

MASTER

Kwaliteitsverbetering van invasieve bloeddrukmetingen

Alofs, J.M.G.

Award date:
1993

[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

7078

AFDELING DER ELEKTROTECHNIEK
TECHNISCHE UNIVERSITEIT
EINDHOVEN
VAKGROEP MEDISCHE ELEKTROTECHNIEK

KWALITEITSVERBETERING
VAN
INVASIEVE BLOEDDRUKMETINGEN

door J.M.G. Alofs

Rapport van het afstudeerwerk
uitgevoerd van februari 1993 tot december 1993
in opdracht van prof. dr. ir. J.E.W. Beneken
onder leiding van dr. ir. J.A. Blom en prof. ir. K.H. Wesseling

DE AFDELING DER ELEKTROTECHNIEK VAN DE TECHNISCHE
UNIVERSITEIT EINDHOVEN AANVAARDT GEEN AANSPRAKELIJK-
HEID VOOR DE INHOUD VAN STAGE- EN AFSTUDEERVERSLAGEN.

Dankwoord

Bijzonderde dank is verschuldigd aan Hennie v.d. Zanden, die het apparaat om de spoel-eenheid te bedienen in een recordtijd aangepast heeft aan een nieuwe spoel-eenheid, zodat metingen met deze nieuwe spoel-eenheid uitgevoerd konden worden.

Eveneens gaat mijn dank uit naar Jos Jansen van de Erasmus Universiteit in Rotterdam en zijn medewerkers, die mij de gelegenheid hebben geboden om tijdens metingen aan varkens met het ontworpen systeem metingen te verrichten.

Verder wil ik mijn dank uitspreken naar Sjoerd Ypma, die de contacten verzorgde met het Catharina Ziekenhuis Eindhoven, en naar het Catharina Ziekenhuis, dat voor de benodigde onderdelen van het katheter-manometer systeem heeft gezorgd.

Tot slot gaat mijn dank natuurlijk uit naar mijn begeleiders voor hun prettige samenwerking.

Jos Alofs
December 1993

Samenvatting

Invasieve bloeddrukmetingen zijn van groot belang in de diagnose van hart- en vaatproblemen, en tijdens operaties, waarbij de bloeddrukmetingen informatie verstrekken over de toestand van de patiënt. Het is daarom van belang dat een nauwkeurige weergave van de bloeddruk gegarandeerd kan worden. Alhoewel tip-katheters een veel grotere bandbreedte hebben en veel nauwkeuriger kunnen meten, worden de veel goedkopere en robuuste katheter-manometer systemen het meeste gebruik in de kliniek. De vloeistof in de katheter brengt de drukken in het bloedvat over naar de externe transducer. Een nadeel van deze systemen is dat hun overdracht frequentieafhankelijk is, en daardoor kan de gemeten bloeddruk vervormd worden. De overdracht van deze systemen kan bovendien gedurende bloeddrukmetingen veranderen, bijvoorbeeld door het ontstaan van luchtbelletjes, die in de vloeistof opgelost waren. De overdracht van de katheter kan tijdens metingen bepaald worden uit de spoelresponsie, wat de enige methode is waarmee ook gedurende klinische bloeddrukmetingen de overdracht bepaald kan worden.

We zullen een volledig automatische methode bespreken waarmee voor de overdracht van de katheter gecompenseerd kan worden. De katheter-parameters, waarmee de overdracht eenduidig bepaald kan worden, kunnen uit de spoelresponsie worden bepaald [Gardner, 1981]. We zullen enkele manieren bespreken waarmee de computer de spoelresponsie kan bewerken ten einde zo weinig mogelijk hinder te ondervinden van de bloeddruk, waarop de responsie gesuperponeerd is, bij het bepalen van de katheter-parameters. Met behulp van de bepaalde katheter-parameters kunnen we het gemeten bloeddruksignaal terugfilteren, door het elektrische signaal afkomstig van de transducer te bewerken. Deze signalen kunnen dan weergegeven worden op de monitor.

Het belangrijkste verschil van onze methode met de meer gebruikelijke is, dat we een apparaatje gebruiken dat de spoel-eenheid kan bedienen. Omdat de computer dit apparaatje kan bedienen, weet de computer de exacte plaats van de spoeling en de spoelresponsie. Er hoeft dus geen ingewikkelde signaal-validatie plaats te vinden om de responsie te detecteren. Een ander voordeel is dat we de computer ook zelf kunnen laten bepalen wanneer hij wil spoelen, waarbij hij ook de gemeten bloeddruk kan gebruiken voor zijn beslissingen. Zo kan de computer er voor zorgen dat de spoeling zo geplaatst wordt, dat de spoelresponsie plaatsvindt wanneer de bloeddruk niet te veel varieert.

Er zijn enkele tests uitgevoerd met het ontwikkelde computerprogramma, zowel in een meetopstelling buiten de kliniek, als bij enkele bloeddrukmetingen tijdens dierproeven.

Summary

Invasive blood pressure measurements are of importance in the diagnosis of problems of the cardiovascular system, as well as during operations, during which the blood pressure gives a lot of information about the condition of the patient. Therefore it is important that an accurate reproduction of the blood pressure can be guaranteed. Although catheter-tipped transducers permit high fidelity recording, the more robust and less expensive catheter-manometer system is the most widely used system in clinical practice. The pressure in the blood vessels is transmitted by the liquid-filled catheter to the external pressure transducer. Unfortunately, resonance in the external transducer system can occur at a frequency sufficiently low to cause distortion in the transmitted waveform. This resonance frequency can change during measurements due to the introduction of air bubbles, which come out of solution.

The dynamic-response characteristics of the catheter can be determined using the fast-flush test, which is the only test that allows us to determine the natural frequency and damping factor *in vivo*.

We discuss a fully automatic algorithm to remove resonance artifacts from the measured blood pressure. The catheter parameters are extracted from the fast-flush response, as was suggested by Gardner [1981]. Several methods are discussed, by which a computer can adapt the electrical signal from the transducer to diminish the influence of the blood pressure during the flush response. The catheter parameters derived from these methods can be used to remove the resonance artifacts from the measured signal. These signals can be displayed on the monitor. The main difference between our setup and setups commonly used is a device which can operate the flush-device. Since the computer can operate this device, the computer also knows the exact time moment of the flush-response. Therefore no difficult signal validation algorithms have to be used to detect the response. Another advantage is that some intelligence can be built into the computer, so that the computer can determine the best timing to deliver a flush.

Several tests were performed, *in vitro* as well as *in vivo*, using the developed computer program. The tests indicate that reasonable results can be achieved already, although still a lot of work has to be performed, before this system can be a stand-alone setup in a surgery room.

Inhoudsopgave

1 Inleiding	3
1.1 Invasieve bloeddrukmetingen.	3
1.2 Katheter-manometer of tip-katheter?	3
1.3 Eigenschappen en beperkingen van katheter-manometer systemen.	4
1.4 Verbeteren van de overdracht van de katheter-manometer.	4
1.5 Bepaling van de overdracht tijdens bloeddrukmetingen.	6
1.6 Automatische methode om de overdracht te bepalen.	6
1.7 Opbouw van het verslag.	7
2 Het katheter-manometer systeem	9
2.1 Het katheter-manometer systeem.	9
2.2 Elektrisch model van het katheter-manometer systeem.	11
2.3 Het bepalen van de overdracht uit de stapresponsie.	13
2.4 De spoeling als stap op het systeem.	14
2.5 Bepaling van de katheter-parameters.	14
2.6 Simulatie van het katheter manometer systeem.	16
3 Hoe goed moeten de katheter-parameters geschat worden?	19
3.1 Opzet van de foutenanalyse.	19
3.2 De foutenanalyse.	20
3.3 Onderzochte situaties.	20
3.4 Resultaten.	22
3.5 Evaluatie van de resultaten.	23
4 Schatting van de katheter-parameters gedurende bloeddrukmetingen	27
4.1 De plaatsingsmethode.	27
Eisen aan de bloeddrukcurve	28
Testen van de plaatsingsmethode	29
Resultaten van de plaatsingsmethode	30
4.2 Subtractiemethode.	31
Eisen aan de subtractiemethode	31
4.3 Het gebruik van de methodes.	33
5 Signaalbewerking	35
5.1 Signalen.	35
5.2 Digitale signaalbewerking	35
5.3 Samplefrequentie	36
5.4 Implementatie.	36
6 Het computer-programma	39
6.1 Eisen aan het programma	39
De bloeddruk moet via een A/D kaart ingelezen kunnen worden.	39
De bloeddruk moet grafisch en in real-time worden weergegeven.	39
Belangrijke bloeddrukgegevens moeten worden weergegeven.	39

