getal van menselijke bloedsamples te bepalen via een fotoëlektrische plethysmografische methode.

3.5. Druk waarmee de opnemer op de huid aanligt.

Uit metingen is gebleken dat de druk, waarmee de opnemer op de huid aanligt, van invloed is op de amplitude van het plethysmogram. Aangezien reflectie metingen meestal simultaan uitgevoerd worden aan twee overeenkomstige extremiteiten, waarbij amplitude-verschillen van de plethysmogrammen bepalend zijn voor de bloedflow-verschillen in de overeenkomstige ledematen, kan de fout, die ontstaat door de twee opnemers met verschillende aanligdruk te bevestigen, storend werken.

Een onderzoek naar het verband tussen de probe-druk en de plethysmogram-amplitude is een onderdeel van dit afstudeerwerk.

3.6. Verschillen in weefselstructuur en huidpigmentatie.

Doordat de weefselstructuur en de huidpigmentatie van persoon tot persoon varieert zal de totale hoeveelheid gereflecteerd licht van persoon tot persoon ook verschillen.

De meeste plethysmografische meetinstrumenten zijn daarom voorzien van een schakeling, die door afregeling van de intensiteit van de lichtbron, zorgt dat de gemiddelde hoeveelheid gereflecteerd licht voor iedere proefpersoon hetzelfde is.

Hierdoor wordt de invloed van huidpigmentatie en weefselstructuur geëlimineerd.

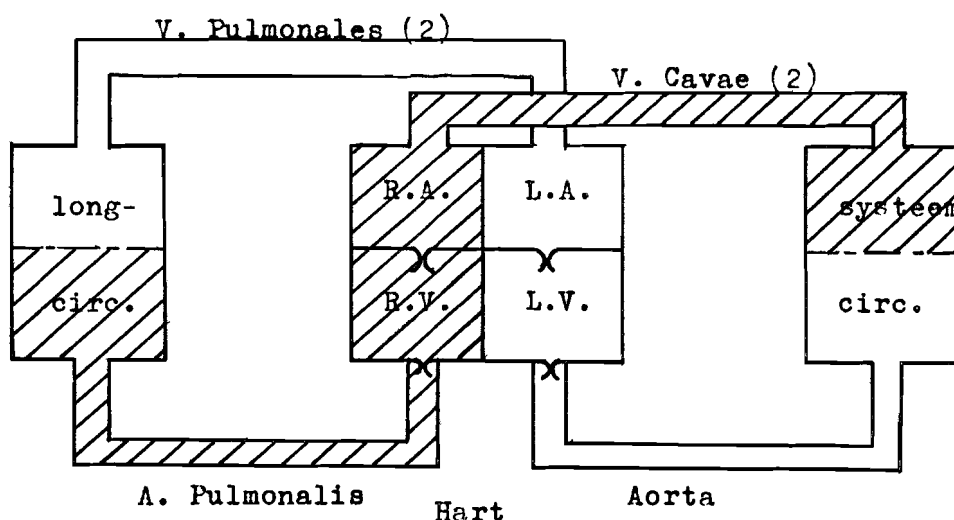
4. Sturing van de bloeddruk, de hartfrequentie en de hartoutput.

4.1. Inleiding.

Het hart, een holle spier, bestaat uit vier compartimenten: rechter- en linkeratrium, rechter- en linkerventrikel.

Het hart pompt het bloed vanuit de rechterventrikel in de longslagader (a. pulmonalis) naar de longen toe. Het zuurstofrijke bloed bereikt door de longaderen (v. pulmonales) het linkeratrium. Vanuit de linkerventrikel wordt het bloed, via de aorta, de systeemcirculatie ingepompt waarna de holle aderen (v. cavae) het bloed het rechteratrium weer binnenbrengen.

In figuur 7 is de bloedsomloop schematisch weergegeven:



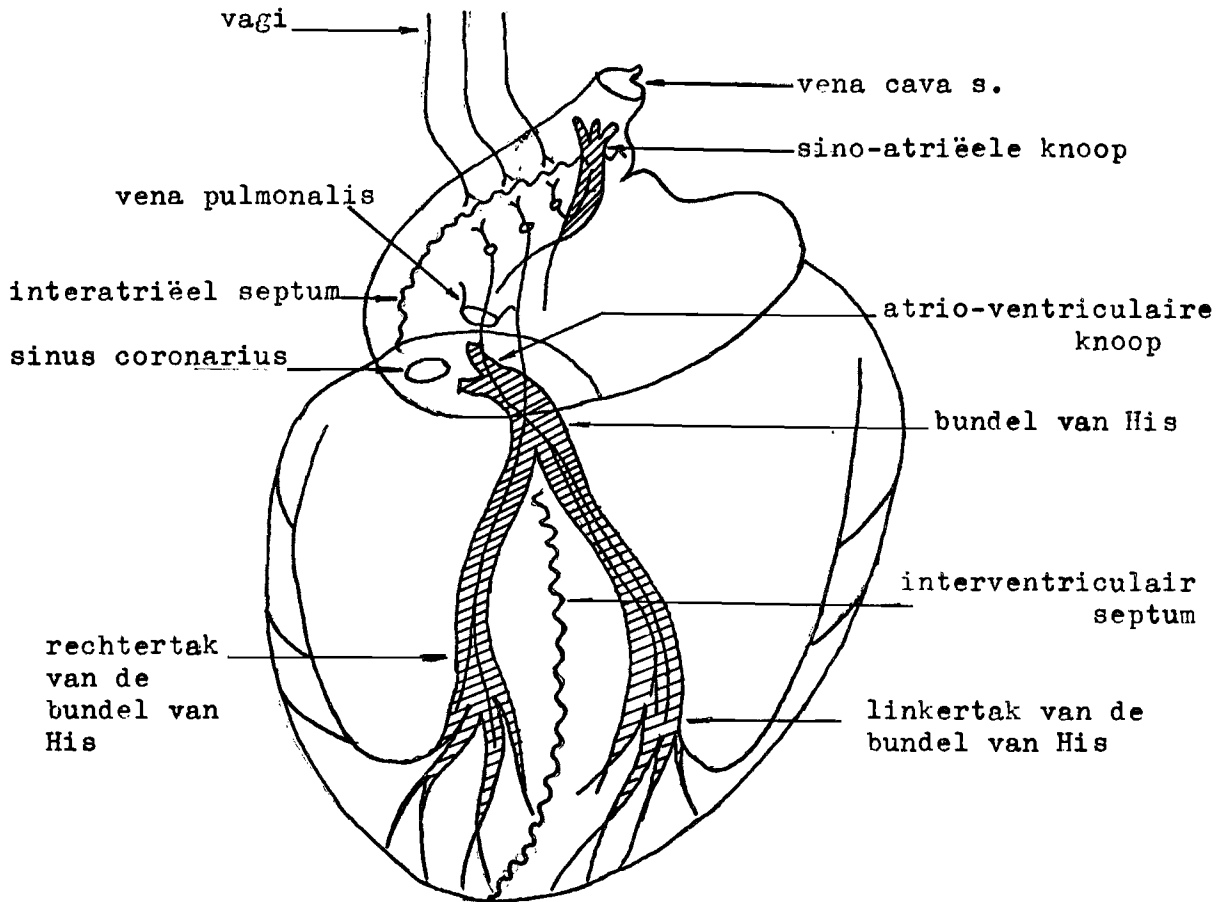
figuur 7.

4.2. Speciale weefselstructuren van het hart.

In het hart komen zenuwweefselstructuren voor die een speciale functie hebben.

Dit zijn de sino-atriële knoop (sinus- of S.A.-knoop) en het atrio-ventriculaire geleidingssysteem. Dit laatste systeem bestaat uit de atrio-ventriculaire knoop (A.V.-knoop), de bundel van His (twee linker- en een rechtertak) en de Purkinje-vezels.

De Purkinje-vezels ontstaan in de bundel van His, liggen langs de binnenkant van het hart en penetreren van hier uit het hartspierweefsel.



figuur 8.

De sinus-knoop, die boven op het rechteratrium ligt, genereert de pulsen die de hartcontracties inleiden. Deze impulsen spreiden zich uit over de atria (eerst de rechter, daarna de linker) en bereiken de A.V.-knoop, die onder in het rechter atrium in het inter-atriële septum ligt.

Via de bundel van His en de Purkinje-vezels worden de ventrikels van binnen uit geactiveerd.

De S.A.-knoop bepaalt de frequentie omdat de frequentie van de hier gegenereerde pulsen hoger is dan die van de A.V.-knoop.

Indien de S.A.-knoop uitvalt, neemt de A.V.-knoop de taak over.

De S.A.-knoop en de A.V.-knoop kunnen beïnvloed worden langs zenuwvezels die verbonden zijn met de vagus nucleus (een deel van de tiende hersenzenuw) en met een gedeelte van de sympathicus.

4.3. Regulatie van de hartfunctie.

Algemeen wordt aangenomen dat onder in de vierde hersenkamer in de buurt van de vagus nucleus zich een hartcentrum bevindt dat bestaat uit:

1. Een hartvertragend centrum dat waarschijnlijk een deel is van de vagus.
2. Een hartversnellend centrum dat verbonden is met een deel van de sympathicus.

4.3.1. De Vagus.

De hartvagus voert een voortdurende tegenwerkende actie uit op het hartritme. Bij toenemende actie van de vagus (tonusverhoging van de vagus) vinden de volgende gebeurtenissen plaats:

1. De S.A.knoop gaat in een langzamer ritme impulsen genereren, waardoor het hartritme afneemt.
2. De atria gaan minder krachtig samentrekken.
3. De ventrikels gaan minder krachtig samentrekken.
4. De bloeddruk aan de arterieële zijde van de bloedsomloop daalt.
5. Het bloed hoopt zich op aan de veneuze zijde van de bloedsomloop waardoor de veneuze druk stijgt.

4.3.2. De Sympathicus.

Onder de sympathicus verstaan we dat deel van het zenuwstelsel, dat dient voor de beïnvloeding van de werking van de ingewanden de klieren en de bloedvaten.

De invloed van de sympathicus op de hartfunctie is tegengesteld aan de invloed van de vagus, dus activerend.

Absoluut gezien is de beïnvloeding via de sympathicus zwakker dan de sturing via de vagus.

4.4. Lichaamsparameters die het hartritme beïnvloeden.

Het hartritme wordt beïnvloed door:

1. Impulsen, afkomstig van de hogere centra.
2. De ademhaling.
3. Reflexen afkomstig van:
 - a. aortaboog, sinus caroticus en van de aortale en carotide lichaampjes.
 - b. grote venen.
4. O₂- en CO₂-gehalte van het bloed.

5. Lichaamstemperatuur.
6. Adrenaline-gehalte van het bloed.
7. Lichamelijke inspanning.

4.4.1. Impulsen,afkomstig van de hogere centra.

Het centrum van ons zenuwstelsel wordt gevormd door de hersenen en het ruggemerg.

Het zal duidelijk zijn dat niet alle organen van het menselijk lichaam, die van invloed zijn op en beïnvloed worden door de hartwerking, langs zenuwbanen rechtstreeks verbonden zijn met het hart en het hartcentrum, maar dat deze verbinding tot stand komt langs andere hersencentra.

Onder de bovenvermelde centra verstaan we dan ook die hersenge-deelten, die enerzijds veranderingen in de lichaamsparameters, die een beïnvloeding van de hartfunctie vereisen, signaleren en anderzijds via het hartcentrum dan wel rechtstreeks, deze beïnvloeding tot stand brengen. Bij de volgende punten zullen de belangrijkste van deze centra aan de orde komen.

4.4.2. De ademhaling.

Bij de meeste volwassenen wordt bij een rustige ademhalingstem-po het hartritme niet beïnvloed.

Indien echter de ademhaling bewust verdiept wordt, beïnvloedt het ademhalingscentrum het hartcentrum zodanig, dat het hart-ritme inspiratorisch toeneemt en expiratorisch afneemt.

Dit gebeurt door tonus-verandering van de vagus.

4.4.3. Reflexorische sturing.

Reflexen, afkomstig van de aorta-boog, de sinus caroticus en de aortale en carotide lichaampjes.

De zenuwtoppen in de vaatwand van de aorta-boog en de sinus ca-roticus zijn voorzien van zogenaamde presso-receptoren en beïnvloeden reflexorisch de hartwerking door tonus-verandering van de vagus.

Ze stabiliseren de hartwerking als functie van de arterieële bloeddruk: stijgt deze boven een bepaalde drempelwaarde, dan daalt het hartritme.

De aortale en carotide lichaampjes zijn voorzien van chemo-receptoren en beïnvloeden de hartwerking als functie van het O_2 -gehalte, het CO_2 -gehalte en het adrenalinegehalte van het bloed door tonus-verandering van de vagus.

Reflexen, afkomstig van de grote venen.

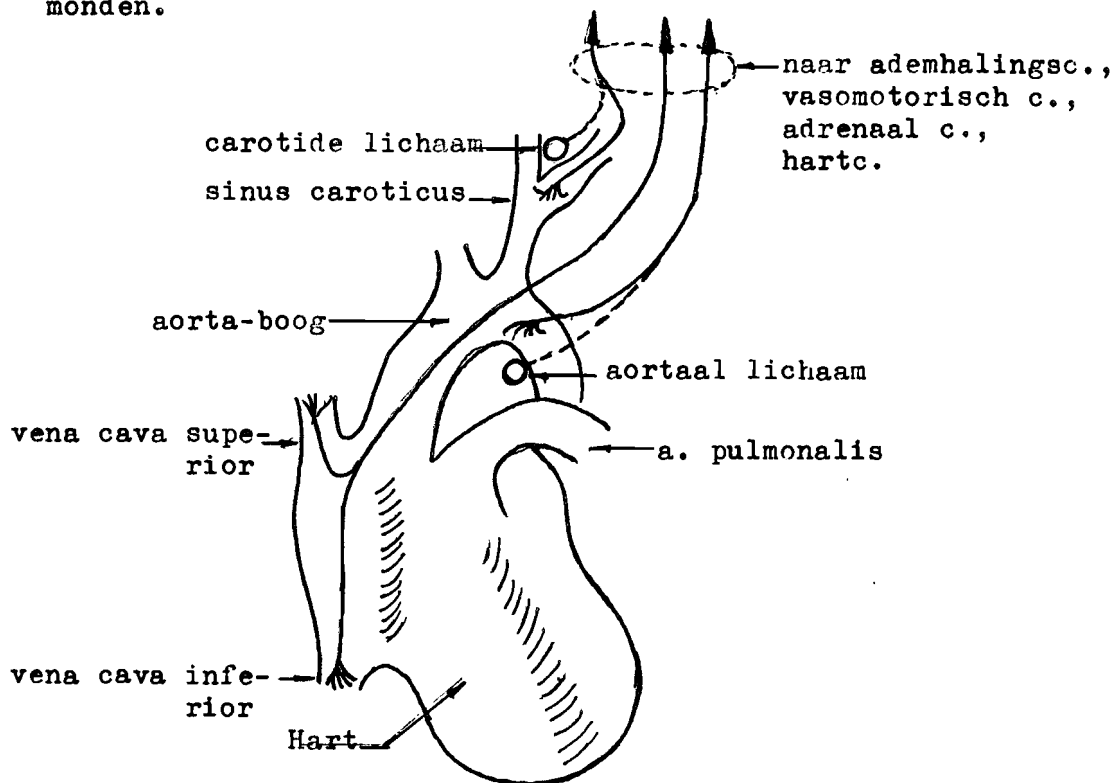
Aan de veneuze zijde van het hart en wel hoofdzakelijk in de vaatwand aan de voet van de grote venen zijn de zenuwtoppen eveneens voorzien van pressoreceptoren. Deze pressoreceptoren worden geprikkeld als de veneuze druk uitstijgt boven een bepaalde drempelwaarde (wat neerkomt op een afnemend hartritme) en verkleinen reflectorisch de vagus-tonus waardoor het hartritme weer toeneemt.

De sympathicus wordt, hoewel in mindere mate, gestimuleerd: Bainbridge-reflex.

Bij lichamelijke inspanning stijgt de veneuze druk zodat deze reflexen ook een grote rol spelen bij punt 4.4.7.

Een en ander wordt geïllustreerd door figuur 9.

De presso-receptoren van de venae pulmonales zijn niet weergegeven omdat deze venen aan de andere zijde van het hart uitmonden.



figuur 9.

4.4.4. O₂- en CO₂-gehalte van het bloed.

Zuurstofgebrek (anoxia) en een stijgend CO₂-gehalte van het bloed doet de hartslag versnellen. Dit gebeurt door een activering van het hartcentrum vanuit het ademhalingscentrum en reflectorisch via de reeds genoemde chemo-receptoren.

4.4.5. Lichaamstemperatuur.

Bij stijging van de lichaamstemperatuur gaat de S.A.knoop in een versneld ritme impulsen genereren waardoor het hartritme toeneemt. Bovendien wordt de sympathicus gestimuleerd door tussenkomst van de hypothalamus, een hersencentrum dat de temperatuursregeling stuurt.

4.4.6. Adrenaline-gehalte van het bloed.

In het algemeen beïnvloedt adrenaline alle organen die voorzien zijn van zenuwen die behoren tot de sympathicus. In dit verband moeten daarom vermeld worden: het hart en de bloedvaten.

Adrenaline versnelt de hartslag en doet onder andere de bloedvaten samentrekken. De productie van adrenaline wordt gestuurd vanuit het adrenaal centrum in de hersenen.

4.4.7. Lichamelijke inspanning.

De versnelde hartslag als gevolg van lichamelijke inspanning wordt hoofdzakelijk veroorzaakt door de veneuze reflex. (4.4.3.) Bijkomende oorzaken zijn impulsen van de hogere centra als gevolg van anoxia, stijgend CO₂-gehalte van het bloed, stijging van de temperatuur en adrenaline-afscheiding.

4.5. Output van het hart.

Onder normale omstandigheden is de output van beide hartventrikels gelijk.

De output van het hart is afhankelijk van:

1. De frequentie en de kracht van de hartslag.
2. De veneuze bloedstroom naar het hart.
3. De arterieële bloeddruk.

4.5.1. Frequentie en kracht van de hartslag.

In het voorgaande hebben we gezien dat deze twee grootheden nauw samenhangen.

Frequentieverhoging geeft krachtverhoging; frequentieverlaging geeft krachtverlaging. Dit geldt echter alleen binnen bepaalde grenzen; voorwaarden zijn: voldoende aanvoer van veneus bloed, geen plotselinge arterieële bloeddrukstijging en geen te hoog hartritme.

De eerste twee voorwaarden worden behandeld onder 4.5.2. resp. 4.5.3.

Indien het hartritme te hoog ligt is de diastole pause te kort. Het hart heeft dan niet voldoende tijd om zich van de voorgaande hartslag te herstellen en de kracht van de hartslag zal zwakker zijn. Bovendien krijgen de ventrikels niet voldoende tijd om zich volledig te vullen wat de situatie nog ongunstiger maakt.

4.5.2. Veneuze bloedstroom naar het hart.

Indien de veneuze bloedstroom naar het hart toe- of afneemt heeft dit een toe- of afname van de hartoutput tot gevolg.

Hoe groter de initiële lengte van de hartspiervezels bij het begin van de systole, uiteraard binnen bepaalde grenzen, des te krachtiger is de hartslag. Indien de veneuze flow onvoldoende is zullen de ventrikels niet voldoende gevuld worden, waardoor de hartslag zwakker wordt.

4.5.3. Arterieële bloeddruk.

De bloeddruk zelf is nog van invloed op de hartoutput. Indien de perifere weerstand en dus de bloeddruk plotseling stijgt zal het hart aanvankelijk niet in staat zijn het bloed, dat het aangeboden krijgt, te verwerken. Hierdoor stijgt de veneuze druk totdat bij een hogere perifere weerstand het oude hartslagvolume weer is bereikt.

4.6. Regulatie van de bloeddruk.

De bloeddruk is een functie van de hartoutput, de perifere weerstand en in mindere mate van de elastische eigenschappen van de grote arterieën.

Neemt de hartoutput toe, dan stijgt de bloeddruk; neemt de hartoutput af, dan daalt de bloeddruk.

Onder de bloeddruk verstaan we de radiale druk door het bloed in de arterieën op de vaatwand uitgeoefend.

De systole druk is de maximale waarde van de bloeddruk; de diastole druk is de minimale waarde van de bloeddruk.

De pols is het verschil tussen de systole en de diastole waarde van de bloeddruk.

Van de factoren die de bloeddruk beïnvloeden zijn er onder 4.4. en 4.5. reeds een aantal genoemd.

Deze factoren beïnvloeden de bloeddruk door sturing van het hartritme.

Factoren die nog vermeld moeten worden en die indirect, dus niet door rechtstreekse sturing van de hartfunctie, de bloeddruk beïnvloeden zijn:

1. De perifere weerstand.
2. Invloeden van het vasomotorisch centrum.
3. De ademhaling (met andere effecten als vermeld onder 4.4.2.)

4.6.1. Perifere weerstand.

De bloeddruk varieert als het product van hartoutput en perifere weerstand.

De perifere weerstand wordt hoofdzakelijk bepaald door de tonus van de arteriolen maar daarnaast speelt ook de capillaire tonus een rol.

De wrijvingsweerstand, die een vloeistof in een leiding ondervindt, is in het algemeen een functie van haar viscositeit, haar stroomsnelheid en de leidingdiameter.

Ondanks het feit dat de capillairen kleiner zijn dan de arteriolen, zijn de laatstgenoemde bloedvaten van veel meer invloed op de perifere weerstand omdat in deze bloedvaten de stroomsnelheid veel groter is.

De tonus van de arteriolen, de capillairen en de venolen wordt

gestuurd vanuit het vasomotorisch centrum.

Uiteraard wordt bij vernauwing van de perifere vaten de bloeddruk hoger. De bloedvulling echter neemt af. We hebben hier dus te doen met een bloeddrukvariatie van de derde orde.

4.6.2. Vasomotorisch centrum.

Het vasomotorisch centrum is een hersencentrum dat voortdurend impulsen uitzendt, die onder andere de arteriolen hun normale tonus doen behouden.

Dit centrum wordt op velerlei wijzen beïnvloed:

1. De regeling van de lichaamstemperatuur vanuit de hypothalamus verloopt gedeeltelijk via het vasomotorisch centrum.
2. Voor het goed functioneren van het vasomotorisch centrum is een juist CO_2 -gehalte van het bloed noodzakelijk. Bij een toe- of afname van dit CO_2 -gehalte wordt het vasomotorisch centrum geactiveerd respectievelijk afgeremd. Dit gebeurt rechtstreeks en reflectorisch via de chemo-receptoren.
Bovendien werkt het CO_2 -gehalte van het bloed ook rechtstreeks in op de vaatwand met een omgekeerd effect als hierboven: een toenemend CO_2 -gehalte verwijdt de perifere vaten; een afnemend CO_2 -gehalte vernauwt ze.
3. Een te hoog O_2 -gehalte van het bloed heeft geen invloed op de activiteit van het vasomotorisch centrum. Een te laag O_2 -gehalte echter activeert het vasomotorisch centrum, rechtstreeks zowel als reflectorisch.
4. De presso-receptoren, die een stabiliserende invloed hebben op de bloeddruk, oefenen tevens een voortdurende tegenwerkende actie uit op het vasomotorisch centrum; een actie, die toeneemt bij een te hoog oplopende bloeddruk.
5. Er bestaan nog een groot aantal vasomotorische reflexen, die meestal bestuurd worden vanuit de cerebrale cortex.
Zo zal het gevolg van een schrikreactie vasoconstrictie van de huidvaten zijn.
Bij afkoeling van de huid treedt vasoconstrictie op; bij verwarming vasodilatatie.
6. De invloed van de ademhaling op het vasomotorisch centrum wordt onder 4.6.3. behandeld.

4.6.3. Ademhaling.

De invloed van de ademhaling op de bloeddruk is niet eenduidig. De oorzaken hiervan zijn de elkaar tegenwerkende factoren, die bij deze regeling een rol spelen.

Gedurende het inademen treden de volgende effecten op:

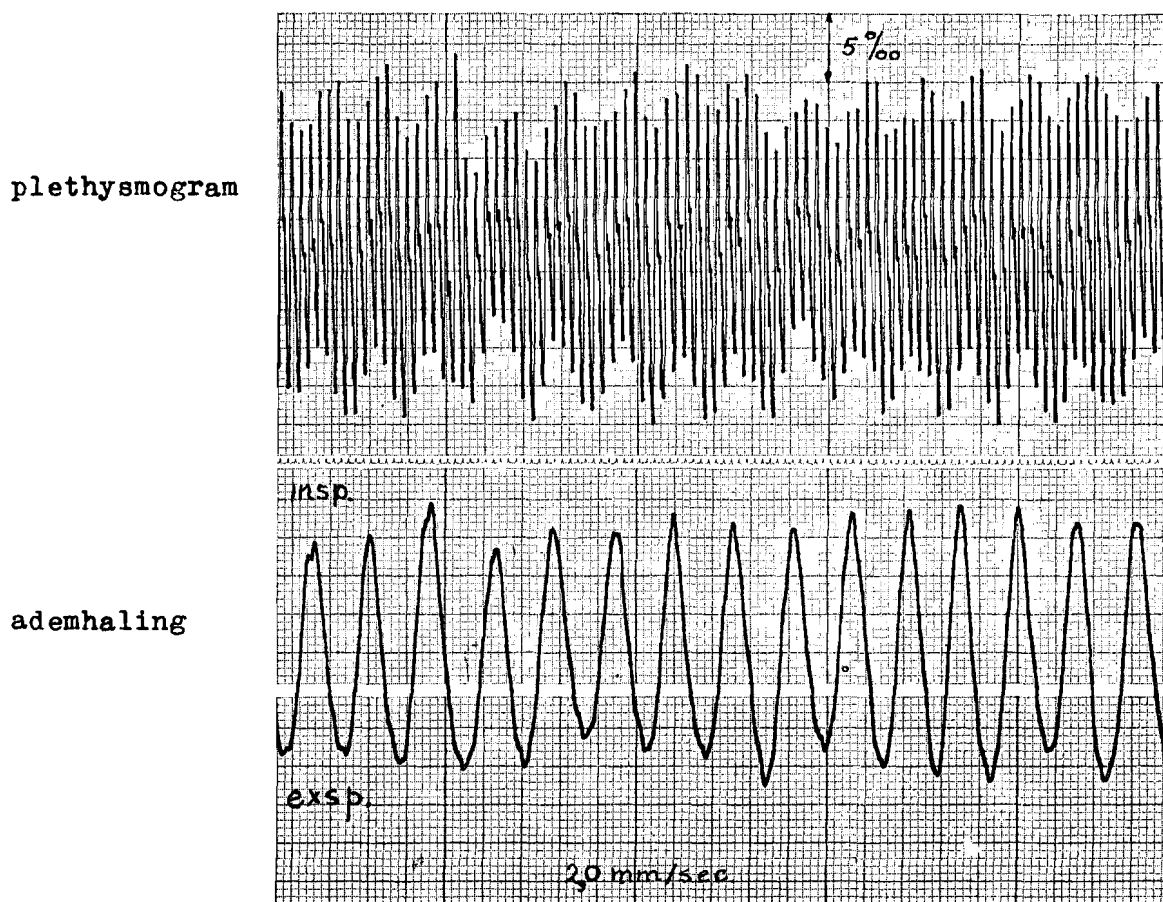
1. Het vasomotorisch centrum ontvangt impulsen van het ademhalingscentrum die de arterieële tonus doet toenemen. Een diepe inademing veroorzaakt een vasoconstrictie die de bloeddruk doet toenemen en de bloedvulling doet afnemen.
2. Door het omlaag drukken van het middenrif en een toenemende onderdruk in de pleura-holte wordt de veneuze terugstroom naar het hart bevorderd; het hartslagvolume neemt toe en hierdoor ook de bloeddruk. Bij dit proces speelt de longcirculatielijd een rol in de vorm van een looptijd.
3. De toenemende onderdruk in de thorax veroorzaakt een overdruk in de capillairen en de venolen van de longkwabben. De diameter van deze vaten neemt toe waardoor ze meer bloed kunnen bevatten en de linkerharthelft minder aangeboden krijgt. De linker ventriculaire output neemt af evenals de bloeddruk en de bloedvulling.

Gedurende het uitademen treden de volgende effecten op:

1. De onderdruk in de thorax neemt af waardoor de hoeveelheid bloed, die gedurende de inademing in de verwijde longvaatjes extra ruimte vond, verdreven wordt naar het hart. Het hartslagvolume van de linkerharthelft neemt daardoor toe evenals de bloeddruk en de bloedvulling.
2. Door de afname van de veneuze terugstroom ontvangt het hart minder bloed; de output neemt af dus de bloeddruk en de bloedvulling van de perifere vaten ook. De longcirculatielijd veroorzaakt weer een looptijdeffect.

We zien dat, de hartritme-variaties (zie 4.4.2.) meegerekend, een aantal elkaar onderling tegenwerkende factoren een rol spelen. Het is daarom niet verbazingwekkend dat de invloed van de ademhaling op de bloeddruk afhankelijk is van de ademhalingsmethode en daarom van persoon tot persoon verschilt.

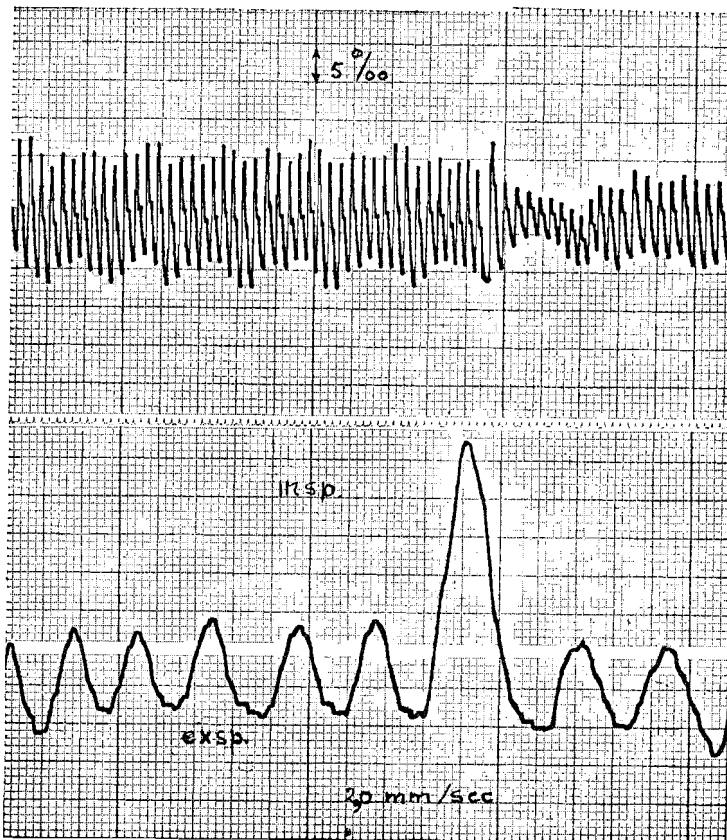
In figuur 10 is de invloed van de ademhaling op de bloedvulling weergegeven. We zien in dit geval een inspiratorische afname en een expiratorische toename van de vulling. Ook de dicrote golf wordt duidelijk door de ademhaling beïnvloed.



figuur 10.

In figuur 11 is de invloed van een eenmalige verdiepte inademing op de bloedvulling weergegeven. Uit het voorgaande weten we dat dit vasoconstrictie van de perifere vaten tot gevolg zal hebben waardoor de bloedvulling afneemt. Dit is in het plethysmogram duidelijk te zien.

plethysmogram.



ademhaling.

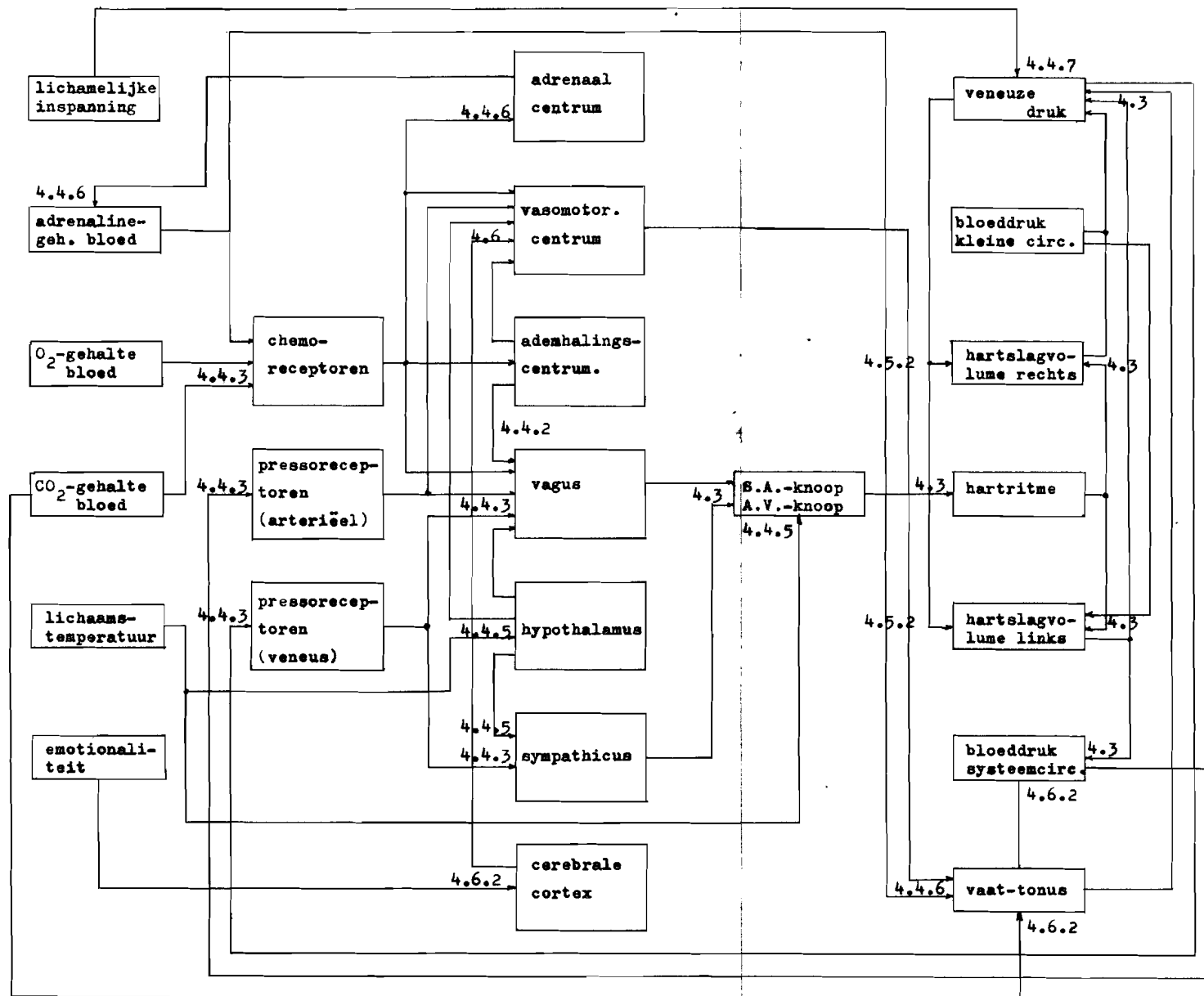
figuur 11.

De plethysmogrammen van figuur 10 en 11 zijn opgenomen aan de rechterwijsvinger bij een papiersnelheid van de schrijver van 2mm/sec.

Op pagina 27 is in een schema de sturing van de bloeddruk, de hartfrequentie en de hartoutput weergegeven. De nummers bij de pijlen corresponderen met de nummering van de titels in de tekst.

Op pagina 28 is in tabelvorm weergegeven hoe de verschillende lichaamsparameters van invloed zijn op de bloedvulling. De meeste parameters oefenen langs meer dan een weg hun invloed uit. Een plus-teken duidt op een toename van de betreffende grootheid; een min-teken op een afname. In de tabel zien we onmiddellijk dat iedere actie, die verloopt via het vasomotorisch centrum, op de bloeddruk een tegengesteld effect heeft aan het effect op de bloedvulling; we hebben hier dus te doen met een derde orde variatie.

lichaamsparameters receptoren (4.4.3) hogere centra (4.4.1) aktivatoren (4.2) lichaamsparameters

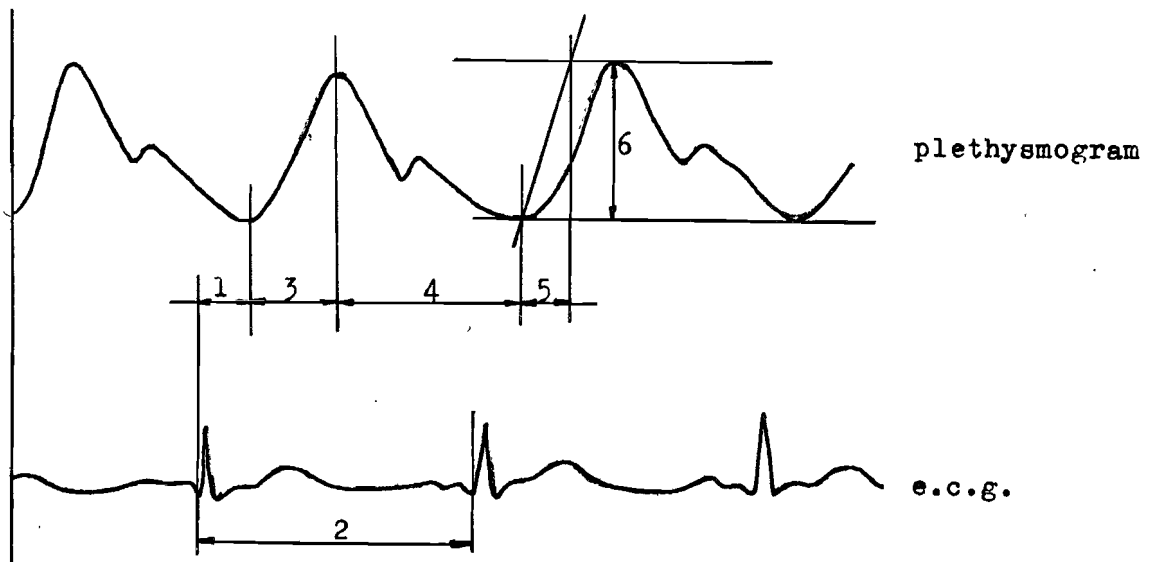


Figuur 12.

lichaamsparameter	mechanisme	hart- ritme	perifere vaat-tonus	arteriële bloeddruk	perifere bloedvulling
I <u>ademhaling</u>					
a.	+ (insp.)	vagus	+	+	+
	- (exsp.)		-	-	-
b.	+ (insp.)	vasomotorisch centrum	+	+	-
	- (exsp.)		-	-	+
c.	+ (insp.)	veneuzе flow naar het hart		+	+
	- (exsp.)			-	-
d.	+ (insp.)	diametervariatie van de perifere longvaten		-	-
	- (exsp.)			+	+
II <u>arteriële bloeddruk.</u>					
a.	+	vagus	-	-	-
	-	(arteriële pressorec.)	+	+	+
b.	+	vasomotorisch centrum	-	-	+
	-	(arteriële pressorec.)	+	+	-
III <u>veneuzе bloeddruk.</u>					
	+	hartcentrum	+	+	+
	-	(veneuzе pressorec.)	-	-	-
IV <u>O₂-gehalte bloed.</u>					
a.	+	hartcentrum	-	-	-
	-	(chemoreceptoren)	+	+	+
b.	-	vasomotorisch centrum	+	+	-
		(rechtstreeks, chemorec.)			
V. <u>CO₂-gehalte bloed.</u>					
a.	+	hartcentrum	+	+	+
	-	(chemoreceptoren)	-	-	-
b.	+	vasomotorisch centrum	+	+	-
	-	(rechtstreeks, chemorec.)	-	-	+
c.	+	rechtstreekse invloed op perifere tonus.	-	-	+
	-		+	+	-
VI <u>Adrenaline-gehalte van het bloed.</u>					
a.	+	hartcentrum	+	+	+
	-	(chemoreceptoren)	-	-	-
b.	+	rechtstreekse invloed op perifere tonus.	+	+	-
	-		-	-	+
VII <u>Lichamelijke inspan.</u>					
	+	hartcentrum	+	+	+
	-	(veneuzе pressorec.)	-	-	-
VIII <u>Lichaamstemperatuur.</u>					
a.	+	S.A./knoop,	+	+	+
	-	Sympathicus.	-	-	-
b.	+		-	-	+
	-		+	+	-
IX <u>Emotionaliteit.</u>					
	+	Vasomotorisch centrum	+	+	-
	-	(cerebrale cortex)	-	-	+

5. Het normale fotoëlektrische reflectieplethysmogram.

Over de vorm van het normale fotoëlektrische plethysmogram heerst in de literatuur algemene overeenstemming. De kurve toont veel overeenkomst met het normale volumeplethysmogram en bestaat uit (zie figuur 14) een snel opstijgend been met een langzaam, aan de bovenzijde concaaf, afdalend been. Een duidelijke dicrote golf hoort op het afdalend been aanwezig te zijn indien de registratie plaats vindt aan extremiteiten en de huid van neus of voorhoofd. Matthes¹⁾ en Hertzman⁷⁾.



Figuur 14.

Voor de tijdverhoudingen in het plethysmogram gelden de volgende afspraken:

1. Voortplantingstijd van de golf (propagation time): interval van het begin van het Q.R.S.complex in het elektrocardiogram tot het begin van de bijbehorende polsgolf.
2. Duur van de cyclus, gemeten tussen twee opeenvolgende beginpunten van het Q.R.S.complex.
3. Toptijd (crest time): Het tijdsinterval van het begin van de opslag tot de top.

