

MASTER

Modelonderzoek naar het gedrag van een arterie onder een manchet tijdens indirecte bloeddrukmeting

Smolders, F.D.J.

Award date:
1972

[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

Take down policy

If you believe that this document breaches copyright please contact us providing details, and we will remove access to the work immediately and investigate your claim.

AFDELING ELEKTROTECHNIEK
TECHNISCHE HOGESCHOOL
EINDHOVEN

MODELONDERZOEK NAAR HET GEDRAG VAN
EEN ARTERIE ONDER EEN MANCHET TIJ-
DENS INDIRECTE BLOEDDRUKMETING

Fr.D.J. Smolders

Rapport van een afstudeeronderzoek
dat werd verricht in het
Laboratorium voor Medische Fysica
van de Universiteit Nijmegen
in de periode febr.1971-febr.1972
in opdracht van prof.dr. A.J.H. Vendrik
en onder leiding van ir. G.J.H. Uyen.
Afstudeerhoogleraar: prof.dr. C.E. Mulders

Modelonderzoek naar het gedrag van een arterie onder
een manchet tijdens indirecte bloeddrukmeting

samenvatting

Het stationnaire en dynamische gedrag van een samenklapbaar vat (collapsible tube) in een hydrodynamisch model is onderzocht, beschreven en gesimuleerd met behulp van een analoge computer. De simulaties stemmen overeen met experimentele gegevens.

Een belangrijke parameter van het vat is de helling van de volume-druk-karakteristiek bij een transmurale druk gelijk aan nul.

Aandacht is besteed aan oscillatie-verschijnselen die Korotkofftonen zouden kunnen veroorzaken. Een verklaring is gegeven voor de methode van De Dobbeleer voor het automatisch bepalen van de diastolische druk.

summary

The stationary and dynamic properties of a collapsible tube in a hydro-dynamic model have been studied, described and simulated on an analog computer. The simulations confirm the experimental data.

An important parameter of the tube is the slope of the volume-pressure curve at zero transmural pressure.

Attention is paid to oscillations which possibly cause Korotkoff-sounds. An explanation is given for the method of De Dobbeleer for automatic measurement of diastolic pressure.

voorwoord

Dit afstudeeronderzoek werd verricht in het Laboratorium voor Medische Fysica van de Katholieke Universiteit te Nijmegen. Aan prof.dr. A.J.H. Vendrik van het Laboratorium voor Medische Fysica van de KU en aan prof.dr. C.E. Mulders van de groep Meten en Regelen van de afdeling Elektrotechniek van de TH te Eindhoven, ben ik dank verschuldigd voor deze mogelijkheid om mijn ingenieursstudie te voltooien.

Verder breng ik mijn dank uit aan de medewerkers van het Laboratorium voor Medische Fysica voor de prettige samenwerking, in het bijzonder ir. G.J.H. Uyen, die mij bij dit onderzoek heeft begeleid.

Tenslotte dank ik mijn ouders en mijn vrouw voor de belangstelling en de steun die ik van hen mocht ondervinden.

Fr. Smolders

maart 1972

inhoudsopgave

samenvatting	1
voorwoord	2
inhoudsopgave	3
lijst van gebruikte symbolen	5
1. inleiding	6
1.1 korte beschrijving van indirecte bloed- drukmeting	6
1.2 probleemstelling	8
1.3 literatuurgegevens over indirecte bloed- drukmeting en "collapsible tubes"	9
2. hydrodynamisch model	11
2.1 beschrijving van het hydrodynamisch model	11
2.2 volume-druk-karakteristiek	12
2.3 P_1 - P_2 -relaties	13
2.4 drukversterking en oscillaties	14
3. mathematische beschrijving van het hydrodynamisch model in stationnaire toestand	16
3.1 inleiding	16
3.2 mathematische beschrijving eerste benadering	17
3.3 mathematische beschrijving tweede benadering	19
3.4 vergelijking van de mathematische beschrij- ving van het stationnaire gedrag van het hydrodynamisch model met experimentele ge- gevens	20
4. mathematische beschrijving van het dynamische gedrag van het hydrodynamisch model	23
4.1 elektrisch analogon	23
4.2 dynamisch gedrag van een LCR-kring met stroomafhankelijke capaciteit en weerstand	26

4.3	dynamische beschrijving van het hydro- dynamisch model	28
5.	modelbeschrijving van indirecte bloeddrukmeting	32
5.1	inleiding	32
5.2	oscillatie-verschijnselen tijdens simula- ties	34
5.3	bloeddrukmeting volgens de methode van De Dobbeleer	39
6.	resultaten en interpretatie	44
7.	konklusies	48
8.	literatuuropgave	50
	APPENDIX	51
A.1	verantwoording van benadering (5c)	
A.2	registraties van bloedige metingen	
A.3	de invloed van de parameters R_2 , k , l , A_0 op het verloop van de stationnaire P_1 - P_2 -relaties	
A.4	analoog rekenschema	
A.5	benadering van de drukgolf in de arteria brachialis	
A.6	kondities, waaronder de registraties in dit rapport zijn gemaakt	
A.7	gegevens over de gebruikte meetapparatuur en filternetwerken	

lijst van de gebruikte symbolen

symbool	omschrijving	eenheid
P_e	manchetdruk of overeenkomstige druk bij simulatie	mmHg
P_o	ingangsdruk van het rekenmachine model	mmHg
P_1	druk aan de ingang van het vat	mmHg
P_2	druk aan de uitgang van het vat	mmHg
P_t	transmurale druk	mmHg
P_d	diastolische bloeddruk	mmHg
P_s	systolische bloeddruk	mmHg
P_{1N}	drukpulsatie in de meest proximale manchet bij de drie-manchetten methode	mmHg
P_{2N}	drukpulsatie in de middelste manchet	mmHg
P_{3N}	drukpulsatie in de meest distale manchet	mmHg
Δp	verschil van p_1 en p_2	mmHg
I	volumestroom	cm ³ /sec
V	volume van het vat	cm ³
V_o	rustvolume van het vat	cm ³
A	oppervlakte van de dwarsdoorsnede	cm ²
A_o	rust-oppervlakte	cm ²
l	lengte van het vat	cm
a	relatieve oppervlakte A/A_o	
$R_{1,2,3}$	kraanweerstand	mmHg.sec/cm ³
C	capaciteit	cm ³ /mmHg
L	zelfinductie	mmHg.sec ² /cm ³
k	parameter in de benaderde $V-P_t$ -karakteristieken	mmHg ⁻¹
KT	Korotkofftonen	
t	tijd	sec
ρ	dichtheid	mmHg.sec ² /cm ²
μ	viscositeit	mmHg.sec

1. inleiding

De probleemstelling van dit onderzoek is geformuleerd in aansluiting op een korte beschrijving van een aantal indirecte methoden voor het bepalen van bloeddruk.

Vervolgens zijn in deze inleiding literatuurgegevens vermeld van enkele recente onderzoeken op het gebied van indirecte bloeddrukmeting en van enkele onderzoeken naar de eigenschappen van "collapsible tubes".

1.1 korte beschrijving van indirecte bloeddrukmeting

Het hart pompt het bloed slagsgewijze door het vaatsysteem. Bij elke slag wordt een bepaald volume bloed in de arteriën geperst; hierdoor varieert de bloeddruk in de arteriën tussen een maximum en een minimum waarde (fig.1). De maximum waarde wordt systolische druk genoemd (120 à 140 mmHg); de minimum waarde noemt men de diastolische druk (70 à 80 mmHg).

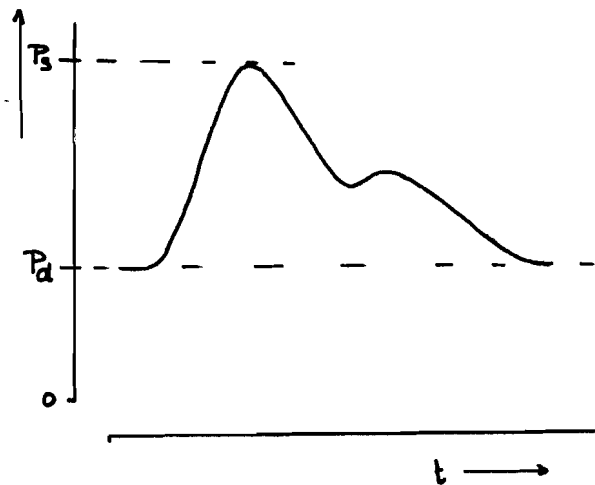


fig.1 drukverloop in de armsgader

De bloeddruk kan bloedig, met behulp van een drukopnemer in het vat, worden gemeten. In vele gevallen bepaalt men op onbloedige wijze de systolische en de diastolische druk in de armsgader (arteria brachialis) met behulp van een indirecte methode.

Bij indirecte meting maakt men gebruik van occlusie technieken: Om de bovenarm wordt een manchets gelegd, die snel wordt opge-

pompt tot boven de systolische druk. Vervolgens laat men de manchetdruk langzaam dalen (ca 3 mmHg/sec) tot onder de diastolische druk. Als de druk in de manchet hoger is dan de druk in de arterie onder de manchet, zal deze arterie dichtgeknepen zijn; het vat is open als de druk in de manchet lager is dan die in het vat. Hierbij is aangenomen dat geen drukverliezen in het weefsel optreden. In feite is er zeker een drukverval van manchet naar arterie waardoor een systematische fout kan ontstaan; indien nodig moet hiervoor worden gecorrigeerd.

Als de manchetdruk een waarde heeft tussen de systolische en de diastolische druk, zal het vat beurtelings open en dicht klappen. De systolische en diastolische druk komen bij benadering overeen met die manchetdrukken, waarbij de arterie begint resp. ophoudt te klapperen.

Voor het meten van bloeddruk bestaan een aantal indirecte methoden:

- palpatorische methode: Bij afnemende manchetdruk wordt de pols gevoeld; als de polsslag terugkeert komt de manchetdruk overeen met de systolische druk.
- oscillometrische methode: Bij afnemende druk in een manchet, worden de manchetdrukken bepaald waarbij drukpulsaties in de manchet ontstaan en waarbij die drukpulsaties maximaal worden. Deze manchetdrukken worden resp. als systolische en diastolische bloeddruk opgegeven.
- auskultatorische methode: Bij manchetdrukken tussen de systolische en diastolische druk blijken tonen (Korotkofftonen) op te treden die met behulp van een stethoscoop aan de elleboog kunnen worden waargenomen.

De auskultatorische methode werd in 1905 door de Russische arts N.S. Korotkoff geponeerd en is nu de meest gebruikte indirecte methode. In bepaalde gevallen (o.a. bij pasgeborenen en patiënten in shock-toestand) blijkt deze methode onbruikbaar door afwezigheid van Korotkofftonen.

De Korotkofftonen veranderen bij afnemende manchetdruk (fig.2). Aanvankelijk bij de systolische druk, zijn het harde, scherpe tikken; ze gaan via gesis en zachtere tikken over in een dof blazend geluid bij de diastolische druk.

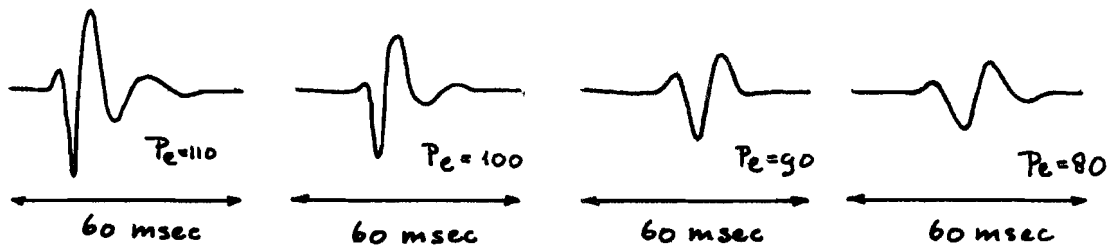


fig.2 registraties van Korotkofftonen (zie blz.57)

- methode van De Dobbeleer (ref. 13): Bij deze methode wordt gebruik gemaakt van twee deels over elkaar liggende manchetten. De manchetten hebben een gelijke gemiddelde druk P_e ; voor wisseldrukken zijn ze echter ontkoppeld. Ten gevolge van de bloeddruk ontstaan drukpulsaties in de manchetten. Het drukverschil Δp van de pulsaties in de twee manchetten is alleen gelijk aan nul als P_e beneden de diastolische druk is gedaald. De Dobbeleer schrijft dit toe aan een faseverschuiving in het gedeeltelijk samengeklapte vat onder beide manchetten. De systolische druk kan bepaald worden met een derde manchet, distaal van de andere twee, met een lagere druk. Als P_e beneden de systolische druk daalt, ontstaan drukpulsaties p_3 in deze manchet (oscillometrisch criterium).

1.2 probleemstelling

De methode van De Dobbeleer kan nog onvoldoende worden verklaard. Ook voor het ontstaan van Korotkofftonen bestaat geen algemeen geaccepteerde verklaring, omdat te weinig bekend is over het gedrag van een arterie onder een manchet.

Dit gedrag kan bestudeerd worden met behulp van een hydrodynamisch model waarin zich een "collapsible tube" bevindt. Om inzicht te verwerven in de eigenschappen van een arterie is gepoogd een eenvoudige, doch acceptabele beschrijving te geven van het hydrodynamisch model.

Door resultaten van bloeddrukmeting te vergelijken met simulaties aan het hydrodynamisch model en met komputer-simulaties, moet een relatie worden gelegd tussen het model en de arterie onder

de manchet. Tenslotte is getracht een verklaring te geven voor het ontstaan van Korotkofftonen en de werking van de methode van De Dobbeleer.

1.3 literatuurgegevens over indirecte bloeddrukmeting en "collapsible tubes"

Sinds 1905 is er veel onderzoek verricht naar de oorzaak van Korotkofftonen. Korotkoff (1905) gaf als oorzaak het plotseling open en dichtgaan van het vat. Nadien zijn door verschillende onderzoekers verklaringen en oorzaken gegeven; hierin zijn een tweetal kategoriën te onderscheiden:

- oorzaken van stochastische aard

 - (b.v. turbulentie)

- oorzaken van deterministische aard

 - (b.v. het plotseling open en dicht gaan van het vat)

Mc-Cutcheon en Rushmer (1967) (ref.6) hebben uitgebreid en diepgaand studie gemaakt van het gedrag van arteriële onder een manchet, met name van de geometrie van een arterie. Zij kwamen tot de konklusie dat er twee oorzaken zijn voor het ontstaan van Korotkofftonen: plotselinge vaatverwijding en turbulentie. Het eerste verschijnsel veroorzaakt tikken; het tweede geeft aanleiding tot ruisachtige geluiden. Zij vonden een duidelijke relatie tussen het tikken en het meten van de systolische en diastolische druk.

Freis en Sappington (1968) (ref.7) vergeleken de auskultatorische bloeddrukmeting met bloedige metingen. Uit hun resultaten blijkt o.a. dat Korotkofftonen samenvallen met drukpieken op de opgaande flank van de bloedig gemeten arteriële drukgolf.

Tavel e.a. (1969) (ref.8) deden soortgelijke metingen: zij schreven Korotkofftonen toe aan oscillaties van de vaatwand en het omringende weefsel. Zij vergeleken Korotkofftonen en h.f.-variatiën in de arteriële druk (20-300 Hz).

Brookman e.a. (1970) (ref.12) toonden aan dat bij afname van van de elasticiteitsmodulus van de vaatwand de frequentie van de Korotkofftonen toeneemt. Zij veronderstelden dan ook, dat de

elastische eigenschappen van de vaatwand geen actieve rol spelen bij het ontstaan van Korotkofftonen.

Katz e.a. (1969) (ref.9) en Conrad (1969) (ref.11) bouwden voort op het werk van Holt (1941) (ref.5) en Rodbard (1953) (ref.10). Zij gingen uit van een hydrodynamisch model met een "collapsible tube" (latex slangetje).

Katz e.a. geven een stationnaire en dynamische beschrijving van het hydrodynamisch model.

Conrad beschreef een "collapsible tube" met een flow-afhankelijke weerstand, die negatief kan worden. De oscillaties die in het hydrodynamisch model kunnen optreden, vergeleek hij met de oplossingen van de niet-lineaire differentiaal vergelijking van Van der Pol.

Brower (1970) (ref.15) beschouwde een "collapsible tube" als een driepoort; hierdoor was hij in staat de stationnaire toestand van de "tube" onafhankelijk van de systeemcondities te beschrijven.

2. hydrodynamisch model

Na een beschrijving van het hydrodynamisch model (2.1) zijn enkele metingen aan dit model toegelicht. De volume-druk-karakteristiek (2.2) bevat belangrijke informatie over de eigenschappen van een vat. De druk-volumestroom-relaties (of P_1 - P_2 -relaties) (2.3) zijn belangrijke karakteristieken van het model. Enkele dynamische eigenschappen (drukversterking en oscillatie) zijn beschreven in 2.4.