De PC moet de spoel-eenheid kunnen bedienen.	41
Het programma moet de gecorrigeerde bloeddruk weergeven.	42
Gegevensopslag	42
6.2 Schatting van de katheter-parameters uit de bewerkte responsie.	44
6.3 Wijziging van de spoel-responsie begintijd.	46
7 Verificatie van de ontwikkelde programmatuur tijdens metingen	47
7.1 Metingen aan een katheter zonder bloeddrukken.	47
7.2 Metingen aan een katheter met een bloeddruksimulator.	49
7.3 Metingen aan een varken.	52
Meetsessie 1	53
Meetsessie 2	55
Conclusies varken-experimenten	55
8 Conclusies	57
9 Aanbevelingen	59
10 Literatuurlijst	61
A Hydrodynamisch model voor de katheter	65
a.1 Stroming in buizen.	65
a.2 Analogie met elektrische lange leiding.	67
a.3 De kraan.	69
a.4 De naald.	69
a.5 De manometer.	70
a.6 De spoel-eenheid.	70
a.7 Het totale katheter manometer systeem.	71
B Tweepoorten	73
C Het simulatiemodel	77
D Hoogtediagrammen	79
E Plaatsing van de responsie	85
F De labmaster kaart	91
f.1 Algemeen.	91
f.2 D/A conversie.	91
f.3 A/D conversie.	91
G Het bedieningsapparaat van de spoel-eenheid	93
H Gebruikte apparatuur	95

1 Inleiding

Continue bloeddrukmeting verschaft veel informatie. Tijdens operaties is deze informatie soms onmisbaar. Het is daarom van belang dat de informatie juist is, of anders dat in ieder geval de mate van betrouwbaarheid bekend is.

1.1 Invasieve bloeddrukmetingen.

Bij een invasieve bloeddrukmeting wordt de arteriële bloeddruk gemeten met behulp van een katheter die in het bloedvat wordt ingebracht. Hierbij bevindt zich de druksensor ofwel aan het eind van de katheter, buiten de patiënt, ofwel aan het begin van de katheter, in het bloedvat. In het eerste geval spreken we van een katheter-manometer systeem, in het tweede geval van een tip-katheter.

Bij de meeste invasieve bloeddrukmetingen wordt een naald die zich aan het uiteinde van de katheter bevindt in de armslagader gestoken en meet men de druk in de *arteria brachialis*. Wanneer men de druk op andere plaatsen in het lichaam wil meten, dan brengt men een katheter in in een gemakkelijk bereikbaar bloedvat, zoals de armslagader of de halsslagader, van waaruit men de katheter door de bloedbaan schuift naar de plaats waar men wenst te meten.

In tegenstelling tot de meeste non-invasieve bloeddrukmetingen, die alleen intermitterend de maximale en minimale bloeddruk kunnen bepalen, kan men met een invasieve bloeddrukmeting de bloeddrukcurve continu meten en weergeven.

1.2 Katheter-manometer of tip-katheter?

Beide systemen hebben voor- en nadelen. De druksensor van de tip-katheter moet erg klein en stabiel zijn, zodat hij ook erg duur is. Daarom worden tip-katheter systemen meerdere malen gebruikt. Na elke meting moeten deze systemen gesteriliseerd worden. Het steriliseren duurt echter twee à drie weken, zodat er meerdere systemen aanwezig moeten zijn, hetgeen een flinke investering is. Bovendien brengen ze een verhoogd risico met zich mee voor de patiënt, omdat ze direct in contact met het bloed komen.

Het katheter-manometer systeem daarentegen meet de uitwijking van een membraan aan het einde van een met vloeistof gevulde katheter. Dit membraan krijgt een uitwijking doordat de vloeistof de druk aan het begin van het katheter doorgeeft. De uitwijking van het membraan kan worden gemeten met een verplaatsingssensor.

Het gehele katheter-manometer systeem wordt slechts één keer gebruikt. Het hoeft dus niet opnieuw gesteriliseerd te worden. In sommige uitvoeringen hoeft de verplaatsingssensor niet vervangen te worden. In deze uitvoeringen wordt dan alleen het membraan vervangen. De kosten van deze systemen voor eenmalig gebruik zijn een fractie van de kosten van de tip-katheters; daarom zal men in de praktijk meestal het katheter-manometer systeem tegenkomen.

1.3 Eigenschappen en beperkingen van katheter-manometer systemen.

De vloeistof-gevulde katheter heeft een frequentie-afhankelijke overdracht [Frank, 1903], waardoor drukveranderingen aan het begin van de katheter niet getrouw aan het membraan te zien zijn. De weergegeven bloeddruk zal dus niet in alle details overeenkomen met de werkelijke bloeddruk. Deze frequentie-afhankelijkheid wordt veroorzaakt door de massa draagbaarheid en stromingsweerstand van de vloeistof, en door de elasticiteit van de katheterwand.

Men kan dit systeem het beste vergelijken met een veer waaraan aan een uiteinde een massa is bevestigd. Beweegt men langzaam het andere uiteinde van de veer, dan trilt de massa in dezelfde frequentie mee. Voert men de trillingsfrequentie op, dan zal de uitwijking van de massa steeds groter worden, totdat er een frequentie gevonden wordt, waarvoor de massa aan het uiteinde een maximale uitwijking heeft. Deze frequentie noemt men de *eigenfrequentie* of *natuurlijke frequentie*. Voert men de frequentie nog verder op dan zal de amplitude weer afnemen, tot de uitwijking op een gegeven moment vrijwel nul wordt.

Katheter-manometer systemen bezitten ook een eigenfrequentie. Deze eigenfrequenties ligt meestal onder de 30 Hz, wanneer er geen speciale maatregelen genomen worden om deze te verhogen [Hipkins, 1989]. De aanwezigheid van luchtbelletjes in de katheter kan de eigenfrequentie dramatisch verlagen [Yeomanson, 1983]. Eigenfrequenties lager dan vijf Hertz kunnen voorkomen in de praktijk. De frequentie-inhoud van bloeddruksignalen loopt van nul tot ongeveer dertig Hertz [Frank, 1903]. Dit betekent dat katheter-manometer systemen de bloeddrukcurve kunnen vervormen door hun frequentie-afhankelijke overdracht. Meerdere auteurs hebben aangetoond dat bijvoorbeeld meetfouten van de systolische bloeddruk als gevolg van deze overdracht wel meer dan 50% kunnen bedragen [McDonald, 1960; Rothe, 1980; Geddes, 1968]. Een tweede-orde overdracht is een goede benadering voor de overdracht katheter-manometer systemen [Vierhout, 1966].

1.4 Verbeteren van de overdracht van de katheter-manometer.

Het frequentie-gebied met lineaire responsie kan uitgebreid worden door de *demping* van het systeem op te voeren [Hipkins, 1989]. Het systeem zal in dat geval in de omgeving van de eigenfrequentie ook nog een lineaire responsie hebben.

Wanneer we dit weer vergelijken met het massa-veer systeem waarin we een grote demping aanbrengen, dan betekent dit dat de uitwijking gelijk blijft voor frequenties tot en met de eigenfrequentie.

Het aanbrengen van een demping vergroot dus de lineaire responsie van het systeem tot en met de eigenfrequentie. Wanneer de eigenfrequentie echter klein is, dan blijft de overdracht slecht.

Een andere voor de hand liggende methode is het bewerken van het elektrische signaal [Schaeder, 1960], afkomstig van de druktransducer. Wanneer de overdracht van de katheter bekend is, kan met behulp van een elektrisch filter de inverse overdracht verwezenlijkt worden, waarmee voor de frequentie-afhankelijke overdracht van de katheter gecorrigeerd wordt. Deze overdracht kunnen we gemakkelijk bepalen door aan de ingang een frequentie aan te bieden, en te kijken hoe sterk die aan de uitgang te zien is. Ook kunnen we aan het begin van de katheter een stap of impuls aanbrengen. Uit de responsie hiervan aan de uitgang kunnen we eveneens de overdracht bepalen.

De reden waarom dit terugfilteren van het elektrische signaal niet toegepast wordt in de praktijk is dat de overdracht van de katheter tijdens een bloeddrukmeting verandert.

Een oorzaak hiervan kan zijn dat bloed de katheter binnendringt door middel van diffusie, als de vloeistoffen niet in beweging zijn, of door de vloeistof-pulsaties die aanwezig zijn aan het begin van de katheter. Als dit bloed zou gaan stollen, zou de katheter verstopt of vernauwd raken. Om dit tegen te gaan is er een spoel-eenheid aanwezig aan het einde van de katheter. Deze spoel-eenheid is verbonden met een infuuszak die onder hoge druk staat. Continue stroomt er een klein beetje vloeistof door de spoel-eenheid via een capillair, zodat er ook continue een kleine stroom vloeistof de katheter uit stroomt, zodat het binnendringen van bloed tegengegaan wordt. Deze stroomt is zo klein dat het drukverschil tussen begin en einde van de katheter te verwaarlozen is. Mocht de katheter ondanks deze voorzorgsmaatregel toch verstopt dreigen te raken, dan kan men een soort ventiel in de spoel-eenheid openen, waardoor een grote stroom vloeistof de katheter doorstroomt met als doel deze schoon te spoelen. In de praktijk zal men door deze voorzorgsmaatregelen weinig last hebben van binnengedrongen bloed.