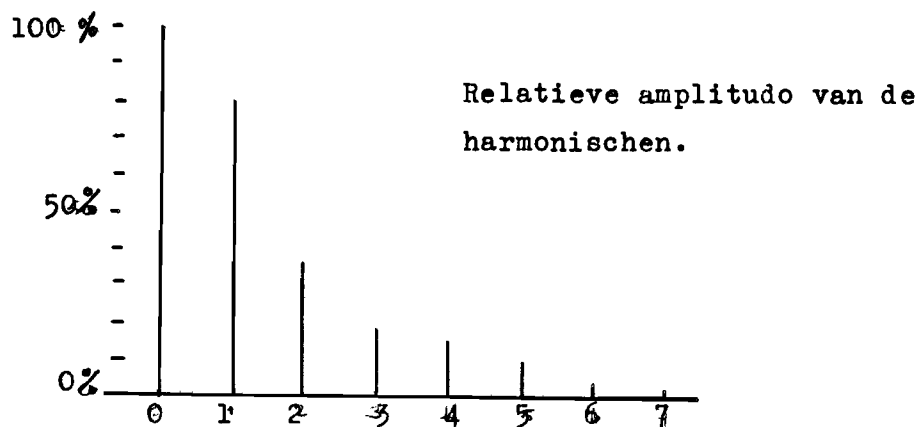
4. Tijdsduur, nodig voor het afdalend been.
5. Inclinatietijd als maat voor de steilheid van het opstijgend been.
Hierbij wordt een rechte door of evenwijdig aan het steilste deel van het opstijgend been getrokken en wordt de tijdsduur bepaald tussen de snijpunten van deze hulplijn met de basislijn en de lijn door de toppen.
6. Amplitude.

Het frequentiespectrum van het plethysmogram is van belang met het oog op de registrerende apparatuur en de details die men van de kurve-vorm wil bestuderen.

Indien men geïnteresseerd is in de helling van de kurven, is het noodzakelijk, dat de hogere harmonischen goed geregistreerd worden.

Anderzijds is men bij veneuze occlusie plethysmografie geïnteresseerd in de langzame variatie (toename) van de bloedvulling zodat ook zeer lage frequenties geregistreerd moeten kunnen worden.

Horeman⁹⁾ heeft langs mechanische weg het frequentiespectrum geanalyseerd en vond het volgende beeld van een volumeplethysmogram:



Figuur 15,

In figuur 15 zijn de relatieve harmonischen uitgezet waarbij als referentie de grondgolf genomen is. De grondgolf is uiteraard die component uit het frequentiespectrum, die behoort bij het hartritme.

Horeman noemt als toelaatbare afwijking van de rechte overdrachtskarakteristiek 10 % terwijl de fase-verschuiving ten opzichte van de grondgolf niet meer mag bedragen dan 10° .

Uit figuur 15 zien we dat de zesde harmonische minder dan 10 % van de

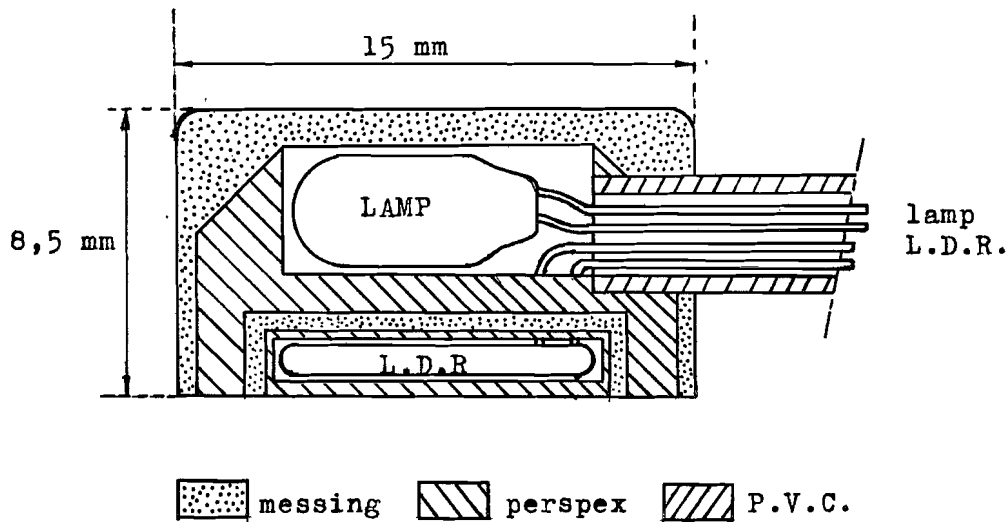
grondgolf bedraagt. Houden we het criterium van Horeman aan dan volgt hier uit dat de vijfde harmonische nog onverzwakt doorgelaten moet worden en minder dan 10^0 in fase gedraaid moet zijn ten opzichte van de grondgolf.

De gemiddelde waarde van het hartritme bedraagt 1,5 Hz. Uit het bovenstaande volgt dan, dat de bovengrens van de overdrachtskarakteristiek van de plethysmograaf minstens 10 Hz moet zijn.

Wil men ook zeer lage variaties kunnen registreren met het oog op veneuze occlusie technieken dan zal het registrerend instrument een frequentieband van nul tot 10 Hz moeten hebben.

6. Fotoëlektrische reflectie plethysmograaf "De Vasotest".

De Vasotest is een twee kanalen plethysmograaf en werkt volgens het volgende principe (zie figuur 16):



Figuur 16.

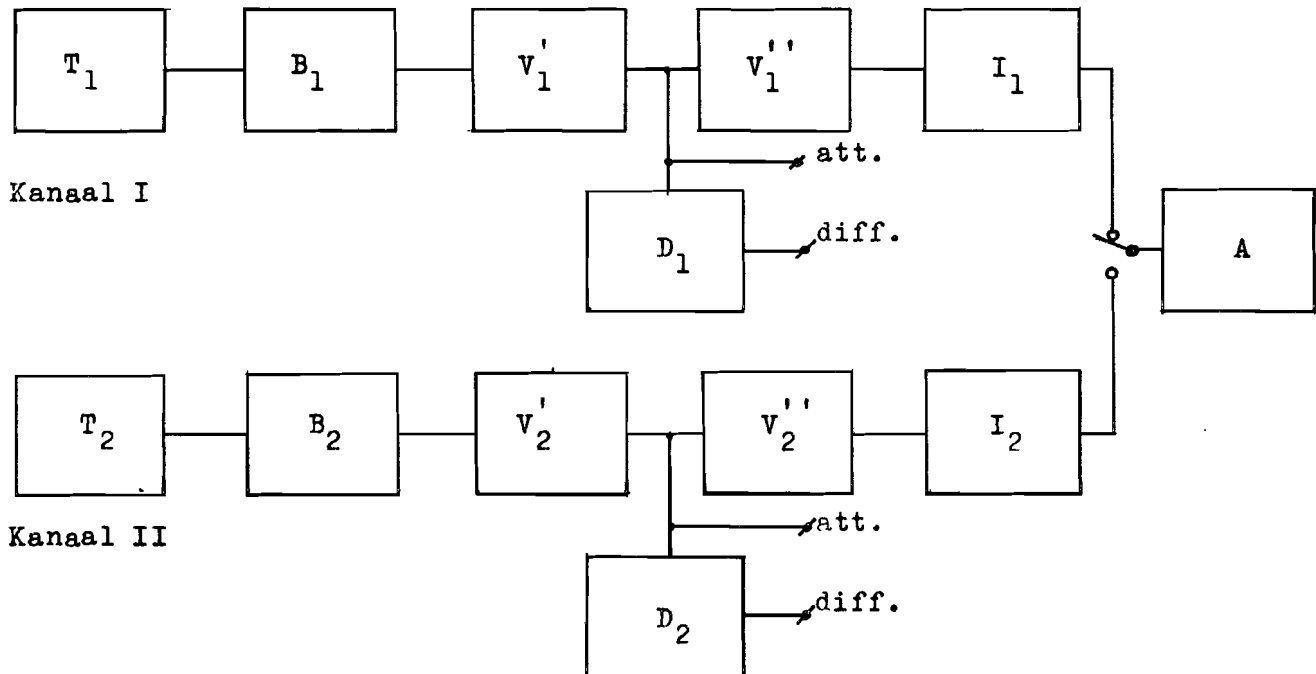
Een lichtbron straalt licht uit dat de huid binnendringt. Er is voor gezorgd dat het licht van het lampje de huid niet rechtstreeks bereikt door het lampje gedeeltelijk af te schermen en het licht de huid binnen te laten dringen nadat het door de binnenwand van de opnemer, die voorzien is van een grofkorrelig reflecterend materiaal, in alle richtingen verstrooid is. Het in de huid vallend licht zal daardoor diffuus van karakter zijn.

Het licht, dat op de huid valt, wordt voor een deel rechtstreeks gereflecteerd; het licht, dat de huid en het onderliggend weefsel binnendringt, wordt gedeeltelijk geabsorbeerd en gedeeltelijk verstrooid. Een fractie van het verstrooide licht, dat, wat de intensiteit betreft, gemoduleerd is door de variërende bloedvulling van het weefsel, bereikt het midden van de opnemer en wordt daar gedetecteerd door een cadmiumsulfide Light Dependant Resistance.

Uit figuur 16 zien we dat het licht, dat rechtstreeks door het huidoppervlak gereflecteerd wordt, de L.D.R. nooit kan bereiken.

De schakeling van de Vasotest zal behandeld worden aan de hand van het blokschema van figuur 17.

Voor de volledige schakeling in componenten wordt verwezen naar de figuren 18a en 18b op de pagina's 34 en 35.



Figuur 17.

T_{1,2}: schakeling die er zorg voor draagt dat de gemiddelde intensiteitswaarde van het licht, dat de L.D.R. ontvangt, constant is, waardoor de meetresultaten onafhankelijk zijn van individuele verschillen in huidpigmentatie, huidstructuur en weefselstructuur.

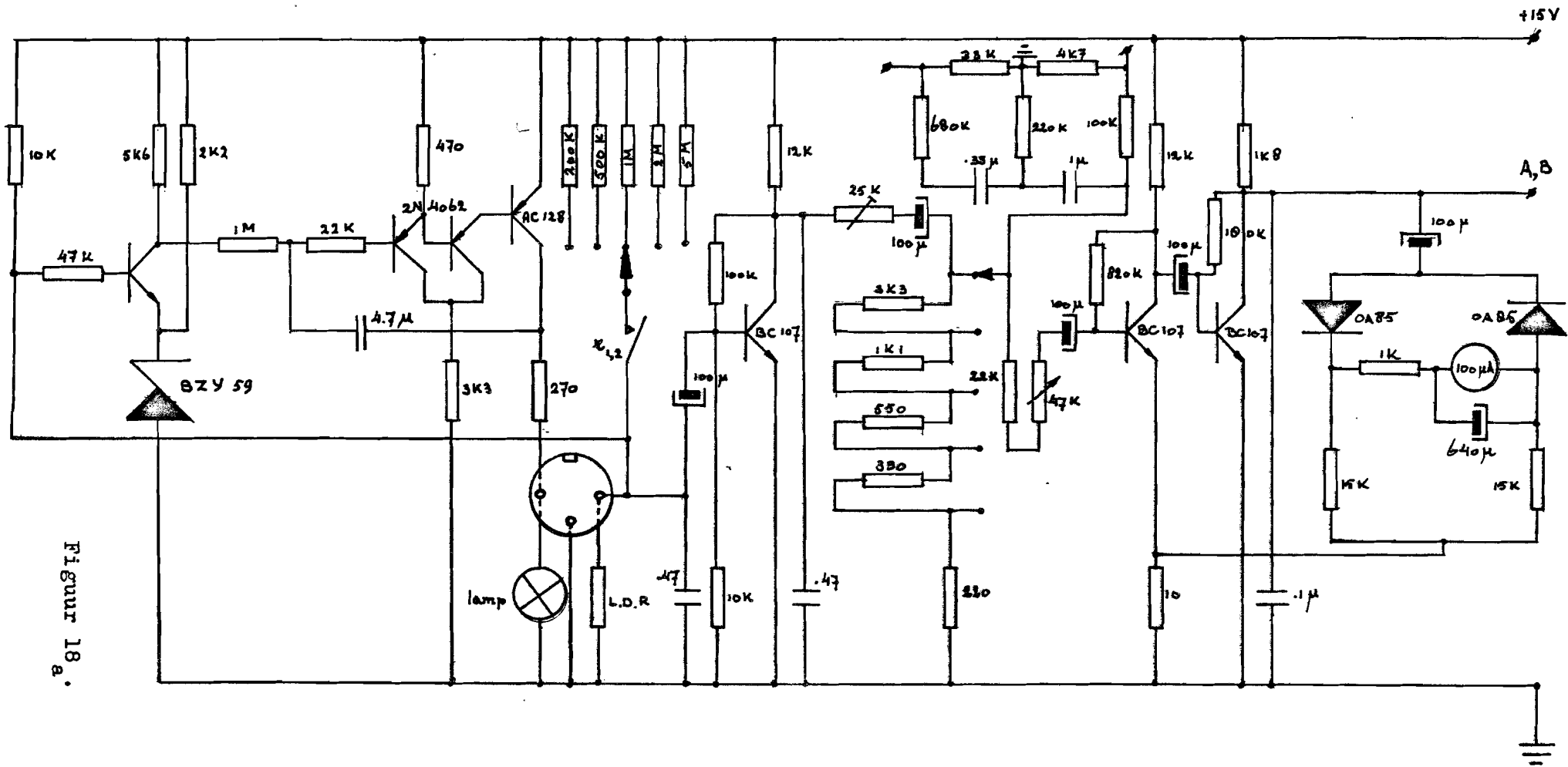
B_{1,2}: brugschakeling waarin de L.D.R. opgenomen is. Bovendien komt in B nog een calibratie-inrichting voor.

V'_{1,2}: eentraps-versterker met een verzwakkingschakeling waarmee de versterking stapsgewijs geregeld kan worden.

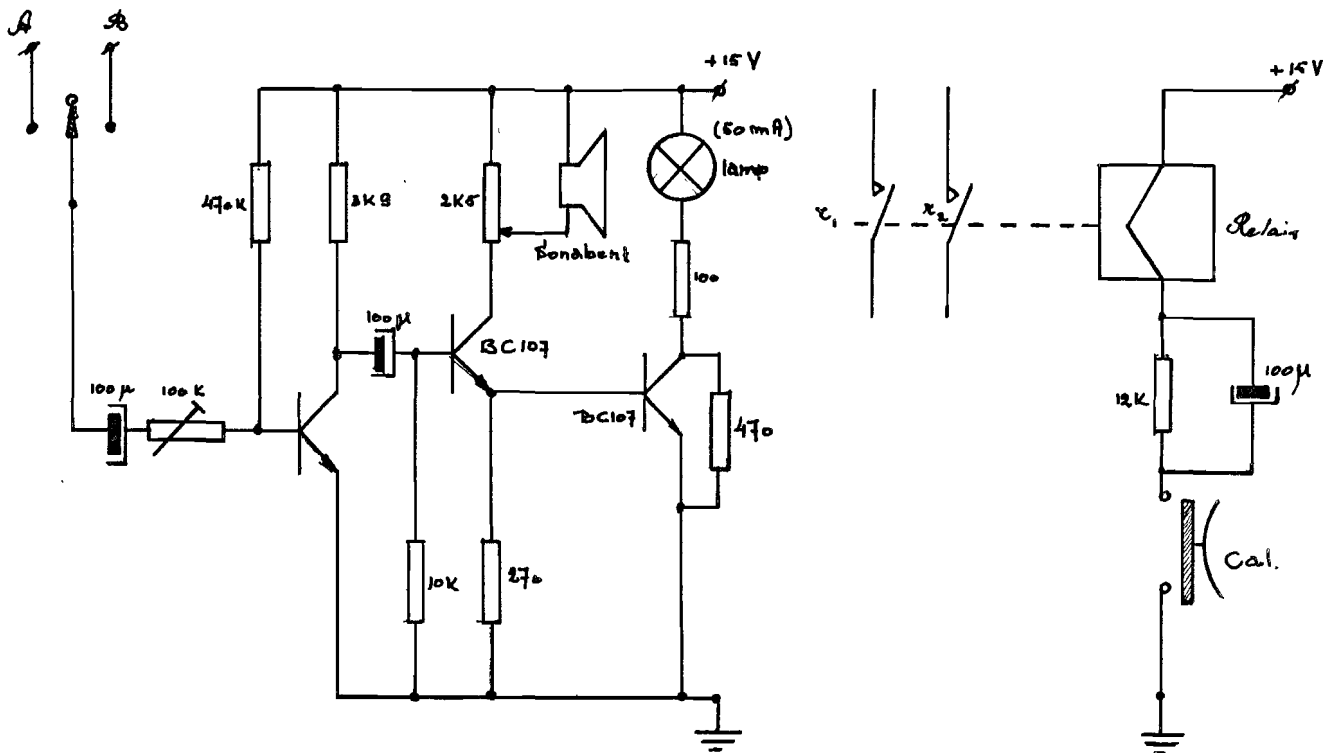
D_{1,2}: differentiërend netwerk.

V''_{1,2}: tweetraps-versterker met een integrerend netwerk waarin een galvanometer is opgenomen voor de amplitude-registratie.

A : schakeling die het mogelijk maakt de aanwezigheid van iedere puls afzonderlijk te detecteren en wel audio met een luidspreker-schakeling en visueel met behulp van een lampje.

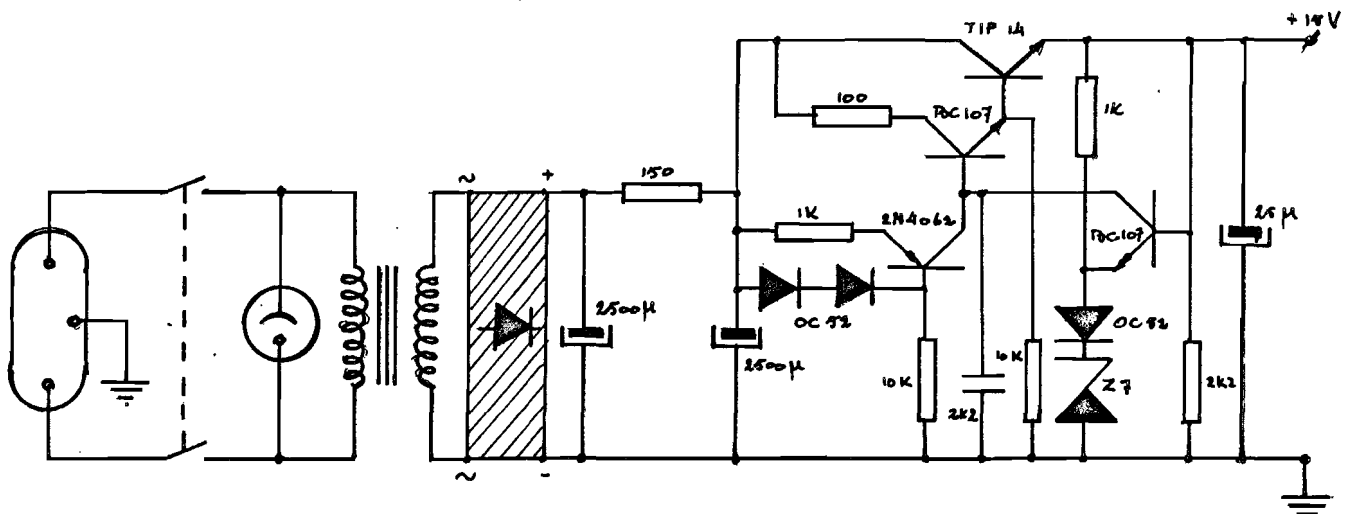


Figur 18 a.



Auditieve en visuele controle van het pulsritme. (Blok A uit fig. 17)

Schakelaar-bekrachtiging van de calibratie-inrichting.



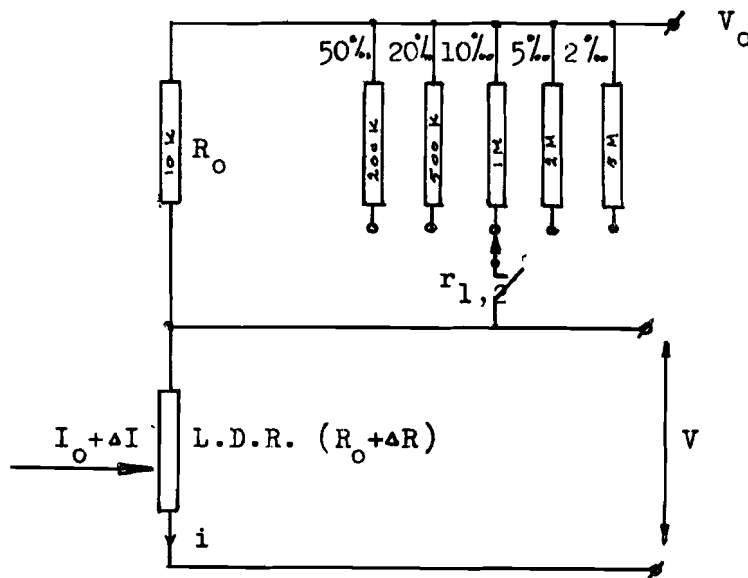
Voeding van de Vasotest (gestabiliseerd).

Figuur 18_b.

Noemen we de gemiddelde waarde van de lichtintensiteit die door de L.D.R. gedetecteerd wordt I_0 , dan is op I_0 een signaal ΔI gesuperponeerd dat correspondeert met de bloedvullingsvariatiës langs de weg die het verstrooide licht gevolgd heeft:

$$I_{\text{tot}} = I_0 + \Delta I \quad (9)$$

De L.D.R. is opgenomen in de brugschakeling B (zie figuur 19):



Figuur 19.

De weerstandswaarde R_0 van de L.D.R. correspondeert met de gemiddelde lichtintensiteitswaarde I_0 .

Omdat $\Delta I \ll I_0$ geldt voor de weerstand van de L.D.R.:

$$\frac{\Delta R}{R_0} \approx - \frac{\Delta I}{I_0} \quad (10)$$

De L.D.R. is via een serieweerstand R_0 verbonden met een constante spanningsbron V_0 .

Voor de spanning over de L.D.R. geldt:

$$V = i(R_0 + \Delta R) \quad (11)$$

waarbij ΔR positief of negatief is, afhankelijk van het teken van ΔI .

$$i = \frac{V_0}{2R_0 + \Delta R} \quad (12)$$

(11) en (12)

$$V = \frac{V_0 \{R_0 + \Delta R\}}{2R_0 + \Delta R} = \frac{V_0}{2} \cdot \frac{1 + \frac{\Delta R}{R_0}}{1 + \frac{\Delta R}{2R_0}} \quad (13)$$

Omdat $\frac{\Delta R}{2R_0} < 1$, kunnen we de noemer van (13) in een reeks ontwikkelen:

$$V = \frac{V_0}{2} \left(1 + \frac{\Delta R}{R_0}\right) \left\{1 - \frac{\Delta R}{2R_0} + \frac{1}{2!} \left(\frac{\Delta R}{2R_0}\right)^2 - \dots\right\} \quad (14)$$

Na verwaarlozing van de hogere orde termen in $\frac{\Delta R}{2R_0}$ wordt dit:

$$V \approx \frac{V_0}{2} + \frac{V_0}{4} \frac{\Delta R}{R_0} \quad (15)$$

Dit verband geldt alleen als de vaste serieweerstand R_0 gelijk is aan de gemiddelde weerstand van de L.D.R. hetgeen een tweede rede is om I_0 constant te houden:

$$(10) \text{ en } (15) \quad V \approx \frac{1}{2}V_0 - \frac{1}{4} \frac{\Delta I}{I_0} V_0 \quad (16)$$

Het is mogelijk de variaties ΔV te calibreren in procentuele variaties $\frac{\Delta I}{I_0}$ door middel van het inschakelen van een der calibratieweerstanden van 200K, 500K, 1M, 2M, en 5M (50%, 20%, 10%, 5%, 2%)

7. Bevestigingsmethode van de probe op de huid.

7.1. Verband tussen de probe-druk en de amplitude van het plethysmogram.

Zoals we in het voorgaande reeds gezien hebben is de druk waarmee de opnemer op de huid aanligt van invloed op de amplitude van het plethysmogram.

Bij metingen aan een extremiteit, met het doel de kurve-vorm te bestuderen, is dit niet zo bezwaarlijk.

Bij simultane metingen aan twee overeenkomstige extremiteiten treden er echter complicaties op. Immers, deze metingen hebben tot doel de plethysmogrammen van bijvoorbeeld linker en rechter wijsvinger met elkaar te vergelijken om zo een uitspraak te kunnen doen over de flow in de voedende arterieën van linker- en rechterarm. Ontstaat er nu een verschil in amplitude dan is het moeilijk zoal niet onmogelijk om uit te maken of dit verschil ontstaan is omdat beide probe's met verschillende drukken opgeplakt zijn dan wel dat er inderdaad een obstructie voorkomt in een van de voedende arterieën. Het is dus wenselijk om het verband te kennen tussen de probe-druk en de amplitude van het plethysmogram om te weten in welk drukgebied de amplitudevariatiëten ten gevolge van probe-drukvariatiëten zo klein mogelijk zijn .

7.2. Eisen te stellen aan de bevestigingsmethode.

Het is wenselijk om de beschikking te hebben over een bevestigingsmethode waarmee de probe's met een zo nauwkeurig mogelijk onderling gelijke en bekende druk aangebracht kunnen worden.

De eisen die we aan de bevestigingsmethode moeten stellen zijn de volgende :

1. In het beschouwde drukgebied moeten voldoende grote signaal-amplituden optreden.
2. De amplitude-variatiëten in dit gebied (ten gevolge van probe-druk variatiëten) mogen niet te groot zijn om te voorkomen dat de onnauwkeurigheid van de probe-bevestiging een te grote invloed zal hebben.
3. De probe-druk in dit gebied mag ook weer niet zo groot zijn dat we van buiten af de bloedvulling van de extremiteit sterk beïnvloeden.
4. De probe-klem moet zo licht mogelijk van gewicht zijn.

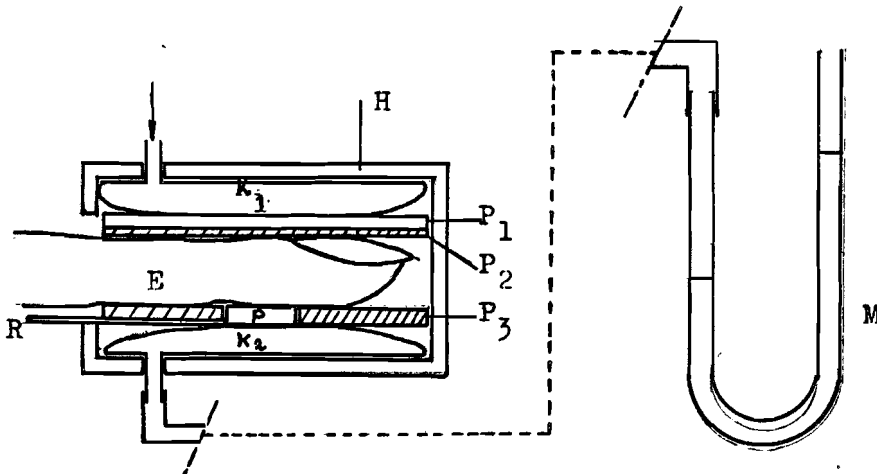
8. Druk-transducer, gebruikt bij het bepalen van het verband tussen probe-druk en plethysmogram-amplitude.

8.1. Transducer, waarbij gebruikt gemaakt wordt van opblaasbare cuffjes.

Voor het bepalen van de relatie tussen de probe-druk en de plethysmogram-amplitude is allereerst vereist dat we een opstelling hebben waarmee we de probe-druk niet alleen in kunnen stellen over een groot drukgebied, maar ook zo nauwkeurig mogelijk de waarde van deze druk kunnen bepalen. In het vervolg zal deze opstelling de druk-transducer genoemd worden.

Omdat de maximale bloeddrukwaarde die in de perifere vaten voorkomt de arteriële druk is, die gemiddeld 90 mm Hg bedraagt, is als range voor de drukwaarden, waarbij gemeten werd, het drukgebied van 0 tot 120 mm Hg gekozen. Voor dit gebied werd het verband tussen amplitude en druk bepaald.

Aanvankelijk werd gedacht aan een opzet zoals geschetst in figuur 20:



Figuur 20.

In een messing huis H zijn twee opblaasbare kussentjes opgenomen K_1 en K_2 .

Het meetkussen K_2 wordt met een zekere voorspanning aangesloten op een manometer M i.c. een sphygomanometer (in mm Hg).

Op dit meetkussen rust de probe P die voor zijdelingse bewegingen in het huis gefixeerd is door een vilten plaatje P_3 .

Met behulp van het drukkussen K_1 kan via een drukplaatje P_1 , dat bekleed is met vilt P_2 , een druk op de extremitéit E uitgeoefend worden.

De druk, door de vinger op de probe uitgeoefend, veroorzaakt een drukverhoging in K_2 , die met een manometer geregistreerd wordt.

Metingen wezen uit dat deze druktransducer voor ons doel niet geschikt was. Omdat we wilden meten tot 120 mm Hg was de voorspanning in K_2 zo hoog dat de wanden van het meetkussen erg opgerekt werden en daardoor erg stijf werden. Een groot gedeelte van de drukcomponent, door de vinger op de probe en dus ook op K_2 uitgeoefend, was noodzakelijk om de wand zelf te deformeren: voor de spanning in de kussenwand van K_2 geldt de wet van Laplace; indien aangenomen wordt dat het oppervlak van K_2 bolvormig is, geldt:

$$P_t = \frac{T}{R} = P_{\text{kussen}} - P_{\text{probe}} \quad (17)$$

Hierin is P_t de transmurale druk: de druk in het meetkussen minus de druk door de probe op het kussen uitgeoefend.

T is de spanning in de kussenwand en R de kromtestraal van de kussenwand.

Uit (17) volgt:

$$P_{\text{probe}} = P_{\text{kussen}} - \frac{T}{R} \quad (18)$$

waarbij zowel T als R niet-lineair variëren. Yken was derhalve niet mogelijk te meer daar de stand van de probe ten opzichte van de kussenwand bij iedere meting veranderde.

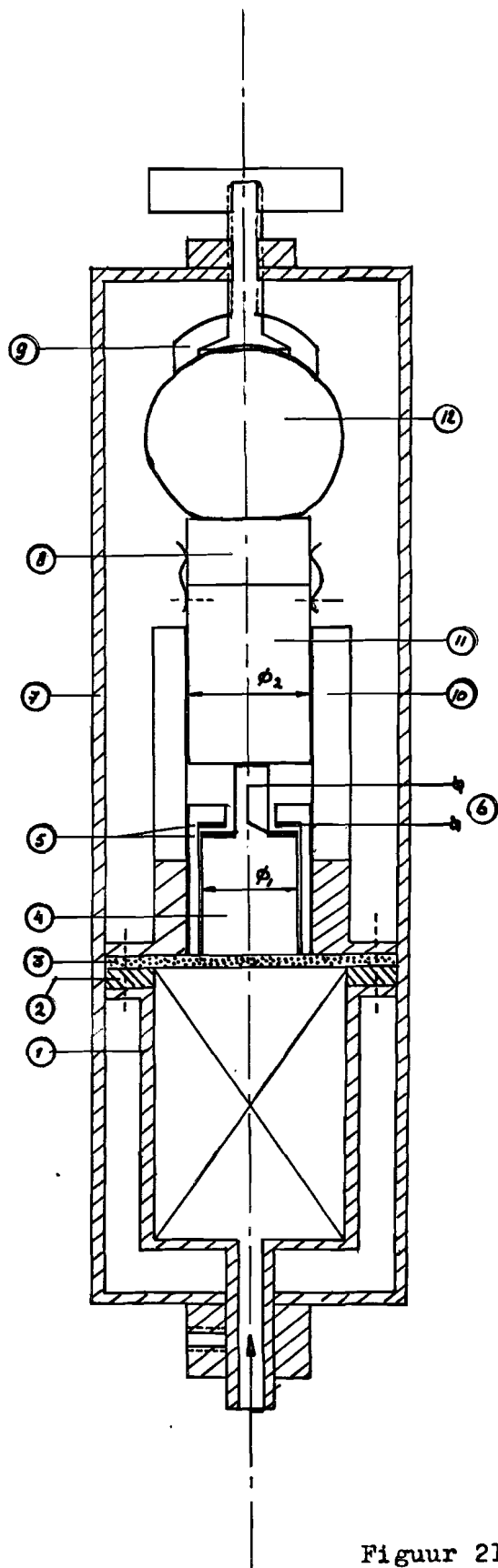
8.2. Druk-transducer met een vlak membraam.

De druk-transducer die hierna geconstrueerd werd, is weergegeven in figuur 21.

In de luchtkamer wordt een zekere druk (P g/cm²) aangelegd die gemeten wordt met een manometer.

Hierdoor wordt de drukstift tegen zijn aanslag aangedrukt, waardoor het elektrisch contact tussen twee messing ringen tot stand komt.

De gebruikte constructie voorkomt dat het rubber membraam gedeformeerd wordt de moeilijkheden, die ontstonden bij de eerste druktransducer, vermeden worden.



□ perspex
▨ messing

1. luchtdicht messing huis.
2. rubber pakking.
3. slap rubber membraam.
4. drukstift.
5. messing ringen.
6. aansluitdraden weerstandsmeter.
7. huis voor lichtafscherming.
8. probe.
9. stelschroef.
10. geleidingshuis voor probe-stift.
11. probe-stift.
12. extremititeit.

Figuur 21.

Nadat de extremititeit tussen de opnemer en de stelschroef is gebracht, wordt deze laatste zover ingedraaid, dat de drukstift net los komt van de aanslag, wat met een weerstandsmeter geïndiceerd wordt. Ook hierbij wordt dus voorkomen dat het rubber membraam elastisch gedeformeerd wordt.

Voor de probedruk op de extremititeit vinden we nu:

$$K = \frac{P \cdot \phi_1 - p}{\phi_2} \quad [g/cm^2] \quad (19)$$

met $p = G + W$.

Hierin is:

G: gewicht van het bewegende gedeelte (probe, probe-stift en drukstift)

W: wrijvingskrachten (stilstaand)

ϕ_1 : oppervlak doorsnede drukstift

ϕ_2 : bodemoppervlak van de probe.

Omdat ϕ_2 moeilijk te bepalen was doordat op de bodem van de probe een soldeerlip van een nogal vreemde vorm was bevestigd (voor de versteviging van de probe-draden) is gewerkt met de totale kracht F, die de probe op de huid uitoefend:

$$F = (P \cdot \phi_1 - p) \quad [g] \quad (20)$$

Het bepalen van de waarde van p gebeurt als volgt:

Indien $P = 0$ zal ten gevolge van het feit dat $G > W$ de drukstift op het membraam rusten en de contacten 6 zijn open. Bij het opvoeren van de waarde van P zullen op een gegeven ogenblik deze contacten gesloten worden:

$$P_b \cdot \phi_1 = G + W = p \quad (21)$$

Na een groot aantal metingen (50) is als gemiddelde waarde voor P_b gevonden: $P_b = 21,0 \text{ g/cm}^2$

$$\phi_1 = 0,785 \text{ cm}^2 \quad \text{dus:}$$

$$p = 21,0 \cdot 0,785 = 16,49 \text{ g}$$

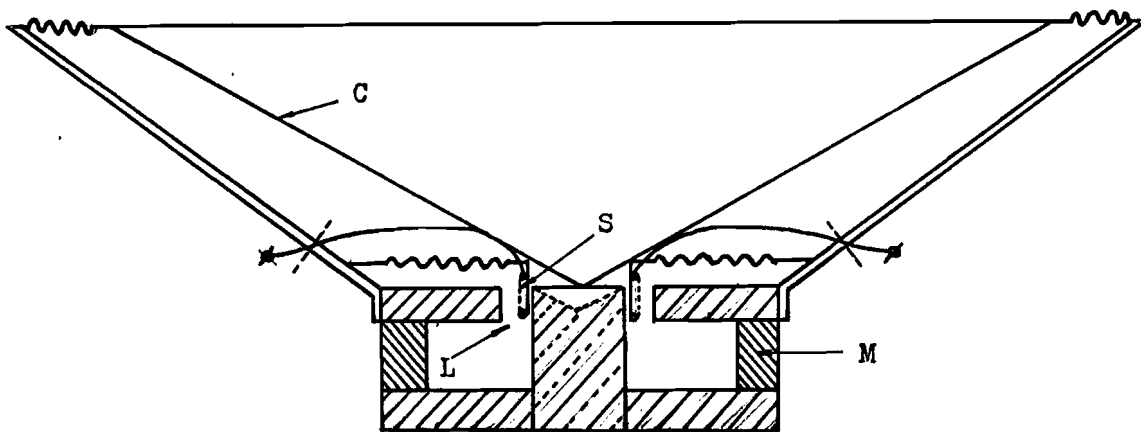
De spreiding in de waarden van P_b was echter bijzonder groot:

$$P_b(\text{min.}) = 15 \text{ g/cm}^2 ; P_b(\text{max.}) = 32 \text{ g/cm}^2 .$$

Dit werd veroorzaakt door de variërende waarde van de wrijving. Bovendien bleek dat de probe-stift, als de extremiteit zich in het huis bevond, door een kanteffect soms bleef haken. Toen dit euvel niet te verhelpen bleek werd een elektrodynamische druktransducer geconstrueerd.

8.3. Proto-type van de elektrodynamische transducer.

We gaan uit van een elektrodynamische luidspreker:



Figuur 22.

Deze bevat een permanente magneet M voorzien van poolschoenen. In de luchtspleet bevindt zich, goed gecentreerd, het spoeltje S, dat aan de conus C bevestigd is. Stuur men door het spoeltje een stroom i , dan wordt op het spoeltje een Lorentz-kracht uitgeoefend, die loodrecht staat op de stroom en de veldrichting:

$$F_{\text{tot}} = B \cdot i \cdot l \quad [\text{N}] \quad (22)$$

Hierin is:

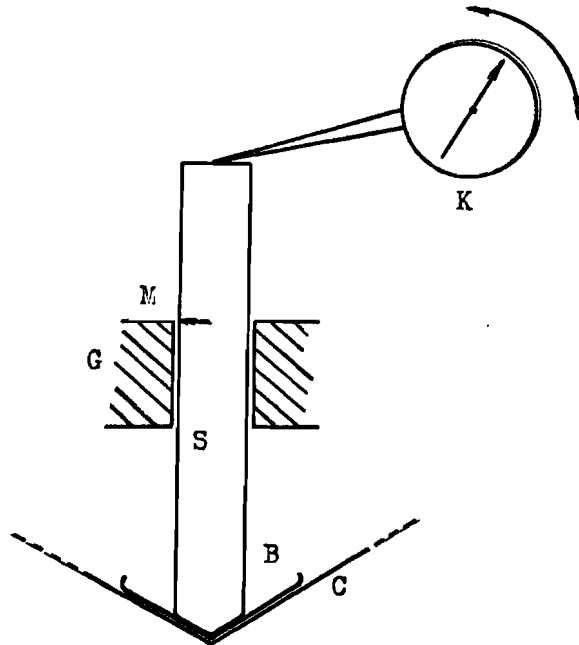
B: magnetische inductie [Wb/m^2]

i : stroom door de spoel [A]

l : totale wikkellengte [m]

We zien een lineair verband tussen de kracht F_{tot} en de stroom i .

Metingen werden verricht aan de Philips-speaker 9710 A.M.
Voor het bepalen van de kracht-stroom karakteristiek is de volgende opstelling gebruikt:



C: conus
B: beschermkapje voor de conus
S: drukstift
G: geleidingsbus
M: markeringspijl
K: correx-krachtmeter
($\pm 2,5$ g)

$$G_S = 27,5 \text{ g}$$

$$G_B = 2,5 \text{ g}$$

Figuur 23.

Bij iedere ingestelde stroomwaarde voor de luidspreker-spoel wordt de correx-krachtmeter dusdanig gedraaid dat de markeringspijl M precies op de bovenkant van de geleidingsbus wijst. Bij deze stand van de markeringspijl zijn de conusveren niet belast.

Zo meten we het verband tussen F en i bij een vaste positie van de spoel in de luchtspleet.

$$F_{\text{tot}} = \text{Aanwijzing } K + G_S + G_B = F_K + G_S + G_B \quad (23)$$

In tabel 1 op bladzijde 45 zijn de meetwaarden opgenomen. Deze gegevens zijn op pagina 46 in een grafiek uitgezet.

We zien dat de meetwaarden goed reproduceerbaar zijn als we rekening houden met het feit dat de nauwkeurigheid van de correx-krachtmeter 2,5 g bedraagt.

3 metingen.					
i	F_{K_1}	F_{K_2}	F_{K_3}	$\overline{F_K}$	F_{tot}
mA	gf	gf	gf	gf	gf
150	40,0	37,5	40,0	39,2	69,2
200	60,0	57,5	60,0	59,2	89,2
250	80,0	77,5	80,0	79,2	109,2
300	102,5	102,5	100,0	101,7	131,7
350	122,5	125,0	122,5	123,2	153,2
400	145,0	147,5	147,5	146,6	176,6
450	167,5	165,0	167,5	166,6	196,6
500	190,0	192,5	192,5	191,7	221,7
550	212,5	215,0	212,5	213,3	243,3
600	237,5	237,5	240,0	238,3	268,3

Tabel 1.