2.1 beschrijving van het hydrodynamisch model

Het hydrodynamisch model (fig.3) bestaat uit een luchtdicht af te sluiten perspex bak C waardoor een vat S loopt. In deze bak die gevuld is met water, kan een druk P_e worden aangelegd.

Het vat S is een latex slangetje of een uitgesneden honde-arterie (arteria carotis). Het vat heeft een lengte van ca. 75 mm en een diameter van 2 à 3 mm.

Dit systeem representeert de drukmanchet met de daaronder liggende arterie.

Vanuit een reservoir A stroomt water door het systeem naar B. In het systeem bevinden zich twee kranen K_1 en K_2 met weerstanden R_1 en R_2 . Uit metingen is gebleken dat R_1 en R_2 lineair kun-

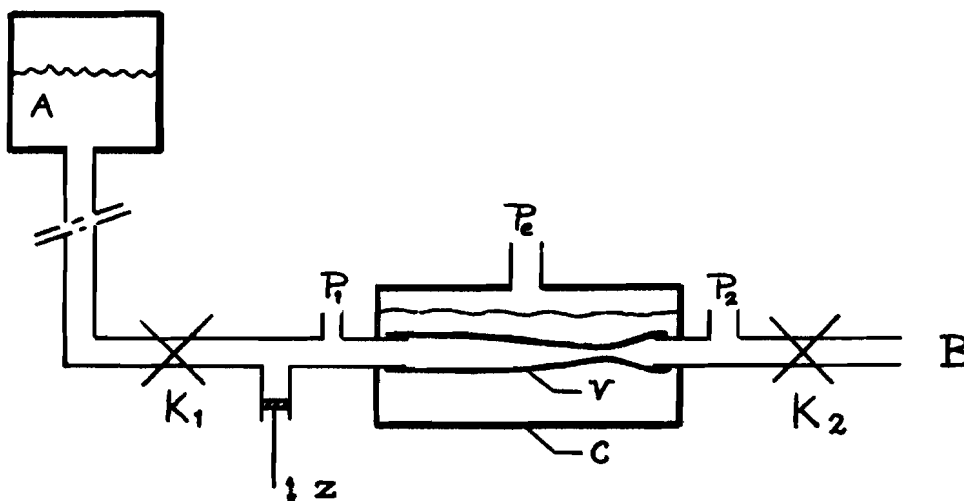


fig.3 schets van het hydrodynamisch model

nen worden beschouwd voor volumestromen tot ca. $3 \text{ cm}^3/\text{sec}$.

Er kunnen drie drukken P_1 , P_2 en P_e worden geregistreerd met behulp van inductieve drukopnemers (appendix A.7). De zuiger Z kan met een elektromotor sinusvormig worden verplaatst, zodat drukvariaties in het systeem ontstaan.

Dit model is reeds door verschillende onderzoekers gebruikt (ref. 5, 9, 10, 11).

2.2 volume-druk-karakteristiek

Een volume-druk-karakteristiek (fig.4a) geeft de relatie tussen het volume V van het vat en de druk P_t over de vaatwand. P_t is positief als de druk in het vat groter is dan de druk erbuiten.

Bij negatieve P_t is het vat samengeklapt en is het volume V klein. Bij $P_t=0$ kan V bij geringe druktoename sterk toenemen tot het rustvolume V_0 . In dit gebied verandert de geometrie van de dwarsdoorsnede van het vat van elliptisch naar cirkelvormig; hiervoor is slechts een kleine druktoename nodig.

Het volume kan bij toenemende positieve P_t slechts weinig toenemen, omdat de vaatwand gerekt moet worden. De helling van de V - P_t -karakteristiek is een maat voor de compliantie van het vat. De wand van een arterie is opgebouwd uit een aantal lagen, waarin vezels liggen met verschillende elastische eigenschappen. Bovendien zijn de spiervezels in de vaatwand geïnnerveerd; bij uitgesneden arteriën is er geen innervatie.

De elastische eigenschappen van uitgesneden honde-arteriën zijn sterk veranderlijk. Een uitgesneden arterie veroudert snel, hetgeen merkbaar is aan de verslapping van de arteriewand.

Ook de omgevingstemperatuur heeft invloed: in warm water is de vaatwand slapper dan in koud water.

De eigenschappen van een arterie kunnen daarom in vivo en in vitro zeer verschillend zijn.

De arteriewand vertoont visco-elastisch gedrag, hetgeen tot uiting komt in een hysteresis-achtige V - P_t -relatie. Visco-elastici-teit is een tijdafhankelijk effect in tegenstelling tot hyste-

rese (tijdonafhankelijk). Latex slangetjes zijn veel minder onderhevig aan veroudering en vertonen weinig visco-elastisch gedrag.

De $V-P_t$ -relaties zijn quasi-statisch bepaald.

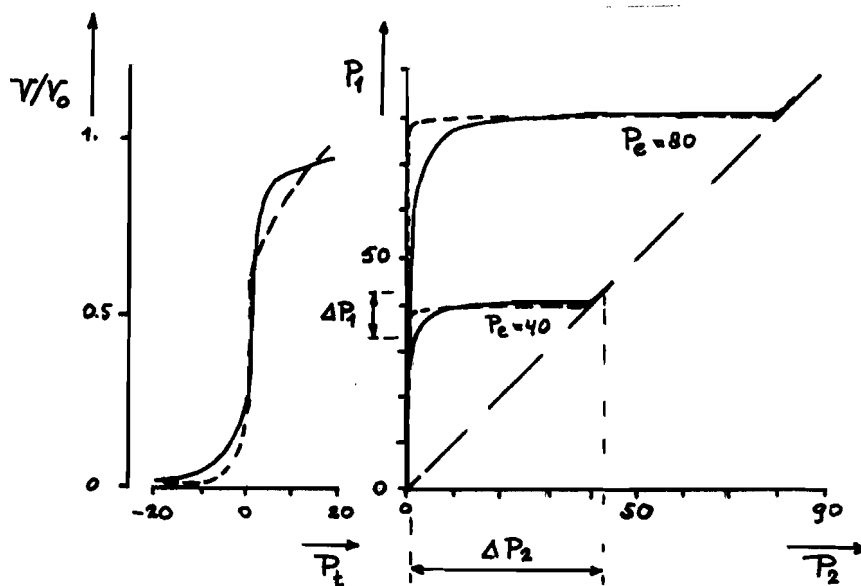


fig.4a

fig.4b

fig.4a volume-druk-karakteristieken van een arterie en van een latex slangetje

fig.4b P_1 - P_2 -relatie van de arterie en het latex slangetje (----- arterie; ——— latex slangetje) (zie blz.57)

2.3 P_1 - P_2 -relaties

De P_1 - P_2 -relaties geven P_1 als functie van P_2 met P_e als parameter. P_2 is een maat voor de volumestroom I , want $P_2 = I \cdot R_2$ (R_2 is bij benadering onafhankelijk van I , als $I < 3 \text{ cm}^3/\text{sec}$).

Als P_1 kleiner dan P_e is, is het vat samengeklapt en heeft het een hoge weerstand: bij toenemende P_2 stijgt P_1 sterk.

Als $P_2 \geq P_e$ is het vat open; de weerstand van het vat is dan zo klein dat $P_1 \approx P_2$. Als $P_1 \approx P_e$ gaat het vat bij toenemende P_2 open: de weerstand neemt daarbij zodanig af, dat $P_1 \approx P_e$ blijft, totdat $P_2 \approx P_e$.

De invloed van de $V-P_t$ -karakteristiek op de P_1-P_2 -relaties komt tot uiting bij vergelijking van een arterie en een latex slangetje (fig.4a,b).

Arteriën hebben in het algemeen een steile, "hoekige" $V-P_t$ -karakteristiek; dit hangt samen met het vlakke en het "hoekige" verloop van de P_1-P_2 -relaties voor $P_1 \approx P_e$.

2.4 drukversterking en oscillaties

In de omgeving van $P_1 \approx P_e$ veroorzaakt een variatie ΔP_1 in P_1 een relatief grote variatie ΔP_2 in P_2 (zie fig.4b): Er treedt drukversterking $\Delta P_2 / \Delta P_1$ op. Deze drukversterking is frequentie-afhankelijk (fig.5) t.g.v. de compliantie van het vat en de traagheid in het systeem.

Naarmate de $V-P_t$ -karakteristiek steiler verloopt is de drukversterking groter, omdat de P_1-P_2 -relaties dan vlakker verlopen voor $P_1 \approx P_e$.

De variatie ΔP_1 in P_1 wordt veroorzaakt met behulp van een volumegenerator, waarmee een sinusvormig variërend volume kan worden opgedrukt. De amplitude van het sinusvormig variërende volume is voor elke frequentie zó aangepast, dat de volumegenerator een wisselflow veroorzaakt met frequentie-onafhankelijke amplitude. Het verloop van P_1 als functie van de frequentie (fig.5) doet dan ook een capacatieve ingangsimpedantie vermoeden.

Bij toenemende volumestroom I (afnemende R_2) kunnen in het gebied waar $P_1 \approx P_e$, spontaan oscillaties ontstaan. Deze oscillaties zijn aanvankelijk sinusvormig en gaan bij grotere I over in relaxatie-pieken (fig.6). De periodetijd van de oscillaties neemt hierbij toe van ca. 5 msec (sinusvormige trilling ca. 100 Hz) tot ca. 40 msec (relaxatie-pieken).

De oscillaties in de druk P_2 zijn sterker dan de oscillaties in de druk P_1 . Bij grotere compliantie van de vaatwand is de periodetijd van de oscillaties groter en treedt oscillatie op bij lagere stroomsterkten.

Oscillaties kunnen in het model ontstaan bij stroomsterkten groter dan ca. $0,5 \text{ cm}^3/\text{sec}$ voor arteriën en groter dan ca. $1,5 \text{ cm}^3/\text{sec}$ voor de gebruikte latex slangetjes.

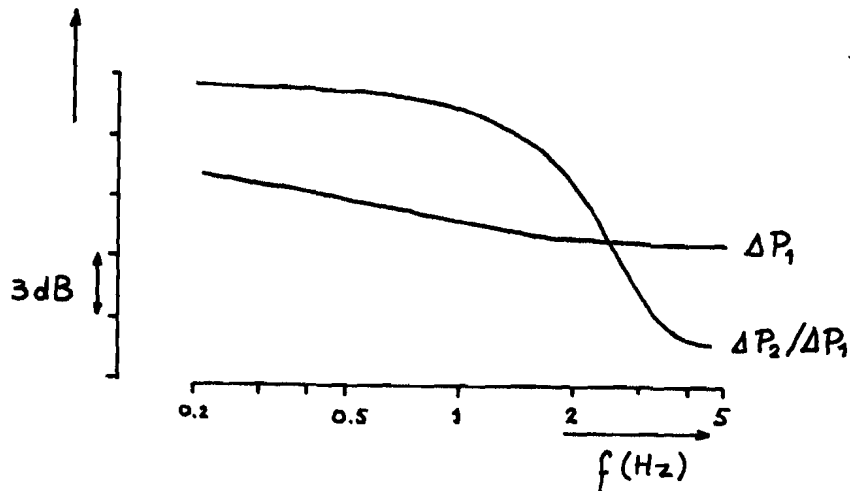


fig.5 drukversterking $\Delta P_2/\Delta P_1$ en amplitudeverloop ΔP_1 als functie van de frequentie. (zie blz.57)

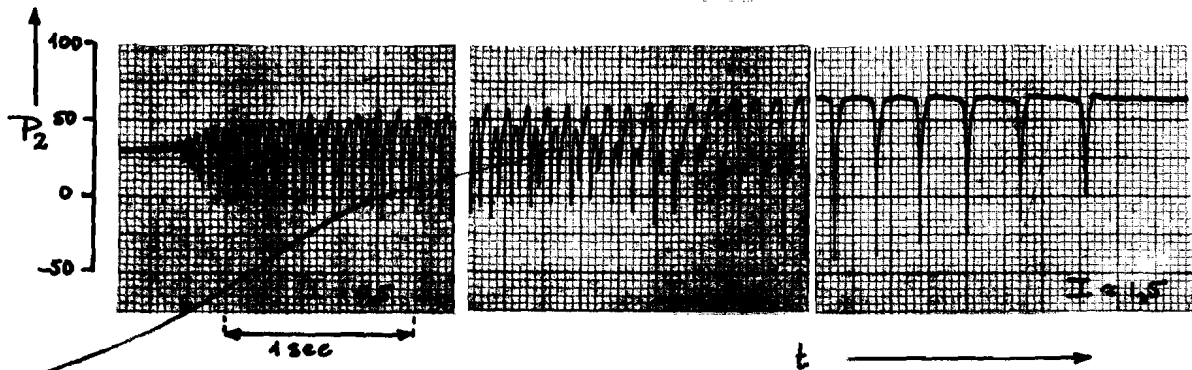


fig.6 verandering van de trillingsvorm bij toenemende volumestroom $I (=P_2/R_2)$ (zie blz.57)

3. mathematische beschrijving van het hydrodynamisch model
in stationnaire toestand

In dit hoofdstuk zullen enkele eenvoudige formules worden afgeleid, waarmee P_1 als functie van P_2 kan worden berekend, uitgaande van de volume-druk-karakteristiek.

In het hydrodynamisch model werken viskeuze wrijvingskrachten en traagheidskrachten. In eerste benadering (3.2) worden traagheidskrachten buiten beschouwing gelaten; in tweede benadering (3.3) worden deze krachten in rekening gebracht.

De mathematische beschrijving van de stationnaire toestand wordt in 3.4 vergeleken met experimentele gegevens.

3.1 inleiding

Het systeem (fig.7a) wordt beschreven met de drie behoudswetten (massa-impuls-energie). Er ontstaat dan een stelsel differentiaal- en integraalvergelijkingen dat vanwege de geometrie van het probleem onoplosbaar is.

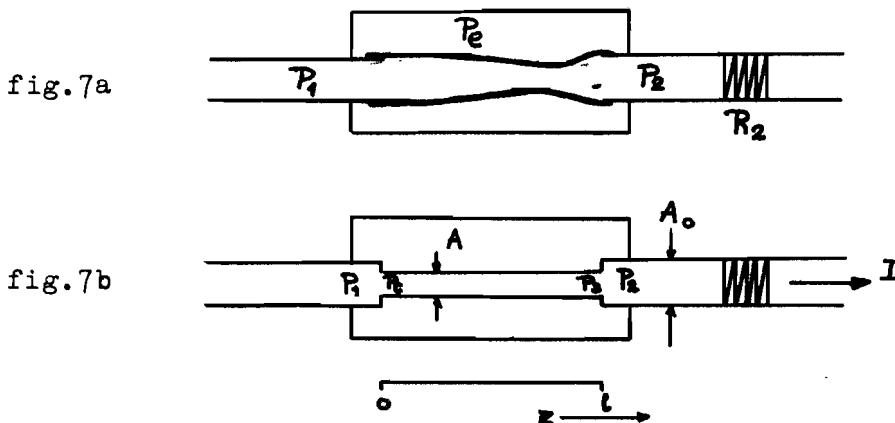


fig.7 schets van het vat in werkelijke en benaderde toestand

Bij de beschrijving van het hydrodynamisch model is daarom uitgegaan van een eenvoudige geometrie (fig.7b):

- het vat heeft over de hele lengte l dezelfde dwarsdoorsnede.
- het volume V van het vat wordt bepaald door het drukverschil $P_t = P_c - P_e$ over de vaatwand. (P_c is de druk bij de instroom in in het vat)
- de vaatwand wordt niet gerekt; volumeverandering geschiedt slechts ten gevolge van een verandering in de geometrie van de dwarsdoorsnede: de omtrek van het vat is konstant.

Als de dwarsdoorsnede cirkelvormig is, dan is de oppervlakte A maximaal ($A=A_0$); in samengeklapte toestand is de doorsnede elliptisch met oppervlakte $A=a.A_0$ ($0 \leq a \leq 1$).

- De relatieve oppervlakte a van de dwarsdoorsnede is een functie van P_t , die uit de $V-P_t$ -karakteristiek kan worden bepaald volgens: $a(P_t) = V(P_t)/l.A_0$

In het systeem dat op bovenstaande wijze is gedefinieerd werken twee krachten: visceuze wrijvingskrachten en traagheidskrachten. In eerste benadering worden de traagheidskrachten buiten beschouwing gelaten; in tweede benadering zullen ook deze krachten in rekening worden gebracht.