De belangrijkste oorzaak van het veranderen van de overdracht van de katheter is dan ook het ontstaan van luchtbellens in de vloeistof. Deze ontstaan doordat gas dat is opgelost in de vloeistof uit oplossing gaat, bijvoorbeeld door temperatuurschommelingen, en belltjes vormt. Luchtbellens zijn ongewenst omdat ze, in tegenstelling tot de vloeistof in de katheter, een zeer grote *compliantie* (samendrukbaarheid) bezitten, waardoor ze de overdracht van een katheter sterk kunnen veranderen.

De luchtbellens kunnen variëren in grootte. De kleine, met het blote oog onzichtbare, luchtbellens noemt men ook wel *micro-luchtbellens*. Zichtbare luchtbellens kan men verwijderen door ze weg te spoelen. Meestal zet men dan een kraantje dat zich dicht bij de naald bevindt om, zodat de luchtbellens niet de patiënt ingespoeld worden. Micro-luchtbellens zijn ongevaarlijk voor de patiënt, omdat ze zo klein zijn dat ze meteen oplossen in het warmere bloed wanneer ze daarin terechtkomen. Omdat deze luchtbellens onzichtbaar zijn, kunnen we ze echter niet doelmatig verwijderen. Ook zichtbare luchtbellens die zich vaak in een koppelstuk of kraantje bevinden [Yeomanson, 1983], zijn slecht zichtbaar met het blote oog.

De kans op het ontstaan van luchtbellens kan verkleind worden door de vloeistof voor het vullen van de katheter te koelen, omdat er dan minder gas in kan oplossen. In de kliniek neemt men echter zelden deze voorzorgsmaatregel.

Onder klinische omstandigheden kan men ervan uitgaan dat er altijd luchtbellens kunnen ontstaan, die de overdracht van de katheter (sterk) veranderen. Wanneer we dus het elektrische signaal willen bewerken, dan moeten we ook te allen tijde op de hoogte zijn van de overdracht van de katheter. Tijdens bloeddrukmetingen kan men echter niet aan de ingang van de katheter een signaal aanbieden, zodat het bepalen van de overdracht op deze manier niet mogelijk is.

1.5 Bepaling van de overdracht tijdens bloeddrukmetingen.

Gardner [1981] stelde een andere manier voor om de overdracht te bepalen. Wanneer we de spoel-eenheid openen, zal er een vloeistofstroom op gang komen. Sluiten we de spoel-eenheid dan snel, dan zetten we als het ware een stap op het einde van het systeem. Door ook aan het einde de stapresponsie te meten, kan de overdracht van het systeem bepaald worden. Dit systeem moet dan wel een tweede-orde systeem zijn, maar in het volgende hoofdstuk zullen we aantonen dat aan deze eis voldoende goed voldaan wordt. Deze methode blijkt de enige betrouwbare methode te zijn om tijdens bloeddrukmetingen de overdracht te bepalen, wat tijdens experimenten herhaaldelijk aangetoond is [Taylor, 1990; Kleinman, 1992; Sheahan, 1991]. Het is echter lastig om uit de stapresponsie de parameters van de overdracht goed te bepalen. Wanneer dit op het oog gebeurt, dan zal men na veel ervaring opgedaan te hebben, de parameters redelijk tot goed kunnen bepalen. Wat echter gewenst is, is een volledig automatische manier van het bepalen van de parameters. Wanneer men de parameters wil bepalen met behulp van een computer, dan moet deze weten wanneer de stapresponsie plaatsvindt. Een algoritme om de responsie automatisch te detecteren is moeilijk te implementeren, omdat de variatie aan (bloeddruk-)signalen die kunnen optreden groot is, waarbij artefacten het moeilijkst onder te brengen zijn. Bovendien wordt de stapresponsie gesuperponeerd op de bloeddruk, zodat de stapresponsie ook nog eens verstoord wordt, en men spoelt de katheter daarom meestal een aantal keren, totdat men een responsie vindt die nauwelijks verstoord wordt door de bloeddruk [Schwid, 1989]. In de kliniek wordt de stapresponsie daarom alleen gebruik als een indicatie van de betrouwbaarheid van de meting, en voor deze indicatie heeft men geen computer nodig om de parameters te bepalen.

1.6 Automatische methode om de overdracht te bepalen.

In de vakgroep Medische Elektrotechniek van de TU Eindhoven is een apparaat ontwikkeld, waarmee computergestuurd een spoel-eenheid bediend kan worden. Dit biedt de mogelijkheid om volledig automatisch de responsie te detecteren, waaruit de katheter-parameters bepaald kunnen worden. Tevens biedt dit de mogelijkheid om het tijdstip van de spoeling zo te kiezen, dat de verstoring van de responsie door de bloeddruk minimaal is. Ook kan men gebruik maken van signaalbewerking, om het effect van de bloeddruk tijdens de responsie te verminderen.

Het doel van dit afstudeerwerk is om algoritmen te ontwikkelen, waarmee we zo goed mogelijk de katheter-parameters uit de stapresponsie kunnen bepalen. Deze algoritmen moeten ervoor zorgen dat zo weinig mogelijk last ondervonden wordt van de aanwezigheid van de bloeddruk tijdens de responsie.

Dit alles moet geïmplementeerd worden in een programma, waarmee in praktijksituaties getest moet kunnen worden.

1.7 Opbouw van het verslag.

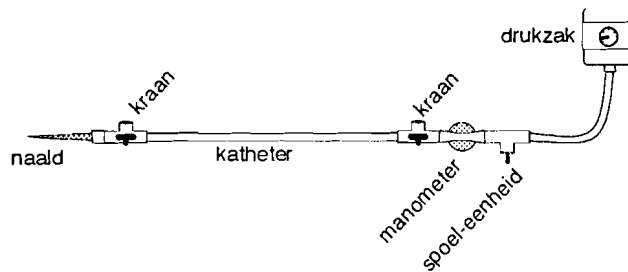
In het volgende hoofdstuk zullen we een model voor een katheter-manometer systeem opstellen. Aan de hand van simulaties met dit model gaan we simulaties uitvoeren, waarmee we kunnen controleren of door middel van het spoelen van de katheter de overdracht kunnen bepalen. In het derde hoofdstuk zullen we, ook aan de hand van simulaties, gaan bekijken hoe nauwkeurig de katheter-parameters geschat moeten worden. In het vierde hoofdstuk zullen we dan algoritmen voorstellen, waarmee we de invloed van de bloeddruk op de bepaling van de parameters proberen te verminderen. In hoofdstuk vijf zullen we het hebben over de signaalbewerking die we in het programma hebben toegepast. In hoofdstuk zes zullen we de eisen aan het programma bespreken. In hoofdstuk zeven zullen we de praktijktests evalueren. In de conclusies zullen we erop terugkomen in hoeverre de doelstelling bereikt is.

2 Het katheter-manometer systeem

In dit hoofdstuk zullen we allereerst bekijken hoe katheter-manometer systemen opgebouwd zijn. Daarna zullen we hiervoor een equivalent elektrisch model opstellen. Ook laten we zien hoe de overdracht van het systeem bepaald kan worden tijdens bloeddrukmetingen.

2.1 Het katheter manometer systeem.

In figuur 2.1 staat een typisch katheter manometer systeem, zoals dat in de praktijk kan worden aangetroffen.



figuur 2.1 Schematische voorstelling van een katheter-manometer systeem.

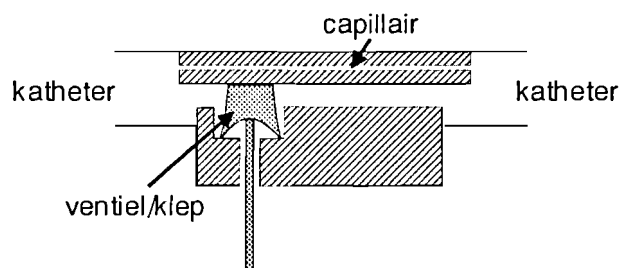
We vinden hierin de volgende onderdelen terug:

- De katheter: Een dunne buis van plastic, gevuld met een fysiologische vloeistof. De lengte varieert van 10 cm tot 2 m. De fysiologische vloeistof is meestal een fysiologische zoutoplossing, al of niet met glucose. Fysiologisch betekent dat de osmotische waarde ongeveer gelijk is aan de osmotische waarde van het bloed.
- De kraan: Een T-kraantje (*eng. stopcock*). In normale meettoestand van het systeem een gewone doorverbinding. Het kraantje kan gebruikt worden om bloed af te nemen, medicatie toe te dienen of om het manometer nul-niveau af te regelen.
- De naald: De naald kan van metaal of plastic zijn. De punt van de naald bevindt zich in het bloedvat. In plaats van een naald wordt ook wel een *canule* gebruikt. Dat is een dunne katheter, die bijvoorbeeld door het bloedvat geschoven kan worden om op een andere gewenste (mits bereikbare) plaats de bloeddruk te meten.