Voor de gerealiseerde druktransducer werd alleen de magneet van de 9710 AM gebruikt. Het spoeltje van de conus was niet bruikbaar om de volgende reden:

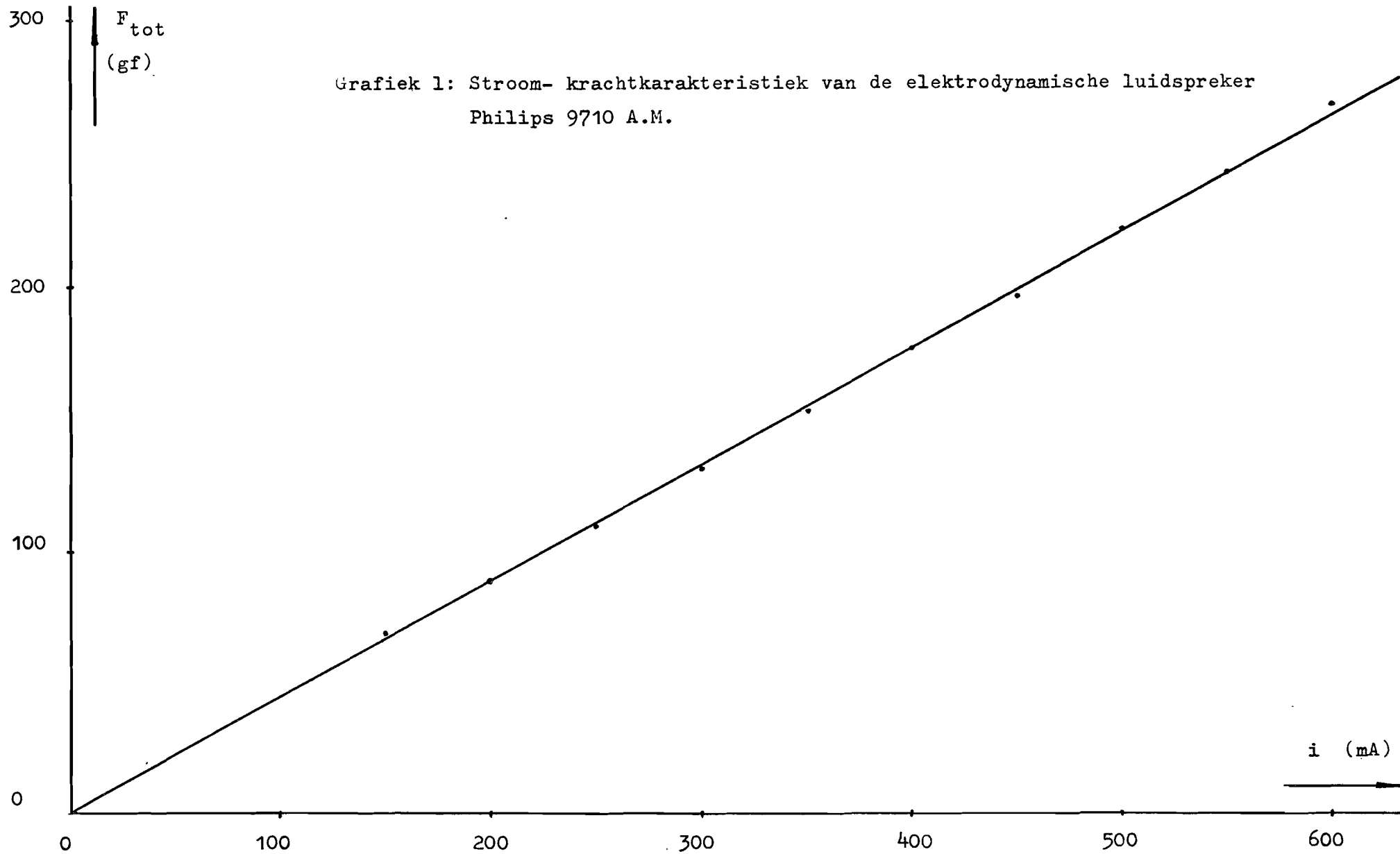
We willen meten tot ± 120 mm Hg.

Het probe-oppervlak is $1,767 \text{ cm}^2$.

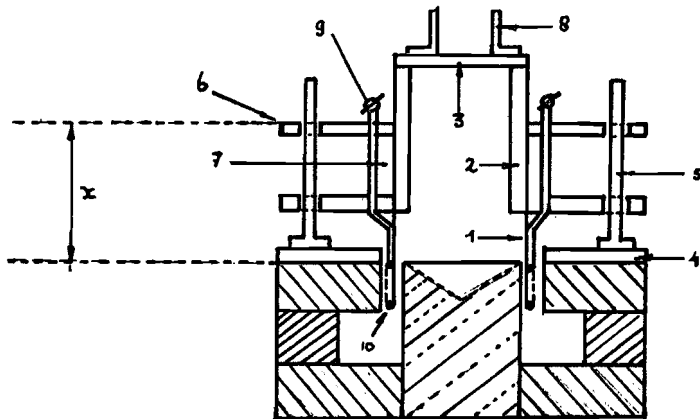
Dit houdt in dat de totale kracht, door de druktransducer te leveren, minstens $120 \cdot 1,767 \cdot 1,36 = 288$ gf moet bedragen.

Uit grafiek 1 lezen we af dat dit overeenkomt met een stroomwaarde van 654 mA; een stroomwaarde die voor langdurige metingen ontoelaatbaar hoog is voor het luidsprekerspoeltje (50 windingen).

Daarom is een nieuw spoeltje gewikkeld met meer windingen(70) en dikkere draad.



Het principe van de transducer is weergegeven in figuur 24.



Figuur 24.

1. Papieren kokertje met 70 windingen, het geheel geïmpregneerd in schellak.
2. Perspex cylindertje voor versteviging van de papieren koker.
3. Dekplaatje.
4. Grondplaat, vastgelijmd op de magneet.
5. Geleidingsstaaf; drie stuks, onderling verschoven over 120° .
6. Geleidingsmechanisme, vastgelijmd op 7.
7. Verstevigingscylinder om de papieren koker.
8. Houder voor de probe.
9. Aansluitdraden spoel.
10. Spoel.

8.4. Metingen aan het proto-type.

De drukkracht F_{tot} is gemeten als functie van de positie van de spoel in de luchtspleet die aangegeven wordt door x (zie figuur 24). De weg-kracht karakteristieken zijn opgenomen voor $i = 200, 300, 400$ en 500 mA.

Voor F_{tot} geldt weer:

$$F_{tot} = F_K + G_B \quad (24)$$

F_K : resulterende kracht, gemeten met een correx-krachtmeter, bereik
25 - 250 gf \pm 2,5 gf.

G_B : gewicht van het bewegende gedeelte: geleidingsmechanisme, ko-
ker met spoel, probesteun en probe: 35 g.

De meetresultaten zijn opgenomen in tabel 2, pagina 49.

De meetresultaten, uitgezet in grafiek vindt U op pagina 50.

We zien dat F_{tot} onafhankelijk is van x voor:

$$25,5 \leq x \leq 29,5 \quad (25)$$

Bij het gebruik van de druktransducer moeten we dus zorgen dat we
altijd in dit gebied zitten.

Voor $x = 27,0$ mm is tevens de stroom-kracht karakteristiek opgeno-
men.

De meetresultaten zijn opgenomen in tabel 3, pagina 51 en uitgezet
in een grafiek op pagina 52.

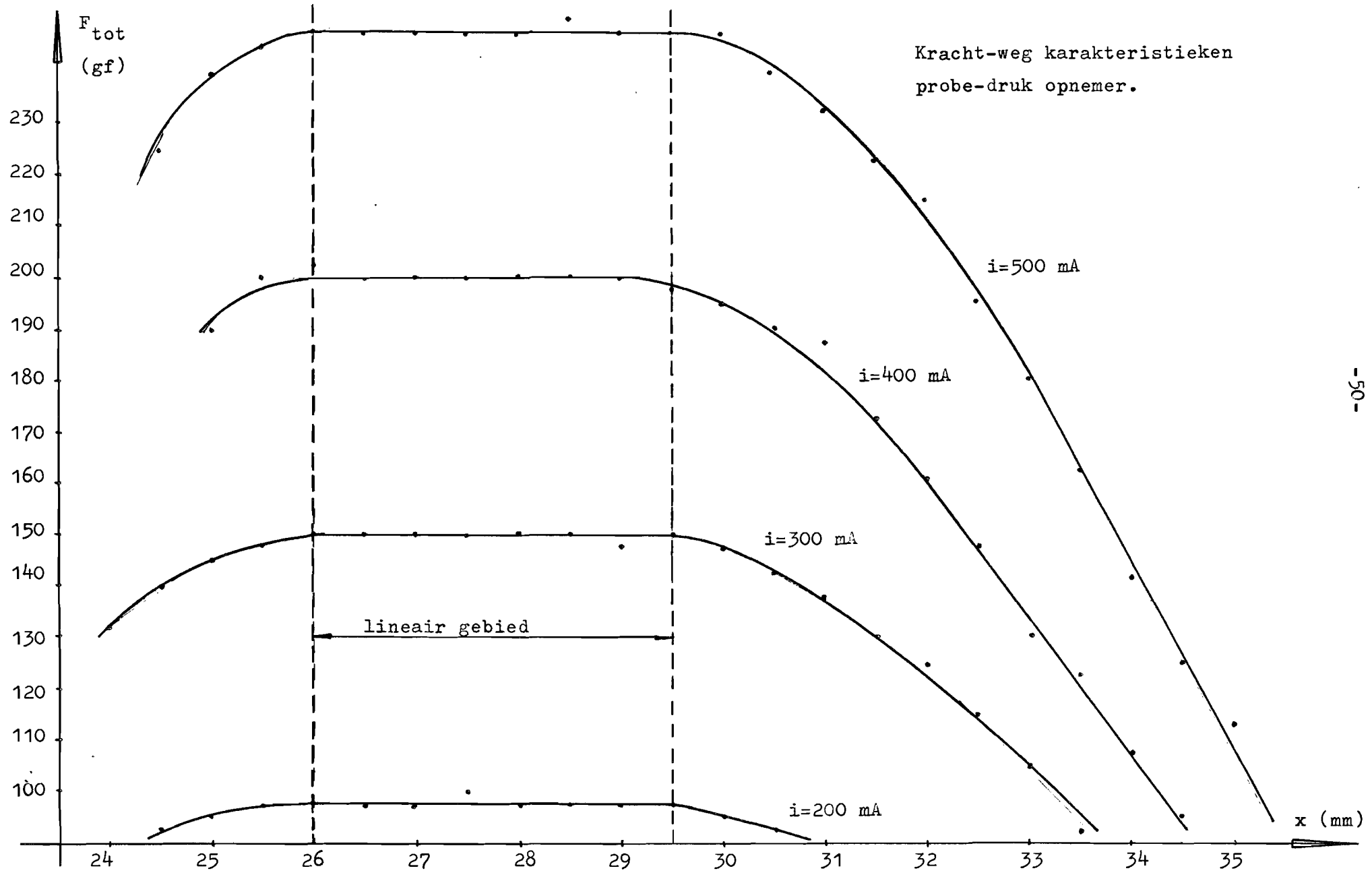
Uit deze karakteristiek zien we dat het verband tussen F_{tot} en i
mooi lineair is overeenkomstig de uitdrukking

$$F_{tot} = B.i.l.$$

Uit de meetresultaten, opgenomen in tabel 3, blijkt bovendien dat
de variaties in de wrijvingscomponent nooit groter zijn dan 5 gf.
Onder 8.6. komen we hier nog uitgebreid op terug.

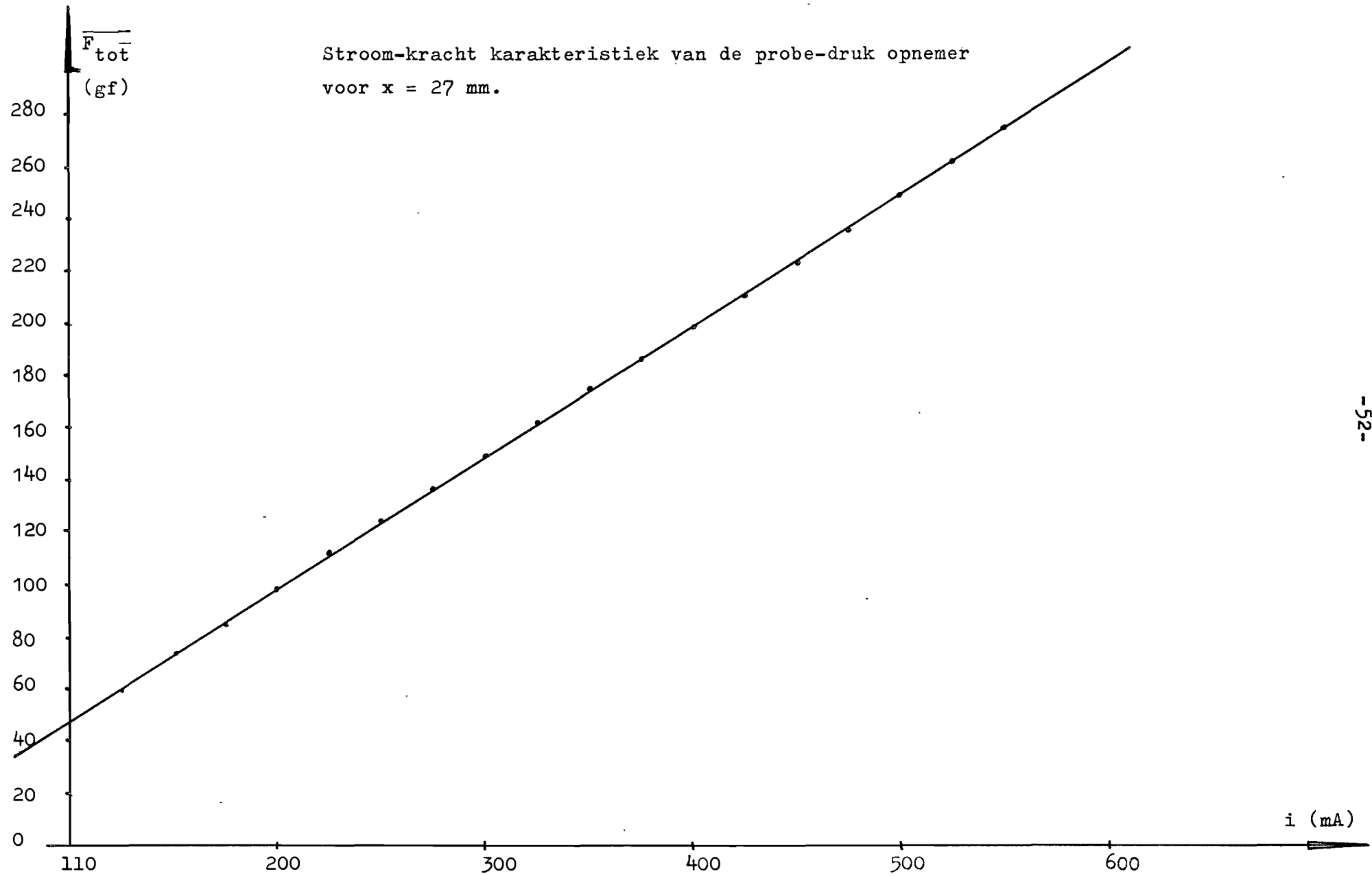
i = 200 mA		i = 300 mA		i = 400 mA		i = 500 mA	
x mm	F _{tot} gf	x mm	F _{tot} gf	x mm	F _{tot} gf	x mm	F _{tot} gf
-	-	-	-	35,5	70,0	35,5	85,0
-	-	35,0	60,0	35,0	82,5	35,0	112,5
-	-	34,5	72,5	34,5	95,0	34,5	125,0
-	-	34,0	82,5	34,0	107,5	34,0	142,5
-	-	33,5	92,5	33,5	122,5	33,5	162,5
33,0	65,0	33,0	105,0	33,0	130,0	33,0	180,0
32,5	72,5	32,5	115,0	32,5	147,5	32,5	195,0
32,0	80,0	32,0	125,0	32,0	160,0	32,0	215,0
31,5	85,0	31,5	130,0	31,5	172,5	31,5	222,5
31,0	90,0	31,0	137,5	31,0	187,5	31,0	232,5
30,5	92,5	30,5	142,5	30,5	190,0	30,5	240,0
30,0	95,0	30,0	147,5	30,0	195,0	30,0	247,5
29,5	97,5	29,5	150,0	29,5	197,5	29,5	247,5
29,0	97,5	29,0	147,5	29,0	200,0	29,0	247,5
28,5	97,5	28,5	150,0	28,5	200,0	28,5	250,0
28,0	97,5	28,0	150,0	28,0	200,0	28,0	247,5
27,5	100,0	27,5	150,0	27,5	200,0	27,5	247,5
27,0	97,5	27,0	150,0	27,0	200,0	27,0	247,5
26,5	97,5	26,5	150,0	26,5	200,0	26,5	247,5
26,0	97,5	26,0	150,0	26,0	202,5	26,0	247,5
25,5	97,5	25,5	147,5	25,5	200,0	25,5	245,0
25,0	95,0	25,0	145,0	25,0	190,0	25,0	240,0
24,5	92,5	24,5	140,0	-	-	24,5	225,0
24,0	87,5	24,0	132,5	-	-	-	-

Tabel 2.



i mA	F_{tot_1} gf	F_{tot_2} gf	F_{tot_3} gf	F_{tot_4} gf	F_{tot_5} gf	$\overline{F_{tot}}$ gf
125	60,0	60,0	60,0	60,0	60,0	60,0
150	75,0	72,5	72,5	75,0	72,5	73,5
175	87,5	85,0	85,0	85,0	85,0	85,5
200	100,0	97,5	97,5	100,0	97,5	98,5
225	112,5	112,5	112,5	112,5	112,5	112,5
250	125,0	125,0	125,0	125,0	122,5	124,5
275	137,5	137,5	137,5	135,0	137,5	137,0
300	150,0	150,0	150,0	150,0	147,5	149,5
325	162,5	162,5	162,5	162,5	160,0	162,0
350	175,0	175,0	175,0	175,0	175,0	175,0
375	187,5	187,5	185,0	187,5	185,0	186,5
400	200,0	200,0	200,0	200,0	197,5	199,5
425	212,5	212,5	210,0	212,5	210,0	211,5
450	222,5	222,5	225,0	222,5	222,5	223,0
475	235,0	235,0	237,5	235,0	235,0	235,5
500	250,0	250,0	250,0	247,5	250,0	249,5
525	262,5	262,5	262,5	260,0	262,5	262,0
550	277,5	275,0	277,5	272,5	272,5	275,0

Tabel 3.



8.5. Gerealiseerde elektrodynamische druk-transducer.

De definitieve uitvoering van de druktransducer is geschetst op pagina 54.

Het geheel is cilindrisch waarbij de geleidingsstaven drie maal voorkomen, onderling verschoven over een hoek van 120° .

Om er voor te zorgen dat de spoel in de luchtspleet zich altijd in het gebied bevindt waarin de kracht onafhankelijk is van de positie, zijn op de geleidingsstaven twee aanslagen aangebracht. Alle aanslagen zijn elektrisch met elkaar doorverbonden (contact B).

Op het geleidingsmechanisme zijn boven en onder om de gaten, waar de geleidingsstaven doorheen lopen, messing ringetjes aangebracht. Ook deze ringen zijn elektrisch met elkaar doorverbonden (contact A).

De druktransducer is ondergebracht in een perspex huis met een deksel van pertinax. Door het perspex heen kan gedurende de meting regelmatig gecontroleerd worden of de extremiteit in dezelfde positie ten opzichte van de probe gebleven is. Omdat het geheel echter afgeschermd moet zijn van het daglicht is een afneembare vilt afschermkap aangebracht.

Gedurende de meting moet de temperatuur in het huis zo goed mogelijk constant gehouden worden. Daartoe zijn onder in het huis drie, onderling over 120° verschoven, inlaten aangebracht voor koellucht (omgevingslucht), die geleverd wordt door een luchtpompje.

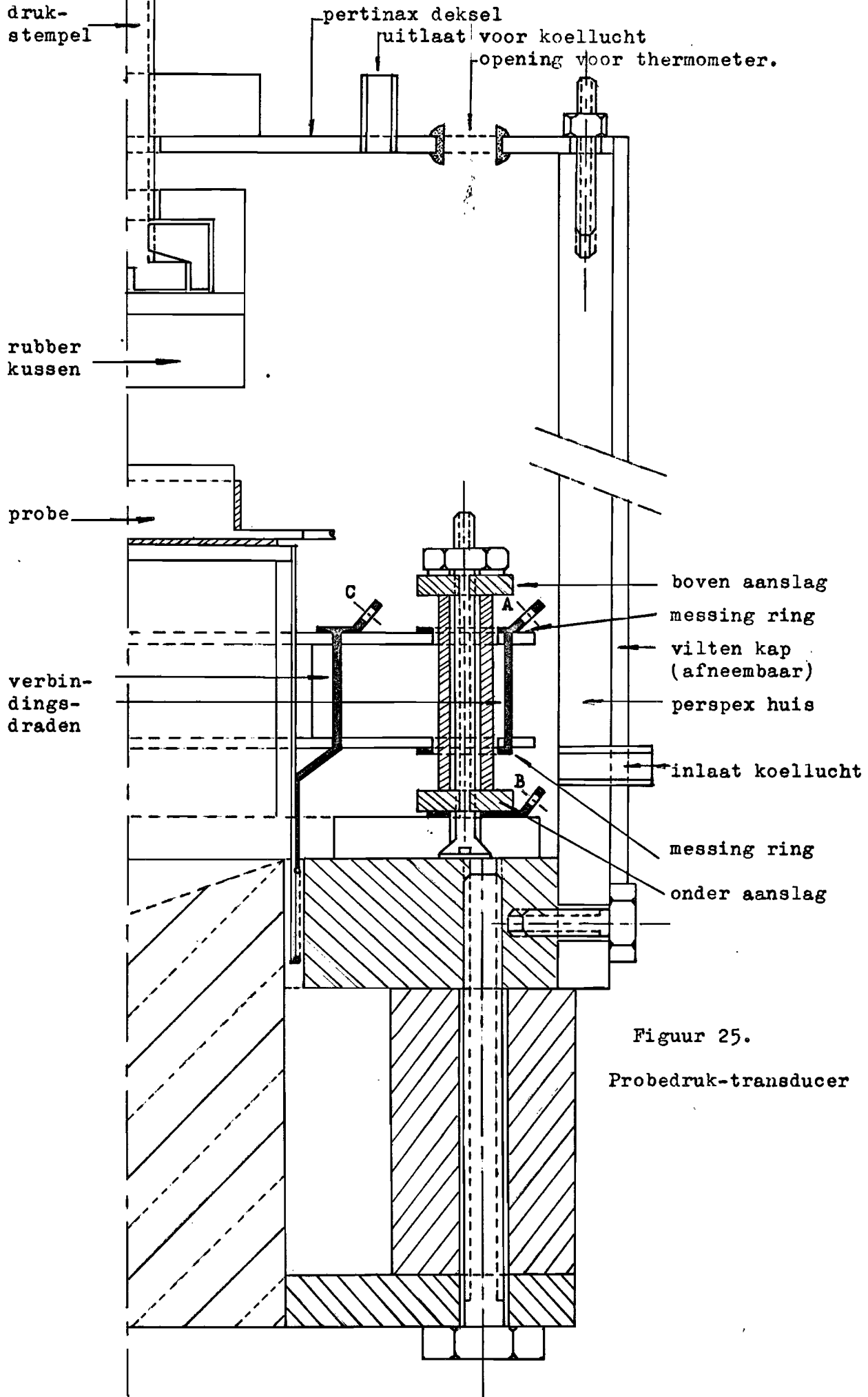
Boven in het pertinax deksel zijn ventilatie-openingen aangebracht. Bovendien kan via een opening in dit deksel een thermometer in het huis gebracht worden.

De werkwijze is nu als volgt:

Nadat door een opening in de wand van het huis de extremiteit tussen de probe en de drukstempel is gebracht wordt door het instellen van de stroom door de spoel een bepaalde waarde voor F ingesteld. Hierdoor zal het beweegbare deel van de transducer tegen de bovenaanslag gaan liggen wat geïndiceerd wordt met een weerstandsmeter tussen de punten A en B.

Vervolgens wordt de drukstempel zover naar beneden gedraaid dat het contact tussen A en B verbroken wordt.

Bij deze instelling kan dan gemeten worden.



Figuur 25.
Probedruk-transducer

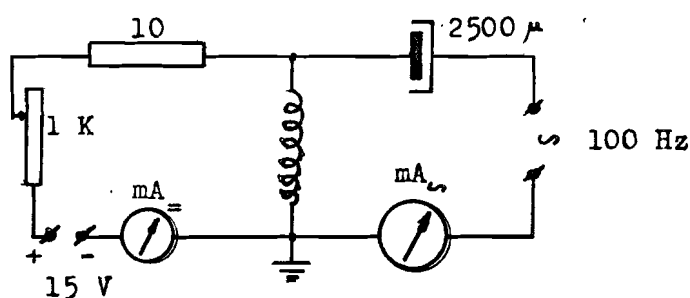
8.6. Ijkgrafiek van de druktransducer.

Omdat de Correx-veermeter een nauwkeurigheid heeft van 2,5 gf kan deze niet gebruikt worden voor het ijken van de druktransducer. Daarom wordt gebruik gemaakt van standaardgewichten die boven op de opnemer geplaatst worden. Hierdoor zal het contact tussen A en B gesloten worden omdat het beweegbare deel nu op de onderste aanslagen komt te rusten.

De stroom door de spoel wordt nu zo ver opgevoerd dat het geheel los komt van deze aanslagen. De kracht F_{tot} op het spoeltje in bovenwaardse richting uitgeoefend is dan gelijk aan het standaardgewicht plus het gewicht van het beweegbare deel (35 g). De kracht F door de probe in bovenwaardse richting uitgeoefend is gelijk aan die door het standaardgewicht in benedenwaardse richting uitgeoefend.

De wrijvingscomponent bestaat uit een zogenaamde stilstaande wrijvingscomponent en een bewegingswrijvingscomponent. De eerste is veel groter dan de tweede. Om de eerste component te elimineren is door het spoeltje nog een wisselstroom gevoerd van 50 mA bij een frequentie van 100 Hz.

De bekrachtigingsschakeling van de spoel is weergegeven in figuur 26.



Figuur 26.

De transducer is geijkt met gewichten van 20, 70, 120, 150, 200, 220 en 250 g.

Bij iedere belasting wordt de meting tien maal herhaald.

De resultaten zijn opgenomen in tabel 4 en in grafiek uitgezet op pagina 57.

F=20gf	F=70gf	F=120gf	F=150gf	F=200gf	F=220gf	F=250gf
i mA	i mA	i mA	i mA	i mA	i mA	i mA
127,5	222,5	322,5	387,5	480,0	517,5	575,0
132,5	222,5	322,5	385,0	480,0	512,5	575,0
130,0	222,5	322,5	385,0	480,0	517,5	577,5
130,0	225,0	322,5	385,0	482,5	512,5	575,0
130,0	227,0	322,5	382,5	482,5	515,0	572,5
127,5	222,5	320,0	382,5	480,0	517,5	575,0
127,5	222,5	322,5	382,5	480,0	515,0	572,0
130,0	222,5	322,5	382,5	480,0	515,0	575,0
127,5	222,5	322,5	385,0	480,0	517,5	575,0
127,5	227,5	320,0	382,5	480,0	515,0	572,5
		Gemiddeld wordt dit:				
129,0	223,7	322,0	383,5	480,5	515,5	574,5

Tabel 4.

Uit de grafiek op pagina 57 lezen we af:

$$\tan \alpha = 0,5144 \text{ g/mA} \quad \text{dus:}$$

$$F = 0,5144 (i - i_0) \quad (26)$$

met $i_0 = 91 \text{ mA}$: stroom nodig om het bewegende deel van de transducer omhoog te brengen.

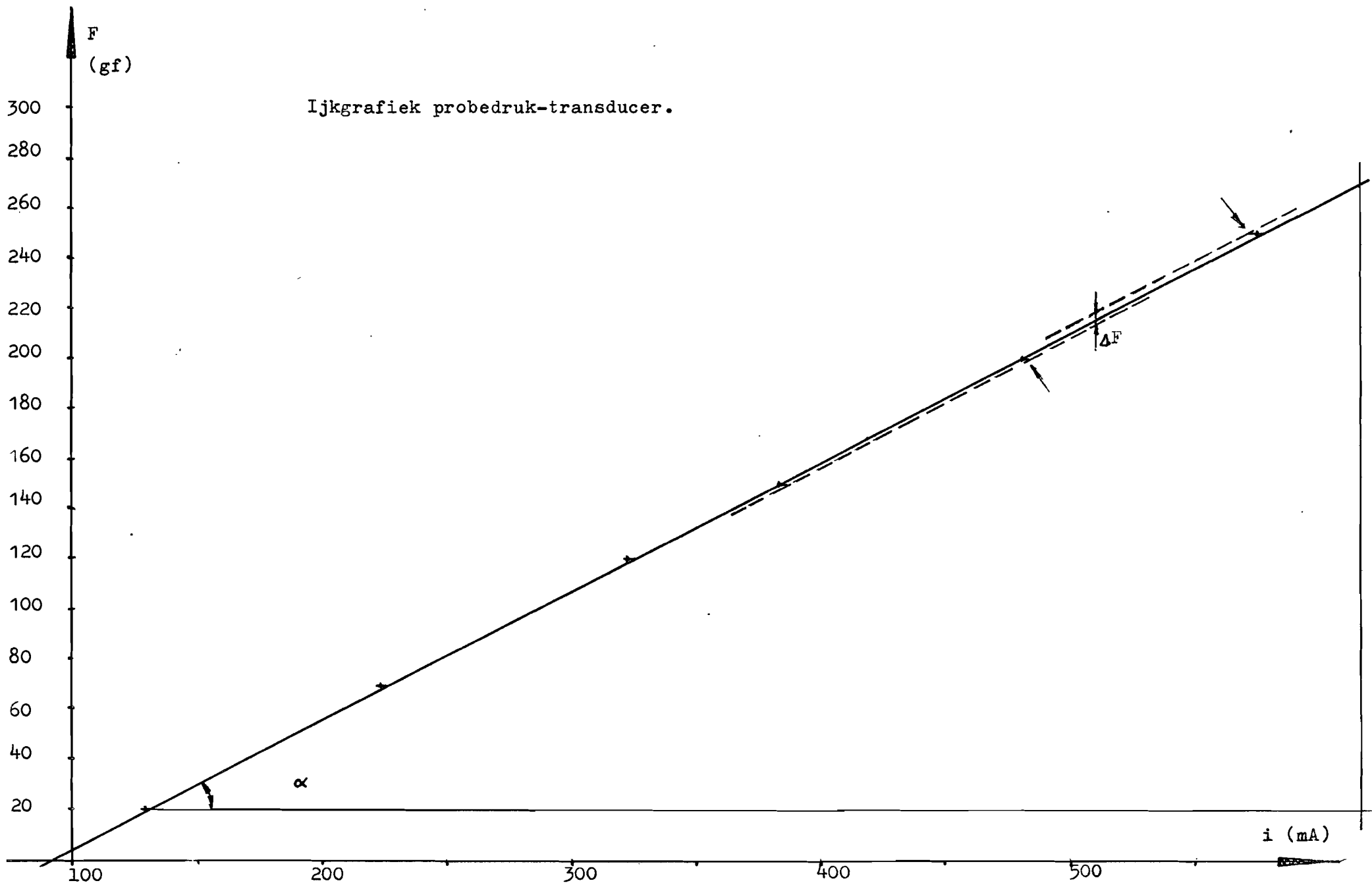
$$F = 0,5144 (i - 91) \text{ gf} \quad (27)$$

mits i in mA.

Bovendien zien we uit de grafiek dat de spreiding in F ten gevolge van wrijvingsvariatiës 4 gf bedraagt.

Een omrekeningstabel is opgenomen op pagina 58:

$$P = \frac{F}{1,36 \cdot 0} \quad \text{mm Hg}$$



i mA	F gf	P mm Hg	i mA	F gf	P mm Hg
110	9,8	4,1	370	143,5	59,7
120	14,9	6,2	380	148,6	61,8
130	20,1	8,4	390	153,8	63,9
140	25,2	10,5	400	158,9	66,1
150	30,4	12,7	410	164,1	68,2
160	35,5	14,8	420	169,2	70,3
170	40,6	16,9	430	174,3	72,5
180	45,8	19,1	440	179,5	74,6
190	50,9	21,2	450	184,7	76,8
200	56,1	23,3	460	189,8	79,0
210	61,2	25,5	470	195,0	81,1
220	66,4	27,6	480	200,1	83,3
230	71,5	29,8	490	205,3	85,4
240	76,6	31,9	500	210,4	87,6
250	81,8	34,0	510	215,6	89,7
260	87,0	36,2	520	220,7	91,8
270	92,1	38,3	530	225,8	94,0
280	97,2	40,4	540	230,9	96,2
290	102,4	42,6	550	236,1	98,3
300	107,5	44,7	560	241,3	100,4
310	112,6	46,8	570	246,4	102,6
320	117,8	49,0	580	251,6	104,7
330	123,0	51,1	590	256,7	107,0
340	128,1	53,3	600	261,8	109,0
350	133,2	55,4	620	272,1	113,4
360	138,4	57,6			

Tabel 5.

9. Meetschakelingen gebruikt bij het bepalen van het verband tussen de probe-druk en de amplitude van het plethysmogram.

9.1. Ademhalingsopnemer.

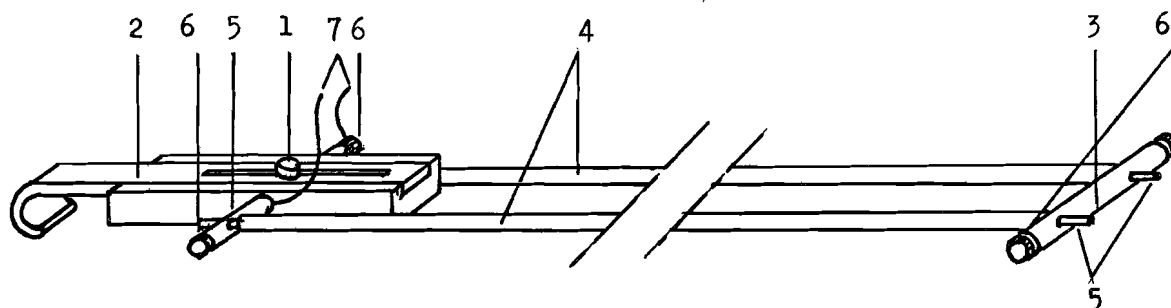
Het lichaamsproces dat de grootste invloed heeft op het plethysmogram is de ademhaling.

Het is daarom wenselijk om de amplitude van het plethysmogram telkens bij dezelfde toestand van de ademhaling te bepalen.

Om dit te verwezelijken werd uitgegaan van een ademhalingsopnemer die een poortschakeling stuurt.

Om de borstkas wordt daartoe een rubber band aangebracht waarop een Whitney-opnemer is bevestigd.

De Whitney-opnemer is een rubber slangetje, gevuld met kwik: zie figuur 27.



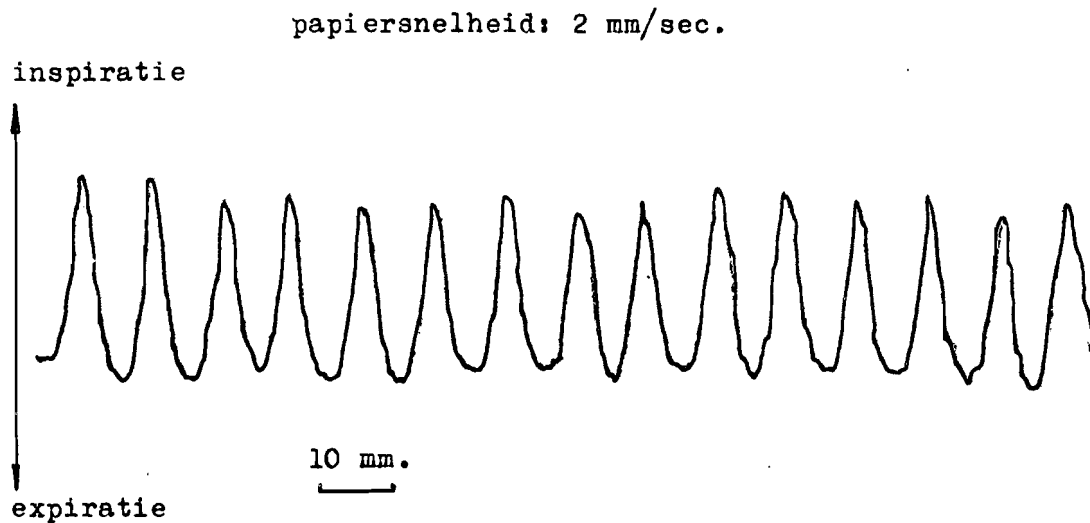
Figuur 27.

1. Schroef waarmee de haak in de houder verschoven kan worden om de voorspanning van de kwikkoordjes in te stellen.
2. Haak.
3. Geleidende verbinding.
4. Kwikkoordjes.
5. Vertinde elektroden om het elektrisch contact tot stand te brengen tussen het kwik in de slangetjes en de geleidende verbinding.
6. Schroeven voor het vastzetten van de elektroden.
7. Toevoerdraden.

Ten gevolge van de ademhaling varieert de omvang van de borstkas; de rubberband en de kwikkoordjes worden dien ten gevolge meer of minder opgerekt, waardoor de weerstand van de kwikkoordjes verandert. De kwikkoordjes worden in een brugschakeling opgenomen, waarmee de weerstandsvariatiës van de kwikkoordjes geregistreert kunnen worden.

De gelijkstroombrug voor het meten van de weerstandsvariatiës van de kwikkoordjes is ontworpen door G.F. Verney³⁾.

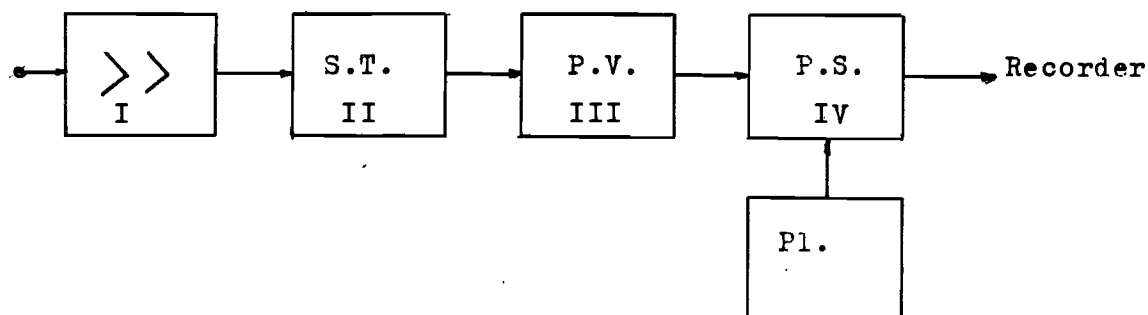
Het beeld dat zo van de ademhaling verkregen wordt, is weergegeven in figuur 28:



Figuur 28.

9.2. Poortschakeling.

Het signaal, dat zo van de ademhaling verkregen wordt, sturen we naar een schakeling, waarvan het blokschema is weergegeven in figuur 29:



Figuur 29.

In blok I wordt het signaal eerst nog via twee trappen versterkt, waarbij de eerste trap tevens de aanpassing verzorgt aan de differentiaaluitgang van de meetbrug.

Blok II is een Schmitt-trigger, die gestuurd wordt door het versterkte ademhalings signaal en een blokspanning afgeeft.

Met blok III worden hieruit blokspanningen gevormd, die geschikt zijn voor het sturen van de analoge poortschakeling IV. Op deze poortschakeling is tevens de plethysmograaf aangesloten.

Aan de uitgang registreren we dan interrumperend het plethysmogram gedurende overeenkomstige delen van de ademhaling.