3.2 mathematische beschrijving - eerste benadering

De impulsvergelijking wordt toegepast op een stationnair en laminair stromend medium met konstante viscositeit μ en konstante dichtheid ρ . Het medium stroomt door een starre buis met elliptische doorsnede; de buis is horizontaal opgesteld. De impulsvergelijking gaat onder deze condities over in vergelijking (1).

$$dp/dz = \mu(\delta^2 v/\delta x^2 + \delta^2 v/\delta y^2) \quad (1)$$

met: z axiale coördinaat
 x, y radiale coördinaten
 v snelheid van het medium; $v=v(x, y)$
 p druk in het medium; $p=p(z)$

Bij laminaire stroming gelden twee randvoorwaarden:

- de snelheid aan de wand is nul (2a)
- de snelheid is konstant op "concentrische" ellipsen (2b)

Voor de druk gelden de randvoorwaarden (2c) en (2d).

$$v(x,y) = 0 \quad \text{voor } y^2 = c^2(s_0^2 - x^2) \quad (2a)$$

$$v(x,y) = \text{konstant voor } y^2 = c^2(s^2 - x^2) \quad 0 \leq s \leq s_0 \quad (2b)$$

$$p(0) = P_c \quad (2c)$$

$$p(1) = P_s \quad (2d)$$

met c : het quotiënt van de lengten van de korte en de lange as van de elliptische doorsnede

s_0 : de halve lengte van de lange as

De snelheid $v(x,y)$ kan nu met behulp van de randvoorwaarden (2) uit vergelijking (1) worden opgelost; dit levert (3).

$$v(x,y) = \frac{P_c - P_s}{2(1+c^2)\mu l} (c^2(s_0^2 - x^2) - y^2) \quad (3)$$

De volumestroom I kan worden berekend uit $v(x,y)$ door integratie over de oppervlakte van de dwarsdoorsnede; dit levert de wet van Poiseuille voor een buis met elliptische doorsnede (4).

$$I = \frac{\pi c^3 s_0^2 (P_c - P_s)}{4\mu l (1+c^2)} \quad (4)$$

Voor de oppervlakte A van de elliptische doorsnede gelden de vergelijkingen (5a) en (5b); voor een vat met konstante omtrek (geen rek van de vaatwand) geldt bij benadering vergelijking (6) (zie appendix A.1).

$$A = \pi c s_o^2 \quad (5a)$$

$$A = a A_o = \pi a R^2 \quad (R: \text{straal van cirkelvormige } A_o) \quad (5b)$$

$$(1+c^2)/2c \approx (1,25 - 0,25.a)/a \quad (5c)$$

Het drukverschil P_n dat ontstaat ten gevolge van visceuze wrijvingskrachten, wordt gegeven door vergelijking (6). Deze vergelijking ontstaat door combinatie van (4) en (5).

$$P_n = P_c - P_s = \frac{8\pi\mu l I}{a^3 A_o^2} (1,25 - 0,25.a) \quad (6)$$

3.3 mathematisch beschrijving - tweede benadering

In tweede benadering worden de traagheidskrachten in rekening gebracht. Ter plaatse $z=0$ treedt een vernauwing op; dit veroorzaakt een drukverlaging volgens de wet van Bernoulli (7). De verwijding bij $z=1$ levert een drukverhoging.

$$q v^2/2 + p = \text{konstant} \quad (7)$$

De wet van Bernoulli (7) geldt voor stationnaire, rotatievrije, horizontale, inkompressibele stroming zonder warmtegeleiding. Toepassing van de wet van Bernoulli ter plaatse $z=0$ en $z=1$ resulteert resp. in de vergelijkingen (8) en (9).

$$P_1 = P_c + q I^2 (1-a^2)/(2a^2 A_o^2) \quad (8)$$

$$P_2 = P_s + q I^2 (1-a^2)/(2a^2 A_o^2) \quad (9)$$

De relatieve oppervlakte a is een functie van $P_t = P_c - P_e$; deze relatie volgt uit de $V-P_t$ -karakteristiek. Uit praktische overwegingen is deze relatie benaderd met één analytische functie (10), waarin slechts één parameter k voorkomt die experimenteel moet worden bepaald.

$$a = 0,5 + (1/\pi) \cdot \arctan(k \cdot P_t) \quad (10)$$

De vergelijkingen (6), (8), (9) en (10) leiden tot de volgende zeer simplistische beschrijving van het hydrodynamisch model in stationnaire toestand.

$$P_1 = P_2 + \frac{8\pi\mu l I}{a^3 A_0^2} (1,25 - 0,25 \cdot a) \quad (11)$$

$$a = 0,5 + (1/\pi) \cdot \arctan(k \cdot (P_1 - P_e - qI^2(1-a^2)/(2a^2 A_0^2))) \quad (12)$$

$$P_2 = I \cdot R_2 \quad (13)$$

3.4 vergelijking van de mathematische beschrijving van het stationnaire gedrag van het hydrodynamisch model met experimentele gegevens

De experimentele en berekende P_1-P_2 -relaties van een arterie en van een latex slangetje zijn gegeven in fig.8a,b. Bij de berekening is uitgegaan van de benaderde $V-P_t$ -karakteristieken.

De berekende kurven blijken bij arteriën beter met de experimentele kurven overeen te komen dan bij latex slangetjes.

De kromming van de $V-P_t$ -karakteristiek bij $P_t \approx 0$ heeft een grotere invloed op het verloop van de P_1-P_2 -relaties dan de kromming bij $P_t \gg 0$. Naarmate R_2 wordt verkleind (grotere I) of k wordt verhoogd (steilere $V-P_t$ -karakteristiek) gaan de P_1-P_2 -rela-

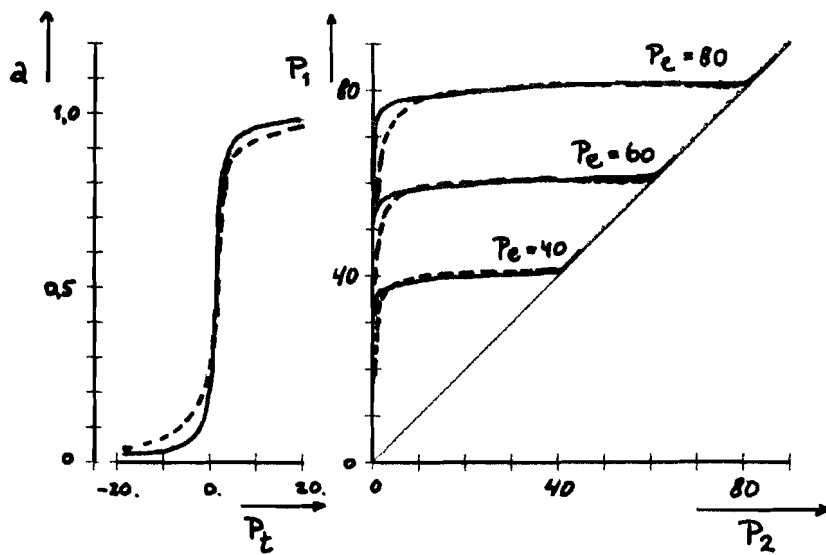


fig.8a experimentele en benaderde relaties van een latex slangetje

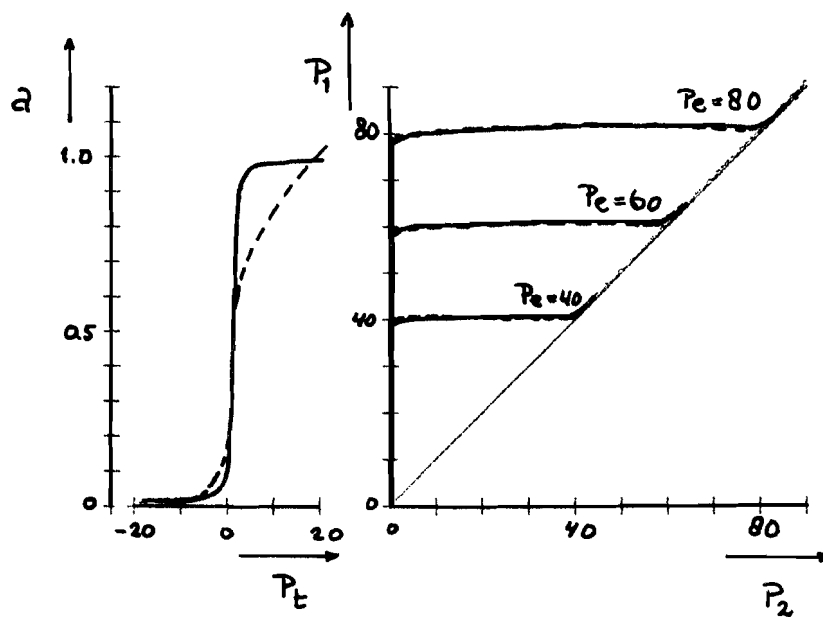


fig.8b experimentele en benaderde relaties van een uitgesneden honde-arterie (arteria carotus)

(----- experimenteel; ————— benaderd)
(zie blz. 57)

ties vlakker verlopen voor $P_1 \approx P_e$ (appendix A.3).

Bij afnemende R_2 (toenemende I) blijkt de helling van berekende P_1 - P_2 -relaties zelfs negatief te gaan verlopen. Er is dan een negatieve differentiële weerstand $\delta P_1 / \delta I$. Bij experimenten blijken in dit gebied oscillaties op te treden. Oscillaties ontstaan als de differentiële weerstand negatief wordt.

De differentiële weerstand kan negatief worden omdat de invloed van de traagheidskrachten (evenredig met I^2) bij grote stroomsterkten, groter kan zijn dan de invloed van de visceuze wrijvingskrachten (evenredig met I). Beide krachten werken elkaar tegen.

konklusies

De berekening volgens de vergelijkingen (11), (12) en (13) is in redelijke overeenstemming met experimentele gegevens, ondanks de volgende simplificaties:

- de doorsnede van het vat is over de hele lengte konstant, terwijl het drukverschil over de vaatwand plaatsafhankelijk is.
- de wetten van Poiseuille en Bernoulli worden toegepast, terwijl ze onder verschillende condities zijn afgeleid.
- de omtrek van het vat is konstant verondersteld; voor $P_i \approx 0$ is deze veronderstelling acceptabel (de vaatwand wordt dan weinig gerekt).
- de geometrie van de dwarsdoorsnede van het vat is niet elliptisch als het vat bijna volledig is dicht geklapt. (de doorsnede is dan haltervormig.)

De in dit hoofdstuk afgeleide formules zijn geschikt als basis voor de beschrijving van het dynamische gedrag van het hydrodynamisch model.

4. mathematische beschrijving van het dynamisch gedrag van het hydrodynamisch model

In dit hoofdstuk wordt het dynamisch gedrag van het hydrodynamisch model bestudeerd met behulp van een elektrisch analogon. In 4.1 wordt een elektrisch analogon beschreven met een stelsel vergelijkingen, dat niet met de beschikbare middelen oplosbaar bleek. Het elektrisch analogon is daarom vereenvoudigd (4.3) en beschreven met een aantal vergelijkingen die oplosbaar zijn met een analoge computer.

Voor wisseldrukken is het hydrodynamisch model beschouwd als een LCR-kring met stroomafhankelijke capaciteit en stroomafhankelijke negatieve weerstand (4.2).

4.1 elektrisch analogon

Om het dynamisch gedrag van het hydrodynamisch model te beschrijven is een elektrisch analogon voorgesteld (fig.9). Een soortgelijk analogon is reeds eerder gegeven door Conrad (ref.11). De configuratie van dit analogon is gekozen op basis van een aantal experimentele gegevens; o.a.:

- de drukversterking $\Delta P_2/\Delta P_1$ en de amplitude ΔP_1 nemen af bij toenemende frequentie (fig.5).
- de oscillaties in P_2 zijn groter dan die in P_1 .
- de impedantie bij P_2 draagt geen capacitief karakter, want oscillatie kan pas optreden als de helling van de P_1 - P_2 -relaties nul of kleiner dan nul is.
- er is massatraagheid.

In dit elektrisch analogon komen spanningen en ladingen resp. overeen met drukken en volumina; elektrische stromen en weerstanden komen dan overeen met volumestromen en hydraulische weerstanden. De capaciteit kan gedefinieerd worden volgens (14a).

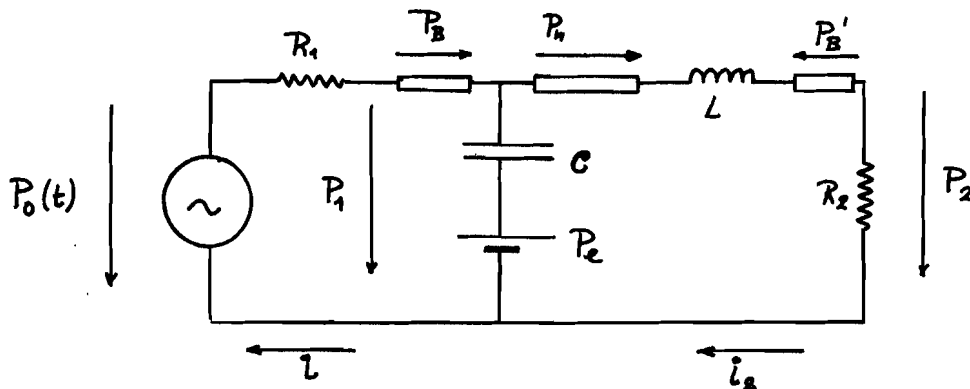


fig.9 elektrisch analoon

$$C = dV/dP_t = lA_0 da/dP_t \quad (14a)$$

Uitgaande van de wet van Newton ($F=m \cdot a$) kan naar analogie van elektrische zelfinductie, hydraulische zelfinductie worden gedefinieerd volgens (14b).

$$L = ql/aA_0 \quad (14b)$$

De capaciteit C en de zelfinductie L zijn afhankelijk van P_2 , omdat a afhankelijk van P_2 is. Deze afhankelijkheden kunnen met behulp van de vergelijkingen (11), (12), (13) en (14) worden berekend (fig.10).

Het elektrisch analoon kan worden beschreven met de volgende vergelijkingen:

$$P_0 = P_1 + i \cdot R_1 \quad (15)$$

$$P_1 = P_B - P_B' + P_n + d(qli_2/aA_0)/dt + i_2 \cdot R_2 \quad (16)$$

$$P_n = 8\pi\mu li_2(1,25 - 0,25 \cdot a)/a^3 A_0^2 \quad (17)$$

$$P_B = qi^2(1-a^2)/(2a^2 A_0^2) \quad (18)$$

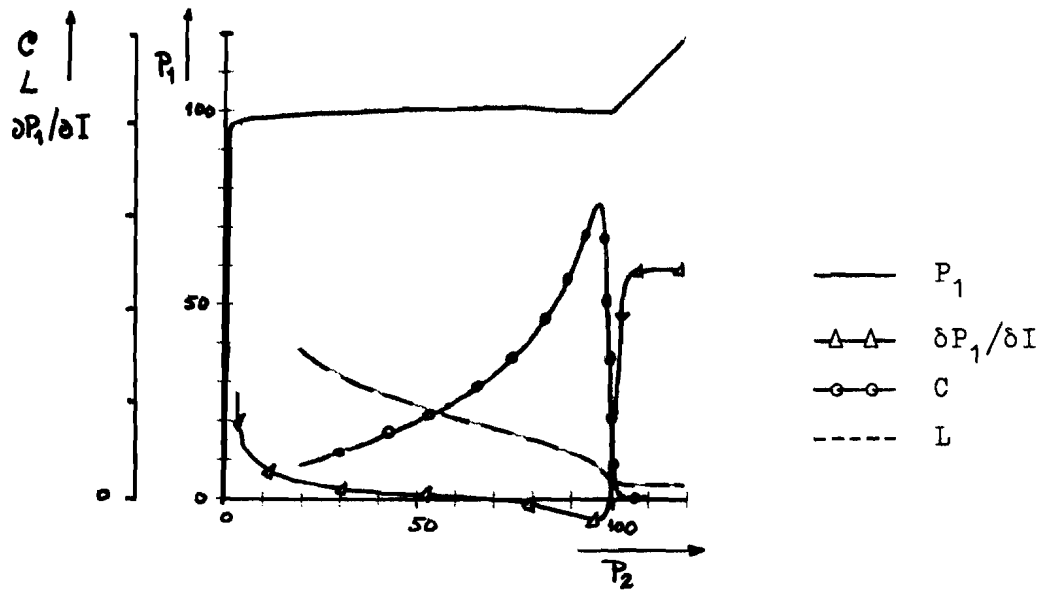


fig.10 differentieële weerstand $\delta P_1 / \delta I$, capaciteit C , zelfinductie L en druk P_1 als functie van P_2

$$P_B' = \rho i_2^2 (1-a^2) / (2a^2 A_0^2) \quad (19)$$

$$P_t = P_1 - P_e - P_B \quad (20)$$

$$i = i_2 + l A_0 (da/dP_t) (dP_t/dt) \quad (21)$$

$$a = 0,5 + (1/\pi) \cdot \arctan(k \cdot P_t) \quad (22)$$

Dit stelsel vergelijkingen is wellicht oplosbaar met behulp van een hybride computer; een dergelijke computer was echter niet beschikbaar.