De manometer: De manometer bestaat uit een membraan dat buigt ten gevolge van de druk. De uitwijking van dat membraan kan dan gemeten worden met een sensor (*eng. transducer*). Deze sensor registreert, mits goed geijkt, de bloeddruk.

De spoel-eenheid:

De spoel-eenheid (*eng. flush-device*) bestaat uit een capillair, waardoor een constante kleine stroom vloeistof stroomt, om ervoor te zorgen dat aan het begin van de katheter geen bloed naar binnen kan komen via diffusie of pulsaties. Tevens bevat deze een ventiel, dat geopend kan worden om een grote stroom vloeistof door te laten. Hiermee kan men bijvoorbeeld luchtbelletjes of bloed dat toch binnen is gedrongen, proberen weg te spoelen.



figuur 2.2 Doorsnede van de spoel-eenheid.

Er bestaan veel verschillende uitvoeringen van spoel-eenheden, maar de meest voorkomende is die waarbij aan een rubberen elastiekje (zgn. *pigtail*) getrokken moet worden om het ventiel te openen. In bovenstaande figuur staat een vereenvoudigde dwarsdoorsnede getekend.

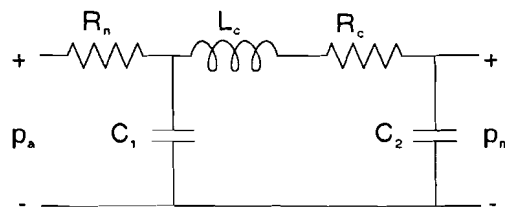
De drukzak: Dit is een met vloeistof gevulde plastic zak, die op ongeveer 300 mm kwikdruk is gebracht. Hij is door middel van een katheter verbonden met de spoel-eenheid. De hoge druk is nodig om er zeker van te zijn dat gedurende het spoelen geen bloed de katheter instroomt, maar dat de vloeistof de katheter uitstroomt, de patiënt in. Extreme bloeddrukken die kunnen voorkomen bij een patiënt zijn meestal niet hoger dan 200-250 mmHg. Wanneer er toch hogere drukken gemeten worden, dan moet men het eerst de druk in de drukzak opvoeren, alvorens te spoelen.

De fysiologische vloeistof in de katheter zorgt ervoor dat de drukken overgebracht worden naar de manometer. De *compliantie* (samendrukbaarheid) van de vloeistof is te verwaarlozen. Lucht bezit wel een grote compliantie, dus de aanwezigheid van een luchtbel zal de eigenschappen van een katheter sterk veranderen. Luchtballen kunnen in de vloeistof komen door onzorgvuldig vullen van de katheter, of doordat gas dat in de vloeistof is opgelost in de katheter vrijkomt. Onder klinische omstandigheden zal er altijd sprake zijn van luchtballen. Soms kunnen deze verwijderd worden door het

spoelen van de katheter, maar soms blijven ze aan de wand kleven. Dit spoelen van de katheter kan op twee manieren: de patiënt in of, wanneer een kraan wordt omgezet, de buitenlucht in. In het geval van waarneembare luchtballen zal men ervoor kiezen deze de buitenlucht in te spoelen.

2.2 Elektrisch model van het katheter-manometer systeem.

Het meest gehanteerde model in de literatuur voor een katheter-manometer systeem, is het zogenaamde π -filter model [Vierhout, 1959] , dat zeer goed blijkt te voldoen [Taylor, 1990]. In figuur 2.3 staat het model dat we afleiden in appendix A, en waarbij we even geen rekening houden met de spoel-eenheid en het systeem dat daarachter zit.



figuur 2.3 Derde-orde model van een katheter-manometer systeem.

waarin:

- $C_1 = C_c/2$
- $C_2 = C_c/2 + C_m$
- $C_c =$ compliantie van de katheter
- $C_m =$ compliantie van de manometer
- $L_c =$ inertantie van de katheter
- $R_c =$ stromingsweerstand van de katheter
- $R_n =$ weerstand van de naald

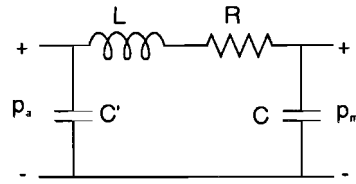
Dit model geeft de volgende overdracht:

$$C(j\omega) = \frac{1}{(j\omega)^3 R_n C_1 L_c C_2 + (j\omega)^2 [L_c C_2 + R_n C_1 R_c C_2] + j\omega [(R_n + R_c) C_2 + R_n C_1] + 1} \tag{2.1}$$

In appendix A wordt aangetoond dat we de dit model kunnen benaderen door een tweede-orde systeem, onder de voorwaarde dat alleen frequenties tot ongeveer tweemaal de eigenfrequentie van belang zijn.

$$C(j\omega) = \frac{1}{(j\omega)^2 [L_c C_2 + R_n C_1 R_c C_2] + j\omega [(R_n + R_c) C_2 + R_n C_1] + 1} \tag{2.2}$$

Een tweede-orde elektrische model ziet er als volgt uit:



figuur 2.4 Tweede-orde overdracht tussen p_a en p_m .

Hierin is de compliantie C' aangebracht om de overeenkomst met een π -filter aan te geven. Omdat p_a de te meten druk is heeft deze compliantie geen rekentechnische betekenis.

Het tweede orde model wordt in de standaard notatie geschreven als:

$$C(j\omega) = \frac{\omega_n^2}{(j\omega)^2 + 2\beta\omega_n(j\omega) + \omega_n^2} \quad [2.3]$$

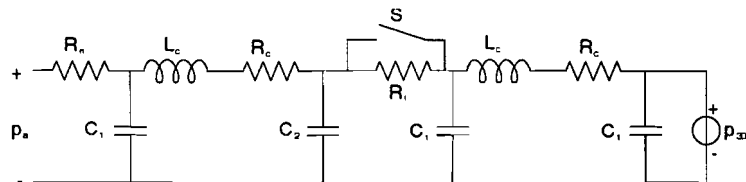
Waarin:

$$\omega_n = \sqrt{\frac{1}{L_c C_2 + R_n C_1 R_c C_2}} \quad [2.4]$$

$$\beta = \frac{[(R_n + R_c)C_2 + R_n C_1]}{2\sqrt{L_c C_2 + R_n C_1 R_c C_2}} \quad [2.5]$$

Dit zijn de *katheter-parameters* ω_n , de eigenfrequentie (*eng. natural frequency*) van de katheter in rad/s, en β , de dempingsfactor (*eng. damping ratio*) die dimensieloos is.

Voor het elektrische model van het totale katheter manometer systeem dat we zullen simuleren gebruiken we het derde orde model van figuur 2.5. We kunnen op deze manier controleren of de aangenomen vereenvoudigingen toegestaan zijn. Inclusief spoel-systeem wordt het te simuleren elektrische model dan:



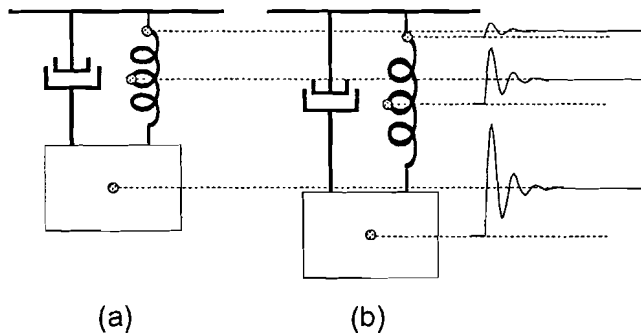
figuur 2.5 Elektrische model van het totale katheter-manometer systeem.

2.3 Het bepalen van de overdracht uit de stapresponsie.

Alhoewel reeds opgemerkt is dat uit de stapresponsie de overdracht van het systeem bepaald kan worden, is dit zeker niet triviaal. We willen namelijk de overdracht van de ingang van de katheter (die zich in het bloedvat bevindt) naar de manometer (druksensor) bepalen. De stap die we op de katheter zetten met de spoel-eenheid, zetten we echter op de uitgang, terwijl we ook de responsie van deze stap meten aan de uitgang.