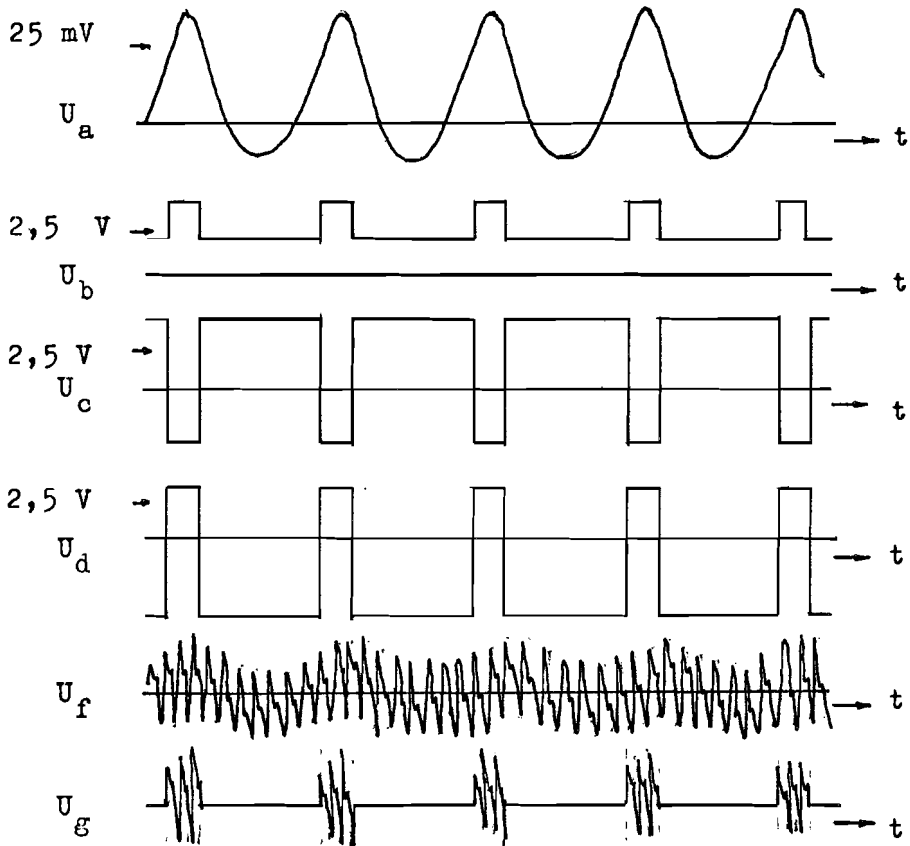
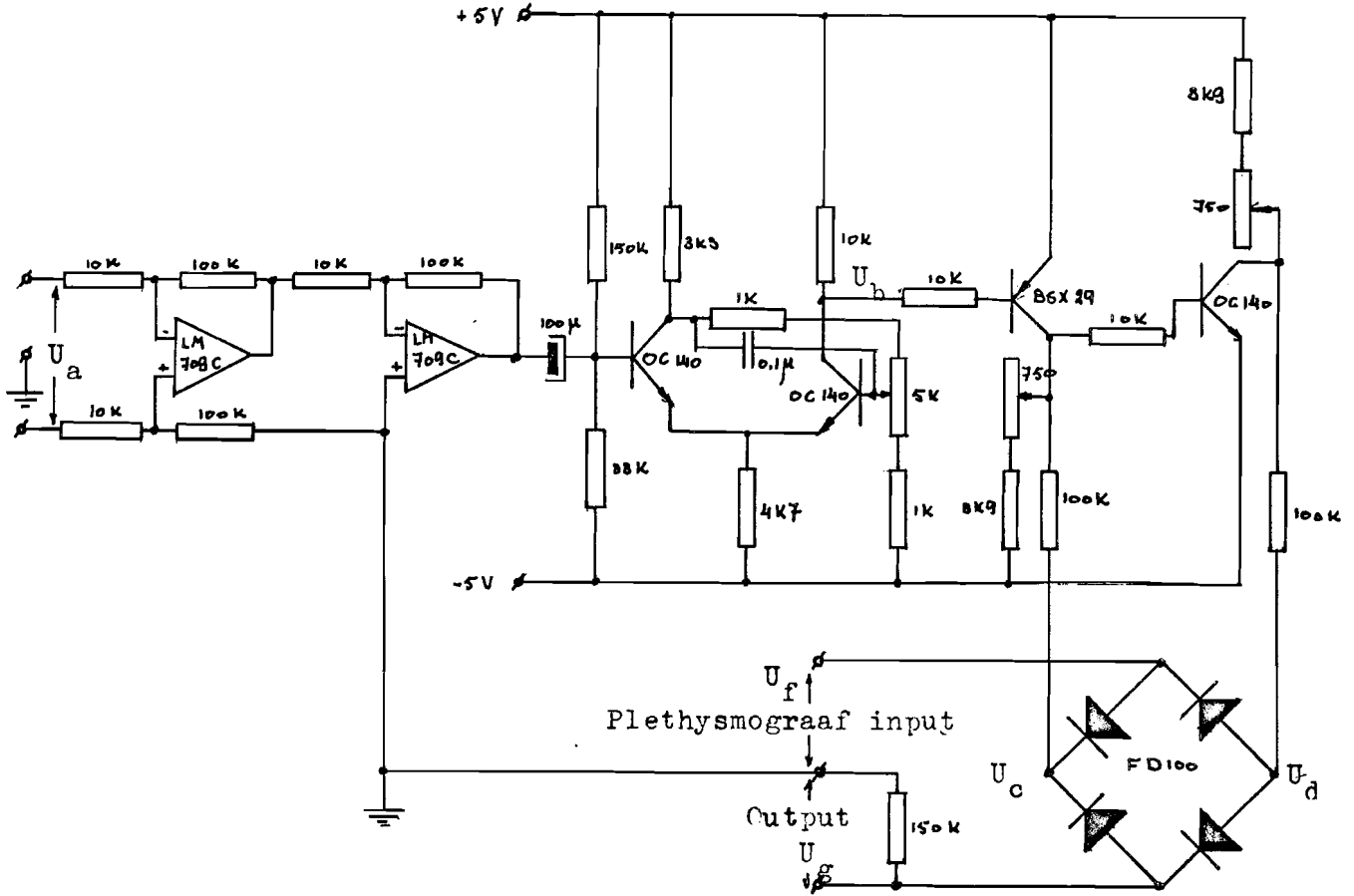
In figuur 30 is de complete schakeling in componenten weergegeven en tevens de signalen op de verschillende punten.

Het uitgangssignaal wordt geregistreerd op een recorder (Hellige).

Bij metingen bleek nu dat de amplitude van het plethysmogram gedurende korte overeenkomstige tijdsintervallen van de ademhalingscyclus nog behoorlijk variëerde.

Bovendien brengt deze meetmethode met zich mee dat de amplitude van iedere puls, die door de poort doorgelaten wordt, met een meetlatje op het recorderpapier opgemeten moet worden. De gemeten waarden worden gesommeerd en vervolgens gedeeld door het totaal aantal pulsen om de gemiddelde amplitudewaarde te verkrijgen.

Dit werk is bijzonder tijdrovend zodat we ons afgevraagd hebben of het niet zinvoller was het continue beeld te bekijken en alle variaties tot een bepaalde benedengrens uit te middelen waarbij het uitmiddelen uiteraard elektronisch moet gebeuren. Dit heeft als voordeel dat het tijdbesparend werkt en dat bovendien variaties in de plethysmogram-amplitude met een lagere frequentie dan die van

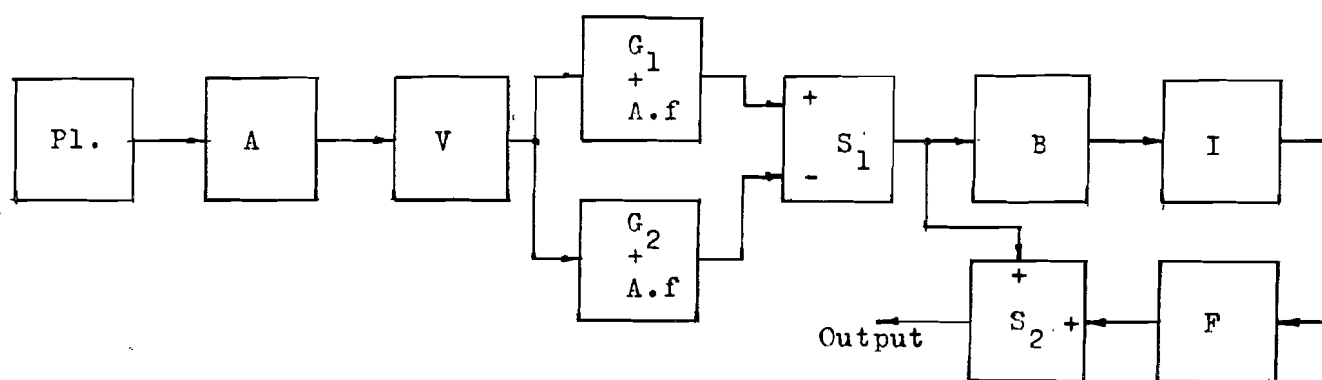


Figuur 30.

de ademhaling tot een bepaalde benedengrens eveneens uitgemiddeld worden.

9.3. Schakeling voor het registreren van de gemiddelde amplitudewaarde van het plethysmogram.

Het blokschema van de hiervoor gebruikte schakeling is weergegeven in figuur 31:



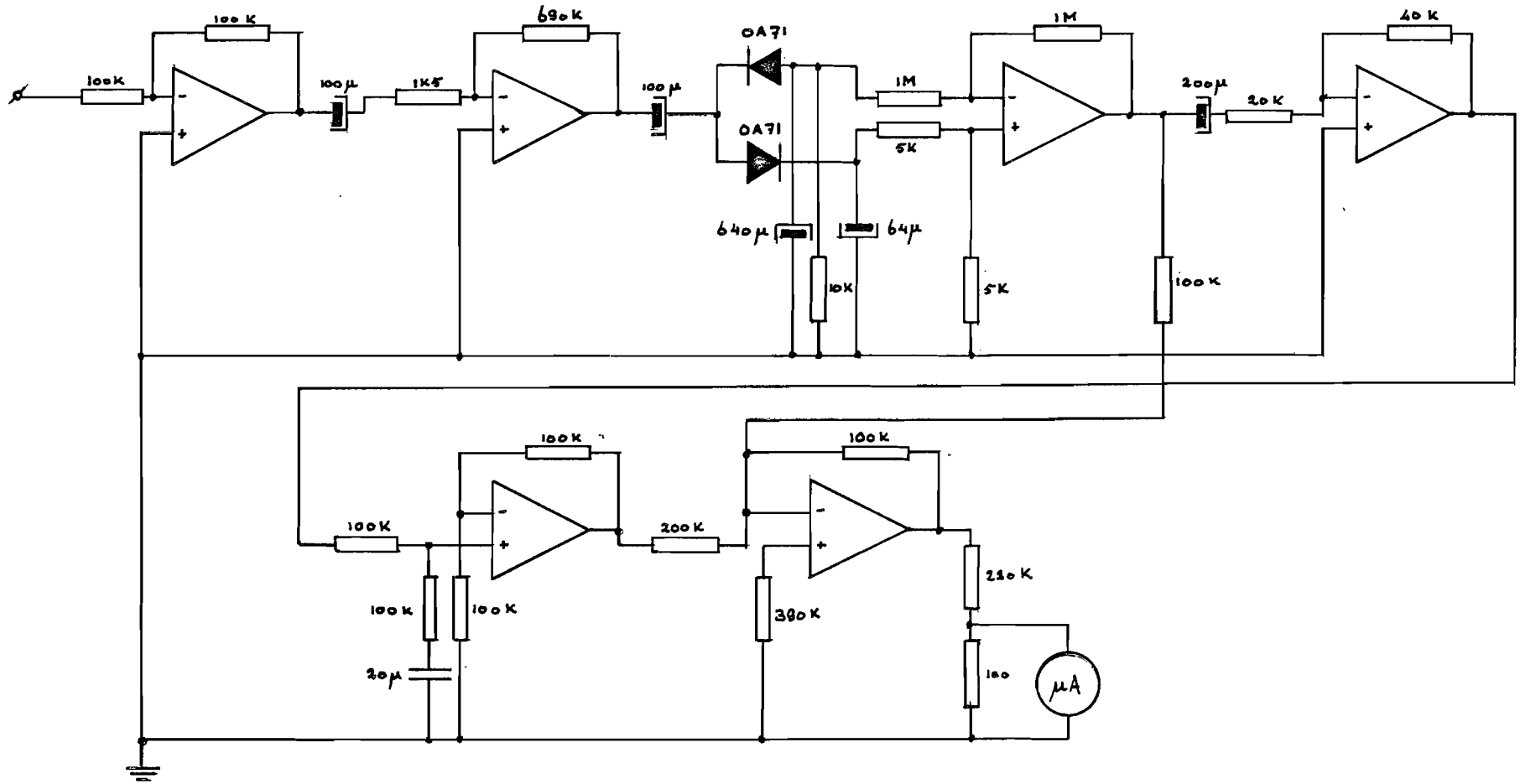
Figuur 31.

- Pl : plethysmograaf.
- A : aanpassingsschakeling.
- V : versterker.
- $G_1 + A.f$: eenzijdige gelijkrichter voor de positieve pulsen gecombineerd met een afvlakfilter.
- $G_2 + A.f$: eenzijdige gelijkrichter voor de negatieve pulsen gecombineerd met een afvlakfilter.
- S_1 : sommator.
- B : blokkeerschakeling voor de gelijkspanningscomponent.
- I : inverterende versterker.
- F : fase-corrigerend netwerk.
- S_2 : sommator.

Het geheel is gerealiseerd met behulp van de operationele rekenversterker LM 709 C.

Voor het complete schema: zie figuur 32.

Figure 32.



Bij de gelijkrichters is gebruik gemaakt van germaniumdiodes (OA 71) die een drempelspanning hebben van 0,1 V.

De vasotest geeft een signaal af van maximaal 0,65 mV/‰ (top-top waarde): v.d. Berg, Vafi¹⁰). Dit zou inhouden dat bloedvullingsvariaties, die kleiner zijn dan ± 300 ‰, niet doordringen tot achter de gelijkrichters. Daarom moet het signaal eerst versterkt worden. Als versterkingsfactor is gekozen 460 waardoor de benedengrensen nu 0,7 ‰ is.

De uitgangsweerstand van de vasotest is 6 k Ω , de ingangsweerstand van de versterker 1,5 k Ω . Daarom is een aanpassingsschakeling gebruikt met een ingangsweerstand van 100 k Ω en een uitgangsweerstand van 150 Ω .

Als RC-tijd van de afvlakfilters is gekozen 6,4 sec. Deze RC-tijd is voldoende klein om de toppen van het plethysmogram te kunnen volgen. De gemiddelde hartfrequentie is 1,5 Hz en de variaties in plethysmogramamplituden verlopen met nog lagere frequenties zodat we niet bang hoeven te zijn dat door het afvlakken de informatie over de top-top waarden van het plethysmogram verloren gaat.

Op de plus-ingang van de sommotor staat nu de top-waarde van de positieve pulsen (positief signaal), op de min-ingang de top-waarde van de negatieve pulsen (negatief signaal). De sommotor levert ons dus de gemiddelde top-top waarde van het plethysmogram met daarop een rimpel veroorzaakt door:

1. de hartfrequentie,
2. de lagere frequenties, waarmee de top-top waarde variëert.

Met behulp van een condensator van 200 μ wordt de gelijkspanning geblokt. Het principe is nu dat de rimpel, die doorgelaten wordt, geïnverteerd wordt en vervolgens opgeteld wordt bij het uitgangssignaal van de sommotor. Wat we dan overhouden is de gemiddelde waarde van de top-top amplitude van het plethysmogram. Bij deze uitvoering doen zich echter problemen voor:

1. Het wisselsignaal wordt door het blokkeren van de gelijkspanning enigszins verzwakt, afhankelijk van de frequentie.
2. Er treedt een fase-verschuiving op waardoor het wisselsignaal door inverteren alleen niet meer in tegenfase met de oorspronkelijke rimpel is.

Om dit te corrigeren laten we de invertor versterken en voeren we een fase-coorrigerend netwerk in.

9.4. Metingen aan de inverterende schakeling.

Indien we de spanningen op de punten A en B van de schakeling van figuur 32 $U_A(j\omega)$ en $U_B(j\omega)$ noemen en de versterkingsfactor van de inverter $-K$, dan geldt voor de overdrachtsfunctie van A naar B:

$$H(j\omega) = \frac{j\omega R_1 C_1}{1 + j\omega R_1 C_1} \cdot (-K) \cdot \frac{1 + j\omega R_2 C_2}{1 + j\omega C_2 (R_2 + R_3)} =$$

$$= \frac{-j\omega K R_1 C_1 (1 + j\omega R_2 C_2)}{(1 + j\omega R_1 C_1)(1 + j\omega C_2 (R_2 + R_3))} \quad (28)$$

met $K = 2$

$R_1 = 20 \text{ k}; R_2 = 100 \text{ k}; R_3 = 100 \text{ k}$

$C_1 = 200 \mu; C_2 = 20 \mu.$

Hieruit volgt:

$$H(j\omega) = \frac{-j\omega \tau_1 (1 + j\omega \tau_2)}{(1 + j\omega \tau_3)(1 + j\omega \tau_4)} \quad (29)$$

met $\tau_1 = 8 \text{ sec.}, \tau_2 = 2 \text{ sec.}, \tau_3 = 4 \text{ sec.}, \tau_4 = 4 \text{ sec.}$

De theoretisch verwachte Bodediagrammen zijn uitgezet op de pagina's 67 en 68.

Tevens is aan de schakeling zelf gemeten om de Bodediagrammen te bepalen.

Door de lage frequenties moest dit grafisch gebeuren met behulp van de recorder (Hellige).

De gevoeligheid van beide kanalen wordt aan elkaar gelijk gemaakt en het input- en outputsignaal worden geregistreerd.

Als input-signaal gebruiken we een sinus, geleverd door een sinus-generator.

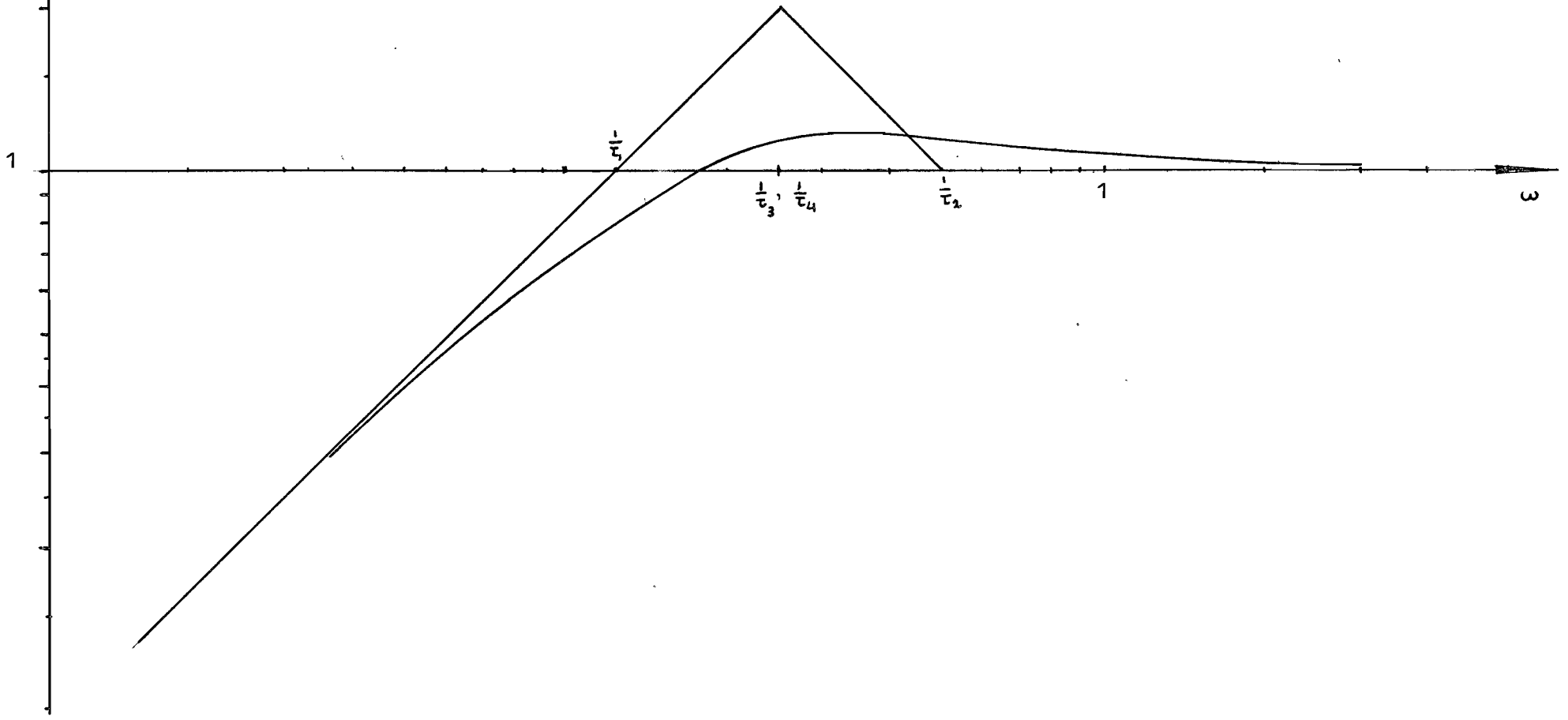
Uit de aldus verkregen signalen, die op dezelfde tijdbasis geschreven zijn, kan grafisch de amplitude-verhouding en de fase-verschuiving bepaald worden.

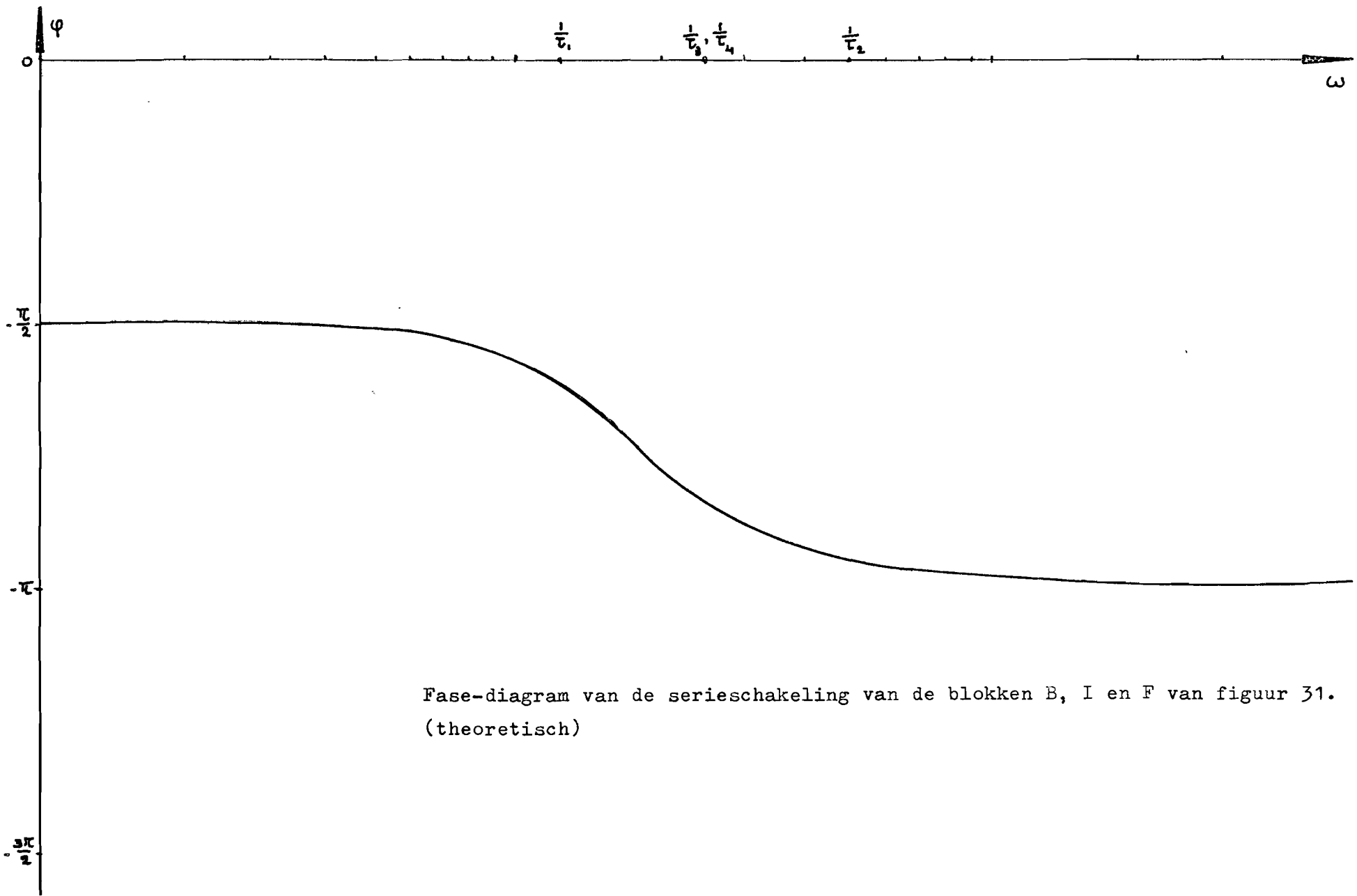
De meetresultaten zijn opgenomen in Tabel 6 op pagina 69.

De bijbehorende Bodediagrammen staan op de pagina's 70 en 71.

$|H(j\omega)|$

Amplitude-diagram van de serieschakeling van de blokken
B, I en F van figuur 31. (theoretisch)

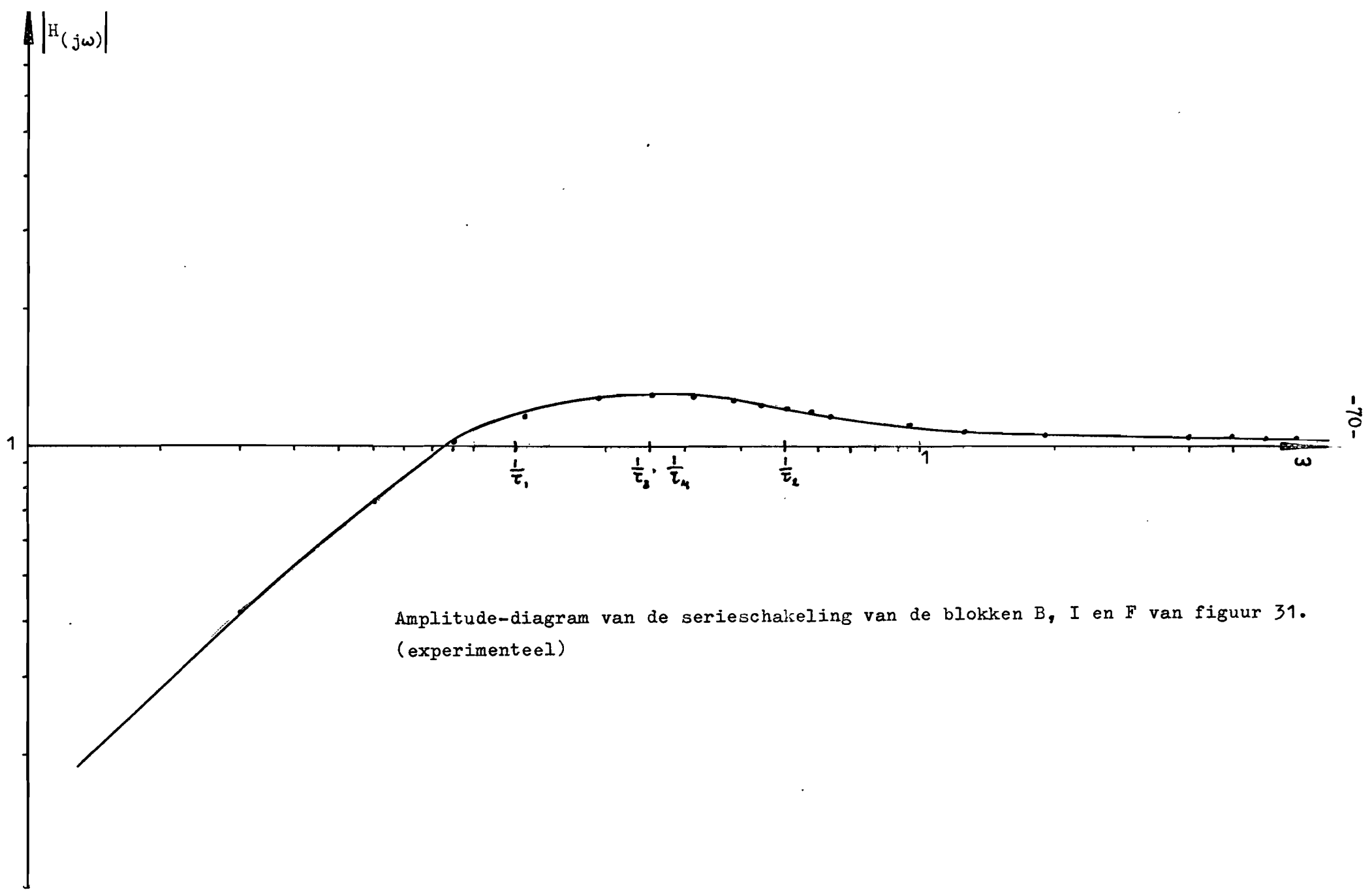




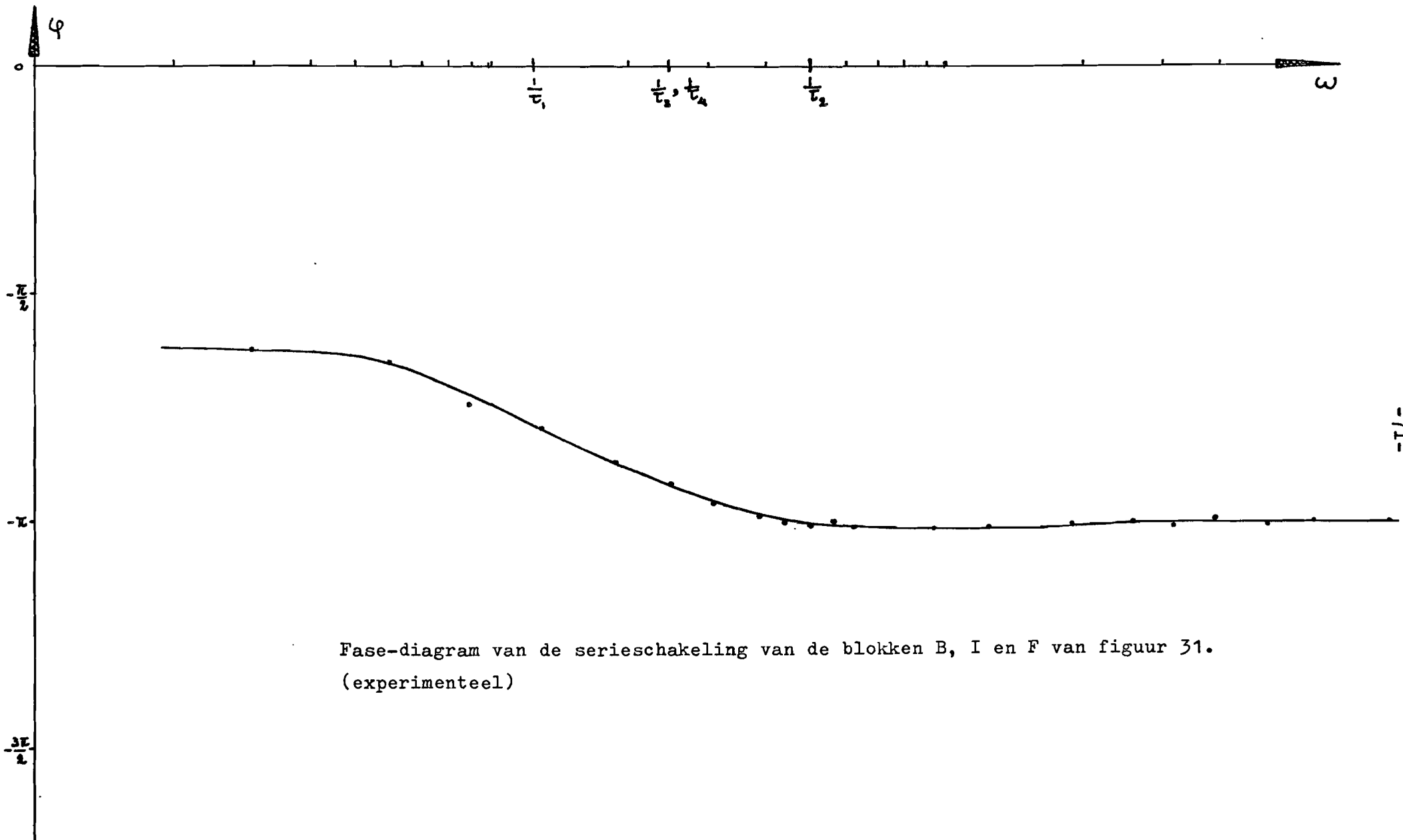
Fase-diagram van de serieschakeling van de blokken B, I en F van figuur 31.
 (theoretisch)

ν	ω	U_A	U_B	U_B/U_A	φ
Hz	rad	V	V	-	°
5,00	31,40	2,60	2,60	1,00	-180
4,00	25,06	2,60	2,60	1,00	-180
3,00	18,85	2,60	2,60	1,00	-180
2,00	12,56	2,60	2,60	1,00	-180
1,50	9,41	2,60	2,60	1,00	-180
1,00	6,28	2,60	2,60	1,00	-180
0,90	5,65	2,60	2,60	1,00	-180
0,80	5,02	2,60	2,74	1,05	-181
0,70	4,39	2,60	2,74	1,05	-185
0,60	3,77	2,60	2,74	1,05	-179
0,50	3,14	2,60	2,78	1,07	-181
0,40	2,51	2,60	2,78	1,07	-180
0,30	1,89	2,60	2,78	1,07	-181
0,20	1,26	2,60	2,81	1,08	-182
0,15	0,94	2,60	2,92	1,12	-183
0,10	0,63	2,60	3,03	1,17	-182
0,09	0,57	2,60	3,11	1,20	-180
0,08	0,50	2,60	3,21	1,23	-181
0,07	0,44	2,60	3,25	1,25	-180
0,06	0,38	2,60	3,32	1,28	-178
0,05	0,31	2,60	3,36	1,29	-172
0,04	0,25	2,60	3,39	1,30	-165
0,03	0,19	2,60	3,36	1,29	-156
0,02	0,13	2,60	3,04	1,17	-143
0,015	0,09	2,60	2,63	1,01	-134

Tabel 6.



Amplitude-diagram van de serieschakeling van de blokken B, I en F van figuur 31.
 (experimenteel)



Fase-diagram van de serieschakeling van de blokken B, I en F van figuur 31.
 (experimenteel)

Om nu te controleren tot welke frequentie de wisselcomponenten goed uitgemiddeld worden, bepalen we van het uitgangssignaal de rimpelfactor r :

$$r = \frac{\text{top-top waarde rimpel}}{\text{gelijkspanningscomponent}} \times 100 \% \quad (30)$$

Hiertoe wordt op de ingang van de volledige schakeling van figuur 32 een sinus-vormig signaal gezet, waarvan we de frequentie laten variëren van 0,01 tot 1 Hz.

De resultaten van de metingen, verricht aan de uitgang van de schakeling, zijn uitgezet op pagina 73.

Nemen we als toelaatbare waarde voor de rimpelfactor 5 %, dan vinden we een benedengrens van $\pm 0,05$ Hz.

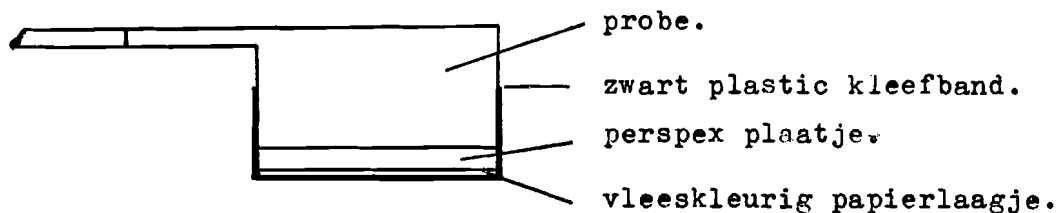
Voor hogere frequenties neemt de rimpelfactor snel af wat ook gewenst is met het oog op amplitude-variaties ten gevolge van bewegingen van de extremiteit en dergelijke.

De gemiddelde waarde van het ademhalingsritme is 0,25 Hz, zodat de invloed van ademhalingsvariaties goed uitgemiddeld wordt.

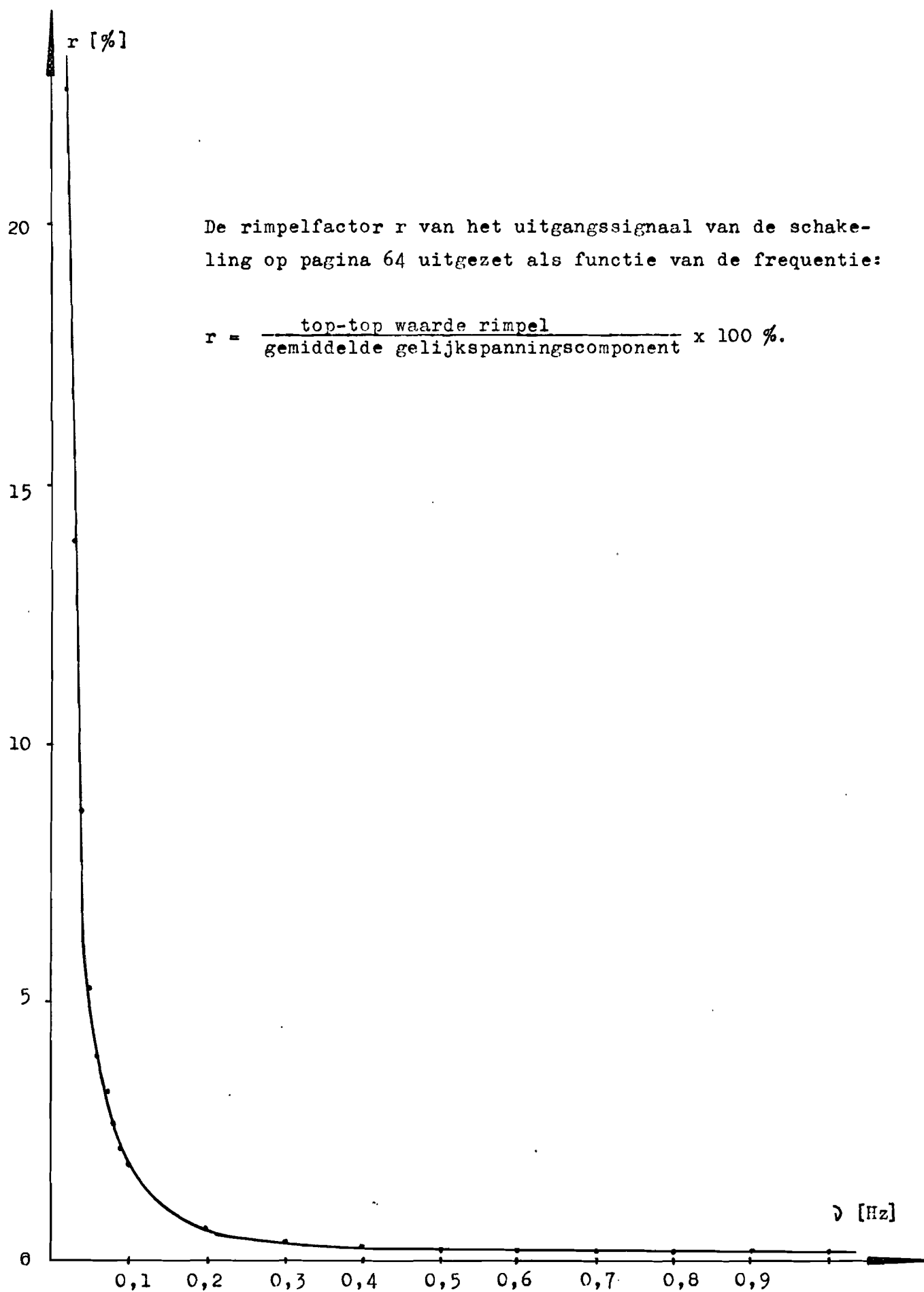
9.5. Calibratie van de schakeling.

De vasotest is uitgerust met een calibratie-inrichting waarmee ijkpulsen afgegeven kunnen worden van 50, 20, 10, 5 en 2 ‰ I/I_0 . Bovendien kan de versterkingsfactor van de eerste trap geregeld worden door een vijf-stappen schakelaar waarmee het uitgangssignaal 50, 20, 10, 5 en 2 maal verzwakt kan worden (zie hoofdstuk 6). De calibratie-inrichting werkt alleen correct als de probe op de vasotest is aangesloten.

Omdat we alleen geïnteresseerd zijn in de ijkpuls is het wenselijk dat de probe zelf geen signalen afgeeft. Daarom wordt de probe afgedekt zoals aangegeven in figuur 33:



Figuur 33.



De vasotest wordt aangesloten op de Hellige-schrijver en er wordt een ijkpuls afgegeven van 10 ‰: stand calibratie-schakelaar 10 ‰, stand verzwakkerschakelaar 2.

Deze ijkpuls veroorzaakt op de recorder een uitslag van u mm. De instelling van de recorder wordt hierna niet meer verandert.

Vervolgens wordt een sinus-generator op de Hellige-schrijver aangesloten en de amplitude van een 1 Hz-sigitaal wordt zo afgerégeld dat op de recorder een top-top waarde geregistreerd wordt van u mm.

Dit sinusvormige sigitaal zetten we nu op de ingang van de registratieschakeling.

Op de galvanometer (Kipp A.L.1) lezen we nu bij de verschillende gevoeligheidsinstellingen de uitslag af:

Stand 1 van de gevoeligheidsschakelaar: 16,5 mm

Stand 2 van de gevoeligheidsschakelaar: 39,5 mm

Stand 3 van de gevoeligheidsschakelaar: 75,5 mm.

Hieruit volgt:

Stand 1 :	1 mm komt overeen met $\frac{1}{1,65} ‰$	} bij verzwakkerstand 2 van de vasotest.
Stand 2 :	1 mm komt overeen met $\frac{1}{3,95} ‰$	
Stand 3 :	1 mm komt overeen met $\frac{1}{7,55} ‰$	

Alle metingen aan vivo werden bij verzwakkerstand 2 van de vasotest verricht.

9.6. Meetresultaten.

Uit de grafiek op pagina 73 zien we dat voor frequenties lager dan 0,05 Hz de rimpelfactor zeer snel toeneemt. In de praktijk, bij metingen aan vivo, wordt de invloed van deze frequenties nog vergroot door de regelschakeling in de vasotest, die tot taak heeft de gemiddelde waarde van de hoeveelheid licht, die de L.D.R. ontvangt, constant te houden, door sturing van de lichtbron.

Een zeer langzame toe- of afname van de gemiddelde waarde van de bloedvulling gaat altijd gepaard met een zeer langzame toe- of afname van de wisselcomponent van de bloedvulling.

Om dit plausibel te maken moeten we als oorzaak voor de bloedvullingsverandering twee gevallen onderscheiden: variërend hartslag-

volume en verandering van de perifere weerstand door tonusverandering van de perifere vaten.

Neemt bijvoorbeeld het hartslagvolume toe dan zal niet alleen de pols toenemen maar ook de gemiddelde waarde van de bloeddruk. Er zal zich een nieuwe evenwichtstoestand instellen met een hogere bloeddrukwaarde en een hogere waarde voor de flow. Als gevolg van de hogere bloeddrukwaarde zal de radius van de perifere vaten toenemen dus ook de vulling. Bovendien neemt door de toenemende pols ook de volumepols toe.

Worden door vasoconstrictie de perifere vaten vernauwd dan zal de vulling afnemen maar omdat de wanden van de vaten stijver worden neemt ook de volumepols af.

Als nu de toe- of afname van de gemiddelde waarde van de vulling langzaam genoeg is zal de regelschakeling van de vasotest hierop reageren door de lichtbron feller (bij toename) dan wel zwakker (bij afname) telaten branden. Dit heeft tot gevolg dat de toenevende of afnemende volumepols nog sterker tot uiting komt.

Een poging om deze variaties (beneden 0,05 Hz) uit te middelen door de benedengrens van 0,05 Hz van de registratieschakeling verder omlaag te schuiven heeft een groot nadeel:

Hiertoe moeten de tijdconstanten van de registratieschakeling verder verhoogd worden waardoor de schakeling nog trager wordt zodat er lange wachttijden optreden na iedere verstoring of probe-drukverandering.

Omdat de totale tijdconstante al 17 sec. bedraagt is dit niet erg wenselijk.