4.2 dynamisch gedrag van een LCR-kring met stroomafhankelijke capaciteit en weerstand

In het hydrodynamisch model kunnen oscillaties ontstaan; deze oscillaties blijken op te treden als de differentieële weerstand $r = \delta P_1 / \delta I$ negatief is. In dat geval kunnen we het systeem voor wisseldrukken opvatten als een LCR-kring met niet-lineaire componenten. De drukvariati \ddot{e} s p_2 in P_2 kunnen we berekenen als we enkele aannamen (23a,b) doen voor het verloop van de differentieële weerstand r en de capaciteit C rond het instelpunt $p_2 = i \cdot R_2 = 0$ (fig.11). De zelfinductie L wordt konstant verondersteld.

$$r = -r' + \gamma i^2 \quad r' \geq 0; \gamma \geq 0 \quad (23a)$$

$$C = C_0 / (1 - \alpha i) \quad C_0 > 0 \quad (23b)$$

Voor p_2 geldt nu differentiaal vergelijking (24):

$$LC_0 \frac{d^2 p_2}{dt^2} - C_0 (r' - \gamma (p_2/R_2)^2) \frac{dp_2}{dt} + p_2 (1 - \alpha p_2/R_2) = 0 \quad (24)$$

Door invoering van andere variabelen en konstanten kan (24) worden vereenvoudigd tot vergelijking (25).

$$\frac{d^2 p}{d\tau^2} - \epsilon (1 - p^2) \frac{dp}{d\tau} + p - \beta p^2 = 0 \quad (25)$$

met:

$$\begin{aligned} \tau &= t / \sqrt{LC_0} \\ p &= p_2 R_2 \sqrt{\gamma / r'} \\ \epsilon &= r' \sqrt{C_0} / L \\ \beta &= \alpha / (R_2^2 \sqrt{\gamma / r'}) \end{aligned} \quad (26)$$

De niet-lineaire differentiaal vergelijking gaat over in de differentiaal vergelijking van Van der Pol als $\beta = 0$ (konstante capaciteit). Deze differentiaal vergelijking (met $\beta = 0$) is reeds gebruikt als beschrijving van de oscillaties door Conrad (ref.11). Voor $\epsilon \ll 1$ (kleine negatieve weerstand) zijn de oscillaties bij

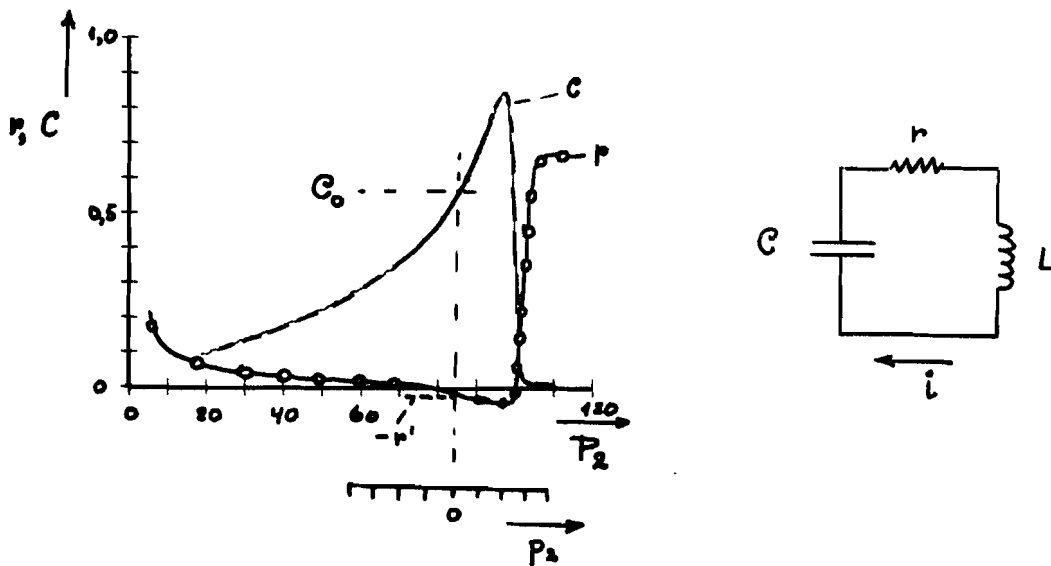


fig.11 verloop van r en C rond het instelpunt

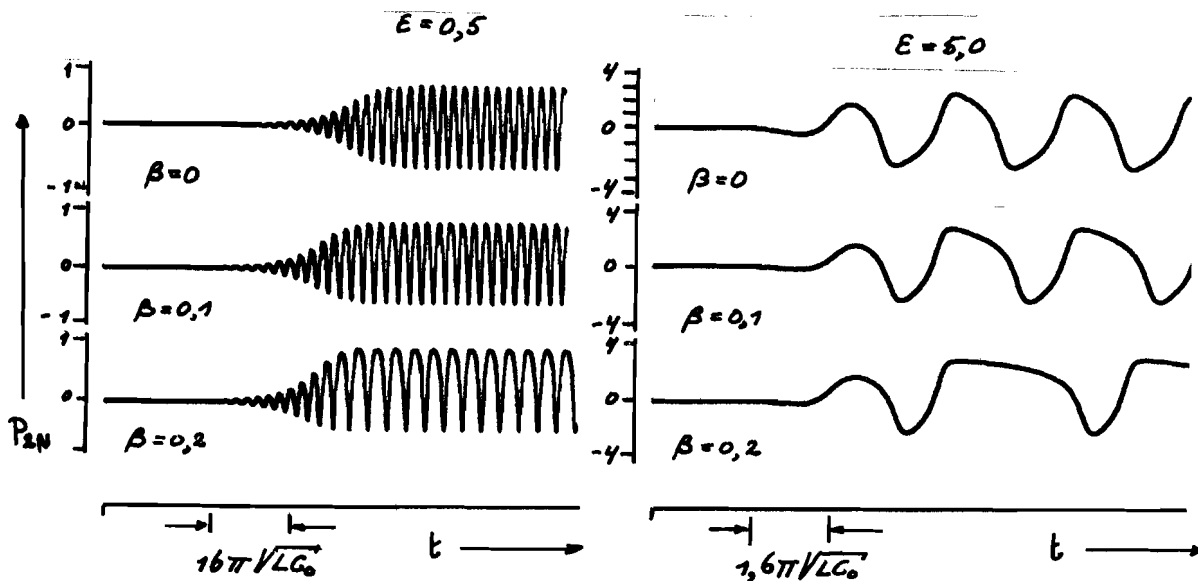


fig.12 invloed van ϵ en β op de oscillaties
(berekend m.b.v. een analoge computer)

benadering sinusvormig; voor $\epsilon \gg 1$ (grotere negatieve weerstand) gaan de oscillaties over in relaxatie-trillingen. Indien een niet-lineaire capaciteit wordt ingevoerd ($\beta \neq 0$), worden de oscillaties pulsvormiger (fig.12). Dit is beter in overeenstemming met de oscillaties die optreden in het hydrodynamisch model.

Vanaf $t=0$ neemt de amplitude van p_2 toe tot een maximum \hat{p}_2 (\hat{p}_2 is evenredig met $\sqrt{\epsilon}$). Bij relaxatie-trillingen is \hat{p}_2 groter dan bij sinusvormige trillingen; de periodetijd van de oscillaties neemt toe bij toenemende ϵ . De periodetijd neemt ook toe naarmate β groter wordt.

4.3 dynamische beschrijving van het hydrodynamisch model

De dynamische beschrijving zoals aangegeven in 4.1, is te gekompliceerd voor de beschikbare rekenmachine; het elektrisch analoog (fig.9) is daarom vereenvoudigd (fig.13).

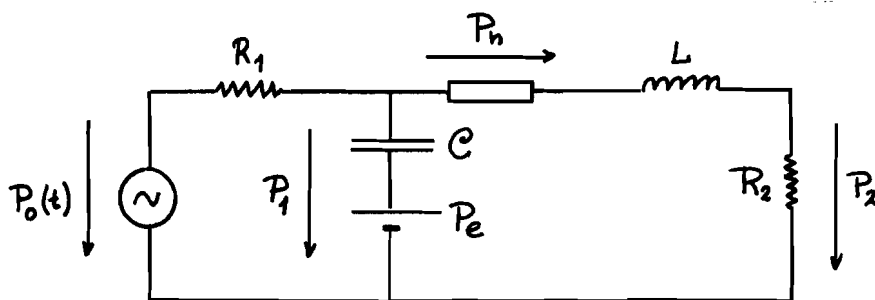


fig.13 vereenvoudigd elektrisch analoog

Het vereenvoudigd elektrisch analoog wordt beschreven met de vergelijkingen (27) en (28):

$$P_1 = P + (L/R_2) dP_2/dt \quad \text{met } P = P_n + P_2 \quad (27)$$

$$(P_0 - P_1)/R_1 - P_2/R_2 = C dP_1/dt \quad (28)$$

Voor de capaciteit C en de druk P zijn de volgende aannamen gedaan (fig.14):

$$C = C_0 / (1 + G(\alpha P_e - P_2)^2) \quad (29)$$

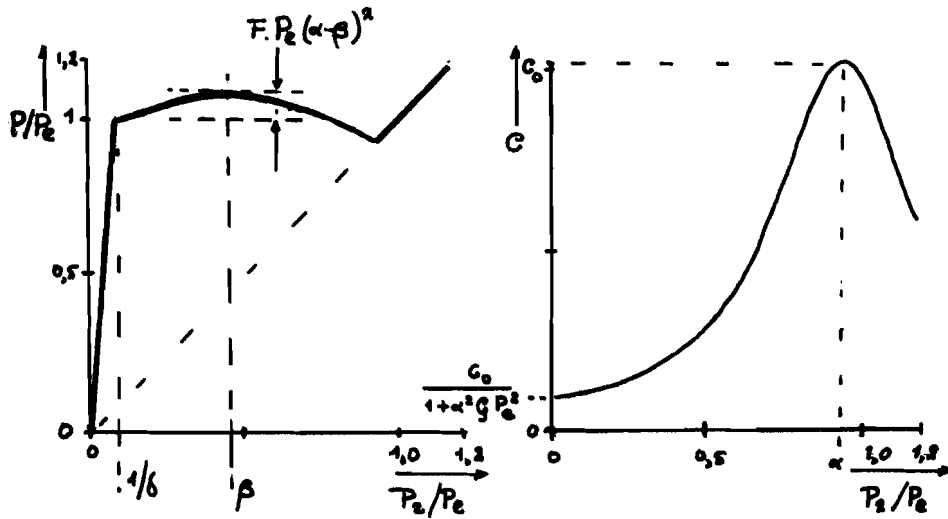


fig.14 benaderingen volgens (29) en (30)

$$P = \delta P_2 \quad \text{voor } 0 \leq \delta \cdot P_2 \leq P_e \quad (30a)$$

$$P = P' \quad \text{met } P' = P_e - F \cdot ((2\beta - \alpha)P_e - P_2)(\alpha P_e - P_2) \quad (30b)$$

$$\text{voor } \delta \cdot P_2 > P_e \quad \text{en } P' > P_2$$

$$P = P_2 \quad \text{voor } P' \leq P_2 \quad (30c)$$

De konstanten G , α , β , δ en F worden bepaald uit het stationaire verloop van P_1 en het verloop van de capaciteit C als functie van P_2 . De topwaarde C_0 van C volgt niet rechtstreeks uit de berekening, omdat de berekening uitgaat van een quasi-statisch bepaalde volume-druk-karakteristiek en een gelijke doorsnede over de hele lengte van het vat. Experimenteel is gebleken dat een vat bij spontane sinusvormige oscillatie (frequentie ca. 50 Hz) distaal "klappert" over een lengte van 5 à 7 mm; de oppervlakte van de doorsnede varieert daarbij tussen ca. 0,3 A_0 en ca. 0,8 A_0 (geschat m.b.v. een stroboscoop). De druk P_t fluctueerde ca. 30 mmHg.

Op grond hiervan is de capaciteit (bij ca. 50 Hz) geschat; deze blijkt ca. 100 x kleiner te zijn dan de statisch berekende capaciteit. Omdat het vat over ca. 0,1 van zijn totale lengte "klappert", is de zelfinductie 10 x kleiner verondersteld dan uit berekeningen volgt. De waarde van L is 0,1 x de waarde van de berekende zelfinductie bij juist negatieve differentiële weerstand. Bij deze waarden voor L en C blijkt de frequentie van de (spontane) sinusvormige oscillaties ongeveer gelijk te zijn aan $1/2\pi\sqrt{LC}$. De vergelijkingen (27), (28), (29) en (30) zijn geprogrammeerd op een analoge rekenmachine (appendix A.4).

Het verloop van de drukversterking als functie van de frequentie is bepaald met behulp van de rekenmachine (fig.15). In het hydrodynamisch model neemt de amplitude ΔP_1 en de drukversterking $\Delta P_2/\Delta P_1$ af bij toenemende frequentie.

De waarden van de frequenties waarbij de drukversterking $\Delta P_2/\Delta P_1$ en de amplitude ΔP_1 beginnen af te nemen, zijn ongeveer gelijk aan de experimenteel gevonden waarden, als L en C op bovengenoemde wijze zijn gekorrigeerd.

Oscillaties zijn geregistreerd bij toenemende negatieve differentiële weerstand (fig.16). In het hydrodynamisch model gaan de sinusvormige oscillaties bij toenemende I (toenemende negatieve differentiële weerstand) over in relaxatie-pieken. De periodetijd van de sinusvormige trillingen is kleiner dan die van de relaxatie-trillingen; de relaxatie-trillingen hebben een grotere amplitude dan de sinusvormige trillingen.

Deze experimentele gegevens zijn in overeenstemming met de beschouwingen naar aanleiding van een niet-lineaire LCR-kring (4.2) en de mathematische beschrijving van het dynamisch gedrag (rekenmachine-model; paragraaf 4.3).

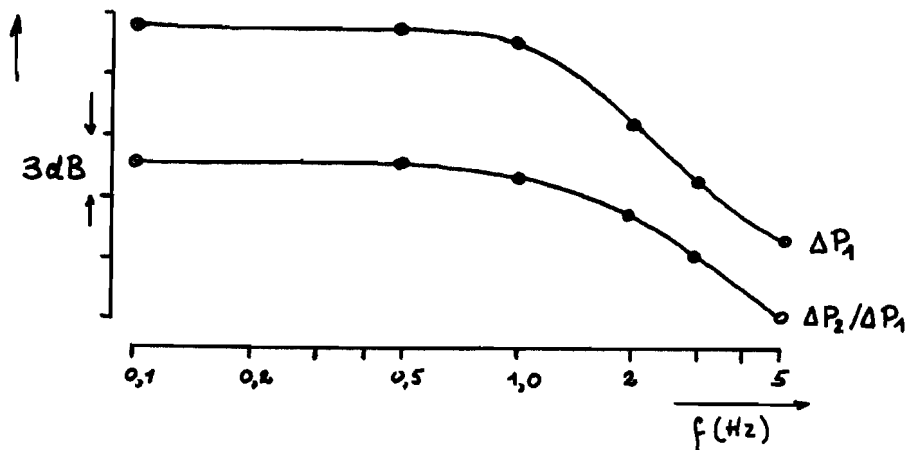


fig.15 drukversterking $\Delta P_2/P_1$ en amplitudeverloop ΔP_1 als functie van de frequentie volgens de beschrijving van 4.3 (zie blz.57)

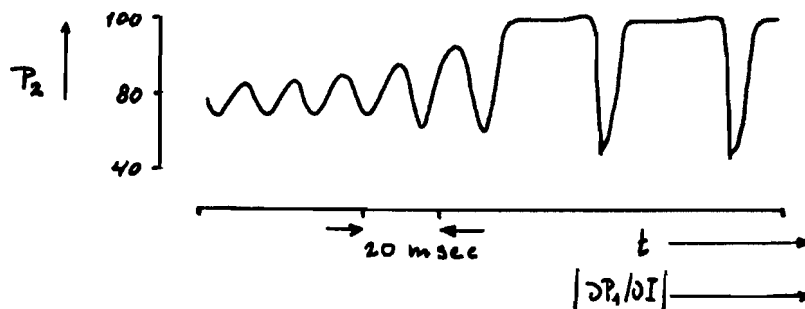


fig.16 oscillaties bij toenemende negatieve differentiële weerstand (gesimuleerd volgens 4.3) (zie blz.57)

konklusies

Oscillaties treden alleen op bij negatieve differentieële weerstand. Het optreden van sinusvormige trillingen bij kleine negatieve differentieële weerstand en van relaxatie-pieken bij grotere negatieve differentieële weerstand is in overeenstemming met de mathematische beschrijving. Het verloop van de drukversterking vertoont tendenzen, die overeen komen met experimentele gegevens.

5. modelbeschrijving van indirecte bloeddrukmeting

In 5.1 is aangegeven hoe indirecte bloeddrukmeting is gesimuleerd met een hydrodynamisch model en met een rekenmachine-model. De oscillatie-verschijnselen die tijdens simulatie voorkomen, zijn beschreven. De simulaties zijn vergeleken met bloedige metingen (ref.7). Bloeddrukmeting volgens de methode van De Dobbeleer is gesimuleerd; m.b.v. deze methode is ook de bloeddruk van een proefpersoon gemeten. De resultaten hiervan zijn vergeleken met simulaties (5.3).

5.1 inleiding

Bloeddrukmeting is gesimuleerd met het hydrodynamisch model en met behulp van een analoge rekenmachine.