Na een stap zal het systeem als geheel gaan trillen met zijn eigenfrequentie. De eigenfrequentie kan dus bepaald worden uit de druk of vloeistofstroom overal in het systeem. De trilling kan niet in één gedeelte al uitgedempt zijn en in een ander deel niet. De demping kan ook dus ook overal bepaald worden. De demping en de eigenfrequentie zijn bovendien richtingsonafhankelijk, en bepalen dus de overdracht in beide richtingen, mits er overdracht is, dus niet als de katheter volledig verstopt is. (Dit laatste is echter eenvoudig te detecteren. Na een spoeling kan de spoelvloeistof dan niet weg, en zal de druk in het systeem oplopen.)

We kunnen deze beredenering ook toepassen op het massa-veer-demper voorbeeld uit de inleiding. In figuur 2.6a staat het systeem in rusttoestand getekend.



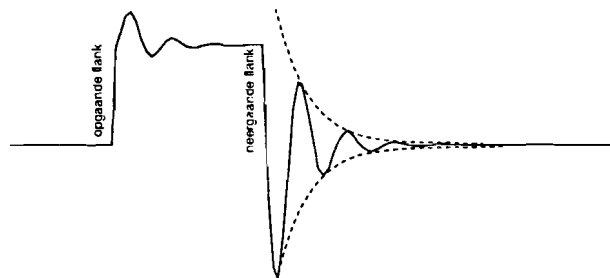
figuur 2.6 Massa-veer-demper systeem, (a) in rust, (b) met uitwijking.

We geven de massa een uitwijking. Daarna laten we de massa los, waarna het systeem zal gaan trillen met zijn eigenfrequentie. Wanneer we naar de gemarkeerde punten in de figuur kijken, dan zien we dat deze punten met dezelfde frequentie trillen, en dat ook de demping van al deze punten gelijk is.

In appendix B is rekenkundig aangetoond dat we de overdracht kunnen bepalen door middel van een stap aan het uiteinde van de katheter [de Beer, 1984].

2.4 De spoeling als stap op het systeem.

Een gesimuleerde responsie op een spoel-stap is in figuur 2.7 getekend.



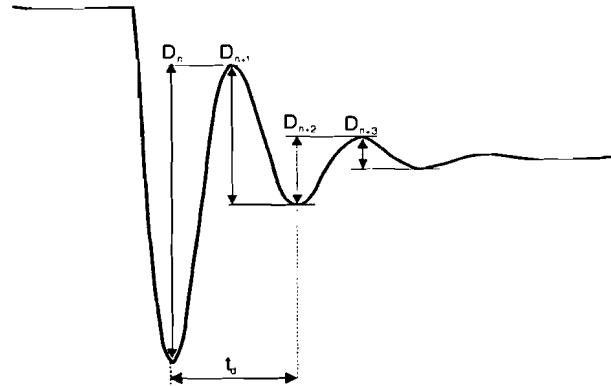
figuur 2.7 Spoel-stap met responsie.

We meten de responsie op de neergaande flank, dus na het sluiten van het ventiel. Dit heeft twee redenen. Ten eerste kan men het spoel-ventiel gemakkelijker snel sluiten dan openen. Dit betekent dat de neergaande flank steiler is en meer op een echte stap lijkt. Ten tweede is na het openen van het ventiel het systeem dat in trilling is uitgebreid met het gehele systeem dat zich achter de spoel-eenheid bevindt. We meten dan dus een spoel-responsie van een ander systeem dan het systeem waarmee we de bloeddrukken meten. Tijdens de responsie op de neergaande flank is het spoel-ventiel gesloten, en meten we alleen de spoel-responsie van het systeem tussen bloedvat en manometer.

In figuur 2.7 kunnen we tevens zien dat de responsie uitdempt volgens een e-macht.

2.5 Bepaling van de katheter-parameters.

Zoals we in de vorige paragrafen kunnen zien, ligt de overdracht van de katheter vast wanneer we de eigenfrequentie en de demping van het systeem weten. In de volgende figuur staat aangegeven hoe we deze katheter-parameters kunnen bepalen uit de stapresponsie van een tweede orde systeem.



figuur 2.8 Bepaling van de katheter-parameters uit de spoel-responsie.

Op de volgende manier bepalen we de dempingsfactor β met behulp van het logaritmisch decrement [Gardner, 1981]:

$$\beta = \frac{\ln\left(\frac{D_n}{D_{n+1}}\right)}{\sqrt{\pi^2 + \left[\ln\left(\frac{D_n}{D_{n+1}}\right)\right]^2}} \quad [2.6]$$

De eigenfrequentie f_n wordt bepaald volgens:

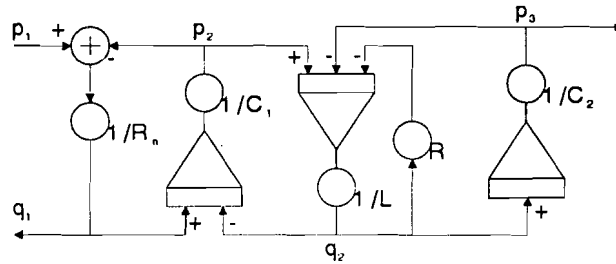
$$f_d = \frac{1}{t_d} \quad [2.7]$$

$$f_n = \frac{f_d}{\sqrt{1-\beta^2}} \quad [2.8]$$

We gaan hierbij uit van gedempte systemen, zodat $0 < \beta < 1$. Er bestaan ook andere methoden om achter deze parameters te komen. Wanneer we namelijk weten dat de stapresponsie een, volgens een e-macht gedempte, sinusoïde is, kunnen we ook gebruik maken van *curve-fitting* [Warburg, 1949]. Met deze methode is het ook mogelijk om de parameters van *kritisch gedempte* systemen, waarin bijna geen uitslingering van de stapresponsie plaatsvindt ($\beta \approx 1$), te bepalen. We zullen deze methode hier niet toepassen, omdat we er in eerste instantie van uitgaan dat we niet met kritisch of nog sterker gedempte systemen te maken zullen krijgen. In een latere fase zou ook *curve-fitting* uitgetest kunnen worden voor gedempte systemen.

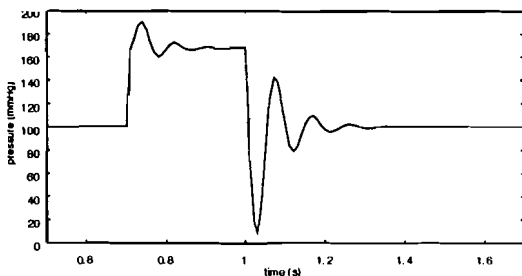
2.6 Simulatie van het katheter manometer systeem.

Om inzicht te verkrijgen in het gedrag van de katheter en om te kunnen controleren of we uit de stapresponsie inderdaad de parameters van de overdrachtfunctie kunnen bepalen, hebben we het systeem gesimuleerd. Hiervoor hebben we gebruik gemaakt van het simulatieprogramma TUTSIM [Manual, 1988]. Omdat dit pakket mathematische modellen simuleert, moeten we ons elektrische model uit figuur 2.3 omschrijven naar een mathematisch model.

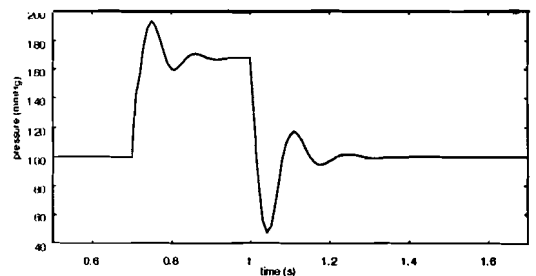


figuur 2.9 Mathematisch model van het katheter-manometer systeem. De componenten zijn integratoren, somators en versterkers (zie ook app. C).

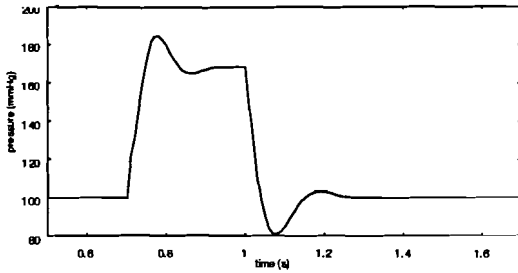
Merk op dat dit mathematisch model het derde orde model is. Bij het bepalen van de overdracht uit de stapresponsie van dit model gaan we uit van de tweede-orde overdracht. Op deze manier kan nagegaan worden of de aanname dat het derde-orde model vereenvoudigd kan worden tot een twee-orde model geldig is. Voor de simulaties gaan we uit van de componentwaarden die we in appendix C hebben gevonden. Hieronder staan enkele stapresponsies voor verschillende waarden van de complianties.