Om deze amplitude variaties toch nog voor een groot deel uit te kunnen middelen wordt de volgende procedure gevolgd:

De proefpersoon wordt op een tafel op een luchtbed gelegd zodat gemeten kan worden terwijl zijn gehele lichaam op hartniveau ligt. Op de Hellige-schrijver wordt zowel het plethysmogram als de gemiddelde waarde van de plethysmogram-amplitude geregistreerd om het moment te kunnen bepalen waarop de eindwaarde is bereikt en om een voortdurende controle uit te kunnen oefenen op het plethysmogram in verband met mogelijke verstoringen.

Bij het optreden van een verstoring wordt weer gewacht tot het plethysmogram zijn normale gedaante heeft herkregeen en de eindwaarde van het uitgangssignaal weer is bereikt.

Er worden op de galvanometer tien meetwaarden opgenomen met telkens een tussentijd van 7,5 sec. Dit komt neer op een meettijd van ± 70 sec. waardoor amplitude-variatiën van 0,05 Hz tot 0,015 Hz nog uitgemiddeld worden door van de tien meetwaarden het gemiddelde te nemen.

Deze procedure wordt bij iedere probe-druk, waarbij gemeten wordt, herhaald.

Op de pagina's 77 tot en met 85 zijn de meetresultaten grafisch uitgezet. De tabellen met de meetwaarden zijn opgenomen in de appendix.

In de grafieken is aangegeven:

1. Geslacht proefpersoon.
2. Leeftijd.
3. Temperatuur binnen de probedruk-transducer die overeenkomt met de omgevingstemperatuur.
4. Het feit of de proefpersoon al dan niet rookt.
5. Het tijdstip van de meting.

Iedere meting duurt 60 à 75 minuten. Met de aanduiding

Voormiddag vroeg is bedoeld het tijdinterval 9.00 - 10.30 uur.

voormiddag laat : 10.30 - 12.00 uur,

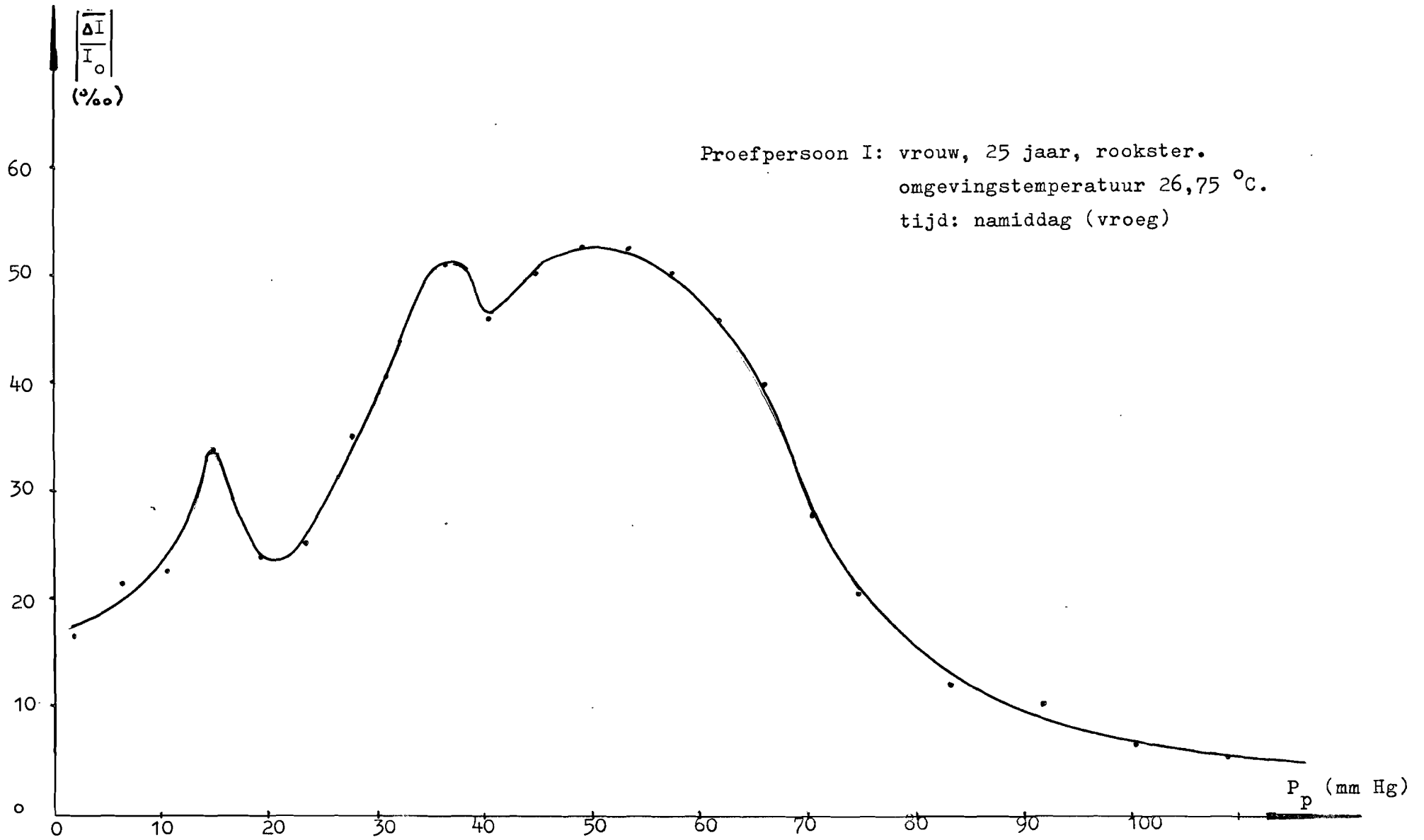
namiddag vroeg : 12.00 - 14.30 uur,

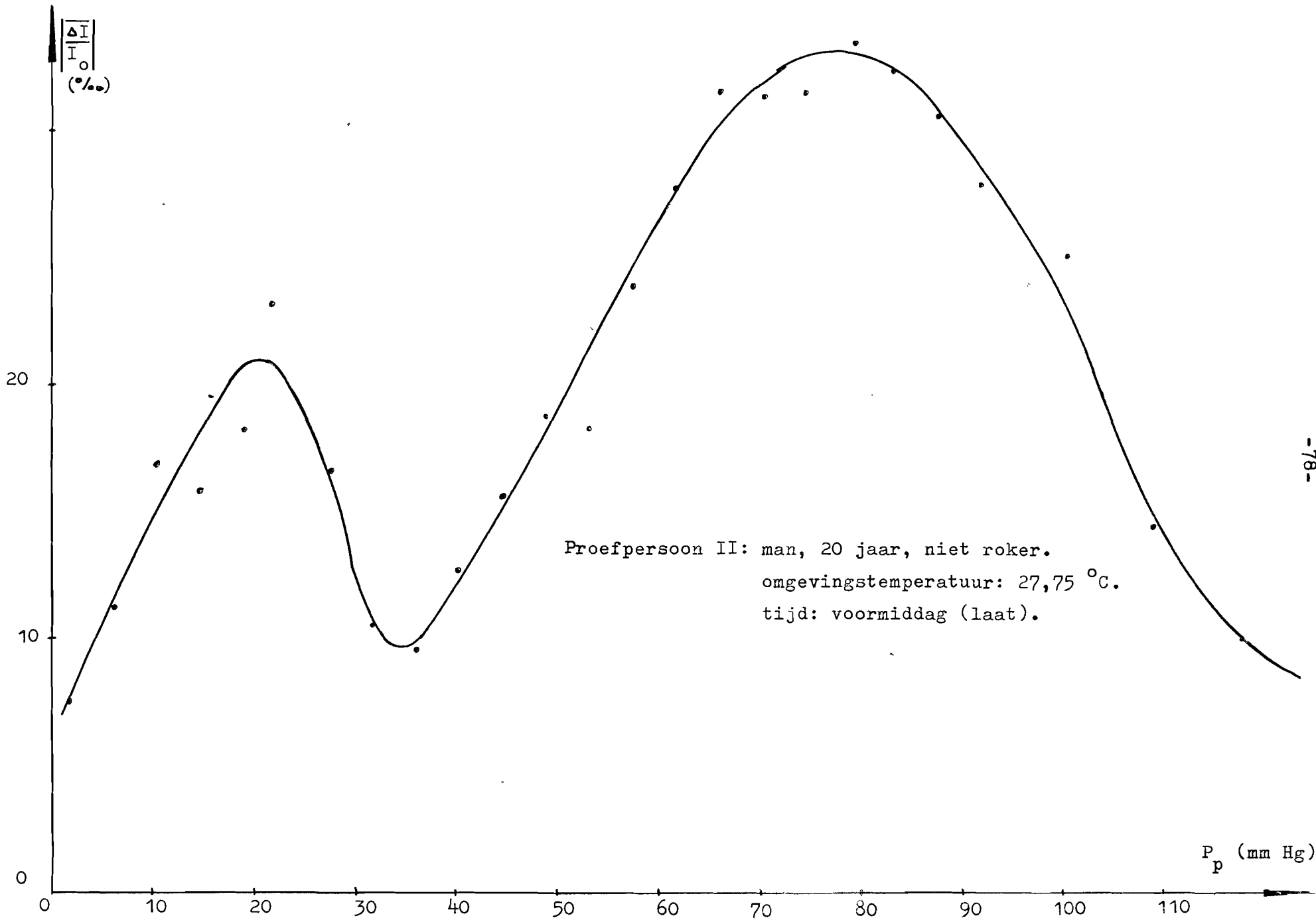
namiddag laat : 14.30 - 17.00 uur.

9.7. Discussie van de meetresultaten.

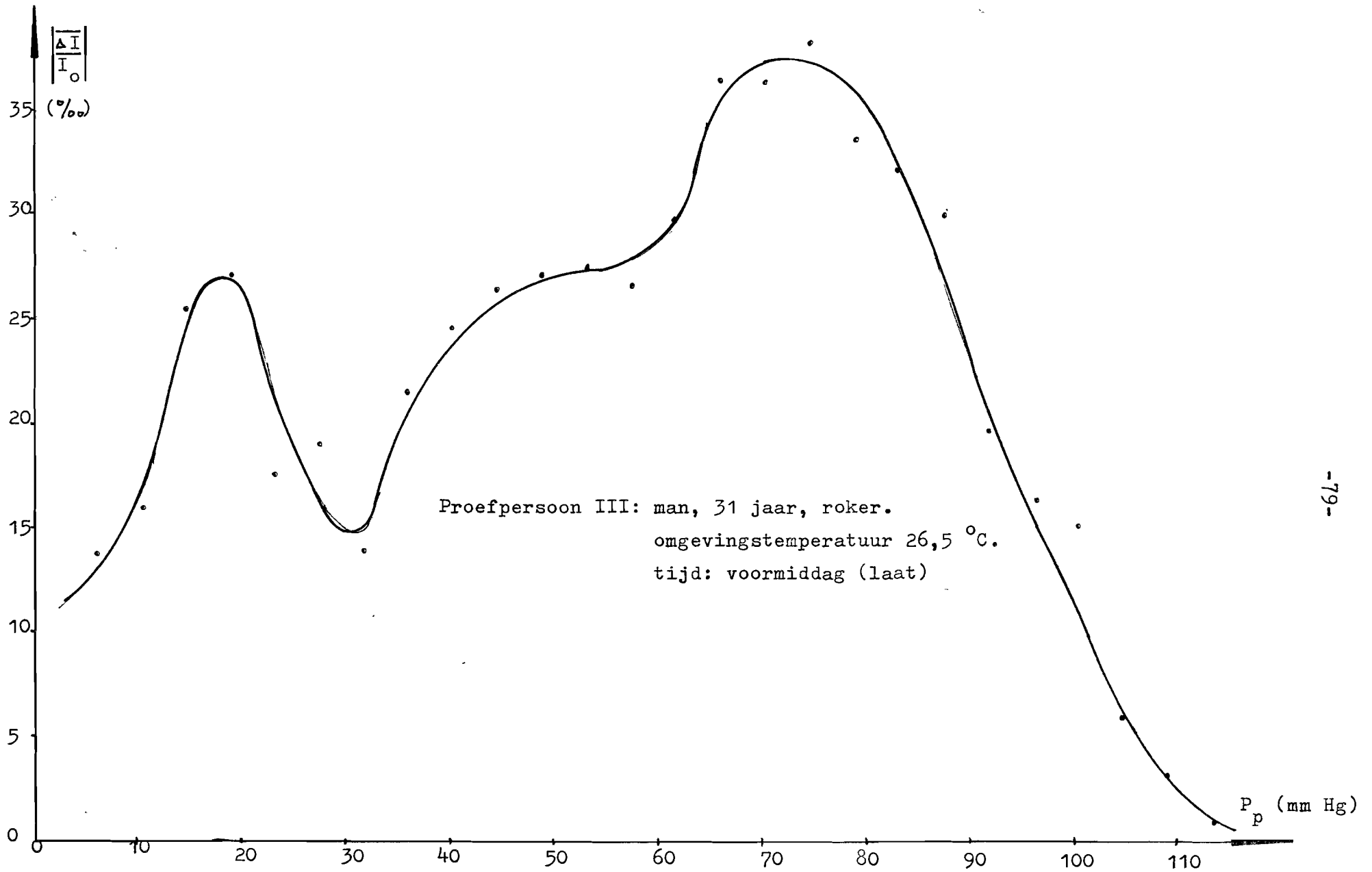
Een eenduidig verband tussen de probedruk en de plethysmogram-amplitude, dat voor alle proefpersonen geldt, is moeilijk te vinden. Hoogstens kan gezegd worden dat bij de lagere temperaturen twee extrema optreden, bij de hogere een.

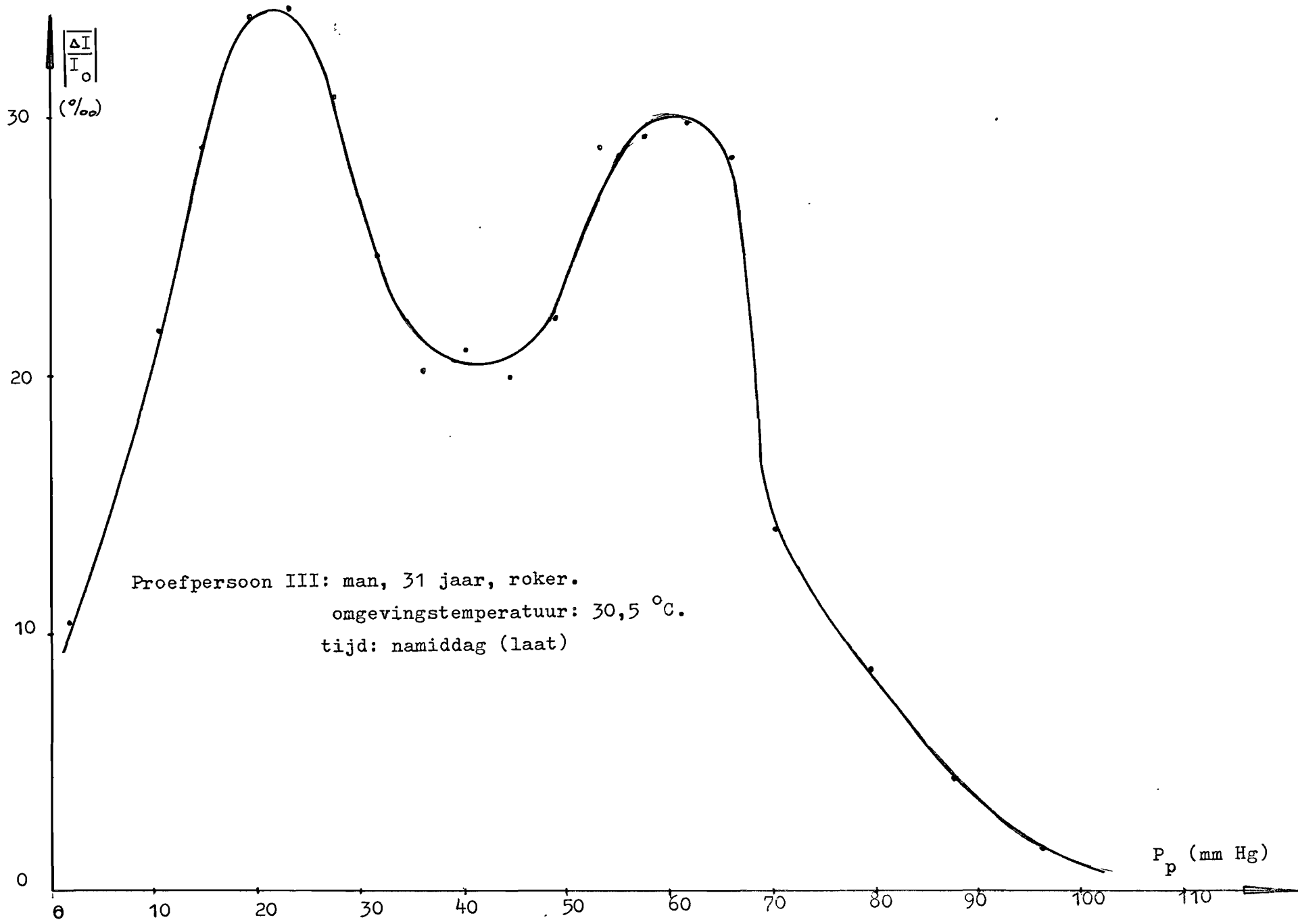
N.B. Proefpersoon III moet bij deze beschouwing uitgesloten worden omdat hij, naar hij vertelde, in zijn diensttijd onderzocht is voor het feit dat hij, zelfs bij zeer warm weer, altijd erg bleek zag wat zou kunnen duiden op slechte vasodilatorische vaateigenschappen, te meer daar de gemeten bloedvullingsvariatiën normaal bleken bij lagere temperatuur en bij verhoging van de temperatuur nauwelijks veranderden.

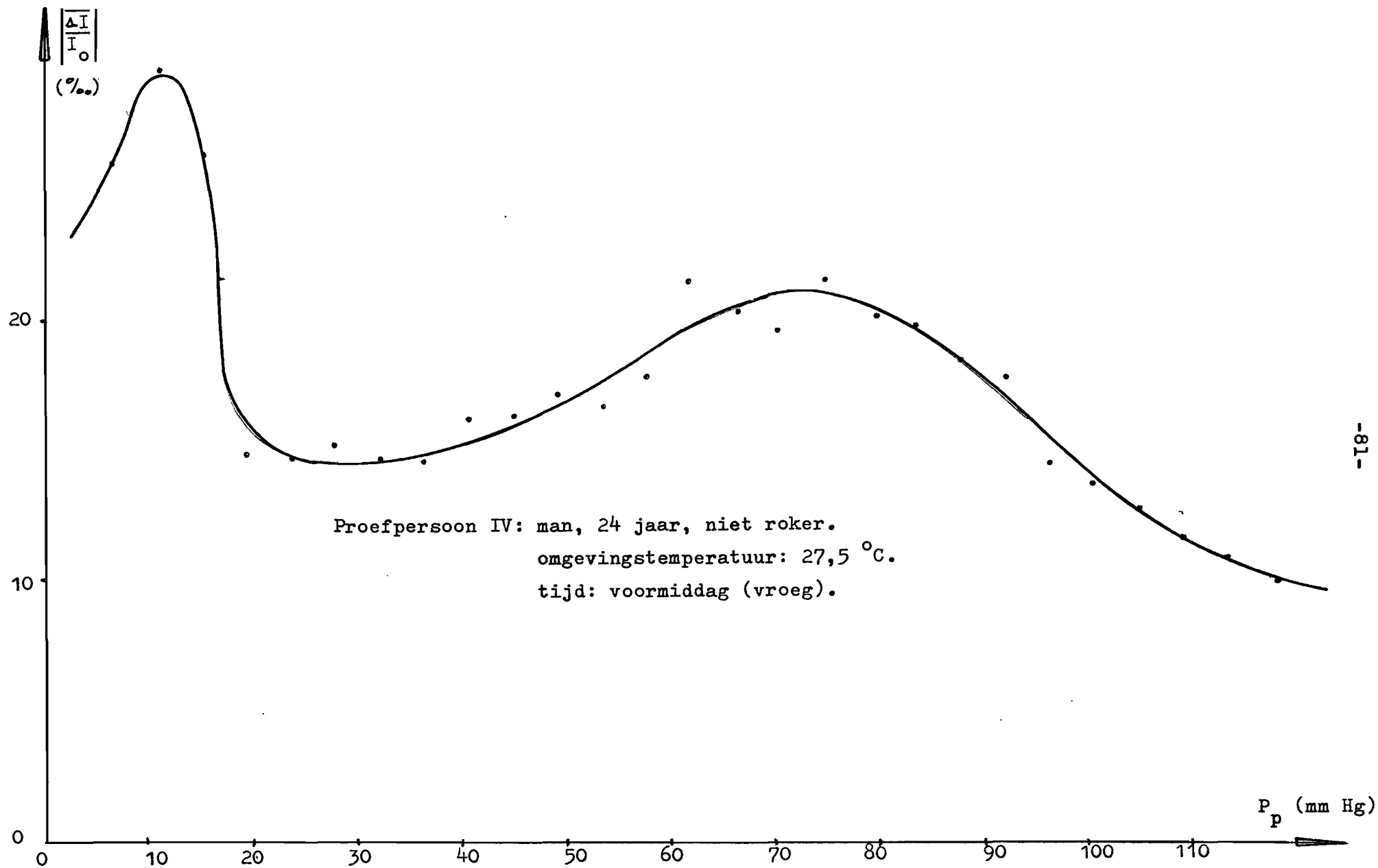


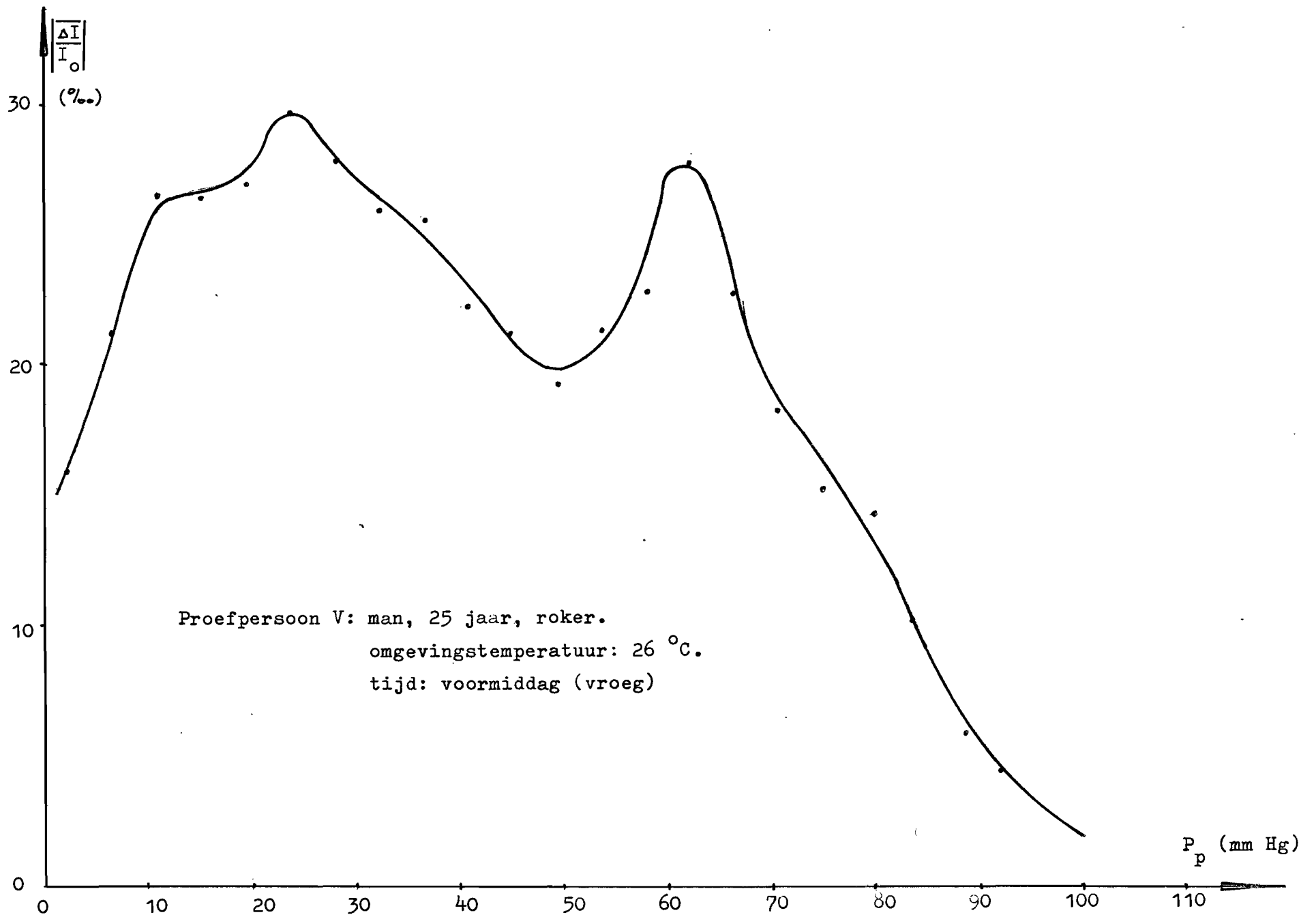


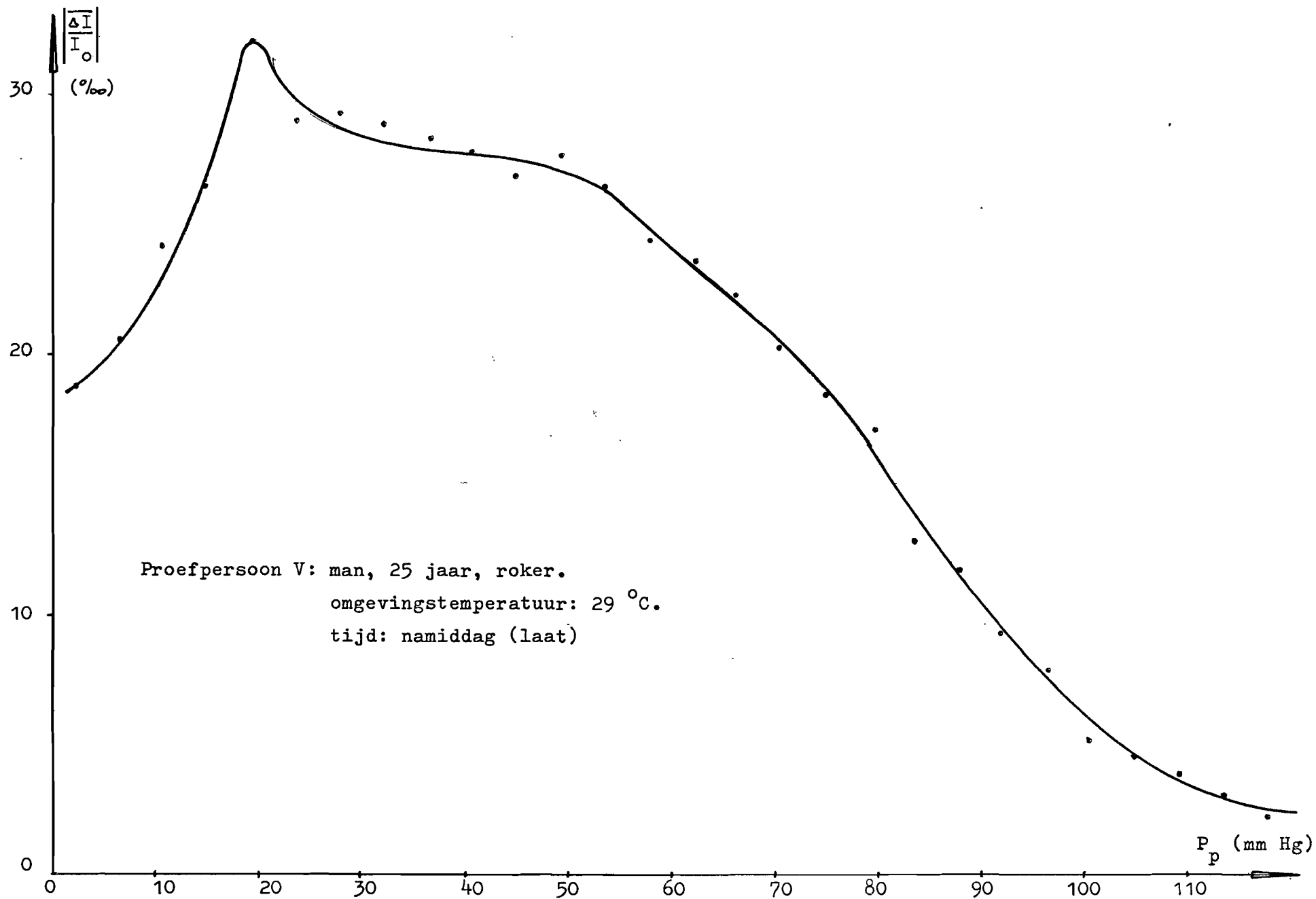
Proefpersoon II: man, 20 jaar, niet roker.
omgevingstemperatuur: 27,75 °C.
tijd: voormiddag (laat).

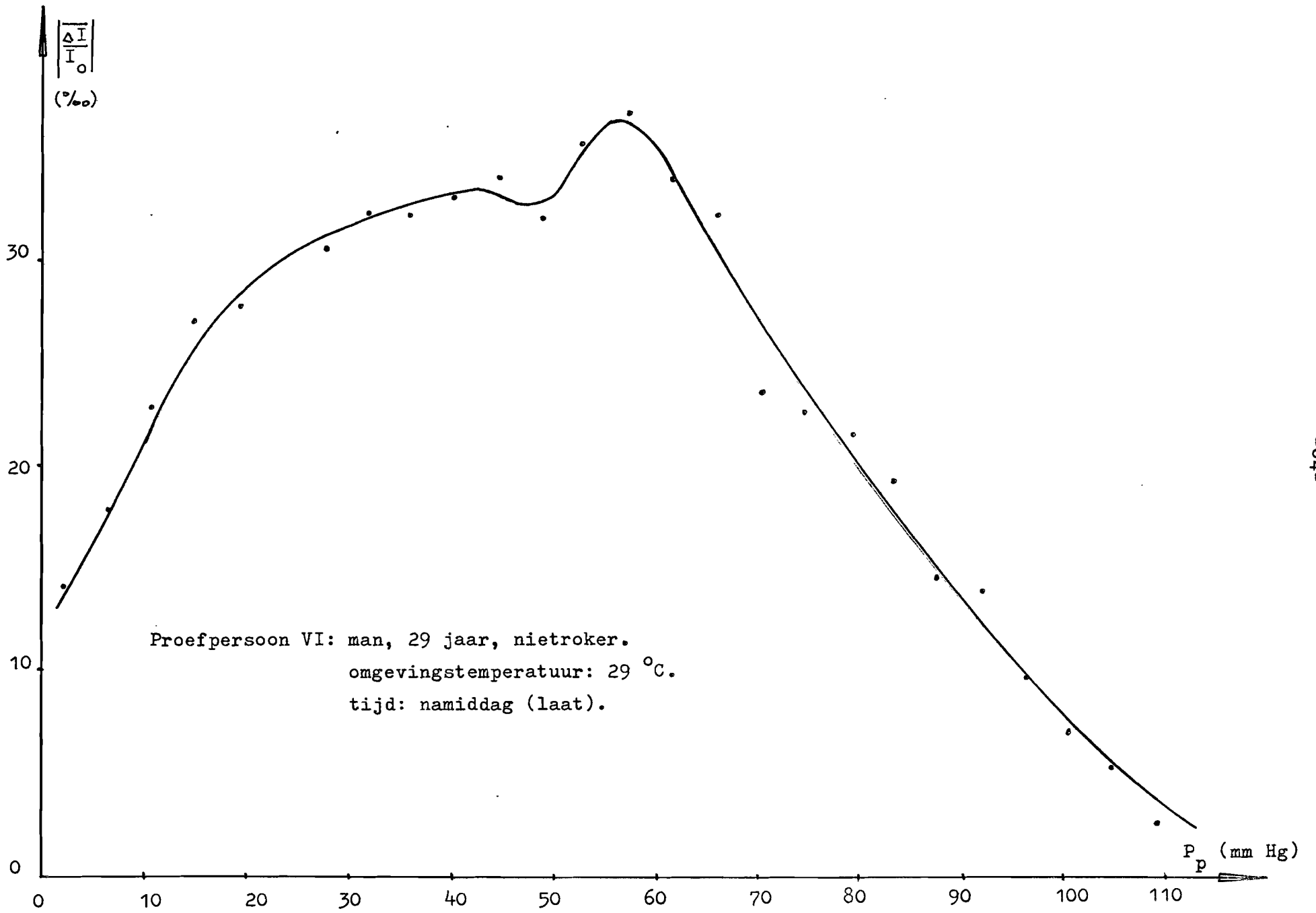


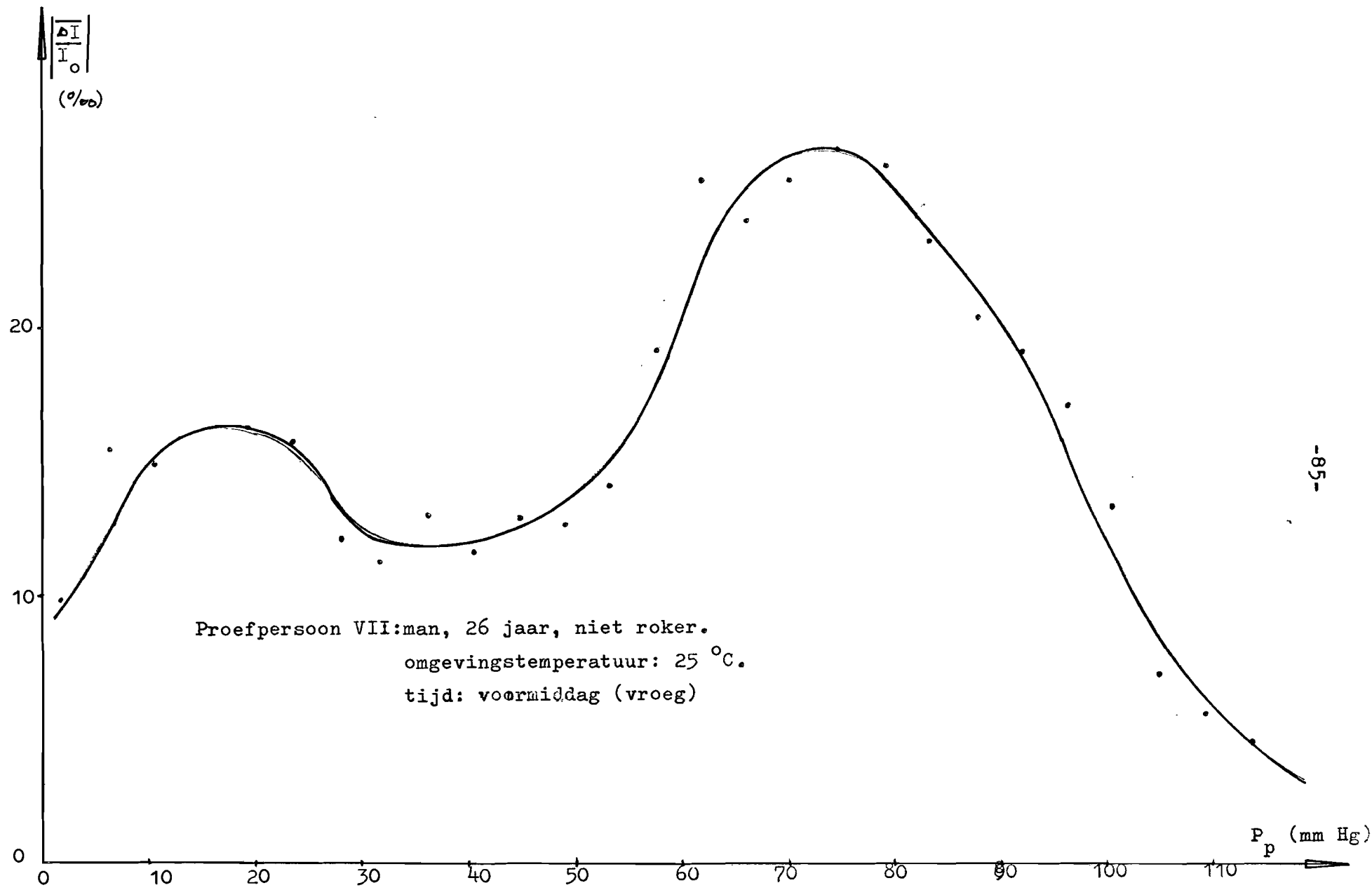












Een probedruk-gebied aangeven waarbinnen de plethysmogramamplituden nauwelijks variëren is, zeker bij lagere temperaturen, voor alle proefpersonen tegelijk niet mogelijk.

Wel kunnen we zeggen dat de meeste proefpersonen in het gebied van 30 tot 50 mmHg minimale bloedvullingsvariaties vertonen, zeker bij de hogere temperaturen.

Klaarblijkelijk speelt de omgevingstemperatuur een grote rol, doordat deze de vaattonus sterk beïnvloedt.

De vasotest registreert alleen bloedvullingsvariaties dat wil zeggen dat alleen die perifere vaten van invloed zijn waarin de pols nog optreedt.

Volgens Matthes¹⁾ zijn het van deze perifere vaten voornamelijk de arteriolen die de vorm van het plethysmogram bepalen. Dit komt omdat, onder normale omstandigheden, de arteriolen veel elastischer zijn dan de overige perifere vaten waardoor de pols in de arteriolen uitgedempt wordt en in de capillairen en de venolen de pols niet meer optreedt. Dit verschijnsel doet zich het sterkst voor bij vasodilatatie dus bij hogere temperaturen.

Hieruit volgt dat het ene maximum, dat we vinden bij hogere temperaturen, veroorzaakt wordt door de arteriolen.

Bij lagere temperatuur is de vasodilatatie veel minder, de arteriolen zijn minder verslapt en de pols zal nu ook nog op kunnen treden in de capillairen. Dien ten gevolge wordt het eerste maximum dat we vinden veroorzaakt door het dichtknijpen van de capillairen.

Dit klopt tamelijk goed met de meetresultaten: het eerste maximum treedt op bij ± 20 mm Hg (de gemiddelde capillaire druk); het tweede bij ± 60 mm Hg (de gemiddelde arteriole druk).

Matthes geeft als vuistregel: indien de polskurve en de volumepolskurve dezelfde vorm hebben, zullen de capillairen en de venolen de bloedvullingsvariaties niet beïnvloeden; indien er vormverschillen optreden wordt dit veroorzaakt doordat de stijfheid van de arteriolen is toegenomen (vasoconstrictie) waardoor de capillairen en bij hoge uitzondering ook nog de venolen mee gaan pulseren, zij het in veel mindere mate.

In het volgende zullen we aantonen dat, als de arteriolen alleen van invloed zijn, in de kurve, die het verband aangeeft tussen de probedruk en de plethysmogram-amplitude, slechts een maximum optreedt.

10. De elastische eigenschappen van bloedvaten en de invloed van de gladde spieren rond de arteriën.

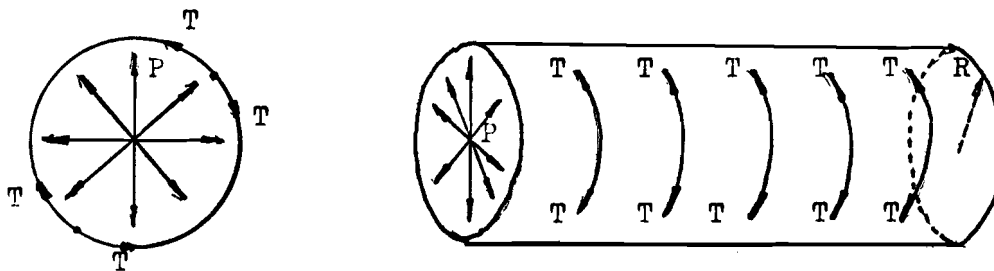
10.1 Spanningsevenwicht van het bloedvat.

Burton¹¹⁾ vergelijkt bij deze beschouwingen de bloedvaten met cylinders, aan beide zijden geopend en gevuld met een vloeistof, waarvan, onder normale omstandigheden, de druk groter is dan de druk die uitwendig op de vaatwand wordt uitgeoefend.

De uitwendige druk is opgebouwd uit twee componenten:

1. De druk van het weefsel zelf waar het bloedvat in ligt,
2. De druk van buiten af op dit weefsel uitgeoefend.

Bij de theoretische beschouwingen wordt de drukcomponent, bedoeld onder 1. verwaarloosd.



Figuur 34.

De hydrostatische druk P staat overall loodrecht op de vaatwand en is dus radiaal naar buiten gericht.

De spanning T in de vaatwand is in ieder punt tangentiëel gericht. R is de straal van het bloedvat.

Voor de bovenstaande situatie wordt het spanningsevenwicht beschreven door de wet van Laplace:

$$P_T = \frac{T}{R} \quad (31)$$

waarbij: P_T : transmurale druk = $P_{\text{binnen}} - P_{\text{buiten}}$

P_T kracht/opp.eenheid. T kracht/lengte eenheid.

R lengteeenheid.

10.2. De totale spanning in de vaatwand.

We kunnen de spanning in de vaatwand opgebouwd denken uit twee componenten:

1. Elastische spanning, veroorzaakt door de rek van de vaatwand, de elastische vezels en ander elastisch weefsel dat een zuivere elastische rek vertoont (de gladde spieren gedragen zich voor kleine lengteveranderingen zuiver elastisch).

De elastische spanning is een functie van de straalvariatie van het bloedvat (wet van Hooke):

$$T_e = E \frac{R - R_0}{R_0} \quad (32)$$

E: elasticiteitsmodulus.

R₀: straal van het niet-gerekte bloedvat.

2. Aktieve spanning, veroorzaakt door de gladde spieren. Deze spanning is een functie van de vasomotorische tonus en wordt gestuurd vanuit het vasomotorisch centrum of rechtstreeks veroorzaakt door vasoconstrictieve dan wel vasodilatorische stoffen (adrenaline, CO₂) in de bloedstroom die door de vaatwand naar de gladde spieren diffunderen.