In het hydrodynamisch model werd de druk aan de ingang van het vat sinusvormig verstoord; P_1 varieerde daarbij tussen ca. 70 en 130 mmHg. Bij rekenmachine-simulaties werd de druk gevarieerd op een wijze die het drukverloop in de arteria brachialis benaderd (appendix A.5); P_1 varieerde hierbij tussen ca. 70 en 140 mmHg.

In het rekenmachine-model is de weerstand R_2 100 mmHg.sec/cm³ gekozen; in het hydrodynamisch model had R_2 waarden tussen 50 en 200 mmHg.sec/cm³.

De hierboven genoemde waarden liggen in dezelfde orde van grote als fysiologische waarden (de bloeddruk ligt tussen 70 a 80 en 120 a 140 mmHg; de gemiddelde stroomsterkte door de arteria brachialis is ca. 1 cm³/sec).

Bij simulaties daalt P_e langzaam (ca. 3 mmHg/sec) van een waarde groter dan het maximum P_s van P_1 naar een waarde kleiner dan het minimum P_d van P_1 .

Als $P_e > P_s$, is het vat volledig dichtgeklapt ($P_2=0$); het vat is open als $P_e < P_d$; in dat geval geldt $P_1=P_2$. Tussen deze beide uitersten klapt het vat open en dicht; P_2 verandert dan sterk.

auskultatorische methode

Bij de auskultatorische methode wordt gebruik gemaakt van Korotkofftonen. Tavel e.a. (ref.8) suggereerden een relatie tussen h.f.-variatiën in de druk P_2 en Korotkofftonen.

Bij simulaties is daarom het h.f.-signaal van P_2 geregistreerd; het druksignaal P_2 werd daartoe door een hoogdoorlaatfilter gestuurd (kantelfrequentie 40 Hz; appendix A.7).

methode van De Dobbeleer

Om inzicht te krijgen in de drie-manchetten-methode van De Dobbeleer, zijn de drukpulsaties in de manchetten gesimuleerd. Deze drukpulsaties worden veroorzaakt door lokale volume-variatiën in het vat. Een vergroting van het volume in het vat, veroorzaakt een drukverhoging in de erboven gelegen manchet.

Volume-variatiën zijn via de volume-druk-karakteristiek gekoppeld aan de drukvariatiën over de vaatwand en dus ook aan de drukpulsaties in het vat. De overdracht van drukpulsaties in het vat naar drukpulsaties in de manchet geschiedt via het weefsel van de arm. Dit overdrachtsysteem is opgevat als een banddoorlaatfilter (kantelfrequenties 0,5 en 8 Hz; appendix A.7)

De drukpulsaties p_{3v} in de meest distale manchet worden gesimuleerd door het druksignaal P_2 te filteren met het banddoorlaatfilter. Het drukverschil Δp tussen de proximale manchetten wordt gerepresenteerd door het verschil van de gefilterde druksignalen P_1 en P_2 .

Bij simulaties worden de drukpulsaties in het vat als oorzaak van de drukpulsaties in de manchetten beschouwd; in feite worden deze pulsaties veroorzaakt door volume-variatiën.

5.2 oscillatie-verschijnselen tijdens simulaties

Tijdens simulatie kunnen een tweetal oscillatie-verschijnselen optreden in de druk P_2 : oscillaties die samenvallen met de achterflank van de drukgolf ("achterflank-oscillaties") en oscillaties die samenvallen met de voorflank ("voorflank-oscillaties"). "Achterflank-oscillaties" zijn spontane oscillaties; d.w.z. dit type oscillatie treedt ook op als P_1 tijdens de simulatie konstant wordt gehouden (niet sinusvormig verstoord).

Spontane oscillaties worden veroorzaakt doordat het systeem zich als een negatieve weerstand kan gedragen. De oscillaties die samenvallen met de voorflank van de drukgolf, treden niet op als P_1 tijdens simulatie konstant wordt gehouden. Een negatieve weerstand is voor dit oscillatie-verschijnsel niet noodzakelijk.

Simulaties aan het hydrodynamisch model kunnen worden uitgevoerd zoals beschreven in 5.1. Deze simulaties vertonen een goede overeenkomst met rekenmachine-simulaties (vergelijk fig.18a en fig. 23). De druksignalen bij de rekenmachine-simulaties zijn echter "hoekiger"; dit wordt veroorzaakt door de "hoekige" benadering van de stationnaire P_1 - P_2 -relatie (fig.14) en de benadering van de bloeddruk in de arteria brachialis.

Bij de simulaties komen de oscillaties tot uiting in het h.f.-signaal. Bij rekenmachine-simulaties treden geen "voorflank-oscillaties" op; het h.f.-signaal is bij deze simulaties onduidelijk, omdat P_2 ("hoekig" druksignaal) veel h.f. componenten bevat.

De weerstand R_2 is de afsluiting van het hydrodynamisch model en representeert de perifere weerstand.

Tijdens bloeddrukmeting zijn de venen, waarin een lage druk heerst (ca. 10 mmHg), dichtgeknepen. Het bloed dat onder de manchet door stroomt blijft in de arm en de hand, die zich als een capaciteit gedragen. Aan distale zijde van de manchet zal zich dan een druk opbouwen.

Met het hydrodynamisch model zijn daarom simulaties uitgevoerd, waarbij op de plaats waar P_2 wordt gemeten een afgesloten luchtvolume V_1 is aangesloten. Dit luchtvolume V_1 gedraagt zich als



fig.18a simulatie met het hydrodynamisch model bij
resistieve afsluiting

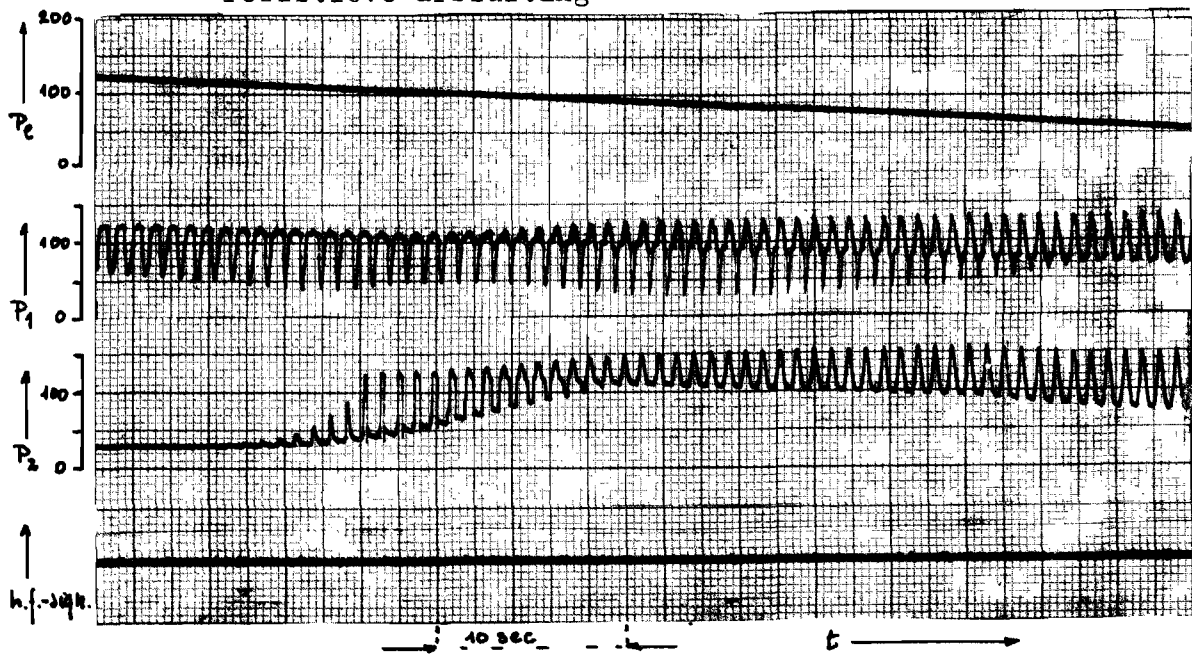


fig.18b simulatie met het hydrodynamisch model bij
capacitieve afsluiting
(zie blz. 57)

een capaciteit en representeert de veneuze capaciteit. De waarde C_v van deze capaciteit kan worden berekend volgens (31).

$$C_v = 0,9 \cdot 10^{-3} V_1 \quad \text{bij atmosferische druk} \quad (31)$$

met: V_1 in cm^3
 C_v in cm^3/mmHg

De capaciteit C_v staat parallel aan R_2 (capacitieve afsluiting); dit is niet geheel overeenkomstig de situatie in de arm.

De invloed van de druk die zich in C_v opbouwt (fig.18b), kan ook worden bestudeerd door bij resitieve afsluiting de uitmonding van de afvoer van het hydrodynamisch model hoger te plaatsen dan de arterie of het latex slangetje. (model met tegendruk)

Het hydrodynamisch model kan op drie verschillende manieren worden afgesloten: resistief, capacitief of resistief met tegendruk. De invloed hiervan op de oscillatie-verschijnselen is bekeken.

"achterflank-oscillaties"

"Achterflank-oscillaties" zijn gerelateerd aan spontane oscillaties; deze oscillaties zijn beschreven in 2.4, 4.2 en 4.3.

Bij kleine negatieve differentiële weerstand zijn de oscillaties sinusvormig; bij grotere negatieve differentiële weerstand (grotere I) gaan ze over in relaxatie-pieken met een lagere herhalingsfrequentie en een grotere amplitude.

Bij capacitieve afsluiting worden de spontane oscillaties gedempt, doordat de uitgangsimpedantie lager is. Bij resistieve afsluiting met tegendruk is de stroomsterkte I lager dan bij afsluiting zonder tegendruk; in dat geval treden spontane oscillaties niet of in mindere mate op bij simulatie (fig.18a,b).

"Achterflank-oscillaties" ontstaan voor $P_1 \approx P_e$.

"voorflank-oscillaties"

De frequentie van "voorflank-oscillaties" is in het algemeen hoger dan de frequentie van spontane oscillaties. In tegenstelling tot

"achterflank-oscillaties" treden "voorflank-oscillaties" sterker op naarmate R_2 groter is; ze treden ook sterker op als de simulaties worden uitgevoerd bij capacitieve afsluiting of bij resistieve afsluiting met tegendruk. Een negatieve differentiële weerstand is niet noodzakelijk voor het ontstaan van "voorflank-oscillaties"; naarmate de variatie in P_1 groter is, zijn de "voorflank-oscillaties" sterker. Dit type oscillaties treedt op voor $P_2 \approx P_e$. De trillingsvorm van deze oscillaties doet denken aan het uitslingeren van een massa-veer systeem.

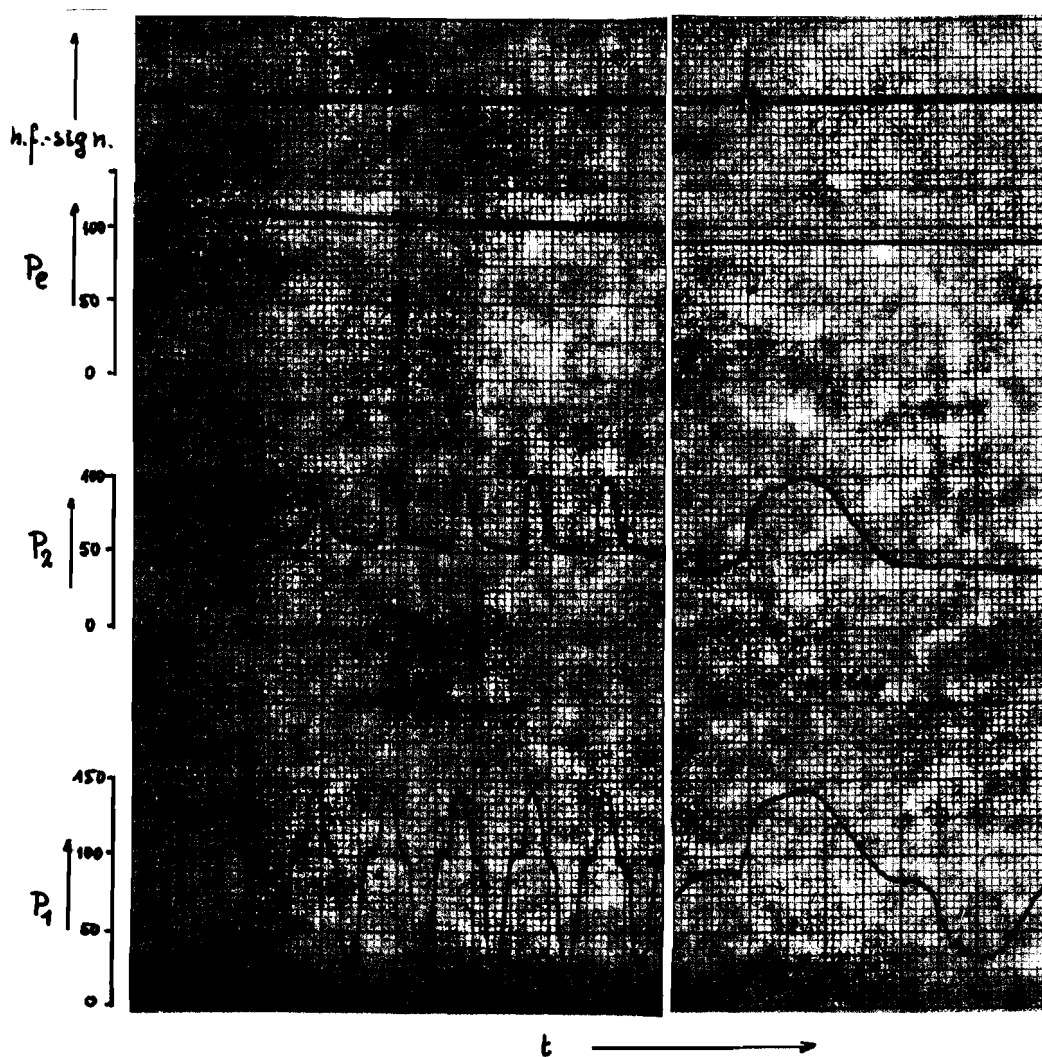


fig.19 "voorflank-oscillaties" (zie blz. 57)

vergelijking van "voorflank-oscillaties" met het uitslingeren van een massa-veer systeem

In het hydrodynamisch model "klappert" het vat aan distale zijde. Voor wisseldrukken kan men het systeem opvatten als een LCR-parallel-kring, waarbij L de massa en C de elasticiteit van de vaatwand representeert; R is de kraanweerstand R_2 .

De kwaliteitsfactor van een deze **LCR-kring** wordt gegeven door uitdrukking (32).

$$Q = R \sqrt{C/L} \quad (32)$$

Als de kwaliteitsfactor Q groter is dan 0,5 treedt uitslingeren op. (onderkritische demping) Dit uitslingeren is sterker en duurt langer naarmate Q hoger is of de kring krachter wordt aangestoten. Uit (32) volgt dat uitslingeren sterker optreedt naarmate R_2 groter is en naarmate de capaciteit C groter is. De capaciteit wordt bij capacitieve afsluiting extra verhoogd door parallel schakeling van C_v .

Bij **resistieve** afsluiting met tegendruk kan "voorflank-oscillatie" makkelijker ontstaan, omdat bij tegendrukken in de buurt van P_e de transmurale druk aan distale zijde ongeveer nul is; in dat geval heeft het vat de grootste compliantie.

Uit voorgaande blijkt dat "voorflank-oscillaties" overeenkomst vertonen met het uitslingeren van een massa-veer systeem.

5.3 bloeddrukmeting volgens de methode van De Dobbeleer

Bij bloeddrukmeting volgens de methode van De Dobbeleer wordt een band met drie manchetjes om de arm gelegd (fig.20); deze manchetjes zullen worden aangeduid als manchet 1, manchet 2 en manchet 3 (zie fig.20). Manchet 1 en 2 worden opgepompt tot boven de systolische druk; manchet 3 tot ca. 80 mmHg. Vervolgens laat men de druk P_e in de manchetten 1 en 2 langzaam dalen. Als P_e ongeveer gelijk is aan de systolische druk gaat de arterie onder de manchetten open: dit geeft aanleiding tot het ontstaan van drukpulsaties p_{3N} in manchet 3. Het ontstaan van deze drukpulsaties is het criterium voor het bereiken van de systolische druk (oscillometrisch criterium).

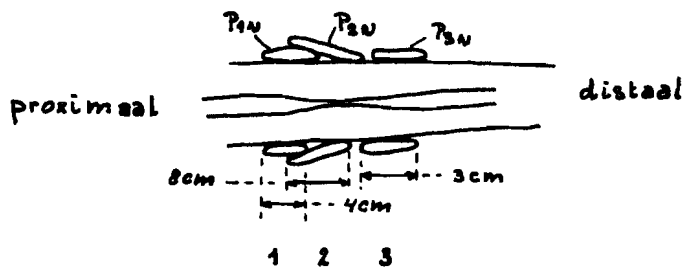


fig.20 schets van een arm met drie manchetten

De Dobbeleer publiceerde een methode om met twee kleine manchetten de diastolische druk te bepalen (ref.13). Hij vond dat het verschil ΔP van de drukpulsaties p_{1N} en p_{2N} in de manchetten 1 en 2 snel kleiner werd als P_e beneden de diastolische druk was gedaald. Zijn verklaring voor dit fenomeen berust op een faseverschuiving tussen p_{1N} en p_{2N} in de gedeeltelijk samengeklapte arterie onder de manchetten. Naarmate de arterie meer open gaat neemt deze faseverschuiving af. Deze methode is gesimuleerd zoals aangegeven in 5.1.