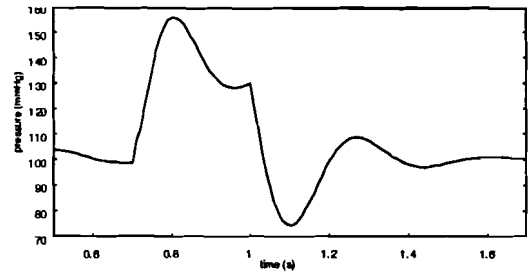
figuur 2.10 $C_1=80e-6; C_2=160e-6$



figuur 2.11 $C_1=160e-6; C_2=320e-6$



figuur 2.12 $C_1=200e-6; C_2=750e-6$



figuur 2.13 $C_1=2e-4; C_2=2e-3; R_c=15$

De bijbehorende parameters zijn berekend volgens de formules 2.6 en 2.8:

Tabel 2.1 Katheter-parameters van enkele katheter-manometer systemen.

figuur	β	f_n (Hz)
2.10	0.24	11
2.11	0.34	7.8
2.12	0.51	5.1
2.13	0.33	3.1

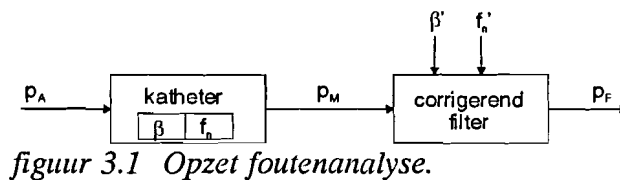
De parameters die we uit de figuren kunnen bepalen zijn nagenoeg gelijk aan deze waarden. Dit betekent dat we met de stapresponsie inderdaad de parameters van het katheter model kunnen berekenen. Taylor [1990] heeft bovendien aangetoond dat deze methode de enige methode is die *in vivo* (tijdens een klinische bloeddrukmeting) uitgevoerd kan worden en daarbij goede resultaten geeft.

3 Hoe goed moeten de katheterparameters geschat worden?

We hebben in het vorige hoofdstuk aangetoond dat het mogelijk is om gedurende een bloeddrukmeting de katheterparameters te bepalen waarmee de overdrachtsfunctie van de katheter vastligt. Tijdens een bloeddrukmeting zal de stapresponsie gesuperponeerd worden op de bloeddruk. De parameters zullen dan misschien niet helemaal juist geschat (kunnen) worden. Voordat we gaan zoeken naar methodes om de parameters te schatten uit responsies op de spoel-stap gesuperponeerd op een bloeddruk, zullen we onderzoeken hoe goed we de katheterparameters moeten kunnen schatten. Deze parameters zullen gebruikt worden om een inverse overdracht te verwezenlijken in een filter dat voor de overdracht van de katheter corrigeert.

3.1 Opzet van de foutenanalyse.

Wanneer de juiste parameters van de katheter bekend zijn, dan zal de door het filter gecorrigeerde bloeddruk juist zijn. Stel nou dat de parameters niet of niet helemaal juist zijn, wat is dan de invloed van het corrigerende filter op de bloeddruk? Dit zullen we simuleren aan de hand van de volgende opstelling:



figuur 3.1 Opzet foutenanalyse.

We bieden een bloeddruk p_A aan aan het simulatiemodel van de katheter. We kunnen zelf, door juiste keuze van de componentenwaarden, de overdracht van de katheter kiezen. De gemeten (vervormde) bloeddruk p_M wordt dan aangeboden aan een filter. Dit filter bewerkt de gemeten bloeddruk tot een druk p_F die bij perfecte reconstructie gelijk is aan druk p_A . Daartoe kunnen we in dit filter de waarden van de katheterparameters instellen. Wanneer de katheterparameters die we in dat filter instellen, gelijk zijn aan die van de katheter, zal de reconstructie optimaal zijn. We kunnen echter ook katheterparameters instellen die afwijken, en vervolgens controleren hoe goed het filter de reconstructie nog uitvoert. We kunnen op die manier een indicatie krijgen hoe goed de katheterparameters geschat moeten worden. Door te kijken wat de invloed is van verschillende afwijkingen van de ingestelde katheterparameters op eigenschappen van de bloeddrukcurve, kunnen we een indicatie krijgen hoe goed de parameters bepaald dienen te worden.

3.2 De foutenanalyse.

Wanneer we het bloeddruksignaal gaan reconstrueren, willen we natuurlijk dat het zoveel mogelijk op het werkelijke bloeddruksignaal lijkt. Daarom bekijken we de volgende vier gedefinieerde fouten:

$$\begin{aligned}
 \text{Fout in de systolische druk} & : \Delta\text{SBP} = \text{SBP}_A - \text{SBP}_F \\
 \text{Fout in de diastolische druk} & : \Delta\text{DBP} = \text{DBP}_A - \text{DBP}_F \\
 \text{Gemiddelde fout per periode} & : \frac{1}{N} \sum_1^N |p_A - p_F| \\
 \text{RMS-fout per periode} & : \sqrt{\frac{1}{N} \sum_1^N (p_A - p_F)^2}
 \end{aligned}$$

Waarin (*alle drukken in mmHg*):

SBP = systolische bloeddruk (Systolic Blood Pressure)
 DBP = diastolische bloeddruk (Diastolic Blood Pressure)
 p_A = arteriële bloeddruk
 p_F = gefilterde bloeddruk
 N = aantal samples per periode

De eerste twee fouten geven aan hoe goed de systolische en diastolische drukken gereconstrueerd worden, terwijl de laatste twee fouten vooral door afwijkingen in de vorm van de curve bepaald worden. De gemiddelde fout en de RMS-fout hangen dus ook af van fase-afwijkingen tussen p_A en p_F .

Wanneer we deze foutanalyse ook toepassen op het gemeten bloeddruksignaal p_M (dus p_M vergelijken met p_A), dan kunnen we de fouten in de gecorrigeerde bloeddruk p_F vergelijken met de fouten in de gemeten bloeddruk p_M . Bij een bepaalde afwijking van de werkelijke katheter-parameters, kunnen we dan een indicatie krijgen van de mate van verbetering of verslechtering van het gecorrigeerde bloeddruksignaal ten opzichte van het gemeten bloeddruksignaal.

3.3 Onderzochte situaties.

Deze foutenanalyse is uitgevoerd met vier katheter configuraties:

Tabel 3.1 Katheter-configuraties met hun katheter-parameters.

configuratie	β	fn (Hz)
A	0.24	11
B	0.34	7.7
C	0.51	5.1
D	0.33	3.1

We hebben voor deze waarden gekozen, omdat ze realistisch zijn. Alhoewel eigenfrequenties van 3 en 5 Hz extreme gevallen zijn, kunnen ze voorkomen in de praktijk. Eigenfrequenties groter dan 11 Hz gaven nauwelijks vervorming aan de door ons gebruikte bloeddrukken, zodat ze minder geschikt zijn voor deze foutenanalyse. Voor de dempingsfactoren hebben we willekeurige realistische waarden genomen.

We kunnen vijf bloeddrukken met verschillende hartslag-frequenties aan deze configuraties aanbieden:

Table 3.2 Gebruikte arteriële bloeddrukken met enkele karakteristieke gegevens.

Hartslag (BPM)	Pgem. (mmHg)	SBP (mmHg)	DBP (mmHg)	polsdruk (mmHg)
60	92	119	79	40
80	98	123	82	41
120	106	123	87	36
160	110	123	97	26
240	115	122	107	15

Deze bloeddrukken zijn afkomstig van de *patient-simulator* (zie app. H), waarvan we de bloeddrukken opgeslagen hebben. Voordeel van deze bloeddrukken ten opzichte van realistische bloeddrukken is dat elke periode dezelfde vorm heeft, en dus ook dezelfde systolische en diastolische druk. We kunnen dus de foutenanalyse over enkele periodes uitvoeren.

Om het aantal simulaties niet uit de hand te laten lopen hebben we alleen de foutenanalyse uitgevoerd op de combinaties gemerkt met een 'X', zoals in de volgende tabel is aangegeven. Door het constant houden van ofwel de katheter-configuratie ofwel de bloeddruk, kunnen we een betere afschatting maken van de invloed van de gevarieerde factor op de fouten. We hebben hierbij voor de hartslag van 80 bpm gekozen, omdat dit een normale hartslagfrequentie is, alhoewel eigenlijk alleen de hartslag van 240 bpm niet zo vaak voorkomt. Bij de katheter-configuraties is configuratie B de beste keuze, omdat de situaties C en D extreme gevallen zijn. In het geval van situatie A is de overdracht van de katheter nog vrij goed te noemen, en is de verbetering door het corrigerend filter niet zo groot.

Tabel 3.3 Combinaties van ingangsbloeddrukken met katheter-configuraties.