10.3. Toepassing van de wet van Laplace voor de verschillende bloedvaten.

Indien de diameter van een bloedvat en de inwendige druk bekend is kan met behulp van de wet van Laplace de spanning in de vaatwand berekend worden.

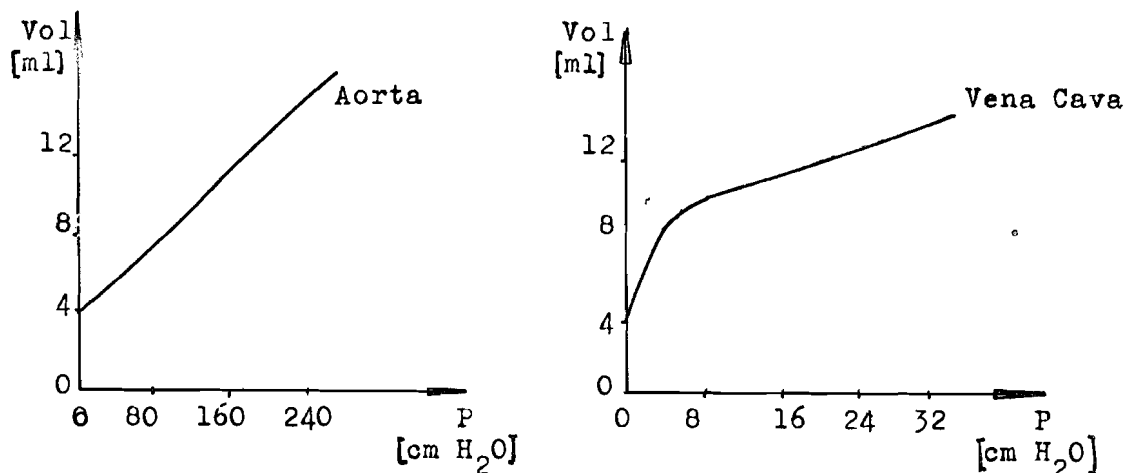
De onderstaande tabel is overgenomen van Burton¹¹⁾ :

Bloedvat	mm Hg	P dynes/cm ²	R cm	T dynes/cm
Aorta, Grote arteriën	100	1,3x10 ⁵	1,3 beneden	170 000
Kleine arteriën	90	1,2x10 ⁵	0,5	60 000
Arteriolen	60	8x10 ⁴	15x10 ⁻³ -62x10 ⁻⁴	1200-500
Capillairen	30	4x10 ⁴	4x10 ⁻⁴	16
Venolen	20	2,6x10 ⁴	10 ⁻³	26
Venen	15	2x10 ⁴	2x10 ⁻² boven	400
Vena cava	10	1,3x10 ⁴	1,6	21 000

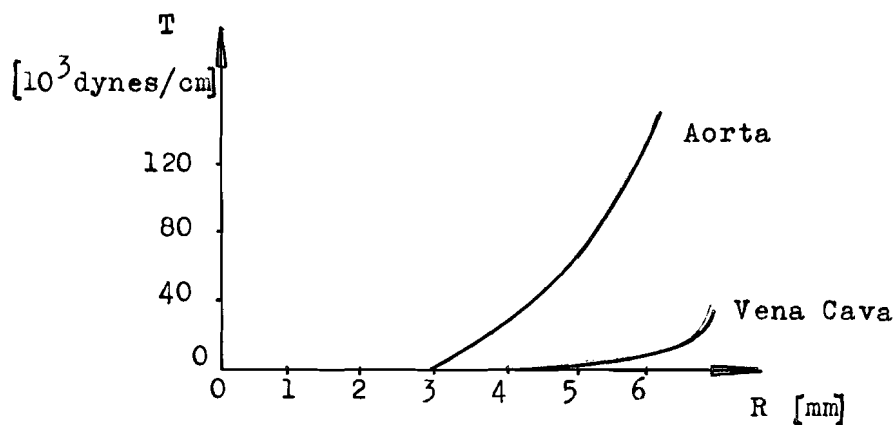
Tabel 7.

10.4. Elasticiteitskrommen van een bloedvat.

Uit gegevens over de inhoud van een bloedvat bij verschillende waarden van de druk (uitgezet in figuur 35) kan met behulp van de wet van Laplace de elasticiteitskromme afgeleid worden: fig. 36.



Figuur 35.



Figuur 36.

De laatste kurve laat duidelijk zien dat de elasticiteit van de vaatwand niet aan de wet van Hooke voldoet die immers een rechte tot resultaat zou hebben. Bij een bepaalde waarde van de bloedvatstraal gaat de elasticiteitsmodulus toenemen.

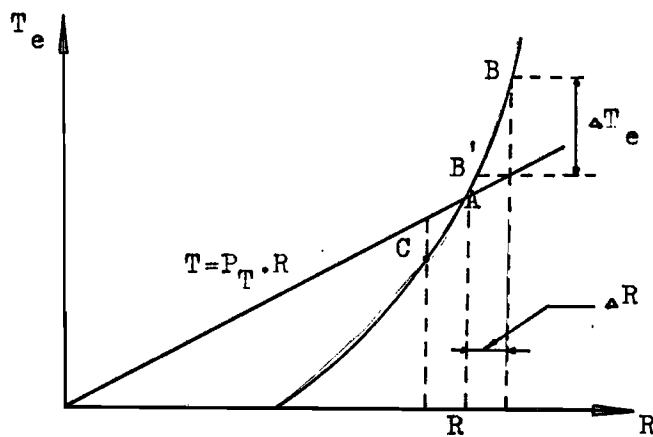
Zullen aanvankelijk de elastische vezels een verband volgens de wet van Hooke veroorzaken, bij grotere waarden van R zullen de

gladde spieren afwijkingen van dat wetmatige verband veroorzaken. Vergelijkbare gegevens voor de kleinere bloedvaten zijn helaas niet beschikbaar maar men mag veronderstellen dat de elasticiteitskrommen eenzelfde gedaante zullen hebben zij het dan dat gerekend moet worden met een veel kleinere elasticiteitsmodulus.

10.5. Spanningsevenwicht als gevolg van een zuiver elastische spanning in de vaatwand.

Voor het geval dat er alleen een zuiver elastische spanning in de vaatwand optreedt kan men de straal van het bloedvat bepalen voor iedere vaste waarde van P_T .

$T_e = P_T \cdot R$ is dan een rechte door de oorsprong waarvan de helling bepaald wordt door de waarde van P_T .



Figuur 37.

Het snijpunt A van deze rechte met de elasticiteitskromme is de evenwichtstoestand van het bloedvat bij de waarde P_T .

Dit snijpunt is een stabiel evenwichtspunt: indien door een of andere oorzaak de straal van het bloedvat toeneemt van R tot $R + \Delta R$ (punt B) zal de elastische spanning met ΔT_e te veel toenemen gezien het evenwichtsvoorschrift volgens Laplace. Deze ΔT_e zal dan terugkeer naar B' veroorzaken. Dit proces herhaald zich tot punt A weer bereikt is.

Op soortgelijke wijze zal bij een evenwichtsverstoring in de andere richting (van R naar $R - \Delta R$: punt C) punt A weer bereikt worden.

10.6. Spanningsevenwicht als gevolg van een zuiver actieve spanning in de vaatwand.

Indien er alleen een actieve spanning in de vaatwand heerst is geen stabiel spanningsevenwicht mogelijk.

We gaan uit van de toestand dat de actieve spanning een dusdanige waarde heeft dat er evenwicht is volgens de wet van Laplace:

$$T_a = P_T \cdot R \quad (33)$$

veronderstel nu dat P_T met een kleine waarde toeneemt, dan zal dit resulteren in een toename van R .

Bij deze nieuwe waarde van R vereist de wet van Laplace een grotere T_a om zelfs de oorspronkelijke waarde van P_T op te kunnen vangen en de nieuwe T_a -waarde is nog minder in staat evenwicht tot standte brengen dan de oorspronkelijke waarde: de toename van T_a ijlt achter op de toename van $P_T \cdot R$: het bloedvat zal exploderen. Op analoge wijze zal een momentane afname van P_T resulteren in sluiting van het bloedvat.

Tenzij we tevens een elastische T -component aannemen (die toe- of afneemt overeenkomstig de toe- of afname van R) is het niet mogelijk onder invloed van de vasomotorische tonus alleen, een andere stabiele toestand te verkrijgen dan geheel geopend of geheel gesloten.

Wiskundig houdt de eis voor stabiliteit in dat:

$$\frac{dT}{dR} \geq \frac{dT_1}{dR} \quad (34)$$

met: T momentane spanning in de vaatwand,

T_1 evenwichtsspanning, vereist volgens de wet van Laplace.

Stel nu $T = T_a$, dat wil zeggen: neem T onafhankelijk van R ; dan is:

$$\frac{dT}{dR} = 0 \quad (35)$$

(34) en (35) geeft:

$$\frac{dT_1}{dR} \leq 0 \quad (36)$$

(31) en (36) geeft dan:

$$P_T \leq 0 \text{ (explosie of sluiting van het bloedvat)}$$

Stel nu dat $T = T_a + T_e$, in dit geval geeft (32):

$$\frac{dT}{dR} = \frac{E}{R_0} \quad (37)$$

(31) en (37) leveren nu op:

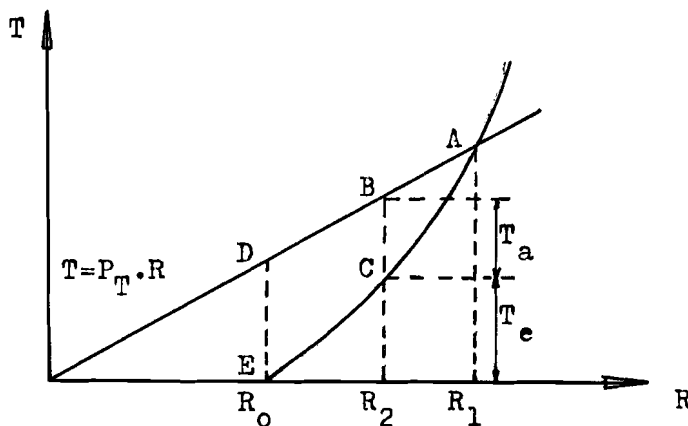
$$P_T \leq \frac{E}{R_0} \quad \text{of}$$

$$E \geq P_T \cdot R_0 \quad (38)$$

Uitdrukking (38) sluit goed aan bij het feit dat de capillairen, die nauwelijks elastische eigenschappen bezitten (kleine E), toch in staat zijn om een druk van ± 30 mm Hg te nivelleren door de kleine waarde van R_0 : $4 \cdot 10^{-4}$ cm.

10.7. Spanningsevenwicht als gevolg van een elastische en een actieve spanning in de vaatwand.

Als er zowel elastische als actieve spanningscomponenten in de vaatwand heersen is stabiel evenwicht mogelijk bij verschillende waarden van R en een en dezelfde waarde van P_T :



Figuur 38.

In figuur 38 is het bloedvat in evenwicht in punt A met straal R_1 .

Veronderstel dat ten gevolge van een actieve spanning de straal afneemt tot de waarde R_2 .

De totale spanning, noodzakelijk voor evenwicht, is nu BR_2 , waarvan $BC = T_a$ en $CR_2 = T_e$.

Opvallend hierbij is dat een relatief grote toename van T_a vereist is om de straal af te laten nemen van R_1 tot R_2 en een kleinere verdere toename van T_a om R_0 te bereiken.

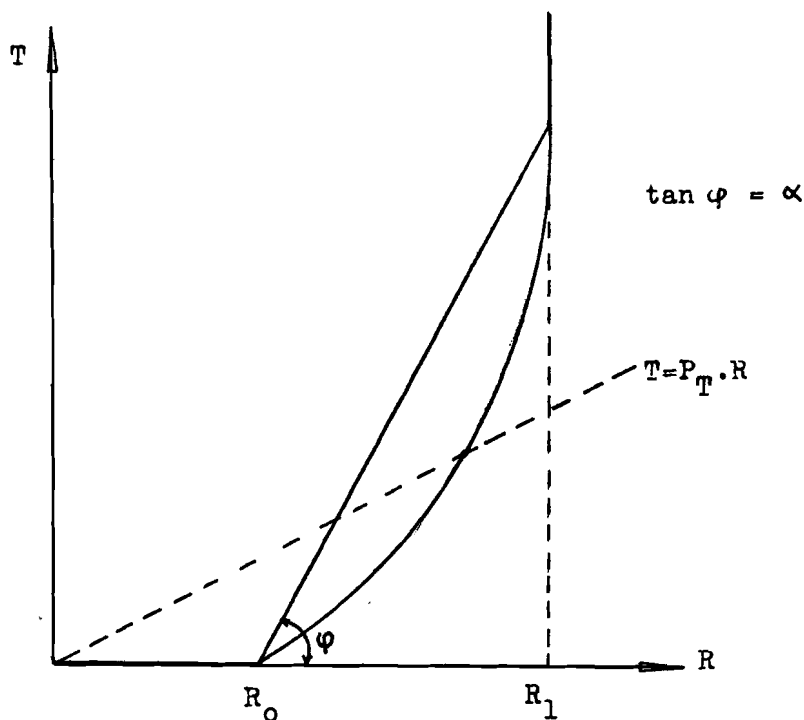
Tevens zien we dat zodra T_a de waarde DE bereikt, T_a het bloedvat volledig sluit (instabiel punt).

Voorbij punt D (waarbij $T_e = 0$) zal de situatie optreden als beschreven onder 10.6.

11. Verband tussen de amplitude van het plethysmogram en de probe-
druk.

11.1 Verband tussen de doorsnede van het bloedvat en de transmurale
druk P_T .

We gaan uit van de aanname dat variaties in P_T ten gevolge van
probedruk-veranderingen de gladde spieren niet aktiveren.
Het verband tussen T en R zal dan gegeven worden door de elasti-
citeitskromme (figuur 39) indien we maximale vasodilatatie veron-
derstellen ($T_a = 0$).



Figuur 39.

We benaderen deze kurve door een aantal rechten.

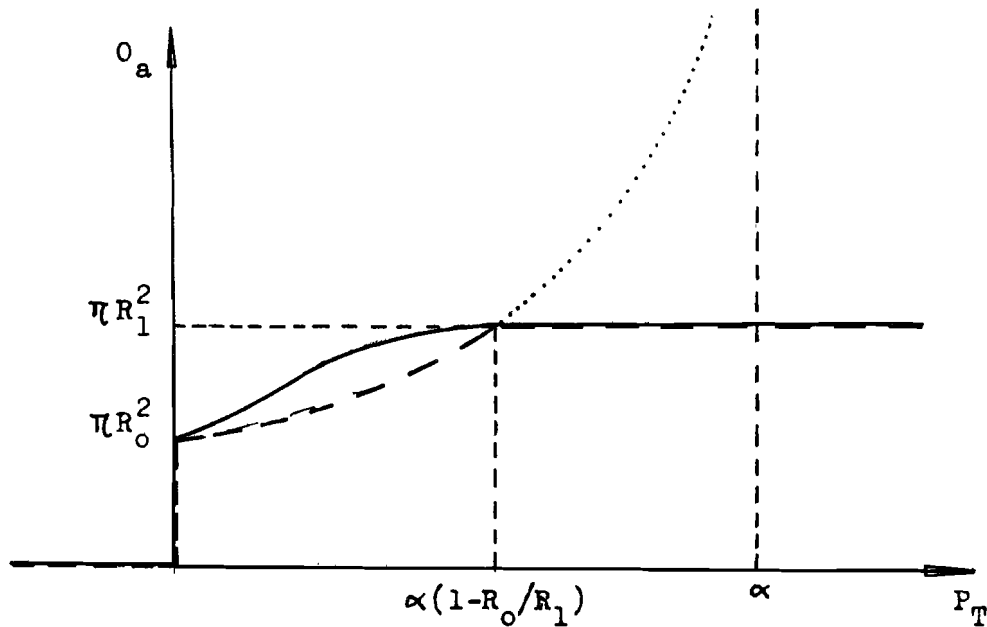
Voor deze benadering van de elasticiteitskromme geldt:

$$\left. \begin{array}{ll} R \leq R_0 & : \quad T = 0 \\ R_0 < R \leq R_1 & : \quad T = \alpha (R - R_0) \\ R > R_1 & : \quad T > \alpha (R_1 - R_0) \end{array} \right\} \quad (39)$$

Passen we de wet van Laplace toe, dan vinden we:

$$\begin{aligned}
 P_T \leq 0 & : O_a = 0 \\
 0 < P_T \leq \alpha \left(1 - \frac{R_o}{R_1}\right) & : O_a = \frac{\pi \alpha^2 R_o^2}{(\alpha - P_T)^2} \\
 P_T > \alpha \left(1 - \frac{R_o}{R_1}\right) & : O_a = \pi R_1^2
 \end{aligned}
 \tag{40}$$

Het verband tussen P_T en O_a is uitgezet in figuur 40:



Figuur 40.

Het berekende resultaat is met een onderbroken lijn weergegeven. In werkelijkheid zal het verband tussen P_T en O_a zijn zoals aangegeven met de getrokken lijn.

11.2. Het verband tussen de plethysmogram-amplitude $\left| \frac{\Delta I}{I_o} \right|$ en de doorsnede O_a van het bloedvat.

We beschouwen slechts een ader (arteriool).

Stel I_r : hoeveelheid licht die de L.D.R. ontvangt.

I_i : hoeveelheid licht die in de extremiteit valt.

We benaderen de verhouding I_r/I_i nu door:

$$I_r = I_i \cdot \alpha (1 - k O_a) \quad \text{met } k O_a \leq 1 \text{ en } k \text{ constant} \tag{41}$$

Uitdrukking (41) is in de appendix onder 15.1 afgeleid.

Doordat P_T varieert met een waarde

$$\Delta P_T = P_s - P_d \quad (42)$$

met P_s : systole bloeddrukwaarde,

P_d : diastole bloeddrukwaarde,

zal ook O_a variëren met een waarde ΔO :

$$O_a = O_o + \Delta O \quad (43)$$

(41) en (43) geeft:

$$I_r = I_i \cdot \alpha (1 - kO_o - k\Delta O) \quad (44)$$

De regelschakeling in de vasotest zorgt dat:

$$\bar{I}_r = I_i \cdot \alpha (1 - kO_o) = I_o = \text{constant} \quad (45)$$

Stel nu: $I_r = I_o + \Delta I$ (46)

(45) geeft dan:

$$I_i = \frac{I_o}{\alpha (1 - kO_o)} \quad (47)$$

(44) en (46) levert op:

$$I_r = I_i \cdot \alpha (1 - kO_o - k\Delta O) = I_o + \Delta I \quad (48)$$

(47) en (48) :

$$I_o + \Delta I = \frac{\alpha \cdot I_o}{\alpha (1 - kO_o)} (1 - kO_o - k\Delta O) \quad (48)$$

dus:

$$\left| \frac{\Delta I}{I_o} \right| = \frac{k \Delta O}{1 - kO_o} \quad (49)$$

Hiermee is een uitdrukking gevonden die het verband aangeeft tussen de gemiddelde top-top waarde van de plethysmogram-amplitude en de doorsnede van het bloedvat.

11.3. Verband tussen de gemiddelde top-top waarde $\left| \frac{\Delta I}{I_0} \right|$ van de plethysmogram-amplitude en de transmurale druk P_T .

Met behulp van de uitdrukkingen (40), (43) en (49) kan nagegaan worden hoe het verband is tussen de gemiddelde top-top waarde van de plethysmogram-amplitude en de transmurale druk.

In de Appendix onder 15.2 is dit verband berekend en is onderzocht voor welke waarden van P_T mogelijke extrema op kunnen treden. Uit deze berekeningen volgt dat, onder de voorwaarde dat maximale vasodilatie optreedt in de periferie van de extremititeit, dat wil zeggen dat alleen de arteriolen van invloed zijn op het plethysmogram, er slechts een maximum optreedt.

Omdat de transmurale druk bepaald wordt door de bloeddruk vermindert met de probedruk zijn hiermee de meetresultaten, gevonden bij hogere temperatuurwaarden (grote vasodilatie) verklaard.

Bij lagere temperaturen zullen ook de capillairen gaan pulseren (zie 9.7). Voor deze bloedvaten kan een analoge beschouwing opgezet worden waardoor het tweede maximum, gevonden bij lagere temperaturen, theoretisch eveneens aantoonbaar is.

11.4 Conclusie.

Stelling 11 uit de dissertatie van Horeman⁹⁾:

"Het beschikbaar komen van histologische en anatomische gegevens van een numeriek karakter zou het verkrijgen van inzicht in een aantal processen, die in het menselijk lichaam optreden, aanzienlijk bevorderen", wordt door het voorgaande zowel als de wiskundige beschouwingen in de Appendix duidelijk onderschreven.

Een exact bewijs voor datgene wat in het voorgaande gesteld is, is door het ontbreken van numerieke gegevens, niet te leveren hoewel op die plaatsen, waar deze gegevens tot de snelste oplossing zouden leiden, redeneringen vanuit het ongerijmde toch vaak tot acceptabele resultaten leiden.

12. Bevestigingsmethoden waarmee bij simultane metingen de probe's met een zo nauwkeurig mogelijk gelijke druk aan de extremiteiten bevestigd kunnen worden.

Uit de meetresultaten, opgenomen onder 9.6, lezen we af dat bij de meeste proefpersonen, zeker bij hogere temperaturen, binnen het drukinterval van 30 tot 50 mm Hg als probe-druk, de variaties in de gemiddelde top-top waarden van de plethysmogram-amplituden minimaal zijn.

We mogen dan ook verwachten dat, als we een probe-bevestiging ontwikkelen die, binnen dit drukgebied, een nauwkeurige probe-fixering mogelijk maakt, de verschillen in plethysmogram-amplituden, die optreden bij simultane metingen als gevolg van probe-drukverschillen, aanzienlijk verkleind zullen worden.

Bij het ontwerpen van de probe-klem is het daarom wenselijk zodanig te dimensioneren dat we als werkpunt een punt binnen dit drukgebied nemen.

Gekozen is het werkpunt $F_{\text{probe}} = 100\text{gf}$.

$$P_{\text{probe}} = \frac{F_{\text{probe}}}{1,36 \cdot \text{Opp. probe}} = \frac{100}{1,36 \cdot 1,767} = 42,6 \text{ mm Hg.}$$

Een tweede eis die we aan de probe-klem moeten stellen is dat het gewicht zo klein mogelijk is en dat de probe-klem niet star met de omgeving verbonden is.

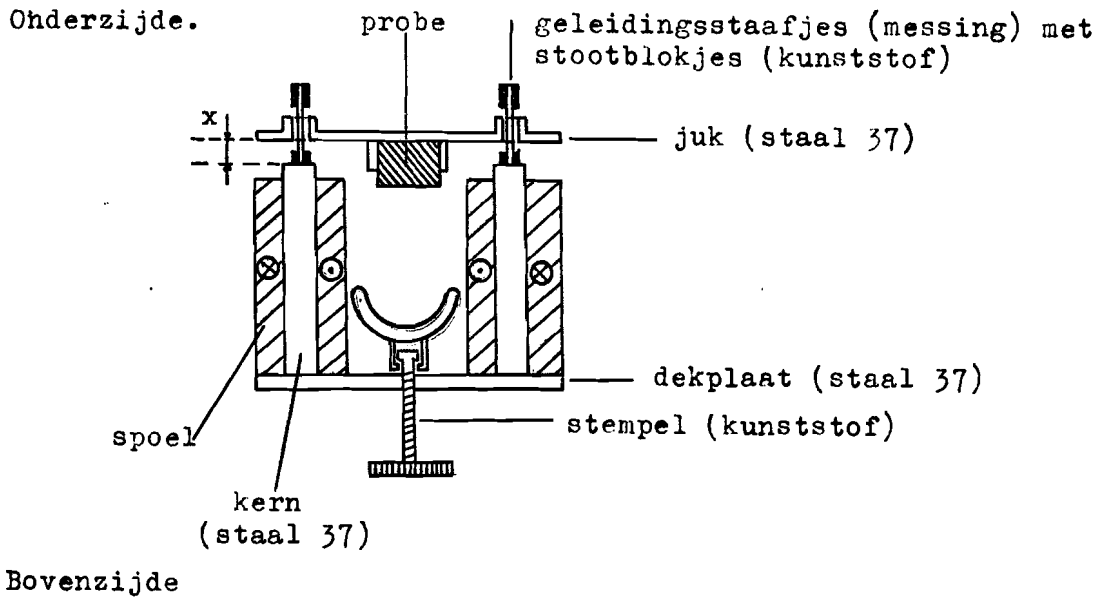
In het laatste geval zullen kleine bewegingen van de extremiteit onmiddellijk in de meetresultaten tot uiting komen omdat de probe-druk hierdoor aanzienlijk variëert.

Is de probe-klem los van de omgeving aan de extremiteit bevestigd maar is het gewicht te groot dan zullen bewegingen van de extremiteit door massa-traagheidskrachten resulteren in probe-drukvariaties.

Een derde eis is dat de klemconstructie zodanig uitgevoerd wordt dat variërende extremiteit-afmetingen van de verschillende proefpersonen geen invloed hebben op de probe-druk.

Voor de probe-klem zijn verschillende ontwerpen gemaakt:

12.1. Inductieve probe-klem.



Figuur 41.

De totale lengte van de luchtweg : $2x$

Gemiddelde weglengte door het ijzer: L

A : oppervlak kerndoorsnede.

N : totaal aantal windingen van de spoelen samen.

μ_0, μ_x : permeabiliteit van vacuum respectievelijk staal 37.

I : stroom door de spoelen.

Indien we de permeabiliteit van het staal constant veronderstellen geldt voor de kracht F door de magneet op het juk uitgeoefend:

$$F = - \frac{1}{2} I^2 \frac{\mu_x N^2 A}{2} \frac{1}{\left(x + \frac{L}{2\mu_x}\right)^2} \quad (50)$$

De stelschroef wordt nu zover ingedraaid dat het juk los komt van de stootblokjes, waardoor

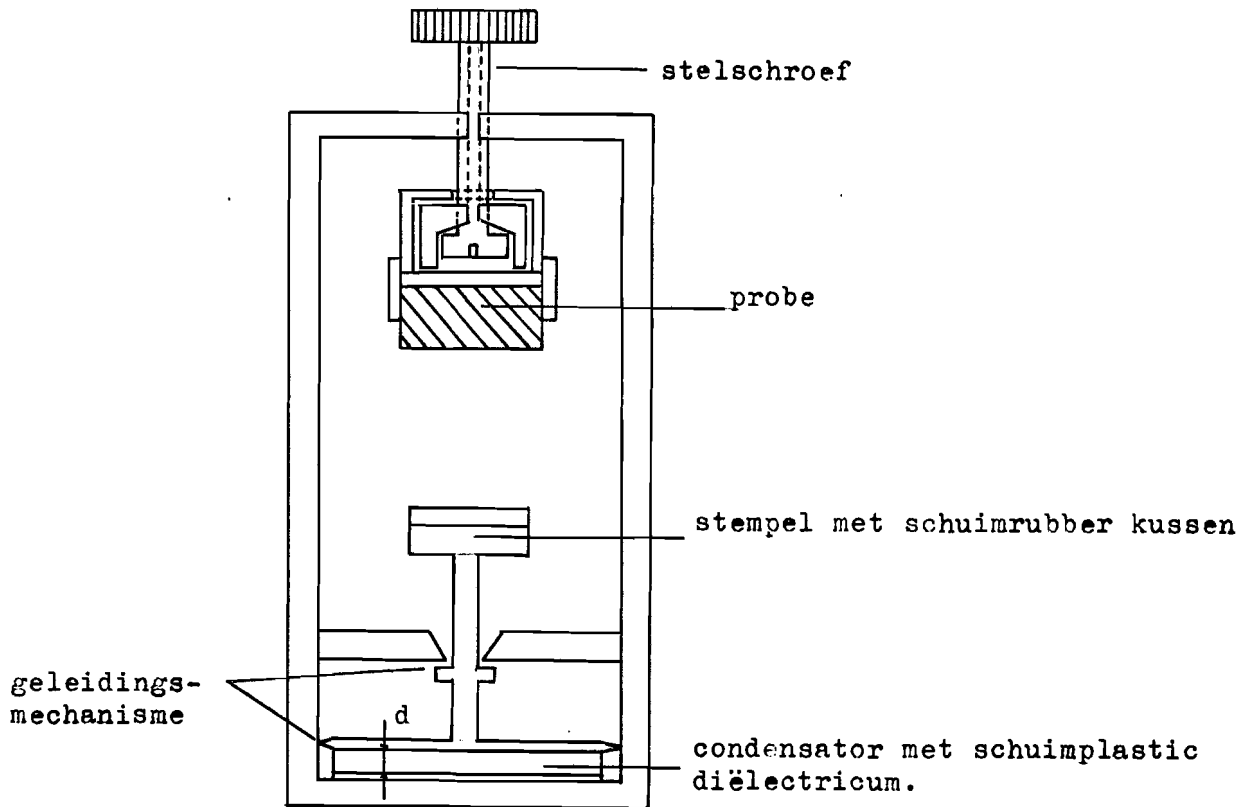
$$F_{\text{probe}} = F - \text{Gewicht juk} \quad (51)$$

De nadelen van dit systeem zijn:

1. Groot gewicht (voor $F_{\text{probe}} = 100 \text{ gf}$: 250 g)
2. Kleine variaties in de luchtspleet-breedte hebben grote in-

vloed op de grootte van de trekkracht F.

12.2. Capacitieve probe-klem.



Figuur 42.

Bij de bovenstaande constructie wordt met de stelschroef de probe-druk ingesteld. Een maat voor de probe-druk is de capaciteit van de condensator welke in een wisselstroombrug gemeten kan worden:

Het diëlectricum van de condensator is samendrukbaar waardoor de plaatafstand verandert bij een verandering van de probe-druk:

$$C = \frac{\epsilon_0 \epsilon_r A}{d} \quad (52)$$

ϵ_0 : diëlectrische constante in vacuum.

ϵ_r : relatieve diëlectrische constante.

A : condensatorplaat-oppervlak.

d: condensatorplaat-afstand.

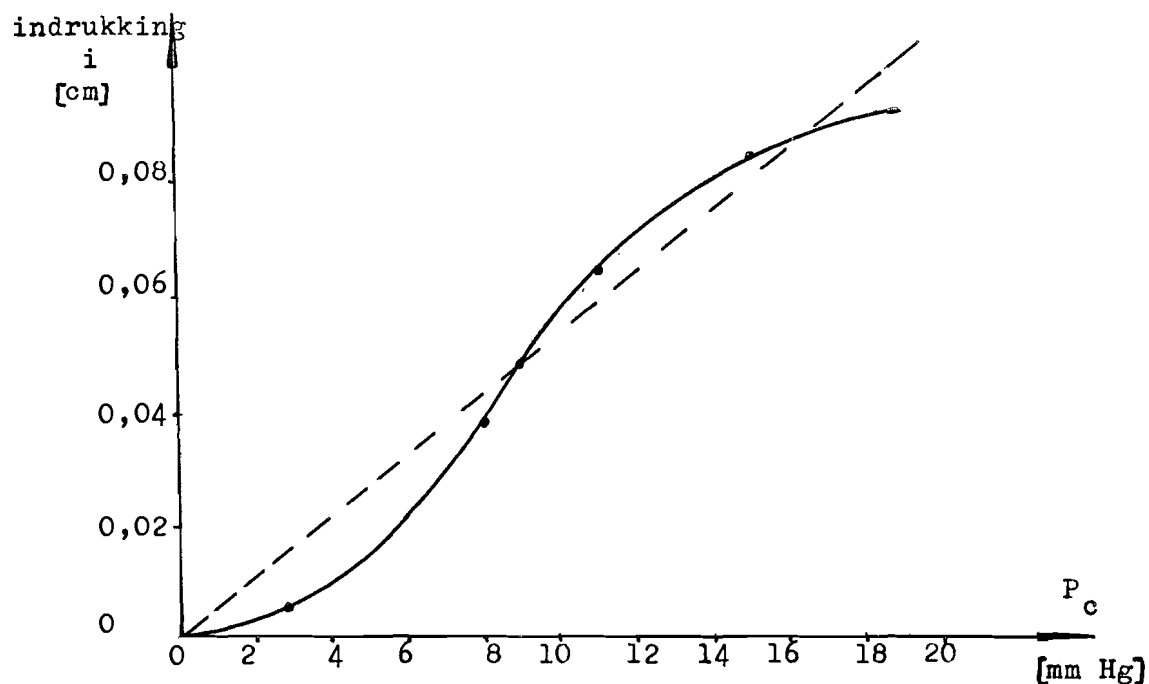
Door Ellenkamp²⁾ zijn aan het schuimplastic metingen verricht waarvan de resultaten in de onderstaande tabel zijn opgenomen:

indrukking i [cm]	0	0,02	0,04	0,06	0,08	0,10	0,12	0,14
dikte d [cm]	0,2	0,18	0,16	0,14	0,12	0,10	0,08	0,06
ϵ_r	1,045	1,040	1,045	1,045	1,050	1,045	1,080	1,085

Tabel 7.

Voor $d > 0,10$ cm vinden we: $\overline{\epsilon_r} = 1,045$

Het verband tussen de indrukking van en de druk op het diëlectricum wordt gegeven door de onderstaande grafiek:



Figuur 43.

De kracht uitgeoefend op de beweegbare condensatorplaat is gelijk aan:

$$F_C = F_{\text{probe}} - \text{Gewicht}_{\text{probe-klem}} \quad (53)$$

In tabel 8 is het verband berekend tussen P_{probe} en C , waarbij gebruik gemaakt is van uitdrukking (52) en de uitdrukkingen:

$$P_{\text{probe}} = \frac{F_{\text{probe}} (\text{tot})}{1,36 \cdot O_{\text{probe}}} = \frac{F_{\text{probe}} + G_{\text{probe-klem}}}{1,36 \cdot O_{\text{probe}}}$$

$$F_c = F_{\text{probe}}$$

$$P_c = \frac{F_c}{1,36 \cdot O_c}$$

F : gf , G : gf , P : mm Hg , O : cm²

met

O_{probe} : 1,767 cm² ; O_c : 4,0 cm² (2 x 2 cm²) ; G_{probe-klem} : 35 gf.

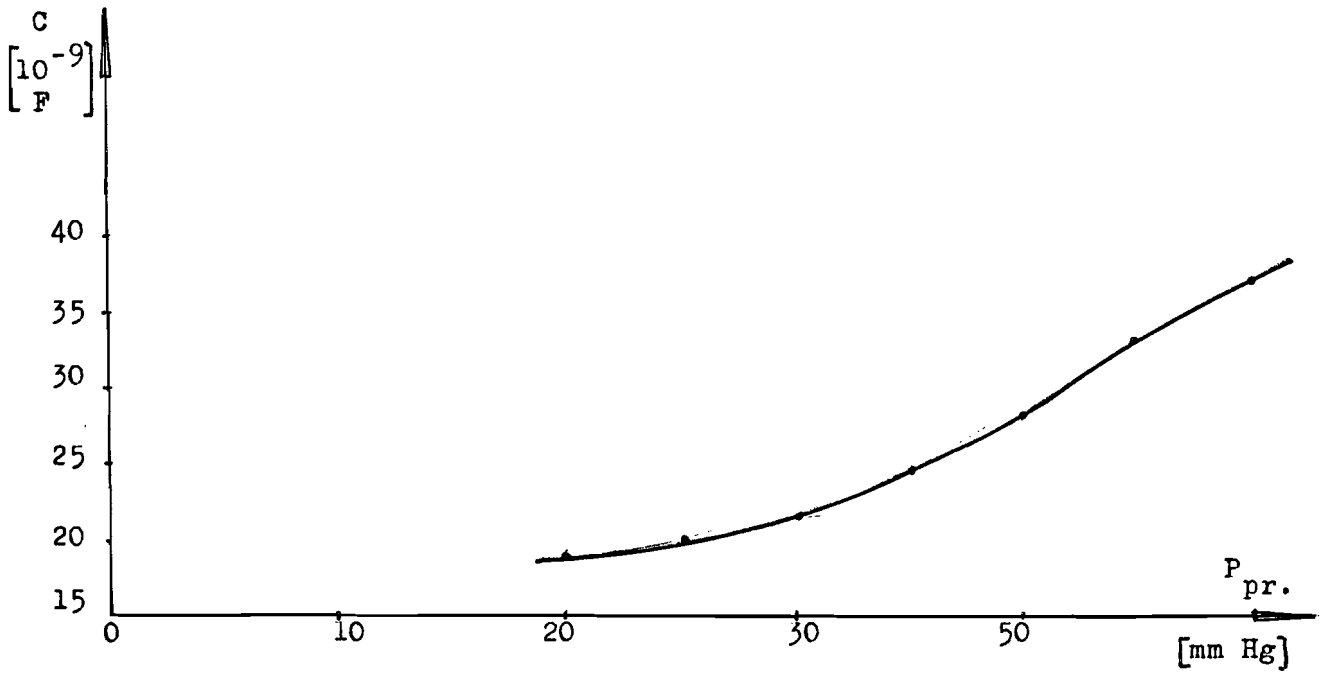
P _{probe}	F _{probe,tot.}	F _{probe}	F _c	P _c	i	d	C
mm Hg	gf	gf	gf	mm Hg	cm	cm	10 ⁻⁹ F
20,0	48,0	13,0	13,0	2,4	0,003	0,197	0,188
25,0	60,0	25,0	25,0	4,6	0,013	0,187	0,198
30,0	72,0	37,0	37,0	6,8	0,028	0,172	0,215
35,0	84,0	49,0	49,0	9,0	0,049	0,151	0,245
40,0	96,0	61,0	61,0	11,2	0,068	0,132	0,280
45,0	108,0	73,0	73,0	13,4	0,077	0,123	0,328
50,0	120,0	85,0	85,0	15,6	0,087	0,113	0,362

Tabel 8.

Deze gegevens zijn in figuur 44 in grafiek uitgezet.

We zien dat in de omgeving van het werkpunt (P_{probe} = ± 40 mm Hg) het verband tussen P_{probe} en C nagenoeg lineair is.

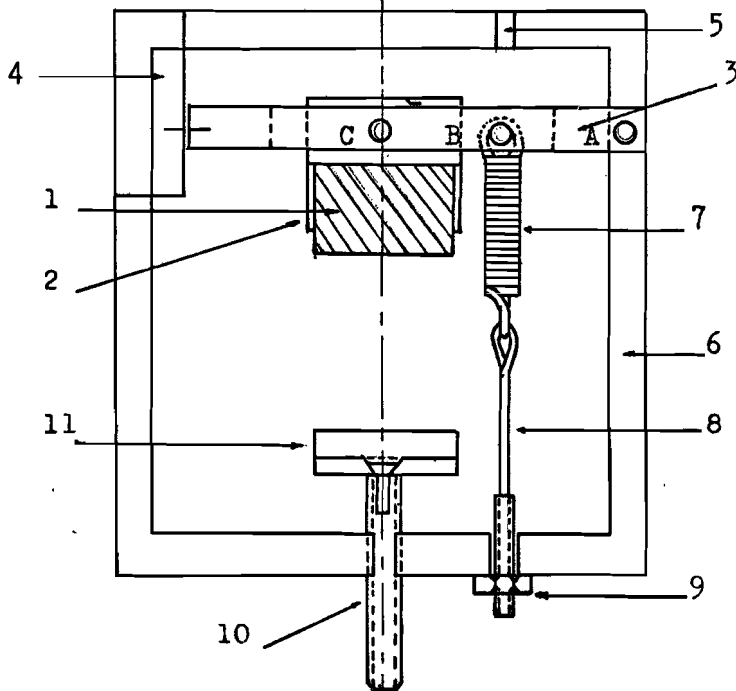
Het nadeel van bovenstaande constructie is dat, om de impedantieveranderingen binnen redelijke grenzen te houden, de wisselstroombrug bij een hoge frequentie bedreven moet worden. Dit vereist niet alleen een extra oscillator maar tevens een goede afscherming van de apparatuur om de andere meetinstrumenten, die in dezelfde ruimte staan opgesteld, te vrijwaren van storingen.



Figuur 44,

12.3. Mechanische probe-klem.

Om bovenstaande moeilijkheden te vermijden en tevens te komen tot een eenvoudige constructie is een mechanische oplossing gezocht, waarbij gebruik is gemaakt van een trekveer.



Figuur 45.

onderzijde.

bovenzijde.

- | | |
|---|--------------------------|
| 1: probe. | 7: trekveer. |
| 2: huis waar probe ingeklemd wordt. | 8: flexibele draad. |
| 3: arm, draaibaar om A (messing) | 9: ijkschroef. |
| 4: schaalverdeling. | 10: stempel. |
| 5: opening, te gebruiken bij het
ijken van de probeklem. | 11: schuimrubber kussen. |
| 6: perspex raam. | |

De calibratie gebeurt als volgt:

De hele probe-klem met probe wordt ingeklemd.

Door opening 5. wordt een draad gestoken waar een gewicht van 200 g hangt. Deze draad wordt met een haakje aan punt B bevestigd.

Vervolgens wordt stelschroef 9 zo ver ingedraaid dat de markerings-streep op de arm tegenover de markerings-streep op de schaal staat, waarna de draad met het gewicht verwijderd wordt.

Bij de metingen wordt nu de extremititeit tussen de probe en de stempel gebracht waarna deze zo ver ingeschroefd wordt dat de markerings-strepen weer tegenover elkaar staan.

Omdat de afstand CB gelijk is aan de afstand AB zal de probe nu op de extremititeit drukken met een kracht van 100 gf.

Het gewicht van de gehele probe-klem met probe is 35 g.

Bij metingen bleek dat de variaties in de plethysmogram-amplituden tussen linker- en rechterzijde $\pm 3\%$ bedroeg als de probe's opgeplakt werden met kleefpleister.

Als referentie is de gemiddelde waarde van linker- en rechterplethysmogram-amplitude genomen.

Indien gebruik gemaakt werd van de probe-klemmen bedroeg deze variatie nog $\pm 1,2\%$.