Bij bloeddrukmeting blijken de pulsaties p_{2N} minder sterk dan bij simulaties. Een reden kan zijn dat de volume-variaties onder manchet 2 kleiner zijn dan die onder manchet 1. Een andere reden is

dat manchet 2 groter is dan manchet 1; gelijke volume-variati \ddot{e} s leiden in dat geval niet tot gelijke drukpulsaties. Daar de drukpulsaties in manchet 1 en manchet 2 het gevolg zijn van volume-variati \ddot{e} s onder die manchetten, zullen de drukpulsaties bij dalende P_e aanvankelijk toenemen en daarna afnemen (van deze eigenschap wordt gebruik gemaakt bij de oscillometrische methode). Dit gebeurt in mindere mate bij simulaties, omdat daarbij de drukpulsaties zijn afgeleid uit drukvariati \ddot{e} s in het vat. (Bij drukvariati \ddot{e} s rond $P_t=0$ zijn er relatief grote volume-variati \ddot{e} s).

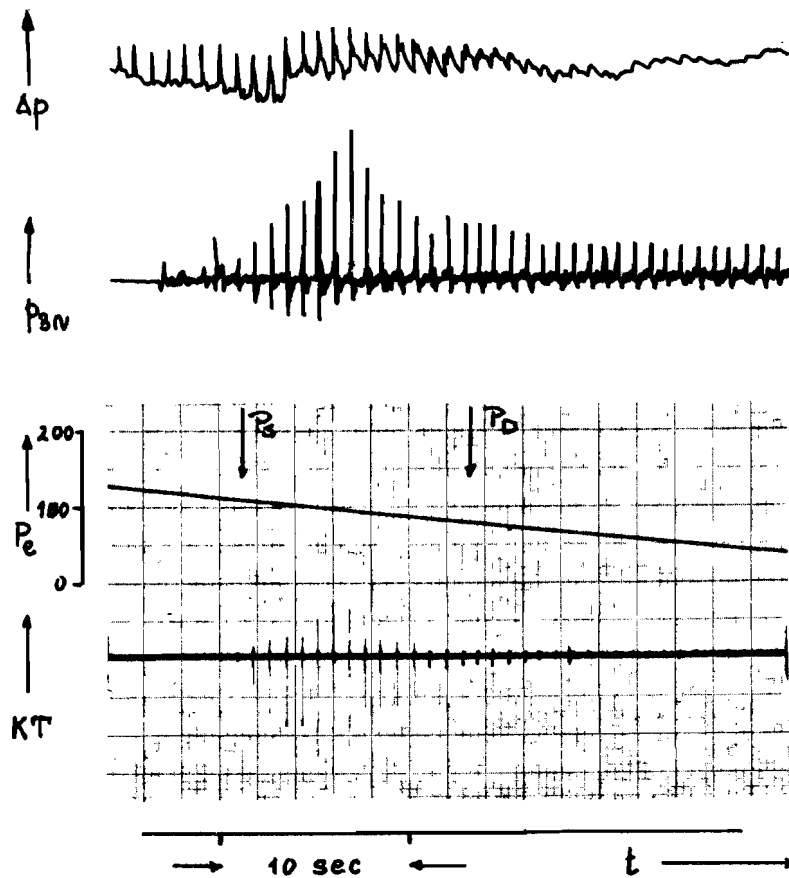


fig.21 registratie van een bloeddrukmeting met drie manchetten; P_s en P_d zijn hier bepaald m.b.v. een stethoscoop.

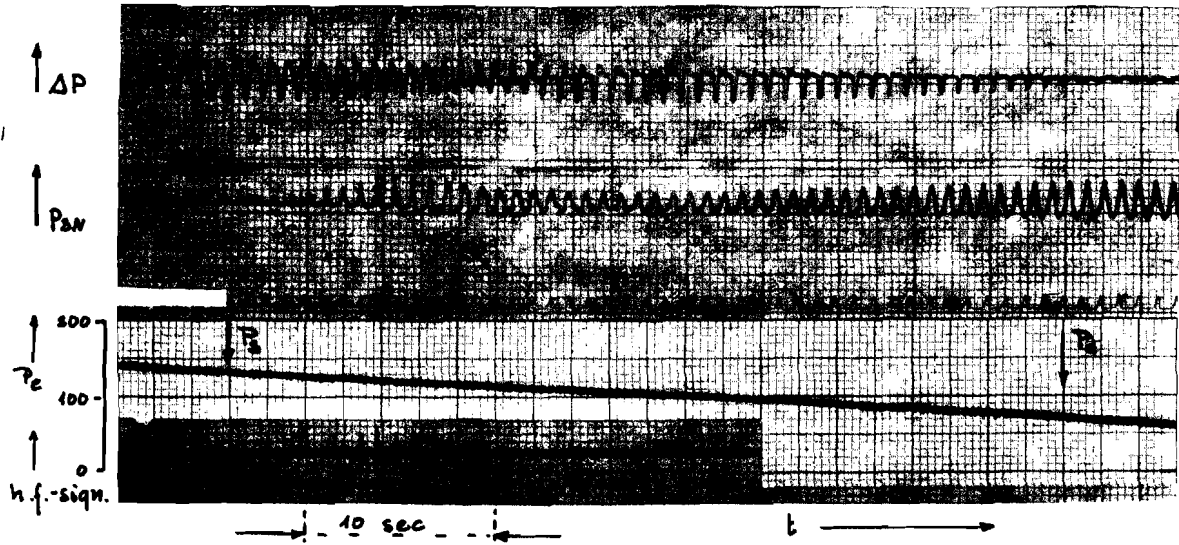


fig.22 simulatie van bloeddrukmeting volgens de methode van De Dobbeleer
(hydrodynamisch model; capacitieve afsluiting)

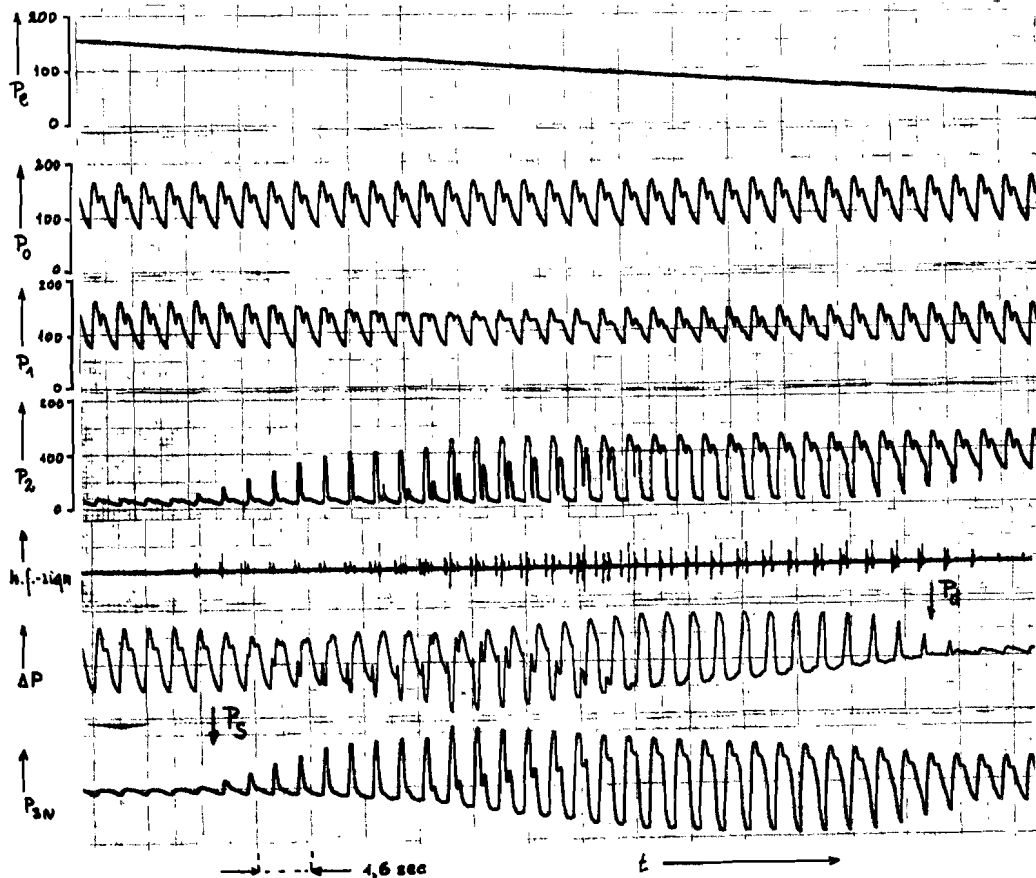


fig.23 simulatie van bloeddrukmeting met behulp van het rekenmachine model (zie blz. 57)

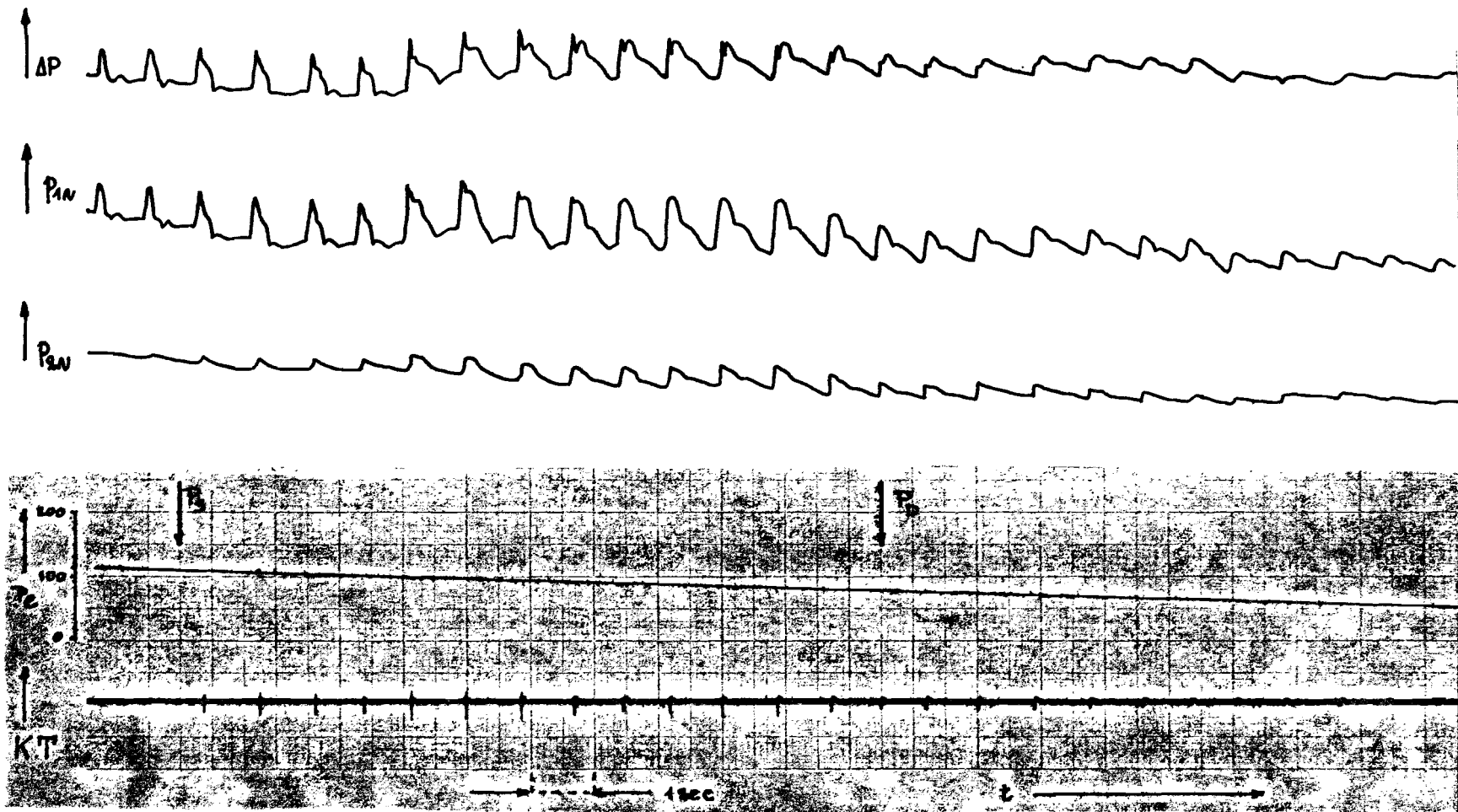
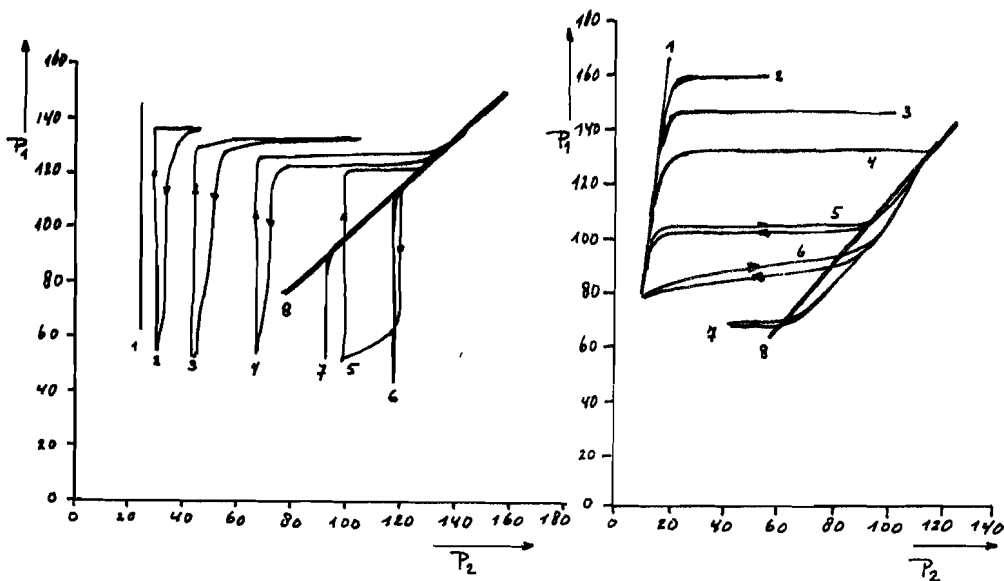


fig.24 bloeddrukmeting volgens de methode van De Dobbeleer
 (P_s en P_d zijn bepaald m.b.v. een stethoscoop)



- 1 $P_e = 150$
- 2 $P_e = 135$
- 3 $P_e = 130$
- 4 $P_e = 125$
- 5 $P_e = 120$
- 6 $P_e = 110$
- 7 $P_e = 90$
- 8 $P_e = 65$

- $P_e = 170$
- $P_e = 160$
- $P_e = 145$
- $P_e = 130$
- $P_e = 105$
- $P_e = 90$
- $P_e = 70$
- $P_e = 55$

hydrodynamisch model
(capacitieve afsluiting)

rekenmachine-model

fig.25 dynamische P_1 - P_2 -relaties van het hydrodynamisch model en van het rekenmachine-model. (zie blz. 57)

In fig.24 kan men een verschil konstateren tussen de tijdstippen waarop de pulsaties p_{1N} en p_{2N} optreden. De Dobbeleer interpreteerde dit als een faseverschuiving.

Uit de vorm van de dynamische P_1 - P_2 -relaties (fig.25) blijkt dat eerst P_1 moet toenemen opdat P_2 kan toenemen. Voor $P_e < P_d$ ontstaat een rechte onder 45° met de assen; P_1 is dan gelijk aan P_2 . Voor $P_e > P_d$ is het verschil Δp van p_{1N} en p_{2N} ongelijk nul; dit wordt veroorzaakt door de niet-lineaire P_1 - P_2 -relaties.

Het tijdafhankelijke gedrag van het systeem uit zich in lusvorming van de dynamische P_1 - P_2 -relaties (fig.25); het begrip faseverschuiving heeft bij niet-lineaire systemen geen betekenis.

De tijdverschillen in fig.24 tussen p_{1N} en p_{2N} worden veroorzaakt door vormverschillen.

6. resultaten en interpretatie

Om het gedrag van een arterie onder een manchete te onderzoeken, is gebruik gemaakt van een hydrodynamisch model. Het stationnaire en dynamische gedrag van dit model is mathematisch beschreven, uitgaande van een benadering van de quasi-statische gemeten volumedruk-karakteristiek.