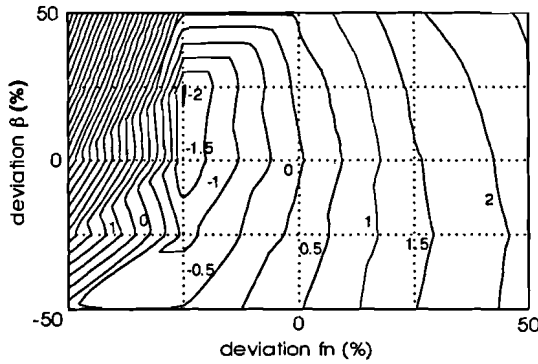
hartslag (BPM)	A	B	C	D
60		X		
80	X	X	X	X
120		X		
160		X		
240		X		

3.4 Resultaten.

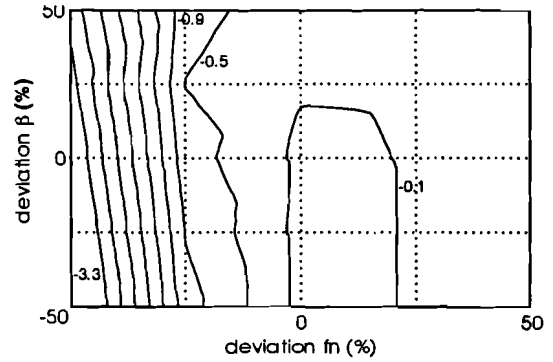
We hebben de fouten tussen werkelijke en teruggefilterde bloeddrukken bepaald voor verschillende waarden voor β en f_N . Hierbij hebben we de parameters onafhankelijk van elkaar laten variëren van -50% tot 50% van de optimale waarde in stappen van 25%. Dit levert 25 punten op voor elke fout die we bepalen, en zo kunnen we een voldoende goed beeld vormen van het verloop van deze fouten. We kunnen deze fouten uitzetten in zogenaamde hoogte-diagrammen, waarin een hoogtelijn punten met gelijke waarden met elkaar verbindt. In de figuren 3.2 t/m 3.5 staan de hoogte-diagrammen voor de katheterconfiguratie B met een bloeddruk van 80 BPM. Kijken we bijvoorbeeld naar figuur 3.4, waarin de gemiddelde fout over een periode is uitgezet. De gemiddelde fout zonder corrigeren is gelijk aan 2.34 mmHg, zoals in tabel 3.4 te zien is. We kunnen dan in het plaatje gemakkelijk aflezen hoeveel de parameters mogen afwijken om in ieder geval geen verslechtering van het bloeddruk-signaal op te leveren. Hierbij moet opgemerkt worden dat we, om er zeker van te zijn dat we het signaal niet verslechteren, ook de andere fouten moeten bekijken. Het begrip verslechteren is overigens een subjectief begrip. Voor de één zal een signaal goed zijn wanneer de systolische en diastolische druk juist zijn, terwijl een ander misschien liever heeft dat de vorm van de bloeddrukcurve zo goed mogelijk overeenkomt.

Tabel 3.4 Afwijkingen tussen gemeten bloeddruk en arteriële bloeddruk; katheter B, 80 bpm.

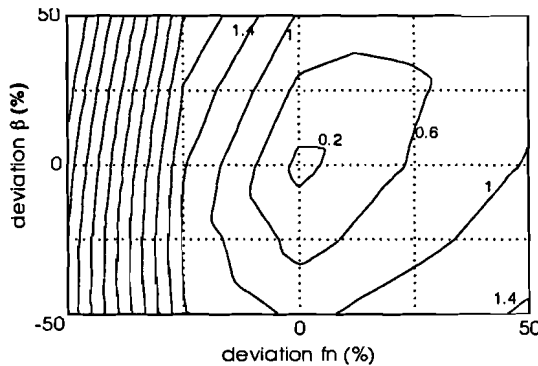
Δ SBP	Δ DBP	gem. fout	RMS fout
3.94 (mmHg)	-0.35 (mmHg)	2.34 (mmHg)	3.58 (mmHg)



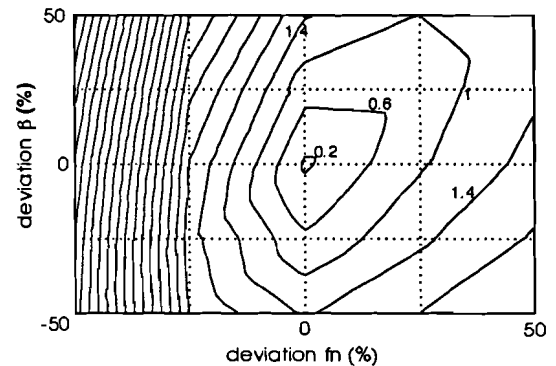
figuur 3.2 Fout in systolische druk.



figuur 3.3 Fout in diastolische druk.



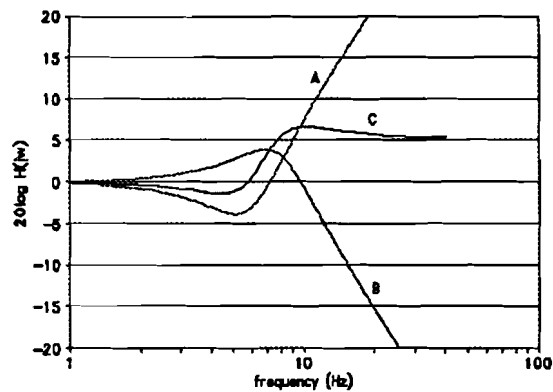
figuur 3.4 Gemiddelde fout.



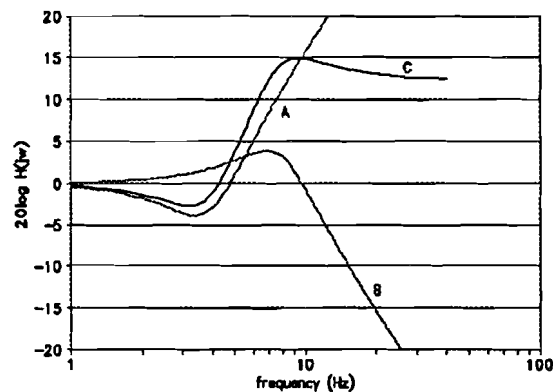
figuur 3.5 RMS fout.

3.5 Evaluatie van de resultaten.

In figuur 3.2 zien we dat de fout in de systolische bloeddruk negatief wordt bij een fout in de eigenfrequentie van -25%, terwijl deze bij -50% sterk positief is, en vanaf 0% ook positief wordt. Voor de verklaring hiervan moeten we de bodeplots van fig. 3.6 en 3.7 bekijken. Hierin is de overdracht van de katheter gegeven door de lijn B, de overdracht van het filter is gegeven door lijn A en de resulterende overdracht door lijn C. Wanneer we de eigenfrequentie 25% te laag schatten, dan wordt de resulterende overdracht eerst kleiner dan één, waarna hij groter dan één wordt bij een frequentie van ongeveer 6 Hz. Wanneer de eigenfrequentie 50% te laag geschat wordt, dan wordt de overdracht al groter dan één bij iets meer dan 4 Hz. Stel nou dat de frequenties die bepalend zijn voor de systolische druk net in het frequentiegebied liggen tussen 4 en 6 Hz. Dat betekent dat deze frequenties in het ene geval verzwakt worden, en in het andere geval versterkt. Ook de demping heeft natuurlijk hier iets mee te maken, omdat die van invloed is op de mate van versterking.



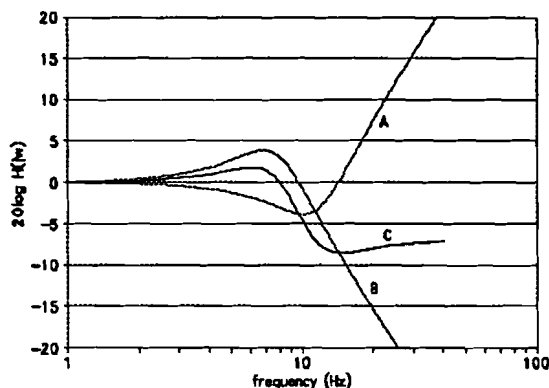
figuur 3.6 Eigenfrequentie 25% te klein, configuratie B.



figuur 3.7 Eigenfrequentie 50% te klein, configuratie B.

In het algemeen kunnen we in de hoogtediagrammen zien dat de eigenfrequentie nauwkeuriger geschat dient te worden dan de dempingsfactor. Dit komt omdat een slecht geschatte dempingsfactor alleen invloed heeft op de hoogte van de piek bij de kantelfrequentie, zodat alleen plaatselijk de resulterende overdracht afwijkt van één. Een verkeerd geschatte eigenfrequentie heeft invloed op de ligging van de piek, en zoals in de figuren te zien is heeft dit een veel sterkere invloed op de resulterende overdracht.

Verder zien we dat, wanneer we de eigenfrequentie te hoog schatten, dit minder erg is dan wanneer we de eigenfrequentie te laag schatten. Dit valt te verklaren aan de hand van de bodeplots in figuur 3.7 en 3.8.



figuur 3.8 Eigenfrequentie 50% te groot, configuratie B.