12.4. Conclusies.

Metingen wijzen uit dat verschillen in plethysmogram-amplituden inderdaad verkleind worden als men in plaats van de probe's te bevestigen met kleefpleister gebruik maakt van een probeklem. Bovendien is men er nu van verzekerd dat voor verschillende proefpersonen de metingen allemaal verricht worden met ongeveer dezelfde probe-druk, waardoor de meetresultaten onderling vergelijkbaar worden.

Vershillen die nog optreden worden veroorzaakt door het feit dat, als de markerings-strepen niet precies tegenover elkaar staan, de trekveren een verschillende lengte hebben waardoor ook de druk, waarmee de probe's op de extremiteiten aanliggen, verschillend zal zijn.

13. Suggesties voor verder onderzoek.

De meetresultaten doen vermoeden dat bij hogere omgevingstemperaturen de kurve, die het verband aangeeft tussen de probe-druk en de plethysmogram-amplitude, vlakker gaat verlopen. Dit zou dan tot consequentie hebben dat kleine probe-drukverschillen, veroorzaakt doordat de twee probe-klemmen niet precies hetzelfde functioneren, minder invloed hebben op de meetresultaten bij simultane metingen.

Het verdient dan ook aanbeveling de kurven voor verschillende proefpersonen bij hogere omgevingstemperaturen nog eens op te nemen. Dit zou kunnen gebeuren door gebruik te maken van een elektrische deken voorzien van een thermostaat, waarmee de proefpersonen toegedekt worden terwijl de omgevingslucht, die in het huis van de probe-druktransducer gepompt wordt om hierin de temperatuur constant te houden, weggezogen kan worden vanonder deze deken.

Wat betreft de probe-klem; deze kan beslist nog verbeterd worden, vervangen we de trekveer door een spiraalveer, dan zullen verschillen in rek van veel minder invloed zijn op de probe-druk omdat een spiraalveer een veel grotere veerlengte heeft dan een trekveer. Bovendien kan met een spiraalveer de probe rechtstreeks op de extremititeit geklemd worden waardoor het perspex raam, gebruikt bij onze constructie, kan vervallen. Dit is uiteraard gunstig met het oog op de eenvoud zowel als het gewicht van de probe-klem. Met deze nieuwe uitvoering kan ook gemeten worden aan oren, wat met de door ons gebruikte klemconstructie niet mogelijk is.

Tenslotte zou ik willen wijzen op de mogelijkheden die geboden worden door een nieuwe soort van druk-transducer. De werking ervan berust op het feit dat de eigenschappen van halfgeleider-materialen beïnvloed kunnen worden door de druk op deze materialen uitgeoefend. Gedurende mijn afstudeerperiode is een dergelijke transducer op de markt gekomen en door mij ook getest. Het betreft de zogenaamde Pitran; een p.n.p-transistor waarbij een druk, op de basis uitgeoefend in de emitterstroom gedetecteerd kan worden.

Deze druktransducer was voor ons doel niet bruikbaar omdat op de basis de druk niet zo hoog opgevoerd mocht worden als noodzakelijk was voor de toepassing die wij op het oog hadden.

Bovendien was het geheel erg fragiel en bijzonder kostbaar, twee factoren die ons mede deden besluiten van toepassing af te zien.

Verwacht mag echter worden dat in de toekomst soortgelijke druktransducers op de markt zullen komen die sterker en minder kostbaar zijn en die bovendien hogere drukken kunnen weerstaan.

Door de kleine afmetingen kunnen dergelijke druktransducers rechtstreeks in de probe ingebouwd worden waardoor het bepalen van de probe-druk een bijzonder eenvoudige zaak wordt.

14. Summary.

The theoretical and practical problems and possibilities in determining the bloodcontent-variations in the periphery of extremities of the human body by plethysmographical methods are described and discussed.

Special attention is spent to the photoelectrical reflection plethysmography.

A short description of the physiology of the blood circulation with a view to the regulation of the bloodpressure, bloodflow and the bloodcontent of the peripheral arteries in the skin as a function of the several parameters of other processes of the human body, is involved.

Research is done to one of the error sources of the photoelectrical reflection plethysmography, which is of great influence special when this method is used for simultaneous measurement technics: the pressure wherewith the probes are confirmed on the skin.

For several patients the dependance of the avaraged top-top value of the plethysmogram-amplitude to the probe-pressure is examined.

As a result of this research a device is developed to confirm the probes with equal pressure on both the extremities.

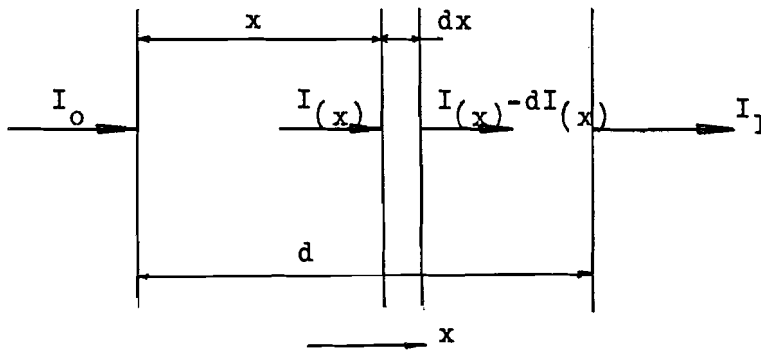
15. Appendix.

15.1. Verband tussen de intensiteit van het licht dat in het weefsel valt en de intensiteit van het licht dat gereflecteerd wordt.

We kunnen de transmissie van licht, dat in een weefsel valt, als volgt beschrijven:

Volgens de wet van Lambert is de fractie van het invallend licht $\frac{\Delta I}{I_0}$, dat geabsorbeerd wordt, onafhankelijk van de intensiteit van dat licht.

De absolute hoeveelheid geabsorbeerd licht ΔI is dus evenredig met de intensiteit van het invallend licht I_0 .



Figuur 46.

De intensiteitsverandering $-dI$, die het licht bij het passeren van een dunne laag dx ondergaat, is dus te schrijven als:

$$-dI = aI dx \quad (54)$$

met a : absorptiecoëfficiënt.

De oplossing van deze d.v. is:

$$I_x = I_0 \exp(-ax) \quad (55)$$

Legt het licht een afstand d af in de absorberende stof dan wordt de uittredende intensiteit bepaald door:

$$I_1 = I_0 \exp(-ad) \quad (56)$$

De absorptiecoëfficiënt is een functie van de golflengte van het gebruikte licht en is verder afhankelijk van de concentratie van

de absorberende stof in het weefsel.

Voor oplossingen is a evenredig met de concentratie c :

$$a = a_0^{(\lambda)} \cdot c \tag{57}$$

waarin $a_0^{(\lambda)}$ de absorptie per concentratie-eenheid voorstelt bij golflengte λ .

Hieruit volgt:
$$I_1 = I_0 \exp(-a_0^{(\lambda)} c d) \tag{58}$$

De absorptie van een oplossing hangt af van het product van concentratie en laagdikte: wet van Beer.

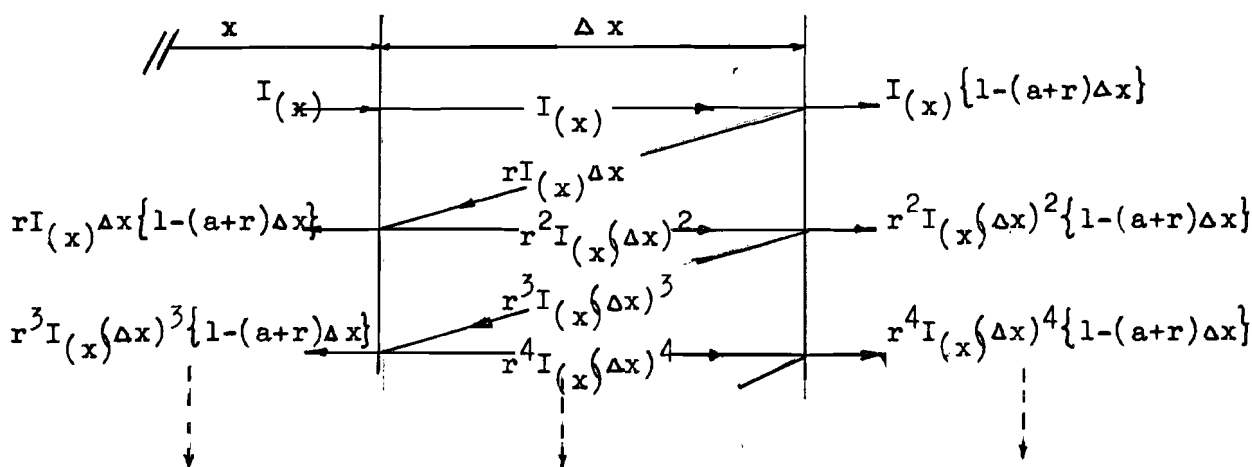
Bevat de oplossing n verschillende componenten met concentraties $c_1, c_2, c_3, \dots, c_n$, dan volgt uit (58):

$$\frac{I_1}{I_0} = \exp(-a_{o_1}^{(\lambda)} c_1 - a_{o_2}^{(\lambda)} c_2 - \dots - a_{o_n}^{(\lambda)} c_n) \tag{59}$$

Wet van Lambert-Beer.

In het voorgaande is steeds sprake geweest van absorptie en transmissie van licht terwijl aangenomen werd dat er geen licht gereflecteerd werd.

Brengen we ook de reflectie in rekening dan krijgen we voor het een-dimensionale geval de situatie zoals schematisch weergegeven in fig. 47:



Figuur 47.

De totale hoeveelheid doorgelaten licht is:

$$I_{tot(x+\Delta x)}^t = \{1 - (a+r)\Delta x\} \{I(x) + r^2I(x) \cdot (\Delta x)^2 + r^4I(x) \cdot (\Delta x)^4 + \dots\} \tag{60}$$

De totale hoeveelheid gereflecteerd licht is:

$$I_{\text{tot}(x)}^r = \left\{ 1 - (a+r)\Delta x \right\} \left\{ rI_{(x)}\Delta x + r^3 I_{(x)} \cdot (\Delta x)^3 + r^5 I_{(x)} \cdot (\Delta x)^5 + \dots \right\} \quad (61)$$

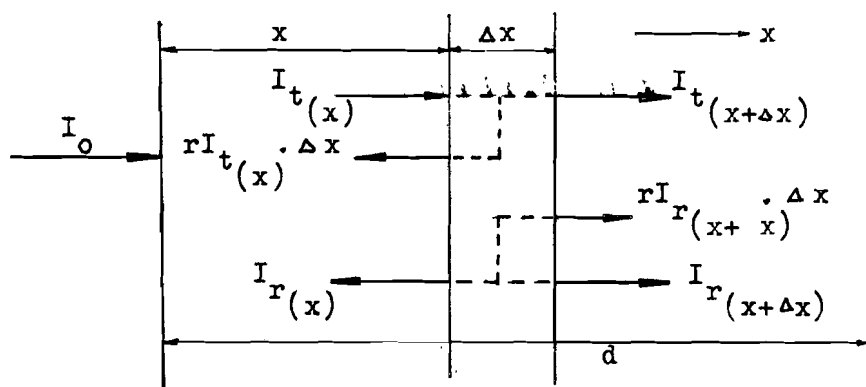
Verwaarlozen we de hogere orde termen, dan vinden we:

$$I_{\text{tot}(x+\Delta x)}^t = I_{(x)} \cdot \left\{ 1 - (a+r)\Delta x \right\} \quad (62)$$

$$I_{\text{tot}(x)}^r = r I_{(x)} \Delta x \quad (63)$$

Hiermee gaan we nu de intensiteit berekenen van de doorgelaten en de gereflecteerde lighthoeveelheid op een willekeurige plaats x in het weefsel:

Met de voorgaande benadering wordt voor het geval dat zowel reflectie als absorptie optreedt de situatie als volgt:



Figuur 48.

Voor de bovenstaande situatie kunnen we de volgende vergelijkingen opstellen:

$$\left. \begin{aligned} I_{t(x+\Delta x)} &= I_{t(x)} \cdot \left\{ 1 - (a+r)\Delta x \right\} + I_{r(x+\Delta x)} \cdot r \Delta x \\ I_{r(x)} &= I_{r(x+\Delta x)} \cdot \left\{ 1 - (a+r)\Delta x \right\} + I_{t(x)} \cdot r \Delta x \end{aligned} \right\} \quad (64)$$

Hiervoor kunnen we schrijven:

$$\left. \begin{aligned} \frac{I_t(x+\Delta x) - I_t(x)}{\Delta x} &= -I_t(x) \cdot (a+r) + I_r(x+\Delta x) \cdot r \\ \frac{I_r(x) - I_r(x+\Delta x)}{\Delta x} &= -I_r(x+\Delta x) \cdot (a+r) + I_t(x) \cdot r \end{aligned} \right\} \quad (65)$$

Infinitiesemaal wordt dit:

$$\left. \begin{aligned} \frac{dI_t(x)}{dx} &= - (a+r)I_t(x) + rI_r(x) \\ \frac{dI_r(x)}{dx} &= (a+r)I_r(x) - rI_t(x) \end{aligned} \right\} \quad (66)$$

Uit de eerste d.v. volgt:

$$I_r(x) = \frac{1}{r} \frac{dI_t(x)}{dx} + \frac{a+r}{r} I_t(x) \quad (67)$$

Dit ingevuld in de tweede d.v. levert op:

$$\frac{d^2 I_t(x)}{dx^2} - (a^2 + 2ar)I_t(x) = 0 \quad (68)$$

met als oplossing:

$$I_t(x) = A \exp\{\sqrt{a(a+2r)x}\} + B \exp\{-\sqrt{a(a+2r)x}\} \quad (69)$$

Dit gesubstitueerd in (67) geeft:

$$I_r(x) = \frac{(a+r) + \sqrt{a(a+2r)}}{r} A \exp\{\sqrt{a(a+2r)x}\} + \frac{(a+r) - \sqrt{a(a+2r)}}{r} \cdot B \exp\{-\sqrt{a(a+2r)x}\} \quad (70)$$

De constanten A en B bepalen we uit de randvoorwaarden:

$$\left. \begin{aligned} I_t(0) &= I_0 \\ I_r(d) &= 0 \end{aligned} \right\} \quad (71)$$

In uitdrukking (71) stelt d de totale laagdikte voor.

Uit de randvoorwaarden volgt:

$$\left. \begin{aligned} A &= \frac{I_0}{1 + \frac{\sqrt{a(a+2r)} + (a+r)}{\sqrt{a(a+2r)} - (a+r)} \exp\left\{2\sqrt{a(a+2r)} \cdot d\right\}} \\ B &= \frac{I_0}{1 + \frac{\sqrt{a(a+2r)} - (a+r)}{\sqrt{a(a+2r)} + (a+r)} \exp\left\{-2\sqrt{a(a+2r)} \cdot d\right\}} \end{aligned} \right\} \quad (72)$$

We gaan het voorgaande nu toepassen op reflectie-metingen.

Bij reflectie-metingen meten we aan het huidoppervlak dus op de plaats $x = 0$.

Uitdrukkingen (70) en (72) leveren voor $x=0$ op:

$$I_{r(0)} = \frac{I_0}{r} \frac{2(a+r) + \left\{ \sqrt{a(a+2r)} - (a+r) \right\} \exp(-Q) - \left\{ \sqrt{a(a+2r)} + (a+r) \right\} \exp(Q)}{2 + \frac{\sqrt{a(a+2r)} + (a+r)}{\sqrt{a(a+2r)} - (a+r)} \exp(Q) + \frac{\sqrt{a(a+2r)} - (a+r)}{\sqrt{a(a+2r)} + (a+r)} \exp(-Q)} \quad (73)$$

$$\text{met } Q = 2\sqrt{a(a+2r)} \cdot d$$

Uitdrukking (73) stemt volledig overeen met de uitdrukking waar Longini¹²⁾ bij zijn theoretische beschouwingen van uit gaat.

Stellen we $a = \{\sqrt{\gamma^2 + 1} - 1\}r$ dan kunnen we (73) omschrijven tot de vorm:

$$I_{r(0)} = \frac{\sqrt{\gamma^2 + 1} - \gamma \sinh 2\gamma d - \sqrt{\gamma^2 + 1} \cosh 2\gamma d}{1 - 2\gamma \sqrt{\gamma^2 + 1} \sinh 2\gamma d - (2\gamma^2 + 1) \cosh 2\gamma d} \cdot I_0 \quad (74)$$

Als we $\sinh 2\gamma d$ en $\cosh 2\gamma d$ in een reeks ontwikkelen, vinden we:

$$I_{r(0)} = \frac{\sqrt{\gamma^2 + 1} - \gamma \left\{ 2\gamma d + \frac{(2\gamma d)^3}{3!} + \frac{(2\gamma d)^5}{5!} \dots \right\} - \sqrt{\gamma^2 + 1} \left\{ 1 + \frac{(2\gamma d)^2}{2!} + \frac{(2\gamma d)^4}{4!} \dots \right\}}{1 - 2\gamma \sqrt{\gamma^2 + 1} \left\{ 2\gamma d + \frac{(2\gamma d)^3}{3!} + \frac{(2\gamma d)^5}{5!} \dots \right\} - (2\gamma^2 + 1) \left\{ 1 + \frac{(2\gamma d)^2}{2!} + \frac{(2\gamma d)^4}{4!} \dots \right\}} \quad (75)$$

We zijn nu geïnteresseerd in de grootte-orde van $2\gamma rd$.

$$a = \{\sqrt{\gamma^2+1} - 1\}r \quad \text{dus} \quad \gamma^2 = \frac{a(a+2r)}{r^2}$$

$$\text{Hieruit volgt } 4r^2\gamma^2d^2 = 4a(a+2r)d^2$$

$$d < 10^{-2} \text{ m}$$

$$a < 1 \text{ m}^{-1} \quad \text{dus } 4r^2\gamma^2d^2 < 12 \cdot 10^{-2}, \text{ hieruit volgt } 2r\gamma d < 0,4$$

$$r < 1 \text{ m}^{-1}$$

Omdat we bij de bepaling van de grootte-orde van $2r\gamma d$ voor r, d en a de bovengrens genomen hebben zal in werkelijkheid

$$2r\gamma d \ll 1 \quad (76)$$

De uitdrukkingen (75) en (76) leiden tot:

$$I_{r(0)} = \frac{\sqrt{\gamma^2+1} - 2r\gamma^2d - \sqrt{\gamma^2+1}}{1 - 4r\gamma^2d\sqrt{\gamma^2+1} - (2\gamma^2+1)} \cdot I_0 = \frac{rd}{1 + 2r\sqrt{\gamma^2+1}d} \cdot I_0 \quad (77)$$

$$a = \{\sqrt{\gamma^2+1} - 1\}r \quad ; \quad \sqrt{\gamma^2+1} = \frac{a+r}{r} \quad \text{dus:}$$

$$I_{r(0)} = \frac{rd}{1 + 2d(a+r)} \cdot I_0 \quad (78)$$

Met de aannamen boven aan deze pagina vinden we $2d(a+r) = 0,04$. We mogen uitdrukking (78) dus benaderen door:

$$\frac{I_{r(0)}}{I_0} = r \cdot d \quad (79)$$

r en a worden gedefiniëerd als de reflectie- en absorptiecoëfficiënt per lengte-eenheid.

In het Giorgi-stelsel wil dat zeggen de reflectie- en absorptiecoëfficiënt per meter.

Indien er per lengte-eenheid geen lichttransmissie optreedt is:

$$a + r = 1 \quad (80)$$

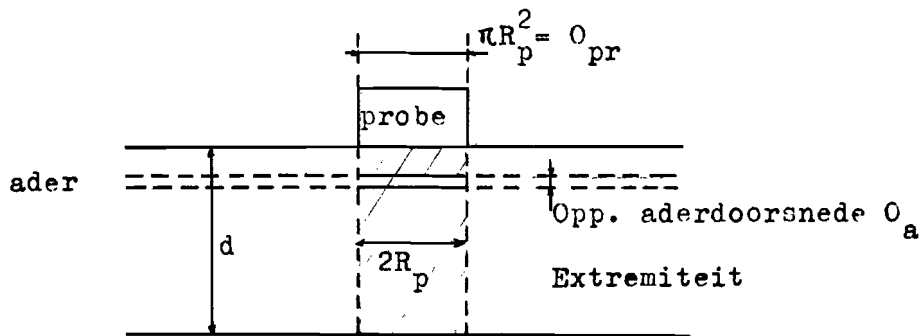
We maken, gezien de nauwkeurigheid van onze beschouwing, geen grote fout als we veronderstellen dat een weefsellaag van een meter dik geen licht meer doorlaat, dus dat uitdrukking (80) geldt.

We vinden dan met de uitdrukkingen (79) en (80):

$$\frac{I_{r(0)}}{I_0} = (1 - a)d = (1 - a_w - a_{bl})d \quad (81)$$

Hierin is a_w : absorptiecoëfficiënt van bloedloos weefsel
 a_{bl} : absorptiecoëfficiënt van bloed.

We beschouwen nu slechts een ader:



Figuur 49.

Het gearceerde gedeelte stelt het totale volume voor dat bij de bepaling van het plethysmogram een rol speelt. Door het kloppen van de ader is dit volume niet constant in de tijd:

$$V_{tot} = \overline{V}_{tot} + \Delta V_{tot} \quad (82)$$

$$\text{dus} \quad d = \overline{d} + \Delta d \quad (83)$$

Voor de grootheden a_w en a_{bl} kunnen we schrijven:

$$a_w = a_{O_w} \cdot c_w \quad \text{en} \quad a_{bl} = a_{O_{bl}} \cdot c_{bl}$$

Hieruit volgt:

$$a_w = a_{O_w} \cdot \frac{V_w}{V_{tot}} \quad \text{en} \quad a_{bl} = a_{O_{bl}} \cdot \frac{V_{bl}}{V_{tot}} \quad (84)$$

Hierin zijn a_{O_w} en $a_{O_{bl}}$ de absorptiecoëfficiënten per concentratie-eenheid (constanten).

V_w stelt het volume ingenomen door het weefsel voor; V_{bl} stelt het

volume ingenomen door het bloed voor.

Uit de uitdrukkingen (81) en (84) volgt:

$$\frac{I_r(o)}{I_o} = (1 - a_{o_w} \cdot \frac{V_w}{V_{tot}} - a_{o_{bl}} \cdot \frac{V_{bl}}{V_{tot}}) \cdot d \quad (85)$$

Voor d mogen we schrijven (zie figuur 49): $d = \frac{V_{tot}}{\pi R_p^2}$ (86)

Hieruit volgt:

$$\frac{I_r(o)}{I_o} = \left(\frac{V_{tot}}{\pi R_p^2} - a_{o_w} \cdot \frac{V_w}{\pi R_p^2} - a_{o_{bl}} \cdot \frac{V_{bl}}{\pi R_p^2} \right) \quad (87)$$

Indien we aannemen dat het weefsel niet samendrukbaar is mogen we schrijven:

$$\left. \begin{aligned} V_{tot} &= \overline{V_{tot}} + \Delta V_{tot} \\ V_w &= \overline{V_{tot}} - \overline{V_{bl}} \\ V_{bl} &= \overline{V_{bl}} + \Delta V_{bl} \\ \Delta V_{tot} &= \Delta V_{bl} \end{aligned} \right\} \begin{aligned} V_{tot} &= \overline{V_{tot}} + \Delta V_{bl} \\ V_w &= \overline{V_{tot}} - \overline{V_{bl}} \end{aligned} \quad (88)$$

Substitutie van (88) in (87) geeft:

$$\frac{I_r(o)}{I_o} = \frac{1}{\pi R_p^2} \left\{ \overline{V_{tot}}(1-a_{o_w}) - \overline{V_{bl}}(a_{o_{bl}} - a_{o_w}) - \Delta V_{bl}(a_{o_{bl}} - 1) \right\} \quad (89)$$

Uit figuur 49 volgt:

$$\overline{V_{bl}} = 2R_p \cdot \overline{O_a} = 2R_p \cdot O_o \quad (90)$$

$$\Delta V_{bl} = 2R_p \cdot \Delta O_a = 2R_p \cdot \Delta O$$

Substitutie van (90) in (89) geeft:

$$\begin{aligned} \frac{I_r(o)}{I_o} &= \frac{\overline{V_{tot}}(1-a_{o_w})}{\pi R_p^2} \left\{ 1 - \frac{2R_p(a_{o_{bl}} - a_{o_w})}{\overline{V_{tot}}(1-a_{o_w})} O_o - \frac{2R_p(a_{o_{bl}} - 1)}{\overline{V_{tot}}(1-a_{o_w})} \Delta O \right\} = \\ &= \alpha (1 - k_1 \cdot O_o - k_2 \cdot \Delta O) \quad (91) \end{aligned}$$

Brengen we de verandering in V_{tot} niet in rekening dan is:

$$\Delta V_{tot} = 0 ; \Delta V_w = -\Delta V_{bl}$$

$$V_w = V_{tot} - \overline{V_{bl}} - \Delta V_{bl}$$

Substitutie in (87) geeft dan na herleiding:

$$\frac{I_r(o)}{I_o} = \alpha (1 - k \cdot O_o - k \cdot \Delta O) = \alpha (1 - k \cdot O_a) \quad (92)$$

Van deze uitdrukking zijn we uitgegaan bij de berekening van het verband tussen de gemiddelde top-top waarde van de plethysmogram-amplitude en de doorsnede O_a van het bloedvat in hoofdstuk 11.2.

15.2. Berekening van het verband tussen de gemiddelde top-top waarde

$\left| \frac{\Delta I}{I_o} \right|$ van de plethysmogram-amplitude en de transmurale druk P_T .

$$\text{Stel } P_T(t) = P_{bl} - P_{pr} + \frac{P_s - P_d}{2} \sin 2\pi \nu t \quad (93)$$

met P_{bl} : gemiddelde waarde van de bloeddruk in de ader.

P_{pr} : probe-druk.

ν : hartfrequentie.

Noem verder:

$$\overline{P} = P_{bl} - P_{pr} = P_{T}$$

We moeten een viertal gebieden onderscheiden:

Gebied I: $P_{bl} - P_{pr} < -\frac{P_s - P_d}{2}$

(93) geeft: $P_T(t) < \frac{P_s - P_d}{2} (\sin 2\pi \nu t - 1)$ voor alle t , dus:

$$P_T(t) < 0 \text{ voor alle } t.$$

Uit figuur 40 volgt dat voor dit gebied $O_o = 0$ en $\Delta O = 0$.

Uit uitdrukking (49) volgt dan:

$$\left| \frac{\Delta I}{I_o} \right| = 0 \quad (94)$$

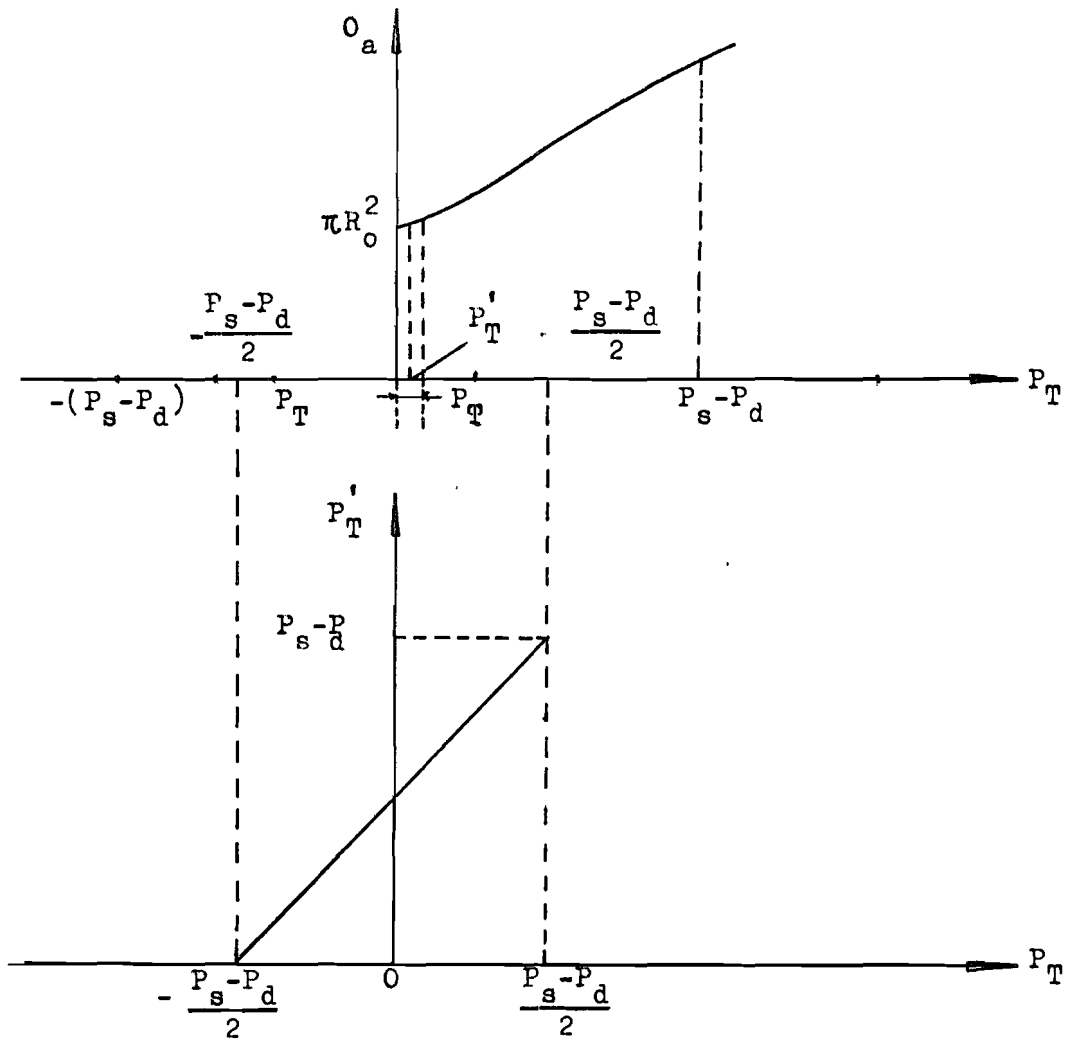
Gebied II : $-\frac{P_s - P_d}{2} \leq P_{bl} = P_{pr} < \frac{P_s - P_d}{2}$

(93) geeft: $\frac{P_s - P_d}{2} (\sin 2\pi t - 1) \leq P_T(t) < \frac{P_s - P_d}{2} (\sin 2\pi t + 1)$

voor alle waarden van t, dus:

$-(P_s - P_d) \leq P_T(t) < P_s - P_d$ voor alle t.

In dit gebied wordt de discintinuïteit voor $P_T(t)=0$ gepasseerd, zie figuur 50:



Figuur 50.

Stellen we weer $P_T = P_s - P_d$, dan geldt voor dit gebied (zie figuur 50):

$$\Delta O = \pi R_o^2 + \left. \frac{dO}{dP_T(t)} \right|_{P_T(t)=P_T'} \cdot \Delta P_T' \quad \text{met } O = \frac{\pi R_o^2}{(\alpha - P_T(t))^2} \quad (\text{volgt uit (40)})$$

Uit figuur 50 lezen we af:

$$\left. \begin{aligned}
 \Delta P_T' &= P_T + \frac{P_s - P_d}{2} = P_T + \frac{1}{2} \Delta P_T \\
 P_T' &= \frac{1}{2} \Delta P_T' = \frac{1}{2} P_T + \frac{1}{4} \Delta P_T \\
 \text{Voor } P_T < 0 &: O_o = 0 \quad (\text{Gebied II}_a) \\
 \text{Voor } P_T > 0 &: O_o = \frac{\pi \alpha^2 R_o^2}{(\alpha - P_T)^2} \quad (\text{Gebied II}_b) \\
 \text{Gebied II}_a: & \quad - \frac{P_s - P_d}{2} \leq P_T < 0
 \end{aligned} \right\} \quad (95)$$

Met (95) volgt dan uit het voorgaande:

$$O_o = 0; \Delta O = \pi R_o^2 + \frac{dO}{dP_T(t)} \Big|_{P_T(t) = \frac{1}{2} P_T + \frac{1}{4} \Delta P_T} \cdot (P_T + \frac{1}{2} \Delta P_T) \quad (96)$$

$$\text{met } O = \frac{\pi \alpha^2 R_o^2}{(\alpha - P_T(t))^2}$$

(49) en (96) geeft:

$$\left| \frac{\Delta \bar{I}}{\bar{I}_o} \right| = k \pi R_o^2 + \frac{2k \pi \alpha^2 R_o^2 \cdot (P_T + \frac{1}{2} \Delta P_T)}{\left\{ \alpha - \frac{1}{2} (P_T + \frac{1}{2} \Delta P_T) \right\}^3} \quad (97)$$

$$\frac{d}{dP_T} \left| \frac{\Delta \bar{I}}{\bar{I}_o} \right| = \frac{2k \pi \alpha^2 R_o^2}{\left\{ \alpha - \frac{1}{2} (P_T + \frac{1}{2} \Delta P_T) \right\}^3} + \frac{3k \pi \alpha^2 R_o^2 \cdot (P_T + \frac{1}{2} \Delta P_T)}{\left\{ \alpha - \frac{1}{2} (P_T + \frac{1}{2} \Delta P_T) \right\}^4} \quad (98)$$

$$\text{Uit figuur 40 blijkt: } \frac{1}{2} (P_T + \frac{1}{2} \Delta P_T) < \alpha \quad (99)$$

$$(98) \text{ en } (99) \text{ geeft: } \frac{d}{dP_T} \left| \frac{\Delta \bar{I}}{\bar{I}_o} \right| > 0 \text{ binnen gebied II}_a \quad (100)$$

$$\frac{d^2}{dP_T^2} \left| \frac{\Delta \bar{I}}{\bar{I}_o} \right| = \frac{3k \pi \alpha^2 R_o^2}{\left\{ \alpha - \frac{1}{2} (P_T + \frac{1}{2} \Delta P_T) \right\}^4} + \frac{6k \pi \alpha^2 R_o^2 \cdot (P_T + \frac{1}{2} \Delta P_T)}{\left\{ \alpha - \frac{1}{2} (P_T + \frac{1}{2} \Delta P_T) \right\}^5} \quad (101)$$

$$(99) \text{ en } (101) \text{ geeft: } \frac{d^2}{dP_T^2} \left| \frac{\Delta \bar{I}}{\bar{I}_o} \right| > 0 \text{ binnen gebied II}_a \quad (102)$$

Uit het voorgaande volgt: $\left| \frac{\Delta \bar{I}}{\bar{I}_o} \right| = f(P_T)$ is monotoon stijgend en con-

caaf binnen gebied II_a met als randwaarden:

$$\left| \frac{\Delta I}{I_0} \right|_{P_T = -\frac{P_s - P_d}{2}} = k\pi R_0^2 \quad (103)$$

$$\left| \frac{\Delta I}{I_0} \right|_{P_T = 0} = k\pi R_0^2 + \frac{k\pi \alpha^2 R_0^2 \Delta P_T}{(\alpha - \frac{1}{2} \Delta P_T)^3}$$

Gebied II_b: $0 \leq P_T < \frac{P_s - P_d}{2}$

Uit (95) volgt dan:

$$O_0 = \frac{\pi \alpha^2 R_0^2}{(\alpha - P_T)^2} ; \Delta O = \pi R_0^2 + \frac{dO}{dP_T(t)} \Big|_{P_T(t) = \frac{1}{2} P_T + \frac{1}{4} \Delta P_T} \cdot (P_T + \frac{1}{2} \Delta P_T) \quad (104)$$

$$\text{met } O = \frac{\pi \alpha^2 R_0^2}{(\alpha - P_T(t))^2}$$

(49) en (104) geeft:

$$\left| \frac{\Delta I}{I_0} \right| = \frac{k\pi R_0^2 + \frac{2k\pi \alpha^2 R_0^2 (P_T + \frac{1}{2} \Delta P_T)}{\{\alpha - \frac{1}{2} (P_T + \frac{1}{2} \Delta P_T)\}^3}}{1 - \frac{k\pi \alpha^2 R_0^2}{(\alpha - P_T)^2}} \quad (105)$$

Op dezelfde wijze als in het voorgaande kunnen we met behulp van (99) bewijzen dat:

$$\frac{d}{dP_T} \left| \frac{\Delta I}{I_0} \right| > 0 \text{ en } \frac{d^2}{dP_T^2} \left| \frac{\Delta I}{I_0} \right| > 0 \quad (106)$$

$\left| \frac{\Delta I}{I_0} \right| = f(P_T)$ is monotoon stijgend en concaaf in dit gebied met als randwaarden:

$$\left| \frac{\Delta I}{I_0} \right|_{P_T=0} = \frac{k\pi R_0^2 + \frac{k\pi \alpha^2 R_0^2 \Delta P_T}{(\alpha - \frac{1}{2} \Delta P_T)^3}}{1 - k\pi R_0^2} \quad (107_a)$$

$$\left| \frac{\Delta I}{I_0} \right|_{P_T = \frac{1}{2}(P_s - P_d)} = \frac{k\pi R_o^2 (\alpha - \frac{1}{2}\Delta P_T)^3 + 2k\pi\alpha^2 R_o^2 \Delta P_T}{(\alpha - \frac{1}{2}\Delta P_T)^3 - k\pi\alpha^2 R_o^2 (\alpha - \frac{1}{2}\Delta P_T)} \quad (107_b)$$

Gebied III: $\frac{P_s - P_d}{2} \leq P_T \leq \alpha \left(1 - \frac{R_o}{R_1}\right) - \frac{P_s - P_d}{2}$

(93) geeft: $-\frac{P_s - P_d}{2}(\sin 2\pi t + 1) \leq P_T(t) \leq \alpha \left(1 - \frac{R_o}{R_1}\right) + \frac{P_s - P_d}{2}(\sin 2\pi t - 1)$

voor alle waarden van t, dus:

$$0 \leq P_T(t) \leq \alpha \left(1 - \frac{R_o}{R_1}\right) \quad \text{voor alle } t.$$

In dit gebied geldt:

$$k_0 = \frac{\pi\alpha^2 R_o^2}{(\alpha - P_T)^2} \quad ; \quad \Delta k_0 = \left. \frac{dk_0}{dP_T}(t) \right|_{P_T(t)=P_T} \cdot \Delta P_T \quad (108)$$

(49) en (108) geeft: $\left| \frac{\Delta I}{I_0} \right| = \frac{2k\pi\alpha^2 R_o^2 \Delta P_T}{(\alpha - P_T)^3 - k\pi\alpha^2 R_o^2 (\alpha - P_T)} \quad (109)$

$$\frac{d}{dP_T} \left| \frac{\Delta I}{I_0} \right| = \frac{\{6k\pi\alpha^2 R_o^2 (\alpha - P_T)^2 - 2k^2\pi^2 \alpha^4 R_o^4\} \cdot \Delta P_T}{\{(\alpha - P_T)^3 - k\pi\alpha^2 R_o^2 (\alpha - P_T)\}^2} \quad (110)$$

$$\frac{d}{dP_T} \left| \frac{\Delta I}{I_0} \right| = 0 \quad \text{indien } P_T = \alpha \left(1 \pm R_o \sqrt{\frac{k\pi}{3}}\right).$$

Het plusteken vervalt omdat $P_T < \alpha$

Substitueren we $P_T = \alpha \left(1 - R_o \sqrt{\frac{k\pi}{3}}\right)$ in de eerste uitdrukking van (108)

dan vinden we: $k_0 = 3$. Onder hoofdstuk 15.1 hebben we afgeleid dat

$k_0 + \Delta k_0 < 1$ met Δk_0 positief of negatief (Uitdrukking 92).

Hieruit volgt dat $k_0 < 1$ dus dat $P_T < \alpha \left(1 - R_o \sqrt{\frac{k\pi}{3}}\right)$.

Dus:

$$\frac{d}{dP_T} \left| \frac{\Delta I}{I_0} \right| > 0 \quad (111)$$

Analoog kan afgeleid worden: $\frac{d^2}{dP_T^2} \left| \frac{\Delta I}{I_0} \right| > 0 \quad (112)$

Uit (111) en (112) volgt dat $\left| \frac{\Delta I}{I_0} \right| = f(P_T)$ in gebied III een monotoon stijgende en concave functie is met als randwaarden:

$$\left| \frac{\Delta I}{I_0} \right|_{P_T = \frac{P_s - P_d}{2}} = \frac{2k\pi\alpha^2 R_0^2 \Delta P_T}{(\alpha - \frac{1}{2}\Delta P_T)^3 - k\pi\alpha^2 R_0^2 (\alpha - \frac{1}{2}\Delta P_T)} \quad (113)$$

$$\left| \frac{\Delta I}{I_0} \right|_{P_T = \alpha(1 - \frac{R_0}{R_1}) - \frac{P_s - P_d}{2}} = \frac{2k\pi\alpha^2 R_0^2 \Delta P_T}{(\alpha \frac{R_0}{R_1} + \frac{1}{2}\Delta P_T)^3 - k\pi\alpha^2 R_0^2 (\alpha \frac{R_0}{R_1} + \frac{1}{2}\Delta P_T)} \quad (114)$$

Gebied IV: $\alpha(1 - \frac{R_0}{R_1}) - \frac{P_s - P_d}{2} \leq P_T \leq \alpha(1 - \frac{R_0}{R_1}) + \frac{P_s - P_d}{2}$

(93) geeft: $\alpha(1 - \frac{R_0}{R_1}) + \frac{P_s - P_d}{2}(\sin 2\pi t - 1) \leq P_T(t) \leq \alpha(1 - \frac{R_0}{R_1}) + \frac{P_s - P_d}{2}(\sin 2\pi t + 1)$ (115)

voor alle waarden van t, dus:

$$\alpha(1 - \frac{R_0}{R_1}) - (P_s - P_d) \leq P_T(t) \leq \alpha(1 - \frac{R_0}{R_1}) + (P_s - P_d) \quad (116)$$

In dit gebied wordt het punt $P_T = \alpha(1 - \frac{R_0}{R_1})$ gepasseerd.