Deze mathematische beschrijving is getest met behulp van rekenmachines (rekenmachine-model). Het gedrag van het rekenmachine-model vertoont goede overeenkomst met het gedrag van het hydrodynamisch model bij resistieve afsluiting. In beide modellen treedt frequentie-afhankelijke drukversterking op. Bij voldoende grote stroomsterkten kunnen de systemen zich als een negatieve weerstand gedragen en kunnen oscillaties ontstaan.

Met de modellen zijn simulaties van bloeddrukmeting uitgevoerd. De oscillaties die optreden doordat het systeem zich als een negatieve weerstand gedraagt, ontstaan bij deze simulaties steeds op de achterflank van de gesimuleerde bloeddruk-golf.

In het hydrodynamisch model kan onder bepaalde condities ook op de voorflank van de gesimuleerde bloeddruk-golf een oscillatie-verschijnsel optreden. Indien er in het hydrodynamisch model "voorflank-oscillaties" optreden, dan is de voorflank van de druk-golf P_2 steiler dan bij optreden van "achterflank-oscillaties". Bij "achterflank-oscillaties" is de achterflank van P_2 steiler dan bij "voorflank-oscillaties".

Door dit modelonderzoek is inzicht verkregen in het gedrag van een uitgesneden hondenarterie in het hydrodynamisch model. De mathematische beschrijving kan echter niet worden toegepast op een arterie onder een manchete zonder dat men zich terdege realiseert dat de situatie in de arm op een aantal punten afwijkt van het hydrodynamisch model:

In het hydrodynamisch model is een uitgesneden hondenarterie ingespannen en de druk P_e is over de hele lengte van de uitgesneden arterie gelijk.

De manchetedruk wordt via het weefsel van de arm niet volledig en niet in gelijke mate over de volle breedte van de manchete op de

arterie overgebracht. Hierdoor zal de transmurale druk van de arterie onder de manchet veel gradueler verlopen dan in het hydrodynamisch model. De compliantie van een arterie in de arm wordt beïnvloed door het omringende weefsel.

Er zijn ook verschillen tussen de eigenschappen van een arterie in vivo en in vitro (zie 2.2).

Vergelijking van simulatie van bloeddrukmeting met de bloedige metingen van Freis en Sappington (appendix A.2) doet een relatie vermoeden tussen het ontstaan van Korotkofftonen en het gedrag van de vaatwand als massa-veersysteem: Korotkofftonen vallen samen met de voorflank van de bloedig gemeten drukgolf. Op de voorflank van deze drukgolf treedt daarbij een drukpiek op. In het hydrodynamisch model treden op de voorflank van de drukgolf oscillaties op.

Als Korotkofftonen worden veroorzaakt doordat de vaatwand zich gedraagt als een onderkritisch gedempt massa-veer systeem, dan kan de afwezigheid van Korotkofftonen bij bloeddrukmeting aan patiënten in shock-toestand en aan pasgeboren baby's worden verklaard.

Bij patiënten in shock-toestand is de gemiddelde bloeddruk sterk verlaagd (ca. 50 a 70 mmHg); ook het drukverschil $P_s - P_d$ is kleiner. Om de doorbloeding van de voor overleving essentiële organen (o.a. de hersenen) op peil te houden, treedt vasoconstrictie op bij de grote slagaders naar niet essentiële organen of weefsels (o.a. spierweefsel van de armen). Bij vasoconstrictie worden de spiertjes in de vaatwand zodanig aangespannen, dat vernauwing van het vat optreedt: De vaten worden stugger.

In termen van een massa-veer systeem betekent dit dat de kwaliteitfactor van het systeem lager wordt en dat het systeem in plaats van onderkritisch wellicht overkritisch gedempt wordt: Uitslingeren treedt dan niet op. Bovendien wordt het massa-

veer systeem minder sterk aangestoten, omdat het verschil $P_s - P_d$ bij shock kleiner is.

De afwezigheid van Korotkofftonen bij pasgeboren baby's hangt wellicht samen met de kleinere capaciteit van de vaten van baby's ($C = dV/dP_t$). Als de elasticiteit van de vaatwand van baby's en volwassenen bij benadering gelijk is, dan zal vanwege de kleinere afmetingen bij baby's de capaciteit van het vat kleiner zijn. Een lagere capaciteit betekent dat de vaten stugger zijn en dat de kwaliteitsfaktor van het massa-veer systeem lager is.

De simulaties van bloeddrukmeting volgens de methode van De Dobbeleer (fig.23) vertonen overeenkomsten met registraties van bloeddrukmeting volgens die methode (fig.24) aan een proefpersoon. De Dobbeleer verklaarde het optreden van het verschil Δp voor $P_e > P_d$, op grond van een faseverschuiving tussen p_{1u} en p_{2u} in de gedeeltelijk samengeklapte arterie onder de manchetten.

Uit simulaties blijkt dat er behalve een tijdverschil t.g.v. een looptijd in het samengeklapte vat, ook een tijdverschil optreedt t.g.v. een vormverschil tussen de proximale en de distale bloeddruk golf. Dit tijdverschil wordt bepaald door de tijd waarin de proximale bloeddruk golf van P_d toeneemt tot P_e .

In de dynamische $P_1 - P_2$ -relaties (fig.25) komen deze twee oorzaken voor het ontstaan van een verschil Δp tot uiting:

De looptijd-effecten komen tot uiting in lusvorming; de vormverschillen worden veroorzaakt door de niet-lineaire $P_1 - P_2$ -relatie. Voor $P_e < P_d$ zijn er geen vormverschillen tussen proximale en distale druk golf (de $P_1 - P_2$ -relatie is een rechte onder 45° met de

assen); het vat is open en de looptijd in het vat is kleiner. In samengeklapte vaten is de looptijd groter; er zijn dan ook vormverschillen: De bloeddruk moet proximaal eerst toenemen tot P_e vóórdat de bloeddruk distaal kan stijgen.

7. konklusies

- De gemeten P_1 - P_2 -relaties worden voor de stationnaire toestand redelijk beschreven met de in hoofdstuk 3 afgeleide formules. Alle konstanten in deze formules zijn rechtstreeks gekoppeld aan fysische grootheden in het hydrodynamisch model. De elastische eigenschappen van de vaatwand worden slechts in rekening gebracht middels de benaderde, quasi-statisch gemeten, volume-druk-karakteristiek van het vat.
- De helling van de stationnaire P_1 - P_2 -relaties kan negatief worden (negatieve differentieële weerstand) bij voldoende grote stroomsterkten en bij voldoende steil verlopende volume-druk-karakteristiek voor $P_t=0$. De negatieve differentieële weerstand vindt zijn oorzaak in een groter wordende invloed van de traagheidskrachten (Bernoulli) ten opzichte van de viskeuze wrijvingskrachten (Poiseuille) bij toenemende stroomsterkte.
- Experimenteel blijkt dat spontaan oscillaties kunnen optreden doordat het systeem zich als een negatieve weerstand gedraagt. Deze oscillaties kunnen worden beschreven als oscillaties die optreden in een LCR-kring met stroomafhankelijke capaciteit en stroomafhankelijke negatieve weerstand.
- Het dynamisch gedrag van het hydrodynamisch model kan redelijk goed worden beschreven met de in paragraaf 4.3 afgeleide formules.
- Simulaties van bloeddrukmeting met het hydrodynamisch model leverden twee typen oscillatie-verschijnselen: "achterflank-oscillaties" en "voorflank-oscillaties". "Achterflank-oscillaties" worden veroorzaakt doordat het systeem zich als een negatieve weerstand gedraagt; "voorflank-oscillaties" kunnen worden beschreven als het uitslingeren van een onderkritisch gedempt massa-veer systeem.
- Vanwege het feit dat na middeling van "Korotkofftonen" een deterministisch signaal ontstaat en dat Korotkofftonen redelijk reproduceerbaar zijn, kan het ontstaan van Korotkofftonen niet alleen

worden toegeschreven aan een verschijnsel van stochastische aard.

- Korotkofftonen kunnen wellicht worden veroorzaakt doordat de vaatwand zich als een onderkritisch gedempt massa-veer systeem gedraagt.
- Bij de methode van De Dobbeleer voor het bepalen van de diastolische druk, wordt het tijdverschil tussen $p_{1\omega}$ en $p_{2\omega}$ niet alleen veroorzaakt door een looptijd in het gedeeltelijk samengeklapte vat, maar ook door een vormverschil tussen proximale en distale bloeddruk golf.
- Vormverschillen tussen proximale en distale bloeddruk golf worden veroorzaakt doordat de bloeddruk eerst proximaal moet toenemen vóórdat de bloeddruk distaal kan stijgen.

8. literatuuropgave

- 1 Geddes, L.A.: The direct and indirect measurement of blood pressure; Chicago (1970)
- 2 McDonald, D.A.: Bloodflow in arteries; Londen (1960)
- 3 Ruch, T.C. en Patton, H.D.: Physiology and Biophysics
- 4 Irnich, W.: Zur Problematik der unblutigen Blutdruckmessung; Archiv für Kreislaufforschung (Band 61(1), 1970)
- 5 Holt, J.P.: The collapse factor in the measurement of venous pressure; American Journal of Physiology (Vol.134)
- 6 McCutcheon, E.P. en Rushmer, R.F.: Korotkoff Sounds; Circulation Research (Vol.XX, febr.1967)
- 7 Freis, E.D. en Sappington, R.F.: Dynamic reactions produced by deflating a blood pressure cuff; Circulation (Vol.XXXVIII, dec.1968)
- 8 Tavel, M.E., e.a.: Korotkoff Sounds; Circulation (Vol.XXXIX, april 1969)
- 9 Katz, A.I., e.a.: Flow through a collapsible tube; Biophysical Journal (Vol.9, 1969)
- 10 Rodbard, S. en Saiki, H.: Flow through collapsible tubes; American Heart Journal (Vol.46, 1953)
- 11 Conrad, W.A.: Pressure-flow relationships in collapsible tubes; IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering (BME 16(4), 1969)
- 12 Brookman, B.J., e.a.: The relationship between vessel-wall elasticity and Korotkoff-sound frequency; Medical and Biological Engineering (Vol.8, 1970)
- 13 De Dobbeleer, G.D.P.: Measurement of systolic and diastolic blood pressure by means of phase shift; World Medical Electronics and Instrumentation (1965)
- 14 Burton, A.C.: Physiology and Biophysics of the Circulation Chicago (1968)
- 15 Brower, R.W.: Pressure-flow characteristics of collapsible tubes; A dissertation in biomedical engineering; (University of Pennsylvania, 1970)

APPENDIX

A.1 Verantwoording van benadering (5c)

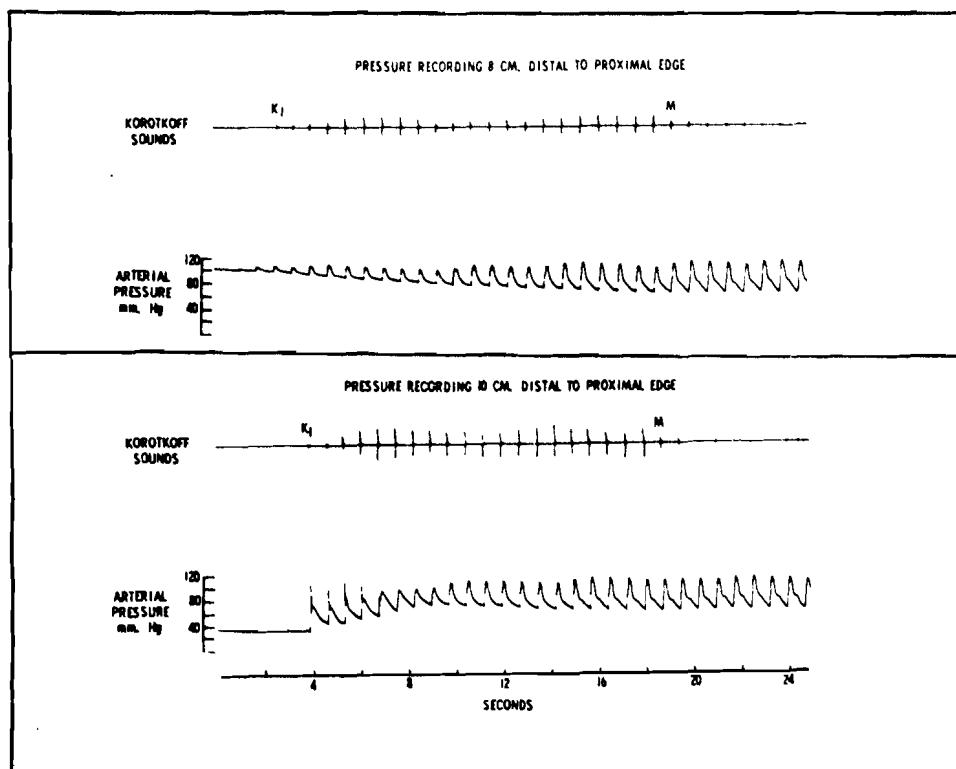
$$f(c) = (1+c^2)/2c$$

$$g(a) = (1,25-0,25 \cdot a)/a$$

In onderstaande tabel zijn $f(c)$ en $g(a)$ gegeven als functie van a en c :

c	a	f(c)	g(a)
0,01	0,02	50,01	50,44
0,05	0,12	10,03	9,98
0,10	0,24	5,05	4,98
0,20	0,45	2,60	2,55
0,30	0,62	1,82	1,78
0,40	0,75	1,45	1,43
0,50	0,84	1,25	1,24
0,60	0,91	1,13	1,13
0,70	0,95	1,06	1,06
0,80	0,98	1,03	1,02
0,90	1,00	1,01	1,01
1,00	1,00	1,00	1,00

A.2 registraties van bloedige metingen;
Freis en Sappington (ref. 7)



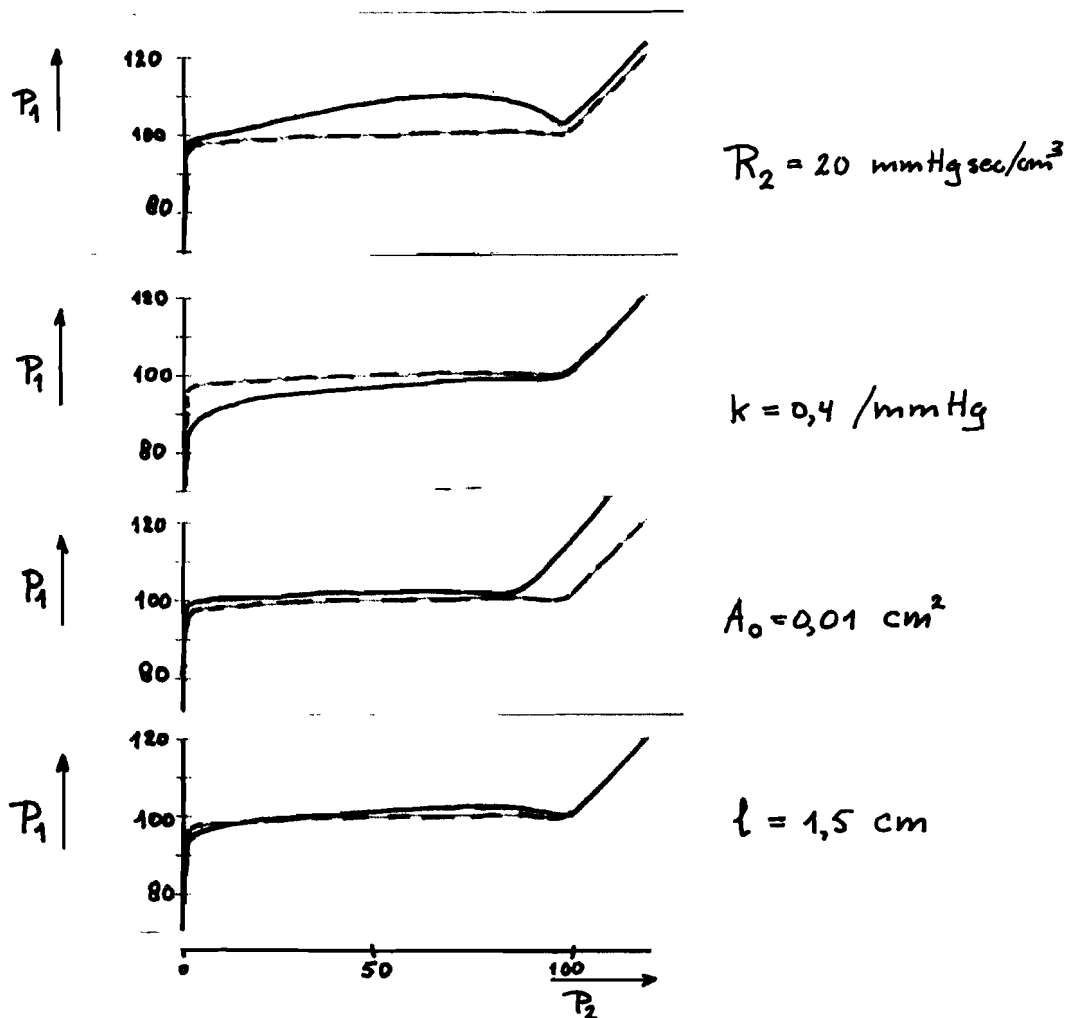
Simultaneous recordings in a 28-year-old man of Korotkoff sounds and intra-arterial pressure recorded in the compressed arterial segment at 8 cm distal to the proximal edge of the 14-cm wide nylon cuff (above) and at 10 cm distal (below). The Korotkoff sounds have been retraced for purposes of illustration.

A.3 de invloed van de parameters R_2 , k , A_0 en l op het verloop van de stationnaire P_1 - P_2 -relaties.

In elk van onderstaande figuren is één parameter gewijzigd. De streep-lijn geeft de stationnaire P_1 - P_2 -relaties onder de volgende kondities:

$$\begin{aligned} P_e &= 100 \text{ mmHg} \\ R_2 &= 100 \text{ mmHg}\cdot\text{sec}/\text{cm}^3 \\ A_0 &= 0,05 \text{ cm}^2 \\ l &= 7,5 \text{ cm} \\ k &= 2/\text{mmHg} \end{aligned}$$

De getrokken kurven zijn de P_1 - P_2 -relaties onder bovenstaande kondities; de parameter die in de figuren zijn aangegeven, hebben een andere waarde (zie figuur).



A.4 analoog rekenschema

De vergelijkingen in paragraaf 4.3 zijn gesimuleerd op een analoge rekenmachine.

De tijd t is genormeerd op 10msec; de drukken zijn genormeerd op 200 mmHg. De betekenis van de coëfficiënten a_i in het analoge rekenschema is als volgt:

$$a_1 = \delta/10$$

$$a_2 = R_2/10000.L$$

$$a_3 = 200.F$$

$$a_4 = |\alpha - 2\beta| \quad s = \text{sgn}(\alpha - 2\beta)$$

$$a_5 = 0,25 \cdot 10^{-3}/G$$

$$a_6 = 4G/R_1 C_0$$

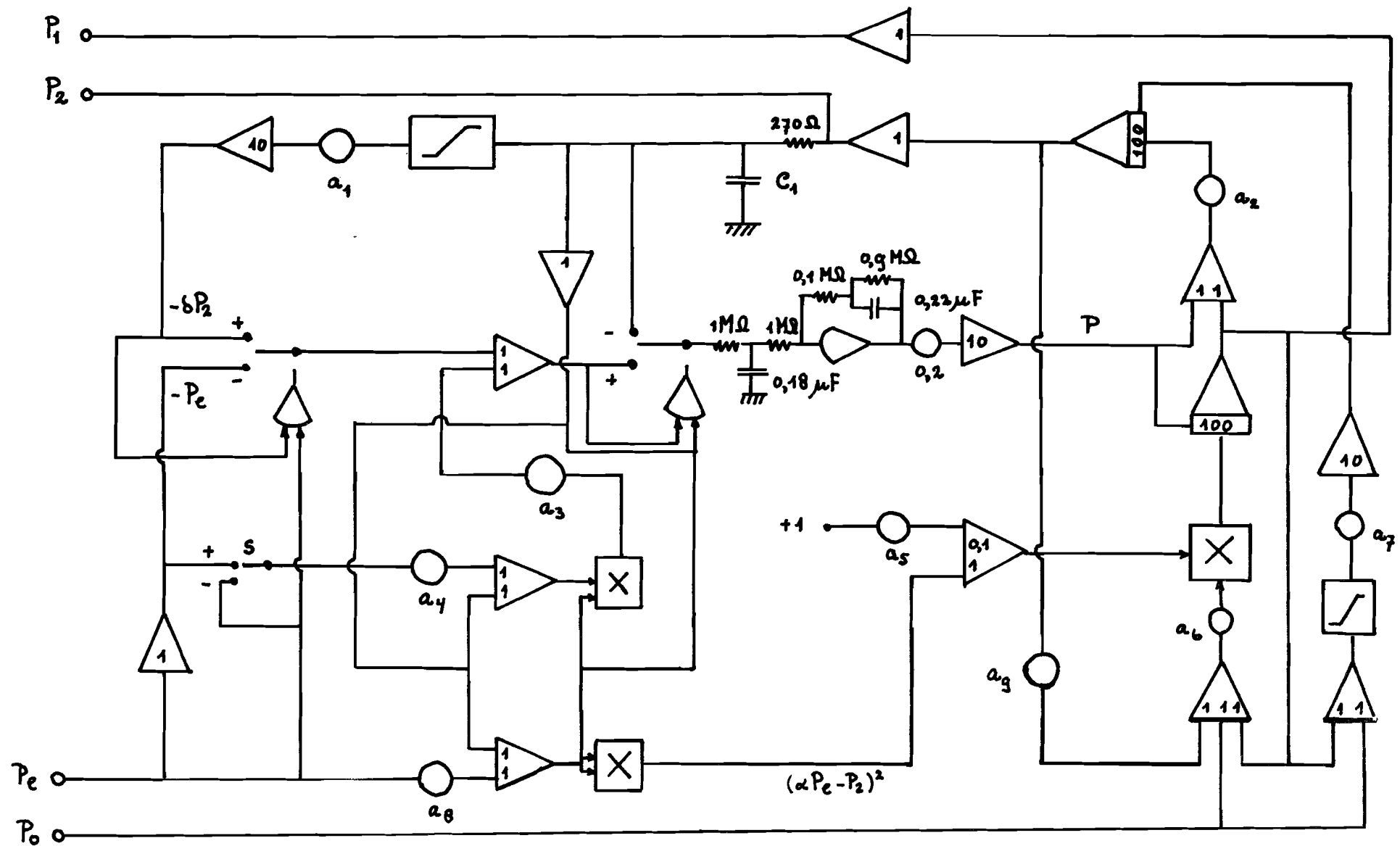
$$a_7 = R_2/10.R_1$$

$$a_8 = \alpha$$

$$a_9 = R_1/R_2$$

In het rekenschema zijn twee limiters opgenomen ($\sqrt{\quad}$) voor de begrenzing van de spanningen aan de uitgangen van de rekenversterkers.

De stationnaire P_1 - P_2 -relaties worden gegenereerd met behulp van twee relaisversterkers. Om storing t.g.v. het omklappen van een relais te voorkomen zijn een aantal RC-netwerken opgenomen; deze netwerken beïnvloeden de simulaties niet.



analog rekenschema

A.5 benadering van de bloeddruk golf in de arteria brachialis

De bloeddruk golf kan worden benaderd met $P_o(t)$:

$$P_o(t) = P_d + \alpha_1 \cdot (f_1(t) + \alpha_2 f_2(t))$$

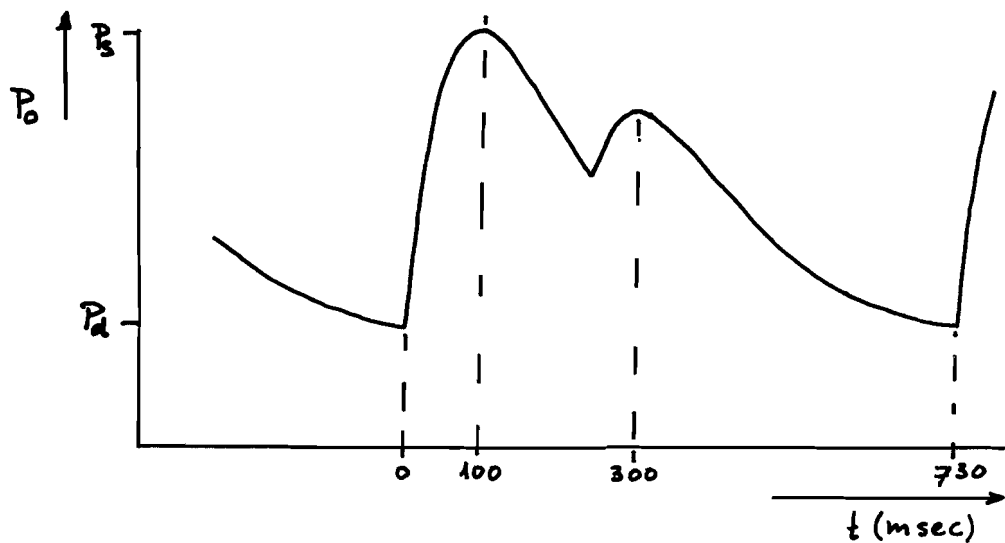
met: P_d diastolische druk

$$f_1(t) = \begin{cases} t \cdot \exp(-10 \cdot t) & \text{voor } 0 \leq t \leq 0,73 \\ 0 & t < 0; t > 0,73 \end{cases}$$

$$f_2(t) = \begin{cases} f_1(t-0,2) & 0,2 \leq t \leq 0,73 \\ 0 & t < 0,2; t > 0,73 \end{cases}$$

α_1, α_2 parameters

$P_o(t)$ wordt periodiek voortgezet met een periode van 0,73 sec (zie figuur).

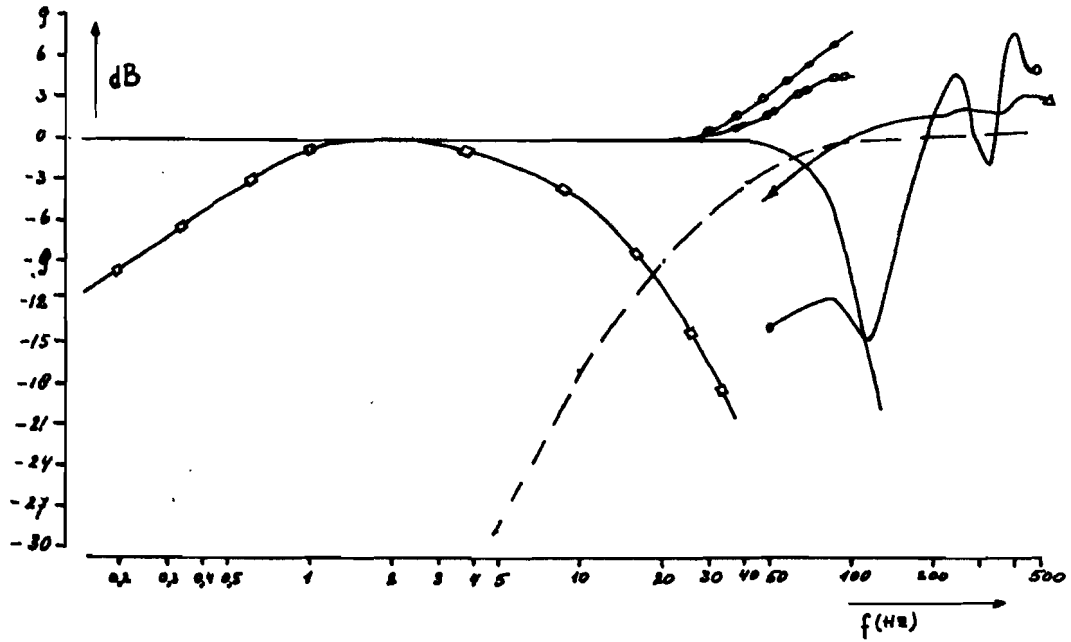


A.6 kondities, waaronder de registraties in dit rapport zijn gemaakt

- fig. 2 Korotkofftonen; gemiddeld over vijf tonen bij konstante manchetdruk; proefpersoon P.J.R. 5 nov.1971
- fig. 4a,b latex slangetje: $l=7,7$ cm; $A_o=0,065$ cm²; $k=1$ /mmHg;
 $R_2=45$ mmHg.sec/cm³
arterie: $l=7,7$ vm; $A_o=0,045$ cm²; $k=2,5$ /mmHg;
 $R_2=70$ mmHg.sec/cm³
- fig. 5 latex slangetje: R_2 zodanig ingesteld dat juist geen oscillatie optreedt
- fig. 6 latex slangetje: R_2 zodanig ingesteld dat juist oscillatie optreedt
- fig. 8a,b dezelfde kondities als bij fig.4a,b
- fig.10,11 berekening met behulp van stationnaire beschrijving:
 $P_e=100$ mmHg; $R_2=50$ mmHg.sec/cm³;
 $l=7,5$ cm; $A_o=0,08$ cm²; $k=2$ /mmHg
- fig.15 rekenmachine-model: $\delta=10$; $\beta=1$; $\alpha=0,95$; $C_o=4,17 \cdot 10^{-3}$ cm³/mmHg; $L=10^{-3}$ mmHg.sec²/cm³; $G=2,08 \cdot 10^{-3}$; $P_e=90$ mmHg; $R_1=20$ mmHg.sec/cm³; $R_2=100$ mmHg.sec/cm³
- fig.16 rekenmachine-model: $\delta=10$; $\alpha=0,85$; $\beta=0,1$; $C_o=10^{-3}$ cm³/mmHg; $L=2 \cdot 10^{-3}$ mmHg.sec²/cm³; $R_1=20$ mmHg.sec/cm³; $R_2=100$ mmHg.sec/cm³; $P_1=100$ mmHg.
de helling van de stationnaire P_1 - P_2 -relaties varieert voor $P_1 \approx P_e$ van $0 \rightarrow -0,05$
- fig.18a arterie: $l=7,7$ cm; $A_o=0,05$ cm²; $k=2$ /mmHg; $R_2=50$ mmHg.sec/cm³
- fig.18b,22, als fig.18a, maar met $V_1=100$ cm³
- fig.19 latex slangetje: als fig.4a,b maar met $V_1=100$ cm³
- fig.21,24 bloeddrukmeting volgens De Dobbeleer:
proefpersoon M.S. (12-2-1972); bloeddruk 110-80 mmHg
- fig.23 rekenmachine-simulatie: $\delta=8$; $\beta=0,62$; $\alpha=0,85$; $G=0,025$; $L=14 \cdot 10^{-3}$ mmHg.sec²/cm³; $C_o=5 \cdot 10^{-3}$ cm³/mmHg; $R_1=20$ mmHg.sec/cm³; $R_2=100$ mmHg.sec/cm³
- fig.25 rekenmachine-model als fig.23; hydrodynamisch model als fig.18b

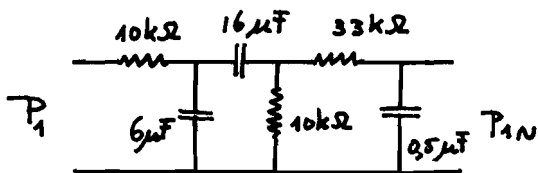
A.7 gegevens over de gebruikte meetapparatuur en filternetwerken

- De meetsystemen voor de drukken bestaan uit Philips meetbruggen PT 1200/01 en inductieve drukopnemers. De gebruikte drukopnemers zijn opgebouwd uit een drukhuis waarin een membraan is aangebracht. De verplaatsing van dit membraan is een maat voor de druk en wordt gemeten met Philips verplaatsingsopnemers PR 9310. De meetsystemen zijn tot 50 Hz recht binnen 3 dB. De lineariteit van de meetsystemen is beter dan 5% voor drukken tussen 0 en 200 mmHg.
- Bij registraties is gebruik gemaakt van een vier-kanaals schrijver (Hellige), waarvan in bijgaande figuur de frequentie-karakteristiek is gegeven.
- Bij onderzoek naar de methode van De Dobbeleer is gebruik gemaakt van een haemotonograph (Godart); Een haemotonograph is een apparaat dat automatisch bloeddruk kan meten volgens de methode van De Dobbeleer.
- De "Korotkoff-mikrofoon" bevat een membraan waarop een pixie-beam is aangebracht; m.b.v. de pixie-beam kan de doorbuiging van het membraan worden geregistreerd. De frequentie-karakteristiek van deze mikrofoon en bijbehorende versterker met RC-netwerken is bepaald met een meetspeaker en een dB-meter. De frequentie-karakteristiek is gecorrigeerd voor de eigenschappen van het meetsysteem.
- De frequentie-karakteristiek van de gebruikte stethoscoop is bepaald met een meetspeaker en meetmikrofoon en gecorrigeerd voor de eigenschappen van dit meetsysteem.
- Bij simulaties van de methode van De Dobbeleer is gebruik gemaakt van een banddoorlaatfilter met 3 dB punten bij 0,5 en 8 Hz volgens bijgaand schema.
- Het h.f.-signaal wordt bepaald uit P_2 met behulp van een hoogdoorlaat filter met een afsnijfrequentie (3 dB-punt) bij ca. 40 Hz.

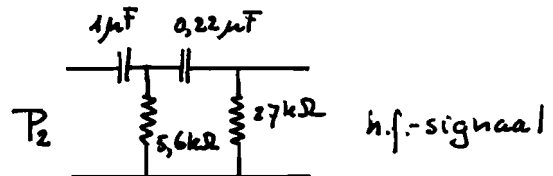


frequentie-karakteristieken

- vier-kanaals schrijver
- meetsysteem voor P_2
- ⊖—⊖—⊖—⊖— meetsysteem voor P_1
- △—△—△—△— "Korotkoff-microfoon" en versterker
- stethoscoop
- hoogdoorlaatfilter
- banddoorlaatfilter



banddoorlaatfilter



hoogdoorlaatfilter