Uit figuur 51 lezen we af:

$$\Delta O = \left. \frac{dO}{dP_T(t)} \right|_{P_T(t)=P_T} \cdot \Delta P_T, \quad \text{met } O = \frac{\pi\alpha^2 R_0^2}{(\alpha - P_T(t))^2} \quad (117)$$

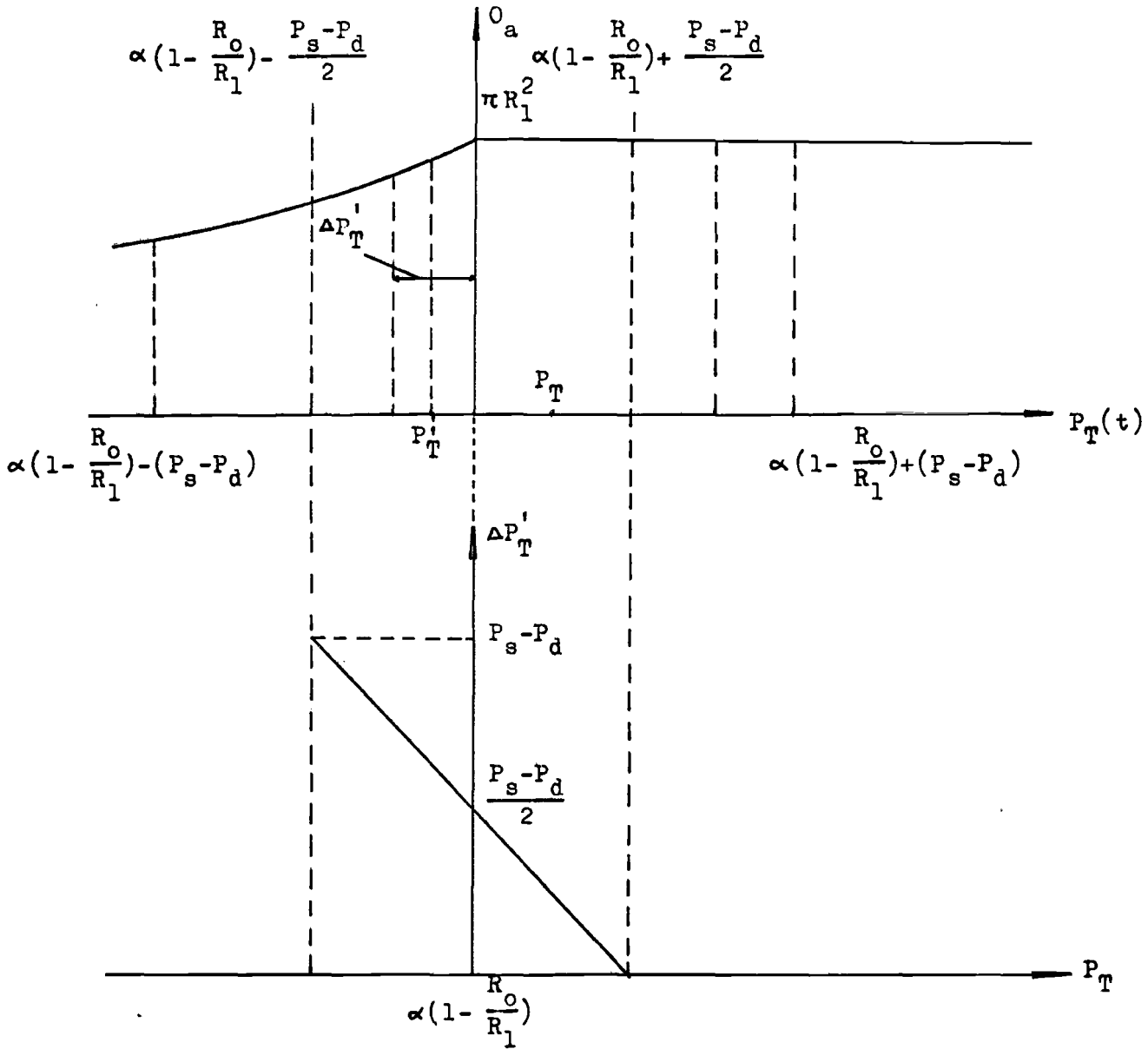
$$\Delta P_T' = \alpha(1 - \frac{R_0}{R_1}) + \frac{P_s - P_d}{2} - P_T = \alpha(1 - \frac{R_0}{R_1}) + \frac{1}{2}\Delta P_T - P_T$$

$$P_T' = \alpha(1 - \frac{R_0}{R_1}) - \frac{1}{2}\Delta P_T' = \frac{1}{2}\alpha(1 - \frac{R_0}{R_1}) - \frac{1}{4}\Delta P_T + \frac{1}{2}P_T \quad (118)$$

Voor $P_T \leq \alpha(1 - \frac{R_0}{R_1})$: $O_0 = \frac{\pi\alpha^2 R_0^2}{(\alpha - P_T)^2}$ (Gebied IV_a)

Voor $P_T > \alpha(1 - \frac{R_0}{R_1})$: $O_0 = \pi R_1^2$ (Gebied IV_b)

Gebied IV_a : $\alpha(1 - \frac{R_0}{R_1}) - \frac{P_s - P_d}{2} \leq P_T \leq \alpha(1 - \frac{R_0}{R_1})$



Figuur 51.

Uit (117) en (118) volgt:

$$\Delta O = \frac{dO}{dP_T(t)} \cdot \alpha \left(1 - \frac{R_0}{R_1}\right) + \frac{1}{2} \Delta P_T - P_T$$

$$P_T(t) = \frac{1}{2} \alpha \left(1 - \frac{R_0}{R_1}\right) - \frac{1}{2} \Delta P_T + \frac{1}{2} P_T \quad (119)$$

$$O_a = \frac{\kappa \alpha^2 R_0^2}{(\alpha - P_T(t))^2} \quad \text{en} \quad O_o = \frac{\kappa \alpha^2 R_0^2}{(\alpha - P_T)^2}$$

$$\text{dus: } \left| \frac{\Delta I}{I_o} \right| = \frac{2k\kappa\alpha^2 R_0^2 \left\{ \alpha \left(1 - \frac{R_0}{R_1}\right) + \frac{1}{2} \Delta P_T - P_T \right\} \cdot (\alpha - P_T)^2}{\left\{ \frac{1}{2} \alpha \left(1 + \frac{R_0}{R_1}\right) + \frac{1}{4} \Delta P_T - \frac{1}{2} P_T \right\}^3 \cdot \left\{ (\alpha - P_T)^2 - k\kappa\alpha^2 R_0^2 \right\}} \quad (120)$$

Over het teken van $\frac{d}{dP_T} \left| \frac{\Delta I}{I_0} \right|$ en $\frac{d^2}{dP_T^2} \left| \frac{\Delta I}{I_0} \right|$ kan in dit gebied geen uit-

spraak gedaan worden.

De randwaarden voor dit gebied zijn:

$$\left| \frac{\Delta I}{I_0} \right| = \frac{2k\pi\alpha^2 R_0^2 \Delta P_T}{(\alpha \cdot R_0/R_1 + \frac{1}{2}\Delta P_T)^3 - k\pi\alpha^2 R_0^2 (\alpha \cdot R_0/R_1 + \frac{1}{2}\Delta P_T)} \quad (121)$$

$$P_T = \alpha (1 - R_0/R_1) - \frac{1}{2}\Delta P_T$$

$$\left| \frac{\Delta I}{I_0} \right| = \frac{k\pi\alpha^2 R_0^2 \Delta P_T}{(\alpha \cdot R_0/R_1 + \frac{1}{4}\Delta P_T)^3 \cdot (1 - k\pi R_1^2)} \quad (122)$$

$$P_T = \alpha (1 - R_0/R_1)$$

Gebied IV_b: $\alpha (1 - \frac{R_0}{R_1}) \leq P_T \leq \alpha (1 - \frac{R_0}{R_1}) + \frac{1}{2}\Delta P_T$

Uit (117) en (118) volgt:

$$\Delta O = \frac{dO}{dP_T(t)} \left| \begin{array}{l} \alpha (1 - \frac{R_0}{R_1}) + \frac{1}{2}\Delta P_T - P_T \\ P_T(t) = \frac{1}{2}\alpha (1 - \frac{R_0}{R_1}) - \frac{1}{4}\Delta P_T + \frac{1}{2}P_T \end{array} \right. \quad (123)$$

$$O_a = \frac{\pi\alpha^2 R_0^2}{(\alpha - P_T(t))^2} \quad ; \quad O_o = \pi R_1^2$$

Hieruit volgt:

$$\left| \frac{\Delta I}{I_0} \right| = \frac{2k\pi\alpha^2 R_0^2 \left\{ \alpha (1 - \frac{R_0}{R_1}) + \frac{1}{2}\Delta P_T - P_T \right\}}{\left\{ \frac{1}{2}\alpha (1 + \frac{R_0}{R_1}) + \frac{1}{4}\Delta P_T - \frac{1}{2}P_T \right\}^3 \cdot (1 - k\pi R_1^2)} \quad (124)$$

$$\frac{d}{dP_T} \left| \frac{\Delta I}{I_0} \right| = \frac{2\pi k\alpha^2 R_0^2 \left\{ \alpha (1 - 2\frac{R_0}{R_1}) + \frac{1}{2}\Delta P_T - P_T \right\}}{\left\{ \frac{1}{2}\alpha (1 + \frac{R_0}{R_1}) + \frac{1}{4}\Delta P_T + \frac{1}{2}P_T \right\}^4 \cdot (1 - k\pi R_1^2)^2} \quad (125)$$

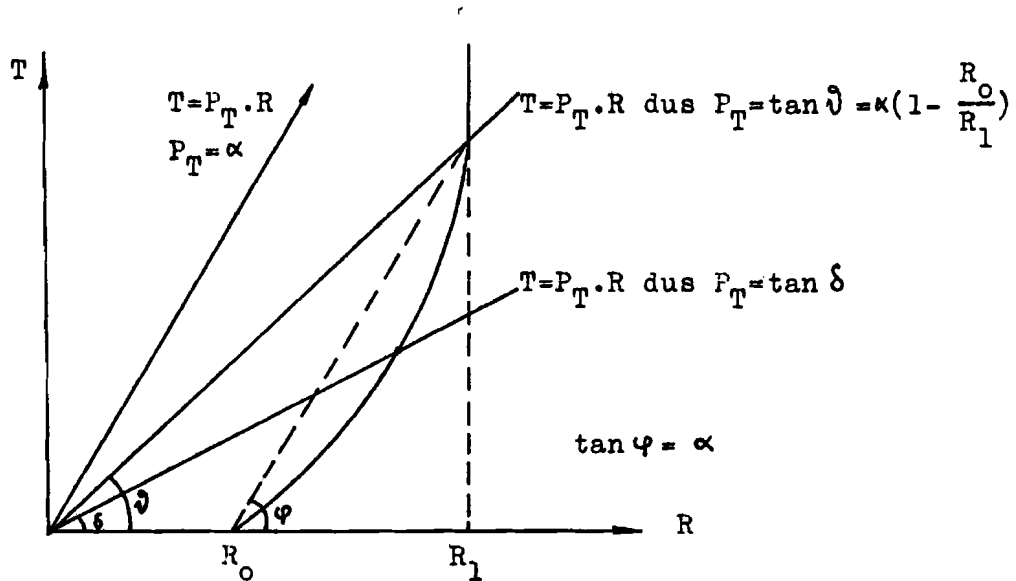
We gaan nu de volgende ongelijkheid plausibel maken:

$$\Delta P_T \leq 2\alpha \frac{R_0}{R_1} \quad (126)$$

Stel: $P_T > \alpha(1 - \frac{R_0}{R_1}) - \frac{\Delta P_T}{2}$ en $\Delta P_T > 2\alpha \frac{R_0}{R_1}$

dus P_T ligt in gebied IV.

Doordat ΔP_T groter is dan $2\alpha \cdot R_0/R_1$ zal in gebied IV_b P_T naderen tot α als bovengrens zodat ten gevolge van de pols het punt α gepasseerd wordt.



Figuur 52.

Aan figuur 52 zien we dat we dan ver in het gebied zitten waarin de vaatwand star is. Physiologisch gezien is dit niet mogelijk, dus:

$$\Delta P_T < 2\alpha \frac{R_0}{R_1}$$

Deze uitdrukking leidt met (125) tot:

$$\frac{d}{dP_T} \left| \frac{\Delta I}{I_0} \right| < 0$$

Op analoge wijze vinden we zo dat ook de tweede afgeleide naar P_T kleiner is dan 0.

$\left| \frac{\Delta I}{I_0} \right| = f(P_T)$ is in gebied IV_b een monotoon dalende en convexe functie

met als randwaarden:

$$\left| \frac{\Delta I}{I_0} \right|_{P_T = \alpha(1 - \frac{R_0}{R_1})} = \frac{k\tau\alpha^2 R_0^2 \Delta P_T}{(\alpha \frac{R_0}{R_1} + \frac{1}{2} \Delta P_T)^3 \cdot (1 - k\tau R_1^2)} \quad (127_a)$$

$$\left| \frac{\Delta I}{I_0} \right| = 0 \quad (127_b)$$

$$P_T = \alpha \left(1 - \frac{R_0}{R_1} \right) + \frac{1}{2} \Delta P_T$$

Gebied V:

$$P_T \geq \alpha \left(1 - \frac{R_0}{R_1} \right) + \frac{1}{2} \Delta P_T$$

In dit gebied is $\Delta O = 0$ en $O_0 = \pi R_1^2$ dus $\left| \frac{\Delta I}{I_0} \right| = 0$.

Zonder numerieke gegevens over de periphere vaten is het bijzonder moeilijk deze gegevens in een grafiek uit te zetten. We zien echter dat in de gebieden I, II, en III de functie toeneemt met discontinuïteiten bij de overgangen. Deze zijn echter klein omdat ze veroorzaakt worden door veranderingen in ΔO . In gebied IV_a is het gedrag van de functie onbekend maar in gebied IV_b neemt de functie af naar nul.

De aanname van een extremum (maximum) past dan ook goed in het voorgaande verhaal.

Indien de capillairen ook pulseren kan een soortgelijke afleiding gegeven worden waardoor het ontstaan van een tweede maximum aannemelijk gemaakt is.

15.3. Tabellen met meetwaarden van de grafieken, die het verband aangeven tussen de probedruk P_p en de gemiddelde top-top-waarde van de plethysmogram-amplitude $\left| \frac{\Delta I}{I_0} \right|$.

De grootheid p geeft de stand aan van de gevoeligheidschakelaar van de galvanometer.

In die gevallen, waarbij de meetwaarden niet allemaal bij dezelfde stand van deze schakelaar konden worden opgenomen, is dit bij de betreffende meetresultaten aangegeven door een aparte index.

Uiteraard is bij het berekenen van de gemiddelde waarde van de reeks meetresultaten dit in rekening gebracht.

i	r_p	schaaldeelen (s.d.)										p	$\frac{\Delta I}{I_0}$ %/mm	
mA	mm Hg											s.d.		
100	1,9	127	124	124	121	128	126	129	132	130	127	3	126,8	16,8
120	6,2	166	166	167	164	160	161	161	164	164	161	3	163,4	21,6
140	10,5	180	173	160	162	167	164	159	160	189	193	3	170,7	22,6
160	14,8	174	177	190	198	195	180	178	172	175	177	3	181,6	34,0
180	19,1	171	174	175	185	196	180	181	174	173	185	3	179,4	23,8
200	23,3	189	195	193	189	186	160	173	184	120	118	3	190,0	25,2
220	27,6	109	126	129	139	145	135	125	118	127	140	2	139,3	35,2
240	31,9	153	147	159	150	155	169	165	160	167	177	2	160,2	40,6
260	36,2	192	196	202	203	205	202	203	205	208	208	2	202,4	51,3
280	40,4	177	183	187	187	179	179	181	180	182	183	2	181,8	46,0
300	44,7	192	189	194	196	200	201	198	200	207	207	2	198,4	50,3
320	49,0	88	86	87	88	85	85	87	87	88	88	1	86,9	52,6
340	53,3	88	88	87	87	86	88	87	86	86	83	1	86,6	52,4
360	57,6	85	84	81	80	81	85	84	82	84	84	1	83,0	50,3
380	61,8	180	190	197	198	193	198	185	168	165	184	2	185,8	46,0
400	66,1	164	161	154	145	148	146	165	165	162	162	2	157,2	39,8
420	70,3	123	112	102	134	132	115	96	94	95	96	2	109,9	27,8
440	74,6	125	133	128	185	185	156	163	178	155	153	3	156,1	20,6
480	83,3	120	93	77	66	70	117	117	96	130	122	3	90,8	12,1
520	91,8	90	115	110	75	63	60	62	66	68	70	3	77,9	10,3
560	100,4	52	52	51	50	47	46	46	47	52	58	3	50,1	6,6
600	109,0	42	40	40	42	41	40	40	41	40	42	3	40,8	5,4

Tabel A.

Tabel met meetwaarden die horen bij de grafiek van proefpersoon I, uitgezet op pagina 77.

Omgevingstemperatuur 26,75 °C.

Vrouwelijke proefpersoon, 25 jaar, rookster.

i	P _p	schaaldelen (s.d.)										p	$\overline{s.d.}$	$\frac{\Delta I}{I_0}$
mA	mm Hg													%
100	1,9	52	56	57	48	52	57	59	54	61	63	3	55,9	7,4
120	6,2	85	78	84	89	86	95	80	87	84	80	3	84,8	11,2
140	10,5	125	115	124	138	135	113	130	148	130	116	3	127,4	16,9
160	14,8	152	112	108	110	105	124	142	135	105	99	3	119,2	15,8
180	19,1	96	100	108	130	132	153	163	170	163	160	3	137,5	18,2
200	23,3	100	93	78	84	80	93	84	89	98	103	2	90,2	22,8
220	27,6	109	143	132	137	149	151	140	110	98	83	3	125,2	16,6
240	31,9	74	73	74	79	88	94	79	80	75	74	3	79,0	10,5
260	36,2	71	79	79	73	69	75	91	103	86	98	3	72,4	9,6
280	40,4	86	98	112	95	105	112	92	75	84	100	3	95,9	12,7
300	44,7	84	98	116	114	115	124	138	125	130	149	3	119,3	15,7
320	49,0	155	159	162	133	121	120	138	139	158	138	3	142,3	18,9
340	53,3	145	141	145	113	125	127	140	150	157	137	3	138,0	18,3
360	57,6	154	174	187	197	179	182	189	172	185	195	3	181,4	24,0
380	61,8	122	124	123	122	116	113	102	95	92	92	2	110,1	27,9
400	66,1	121	127	121	124	119	122	132	131	132	123	2	125,2	31,7
420	70,3	130	131	126	122	126	122	125	121	121	122	2	124,6	31,5
440	74,6	124	126	123	127	129	126	126	119	124	129	2	125,3	31,7
460	79,5	135	134	136	131	132	131	134	133	131	130	2	132,8	33,6
480	83,3	123	123	127	132	131	130	130	130	130	130	2	128,6	32,5
500	87,6	133	131	126	115	112	116	117	120	122	120	2	121,2	30,7
520	91,8	110	109	115	116	112	110	107	110	107	118	2	110,6	28,0
560	100,4	105	102	102	109	113	113	105	91	88	89	2	99,7	25,2
600	109,0	102	103	102	110	118	110	112	95	119	125	3	109,6	14,5
640	117,8	73	69	62	64	77	80	80	85	85	89	3	76,4	10,4

Tabel B.

Tabel met meetwaarden die behoren bij proefpersoon II, uitgezet op pag. 78. Omgevingstemperatuur: 27,75 °C. Man, 20 jaar, niet-roker.

i	P _p	schaaldelen (s.d.)										p	s.d.	$\frac{\Delta I}{I_0}$
	mA	mm Hg												%
120	6,2	110	107	112	105	95	110	120	105	87	95	3	104,1	13,8
140	10,5	116	110	94	130	160	110	100	167	120	105	3	121,2	16,0
160	14,8	105	115	128	127	138	175	¹ 114	² 125	¹ 132	² 125	3	192,5	25,5
180	19,1	98	80	82	94	100	110	117	127	131	127	2	106,6	27,0
200	23,3	110	97	93	120	170	² 105	² 104	¹ 105	70	73	3	133,6	17,7
220	27,6	105	108	133	159	181	156	140	155	180	115	3	143,2	19,0
240	31,9	65	74	80	90	104	121	128	146	² 130	102	3	104,0	13,8
260	36,2	155	140	122	135	155	175	200	130	134	163	3	163,0	21,6
280	40,4	165	145	128	143	166	187	195	² 118	² 124	² 121	3	186,4	24,7
300	44,7	84	89	100	115	117	112	120	110	97	102	2	104,6	26,5
320	49,0	115	119	123	104	88	95	107	109	103	109	2	107,2	27,2
340	53,3	85	94	103	110	115	120	121	117	115	104	2	108,4	27,5
360	57,6	124	106	100	108	96	95	102	108	110	104	2	105,4	26,7
380	61,8	120	123	130	133	131	123	116	117	102	85	2	118,0	29,9
400	66,1	143	139	143	143	145	140	146	148	148	148	2	144,3	36,5
420	70,3	149	149	148	144	134	137	140	141	145	147	2	143,4	36,4
440	74,6	159	160	159	158	158	155	150	142	140	135	2	151,4	38,4
460	79,0	127	137	126	130	132	130	131	138	140	141	2	133,2	33,7
480	83,3	140	136	133	127	127	137	131	122	121	119	2	127,3	32,2
500	87,6	132	117	107	107	114	119	125	130	116	115	2	118,2	30,0
520	91,8	155	150	121	134	142	150	166	169	160	132	3	147,9	19,6
540	96,2	90	82	102	110	160	155	130	112	100	88	3	122,9	16,3
560	100,4	115	90	115	122	142	145	117	95	104	95	3	114,0	15,1
580	104,7	36	31	31	50	59	55	59	45	35	36	3	43,7	5,8
600	109,0	25	16	20	20	19	29	32	26	20	35	3	24,2	3,2

Tabel C met meetwaarden van proefpersoon III: man, 31 jaar, roker.

Omgevingstemperatuur: 26,5 °C.

Voor grafiek: zie pagina 79.

i	P _p	schaaldelen (s.d.)										p	s.d.	$\frac{\overline{\Delta I}}{I_0}$
	mA	mm Hg												
100	1,9	83	80	77	77	80	81	83	76	72	73	3	78,2	10,4
140	10,5	101	99	99	90	86	88	95	103	100	102	2	96,3	24,4
160	14,8	114	114	114	112	115	114	114	115	116	114	2	114,2	28,9
180	19,1	115	120	120	132	140	144	144	141	141	141	2	133,8	33,9
200	23,3	127	131	130	130	134	139	140	141	142	141	2	135,5	34,3
220	27,6	123	124	116	110	108	118	125	130	133	134	2	122,1	30,9
240	31,9	104	97	90	93	82	93	102	109	107	100	2	97,7	24,7
260	36,2	90	85	73	79	75	78	73	80	87	80	2	80,0	20,3
280	40,4	80	85	93	99	103	85	70	72	75	69	2	83,1	21,0
300	44,7	81	80	83	85	82	70	65	79	82	85	2	79,2	20,0
320	49,0	85	85	84	87	90	91	90	89	90	88	2	87,9	22,3
340	53,3	116	118	117	112	109	108	112	114	115	120	2	114,1	28,9
360	57,6	121	113	109	119	121	117	110	108	120	116	2	115,4	29,3
380	61,8	120	120	121	121	119	116	117	118	117	116	2	118,5	29,9
400	66,1	112	110	110	108	105	110	111	109	115	124	2	112,4	28,5
420	70,3	65	55	51	48	51	60	62	58	54	53	2	55,7	14,1
460	79,5	44	45	47	47	58	72	74	80	83	95	3	64,5	8,6
500	87,6	34	31	35	43	40	32	30	30	30	30	3	33,5	4,4
540	96,2	10	9	13	12	10	9	16	18	19	15	3	13,1	1,7

Tabel D met meetwaarden van proefpersoon III: man, 31 jaar, roker.

Omgevingstemperatuur: 30,5 °C.

Voor de grafiek: zie pagina 80.

i	P	schaaldelen (s.d.)										p	s.d.	$\frac{ \Delta I }{I_0}$	‰
	mm Hg														
120	6,2	110	105	107	111	106	90	89	94	103	111	2	102,6	26,0	
140	10,5	138	135	115	108	105	120	120	117	102	117	2	117,0	29,6	
160	14,8	134	120	103	96	89	102	97	82	82	90	2	99,5	26,2	
180	19,1	148	143	132	131	110	85	91	88	93	97	3	111,8	14,8	
200	23,3	140	122	98	82	105	110	118	110	107	107	3	109,9	14,7	
220	27,6	120	116	117	125	105	98	107	124	120	109	3	114,5	15,2	
240	31,9	104	110	101	100	110	121	113	110	125	114	3	110,8	14,7	
260	36,2	117	105	114	106	95	105	115	110	109	126	3	110,2	14,6	
280	40,4	98	103	115	130	140	146	135	110	115	133	3	122,5	16,2	
300	44,7	122	122	120	105	115	105	135	145	146	147	3	126,2	16,4	
320	49,0	130	138	140	123	129	134	130	124	126	120	3	129,3	17,2	
340	53,3	137	136	125	120	112	110	118	126	133	140	3	125,7	16,7	
360	57,6	142	147	144	130	122	124	140	150	130	122	3	135,1	17,9	
380	61,8	160	169	174	172	155	149	160	161	172	156	3	162,8	21,6	
400	66,1	175	165	152	138	142	148	138	165	148	157	3	152,8	20,4	
420	70,3	144	145	145	141	137	148	157	159	155	151	3	148,2	19,7	
440	74,6	161	162	163	163	166	165	164	163	164	161	3	163,2	21,6	
460	79,5	160	150	153	153	152	151	151	151	151	152	3	152,4	20,2	
480	83,3	151	151	151	150	148	150	152	147	145	148	3	149,3	19,8	
500	87,6	147	145	145	142	133	135	134	136	139	139	3	139,5	18,5	
520	91,8	126	134	130	129	135	140	142	141	140	139	3	135,6	17,9	
540	96,2	116	117	114	116	117	115	106	102	99	95	3	109,7	14,5	
560	100,4	112	115	115	108	97	97	99	100	100	102	3	104,5	13,8	
580	104,7	102	101	98	100	99	95	93	96	98	95	3	97,7	12,9	
600	109,0	89	88	90	91	92	87	85	88	92	95	3	89,7	11,8	
620	113,4	82	82	82	81	84	83	84	84	85	84	3	83,1	11,0	
640	117,8	75	79	76	72	69	69	75	80	81	85	3	76,1	10,1	

Tabel E met meetwaarden van proefpersoon IV: man, 24 jaar, niet-roker.

Omgevingstemperatuur: 27,5 °C.

Voor de grafiek: zie pagina 81.

i	P _p mA	schaaldelen (s.d.)										p	s.d.	$\frac{\Delta I}{I_0}$
														%
100	1,9	116	115	117	120	116	115	120	121	124	126	3	119,0	15,8
120	6,2	145	151	153	154	160	165	169	169	165	163	3	159,4	21,1
140	10,5	110	109	109	111	105	98	102	108	114	116	2	108,2	26,4
160	14,8	107	110	114	119	113	105	103	100	103	105	2	107,9	26,3
180	19,1	118	119	117	117	102	102	104	110	113	95	2	109,7	26,8
200	23,3	132	125	125	122	126	110	92	100	110	124	2	116,6	29,5
220	27,6	114	122	127	114	108	106	106	101	101	100	2	109,9	27,8
240	31,9	100	100	101	101	102	95	96	107	108	109	2	101,9	25,8
260	36,2	105	108	107	88	89	95	102	106	108	109	2	100,7	25,5
280	40,4	98	100	90	103	106	85	68	78	75	75	2	87,8	22,2
300	44,7	140	120	125	148	168	173	182	192	180	173	3	160,1	21,2
320	49,0	140	98	115	127	138	165	173	134	122	144	3	144,6	19,2
340	53,3	152	168	168	181	185	192	172	122	122	143	3	160,5	21,3
360	57,6	140	157	175	182	186	162	161	180	194	180	3	171,7	22,8
380	61,8	109	110	112	107	106	106	109	112	111	111	2	109,3	27,8
400	66,1	105	102	94	88	86	85	84	84	85	87	2	90,0	22,8
420	70,3	124	114	120	135	137	152	155	143	147	158	3	138,5	18,3
440	74,6	90	104	122	126	116	111	108	116	129	128	3	115,0	15,2
460	79,5	122	116	108	125	70	114	85	118	119	105	3	108,2	14,3
480	83,3	91	92	85	69	60	64	62	62	82	102	3	76,9	10,2
500	87,6	39	39	56	57	52	46	42	38	35	43	3	44,7	5,9
520	91,8	60	50	37	28	25	31	26	21	22	35	3	33,5	4,4

Tabel F met meetwaarden van proefpersoon V: man, 25 jaar, roker.
 Omgevingstemperatuur: 26 °C.
 Voor de grafiek: zie pagina 82.

i	P	schaaldelen (s.d.)										p	s.d.	$\frac{\overline{\Delta I}}{I_0}$
	mA	mm Hg												%
100	1,9	174	179	183	182	180	176	179	172	173	176	3	177,4	23,5
120	6,2	105	106	109	112	112	115	114	113	110	107	2	110,3	25,6
140	10,5	122	122	120	124	124	120	119	111	115	113	2	119,0	30,2
160	14,8	127	128	130	133	128	125	125	126	128	127	2	127,7	32,4
180	19,1	157	157	150	157	159	159	159	159	161	160	2	157,8	40,0
200	23,3	147	150	135	134	137	142	145	148	147	148	2	143,3	36,3
220	27,6	148	151	153	151	148	149	143	139	139	139	2	145,6	36,8
240	31,9	143	142	139	144	148	150	151	151	130	127	2	142,5	36,1
260	36,2	134	138	140	141	141	141	141	141	140	141	2	139,8	35,4
280	40,4	138	134	139	141	143	137	135	131	135	139	2	137,2	34,8
300	44,7	135	139	123	127	132	135	137	132	129	136	2	132,5	33,6
320	49,0	133	134	136	136	135	136	138	140	141	140	2	136,9	34,6
340	53,3	142	130	123	125	129	133	132	132	133	133	2	131,2	33,2
360	57,6	116	117	117	118	121	122	122	121	122	122	2	119,8	30,3
380	61,8	114	114	126	124	123	120	115	114	113	114	2	117,7	29,8
400	66,1	106	108	115	114	110	109	106	106	113	113	2	110,0	27,8
420	70,3	107	102	98	98	98	99	100	102	100	100	2	100,4	25,4
440	74,6	88	89	87	87	90	99	100	93	89	92	2	91,4	23,2
460	79,5	92	82	78	77	90	93	88	84	80	82	2	84,6	21,4
480	83,3	65	63	60	58	57	62	64	65	66	72	2	63,2	16,0
500	87,6	115	110	104	118	131	120	104	97	115	100	3	111,4	14,7
520	91,8	88	115	120	95	80	79	78	77	75	70	3	87,7	11,6
540	96,2	71	88	97	85	73	70	62	57	65	69	3	73,7	9,8
560	100,4	53	50	43	40	38	36	55	68	57	45	3	48,5	6,4
580	104,7	35	32	29	27	27	42	75	67	53	48	3	43,5	5,8
600	109,0	45	43	37	33	34	36	37	34	32	30	3	36,1	4,8
620	113,4	24	23	24	23	22	23	25	26	34	32	3	25,6	3,4

Tabel G met meetwaarden van proefpersoon V: man, 25 jaar, roker.

Omgevingstemperatuur: 29 °C.

Voor de grafiek: zie pagina 83.

i	P _p mA	schaaldelen (s.d.)										p	s.d.	$\frac{ \Delta I }{I_0}$ ‰
		mm Hg												
100	1,9	105	105	104	104	106	107	109	106	109	111	3	106,6	14,1
120	6,2	137	140	143	141	140	135	133	131	129	128	3	135,7	17,9
140	10,5	162	170	175	176	173	172	172	172	172	179	3	172,3	22,8
160	14,8	109	108	107	109	103	103	109	112	111	105	2	107,6	27,2
180	19,1	114	114	112	102	107	111	114	111	109	105	2	109,9	27,8
200	23,3	126	126	122	122	121	120	121	122	121	120	2	122,1	30,9
220	27,6	119	124	129	125	124	123	118	115	116	115	2	120,8	30,6
240	31,9	133	132	125	122	115	127	129	128	129	127	2	127,7	32,3
260	36,2	123	120	120	125	127	128	126	133	137	136	2	127,5	32,3
280	40,4	137	137	137	136	130	117	123	129	131	131	2	130,8	33,1
300	44,7	136	137	137	135	131	134	135	136	136	132	2	134,9	34,2
320	49,0	130	127	126	130	129	128	126	125	126	130	2	127,7	32,2
340	53,3	141	141	141	141	141	140	140	139	139	150	2	141,4	35,8
360	57,6	148	148	149	148	150	151	149	145	144	147	2	147,9	37,4
380	61,8	136	136	134	135	137	142	139	133	128	127	2	134,7	34,1
400	66,1	115	116	112	108	107	104	102	102	103	105	2	107,4	27,2
420	70,3	108	102	95	91	89	88	86	90	93	93	2	93,5	23,6
440	74,6	157	162	165	184	184	180	171	160	170	176	3	170,9	22,6
460	79,5	164	170	185	188	185	174	170	163	152	157	3	161,8	21,6
480	83,3	125	130	130	127	130	143	152	170	174	170	3	145,1	19,2
500	87,6	114	115	97	101	107	107	108	112	115	122	3	109,8	14,6
520	91,8	97	95	94	100	103	102	100	104	110	115	3	102,0	13,5
540	96,2	56	64	80	80	73	69	73	75	80	85	3	73,4	9,7
560	100,4	50	51	52	53	57	58	57	58	54	49	3	53,9	7,1
580	104,7	28	34	40	46	44	48	48	45	37	31	3	40,1	5,3
600	109,0	18	17	17	16	17	19	18	17	17	17	3	17,3	2,3

Tabel H met meetwaarden van proefpersoon VI: man, 29 jaar, niet-roker.

Omgevingstemperatuur: 29°C.

Voor de grafiek: zie pagina 84.

i	P	schaaldelen (s.d.)										p	s.d.	$\frac{ \Delta I }{I_0}$	%
	P														
mA	mm Hg														
100	1,9	78	80	80	76	69	69	64	69	70	75	3	73,0	9,7	
120	6,2	119	100	109	119	116	110	119	110	119	119	3	114,0	15,1	
140	10,5	110	99	110	120	124	122	112	107	112	105	3	112,1	14,9	
160	14,8	127	120	100	80	68	67	70	60	60	80	3	83,2	11,0	
180	19,1	138	125	125	140	149	145	110	102	94	97	3	122,3	16,2	
200	23,3	115	129	130	120	100	104	119	133	130	110	3	119,0	15,8	
220	27,6	79	73	70	79	88	87	100	120	120	95	3	91,1	12,1	
240	31,9	73	62	50	68	85	100	115	114	100	103	3	85,0	11,3	
260	36,2	75	78	90	100	108	120	127	120	104	113	3	98,5	13,0	
280	40,4	96	72	71	86	83	80	80	100	103	105	3	87,6	11,6	
300	44,7	89	83	89	100	114	107	95	105	112	114	3	97,8	12,9	
320	49,0	100	100	92	87	86	90	110	110	100	110	3	95,5	12,7	
340	53,3	110	115	122	105	83	80	95	115	120	118	3	106,3	14,1	
360	57,6	134	132	134	140	154	170	160	150	135	138	3	144,7	19,2	
380	61,8	109	105	100	99	100	96	97	97	101	105	2	100,9	25,6	
400	66,1	170	171	174	170	176	187	191	190	191	191	3	181,1	24,0	
420	70,3	102	100	99	98	98	99	100	102	105	105	2	100,8	25,6	
440	74,6	108	108	108	105	103	104	106	107	104	103	2	105,6	26,7	
460	79,0	182	180	180	181	182	181	184	185	186	179	3	182,0	24,1	
480	83,3	168	175	181	181	179	176	176	178	175	171	3	176,0	23,3	
500	87,6	162	160	154	145	144	147	153	160	161	154	3	154,0	20,4	
520	91,8	144	145	152	150	143	142	145	141	141	146	3	144,9	19,2	
540	96,2	129	128	124	120	127	136	135	131	132	132	3	129,4	17,2	
560	100,4	122	120	115	108	100	85	81	86	91	98	3	100,6	13,4	
580	104,7	81	76	76	65	52	54	54	59	60	58	3	53,5	7,1	
600	109,0	46	43	35	31	32	39	47	48	49	50	3	42,0	5,6	
620	113,4	21	27	30	31	33	39	43	40	39	35	3	33,8	4,5	

Tabel J met meetwaarden van proefpersoon V11: man, 26 jaar, niet-roker.

Omgevingstemperatuur: 25 °C.

Voor de grafiek: zie pagina 85.

16. Lijst van in het verslag voorkomende geneeskundige woorden.

Arterie	: slagader.
Arteriool	: slagadertje.
Capillair	: haarvat.
Diastole bloeddruk	: minimale waarde van de bloeddruk.
Dicrotie	: dubbelslag van de pols.
Erythrocyten	: rode bloedlichaampjes.
Expiratie	: uitademing.
Flow	: hoeveelheid bloed die per tijdseenheid door een aderdoorsnede stroomt.
Hemoglobine	: kleurstof van de rode bloedlichaampjes.
Inspiratie	: inademing.
Plethysmografie	: meetmethode, waarmee de volume-veranderingen van een lichaamsdeel, die het gevolg zijn van veranderingen in de hoeveelheid bloed, die het bevat, bepaald kunnen worden.
Occlusie	: afsluiting.
Oculografie	: meetmethode voor het bepalen van de oogstand.
Pneumografie	: meetmethode voor het bepalen van de longinhoud-variatiën.
Pleura-holte	: ruimte tussen de borstkas-wand en de longen.
Pols	: hartslag.
Q.R.S-complex	: de werking van de ventrikels van het hart, zoals die zichtbaar is in de schommelingen van het elektrocardiogram, aangeduid met de letters Q, R en S.
Rheocardiografie	: meetmethode voor het bepalen van de hartinhoud-variatiën.
Respiratie	: ademhaling.
Sphygmomanometer	: toestel om de bloeddruk te meten.
Sympathicus	: het gedeelte van het zenuwstelsel, dat in de eerste plaats dient voor de ingewanden, de klieren en de bloedvaten.
Systole bloeddruk	: maximale waarde van de bloeddruk.
Thorax	: borstkas.
Tonus	: spanningstoestand van weefsels, in het bijzonder van spieren.

Vasoconstrictie : vaatvernauwing.
Vasodilatie : vaatverwijding.
Vagus : zwervende zenuw; benaming van de tiende
hersenzenuw omdat deze vele organen voorziet.
Vasomotorisch : op de beweging (vernauwing en verwijding)
van de bloedvaten betrekking hebbend.

17. Litteratuur.

1. K. Matthes Kreislaufuntersuchungen am Menschen mit fortlaufend registrierenden Methoden.
Stuttgart 1951.
2. L.A. Ellenkamp Model van en metingen aan het menselijk been.
Afstudeerverslag T.H.E. afd. Elektrotechniek.
3. G.F. Vermeij Enkele plethysmografische metingen aan het menselijk been.
Stageverslag T.H.E. afd. Elektrotechniek.
4. H.S. Ehlings Foto-elektrische plethysmografie met behulp van diffuus gereflecteerd licht.
Dissertatie Rijksuniversiteit Groningen 1959.
5. F.M.J. Krop Impedantie-plethysmografie.
Stageverslag T.H.E. afd. Elektrotechniek.
6. A.B. Hertzman, "Relations between cutaneous blood flow and
W.C. Randall, bloodcontent in the fingerpad, fore-arm and
K.E. Jochim. forehead"
American Journal of Physiology, V. 150, 1947.
7. A.B. Hertzman, "The estimation of the cutaneous blood flow
W.C. Randall, with the photo-electric plethysmograph".
K.E. Jochim. American Journal of Physiology, V. 145, 1945-1946.
8. W.G. Zijlstra, Medical reflection photometry.
G.A. Mook
9. H.W. Horeman Comparison of the methods for measuring peripheral blood flow.
Dissertatie Rijksuniversiteit Utrecht 1958.
10. J. v.d. Berg A very sensitive two-channel photoplethysmograph, the Vasotest, for peripheral vascular surgery.
11. A.C. Burton "On the physical equilibrium of small blood vessels".
American Journal of Physiology, V.164, 1951.

12. R.L. Longini,
R. Zdrojkowski. "A note on the theory of backscattering of light by living tissue".
I.E.E. Transactions on Bio-medical Engineering. V. B.M.E. 15, no. 1, Jan. 1968.
13. C.G.J. Buursen Invloed van de contactdruk op de amplitude van het afgegeven signaal bij een photoplethysmograaf.
Stageverslag T.H.E. afd. Elektrotechniek.
14. A.B. Hertzman "The bloodsupply of various skinareas estimated by the photo-electric plethysmograph".
American Journal of Physiology, V.124, 1938.
15. J. Nieveen,
L.B. v.d. Slikke,
W.J. Reichert. "Photo-electric plethysmography using reflecting light".
Cardiologia. V.29, 1956.
16. A. Dittmar,
R. Hild,
E. Nusser. "Ein photo-elektrischer Reflexplethysmograph für klinische Routine-untersuchungen".
Zeitschrift für Kreislaufforschung. Band 50. 1961.
17. J. Nieveen,
L.B. v.d. Slikke,
H.S. Ehlings. "Photo-elektrische Plethysmography mit reflektiertem Licht, Technik und klinische Anwendung.
Oxymetrie, Theorie und klinische Anwendung. Stuttgart. 1960. pag. 71- 81.
18. D. Metz. "Zur diagnostischen Anwendung der photo-elektrischen Plethysmographie mit reflektiertem Licht".
Klinische Wochenschrift. 33. Jahrgang 1955.
19. S. Wright. Applied Physiology.
Oxford University Press, Amen House, London.
20. L. de Pater. An electrical analogue of the human circulatory system.
Dissertatie Rijksuniversiteit Groningen. 1966.