We kunnen in deze figuren zien dat de resulterende overdracht met 20 dB per decade gaat stijgen/dalen vanaf het punt dat de eerste van de kantelfrequenties van overdracht A of B bereikt is. Deze stijging wordt ongedaan gemaakt wanneer het tweede kantelpunt bereikt wordt. De overdracht blijft dan constant. De twee bulten in de resulterende overdracht voor en na het stijgen/dalen, worden veroorzaakt door de bulten in de overdrachten A en B op hun kantelfrequentie.

Hoe verder de kantelpunten uit elkaar liggen, hoe sterker de overdracht van de ideale overdracht van één gaat afwijken.

Stel nu dat de kantelfrequentie van het filter oneindig is. Dan is de resulterende overdracht gelijk aan de overdracht van de katheter. Wanneer dus een eigenfrequentie aan het filter wordt aangeboden die hoger is dan de eigenfrequentie van de katheter, dan kan de resulterende overdracht het bloeddruksignaal nooit slechter worden dan het gemeten, ongefilterde bloeddruksignaal.

Wanneer de eigenfrequentie te klein geschat wordt, dan krijgen we een geheel ander geval. De resulterende overdracht zal dan al bij een frequentie die lager is dan de kantelfrequentie van de katheter een afwijking van de ideale overdracht gaan vertonen. Wanneer de kantelfrequenties niet ver van elkaar liggen, dan zal de afwijking in de resulterende overdracht niet groot worden. Liggen deze frequenties verder uit elkaar, dan zal de resulterende overdracht steeds meer op de overdracht van het filter gaan lijken.

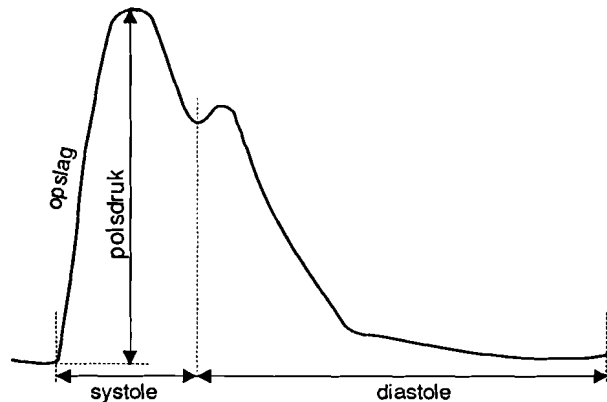
Wanneer we dan ook nog eens bedenken dat de grondharmonische van het bloeddruksignaal rond 1 à 2 Hz ligt, en dat de amplitudo van de hogere harmonischen afneemt met ongeveer 20 dB per decade, dan wordt duidelijk dat afwijking van de ideale overdracht bij lager frequenties een grote vervorming van het bloeddruksignaal tot gevolg heeft.

4 Schatting van de katheter-parameters gedurende bloeddrukmetingen

We zullen moeten proberen om zo goed mogelijk de verstoring van de stapresponsie door de bloeddruk weg te nemen. In het vorige hoofdstuk is aangetoond dat kleine fouten acceptabel zijn, mede afhankelijk van de vraag hoe goed we de bloeddruk willen reconstrueren. We zullen nu twee methodes onderzoeken die beide de verstoring van de spoel-responsie door de bloeddruk te onderdrukken, namelijk de plaatsingsmethode en de subtractiemethode.

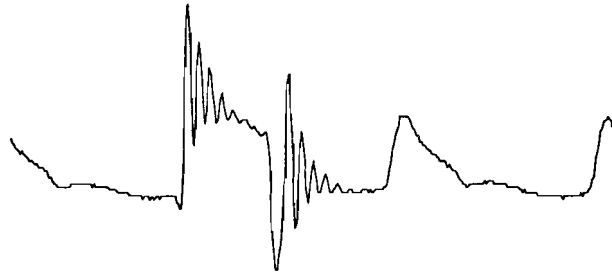
4.1 De plaatsingsmethode.

Een arteriële bloeddrukcurve ziet er ongeveer als volgt uit:



figuur 4.1 Bloeddruk met enkele karakteristieken.

Hierin is de opslag (*eng. upstroke*) gedefinieerd als de opgaande flank tijdens de systole. De polsdruk is ongeveer even groot als de drukverschillen in de spoelresponsie. Dit is ook te zien in figuur 4.2, waar we een spoeling zien gesuperponeerd op een bloeddruk.



figuur 4.2 Spoeling gesuperponeerd op bloeddruk. De responsie vindt plaats gedurende de diastole.

De bloeddrukcurve kan verhinderen dat de katheter-parameters juist geschat worden. Het zal echter duidelijk zijn dat we de minste last van verstoringen van de bloeddruk op de responsie hebben, wanneer de spoel-stop responsie juist plaats zou vinden op het vlakkere gedeelte van de bloeddrukcurve, de *diastole*. Om de dempingsfactor juist te kunnen bepalen, hebben we minstens drie extreme waarden van de stapresponsie nodig (formule 2.6). Voor het bepalen van de eigenfrequentie is de dempingsfactor nodig (formule 2.8), zodat deze ook niet bepaald kan worden met minder dan drie extreme waarden van de responsie.

Dit betekent dat de benodigde tijdsduur van de diastole afhankelijk is van de frequentie van de stapresponsie. Hoe hoger de eigenfrequentie, hoe korter de tijdsduur van de diastole zijn mag.

4.1.1 Eisen aan de bloeddrukcurve.

In het ideale geval moet de diastole aan twee eisen voldoen:

- I) De bloeddruk is gedurende de diastole constant. Dit betekent dat de responsie gesuperponeerd wordt op een constant signaal. Omdat we voor de bepaling van de katheter-parameters naar relatieve niveau's kijken, mag een constant signaal bij de responsie opgeteld worden.
- II) De tijdsduur moet zolang zijn dat er minstens drie extrema in de spoel-responsie optreden.

Bij de plaatsingsmethode gaan we ervan uit dat aan eis II voldaan kan worden, maar dat aan eis I niet voldaan hoeft te zijn. Bekijken we in dit geval drie situaties voor de diastole:

- 1) De bloeddruk is constant.
- 2) De bloeddruk heeft een constante helling.
- 3) De bloeddruk volgt een kwadratische curve.

Ad situatie 1: Benadering met constante.

We voldoen aan eis I.

Ad situatie 2: Lineaire benadering.

We hebben een verstoring door een constante helling. De afgeleide van een constante helling is een constante. De stapresponsie kunnen we in het tijdsdomein schrijven als de convolutie van een stap met de overdrachtsfunctie [De Beer, 1984] :

$$C(t) * u(t) = 1 - \frac{e^{-\beta \omega_n t}}{\sqrt{1 - \beta^2}} \sin[\omega_n \sqrt{1 - \beta^2} t + \arccos \beta] \quad [4.1]$$

De afgeleide hiervan is weer een gedempte sinusoïde, waarvan de frequentie hetzelfde is. De amplitudo van de extrema is groter, maar omdat we slechts geïnteresseerd zijn in de verhoudingen, kunnen we hieruit de demping bepalen. In appendix B wordt op een andere manier aangetoond dat differentiëren geen gevolgen heeft voor de juiste bepaling van de katheter-parameters.

Ad situatie 3: Kwadratische benadering.

De invloed van de kwadratische curve kunnen we verminderen tot een constante, wanneer we de tweede afgeleide van het signaal nemen. Van de stapresponsie nemen we nu twee maal de afgeleide. Dit gaat analoog aan situatie 2.

Opmerking: Wanneer we de curves differentiëren, zal de amplitude van de stapresponsie groter worden, maar ook de ruis zal mee versterkt worden. Bij het differentiëren versterkt men namelijk de hogere frequenties in het signaal met 20db/decade. In de praktijk betekent dit vaak selectieve versterking van de ruis. Een betere benadering van de bloeddrukcurve hoeft dus niet vanzelfsprekend tot een betere bepaling van de katheter-parameters te leiden.

4.1.2 Testen van de plaatsingsmethode.

Met behulp van simulaties kunnen we proberen te bepalen welke van de drie benaderingen de beste schatting van de katheter-parameters geeft. We zullen dit doen voor de vijf bloeddrukken uit tabel 3.2. Deze vijf bloeddrukken brengen we aan op vier verschillende katheter configuraties (tabel 3.1). Bij elk van de twintig mogelijke combinaties zorgen we dat er een spoeling plaatsvindt. Hierbij variëren we ook nog eens de begintijd van de spoel-responsie, zodat we uit de resultaten kunnen bepalen waar we het best de stapresponsie kunnen laten beginnen voor de beste bepaling van de katheter-parameters, en hoe we de invloed van de bloeddruk het beste kunnen minimaliseren.

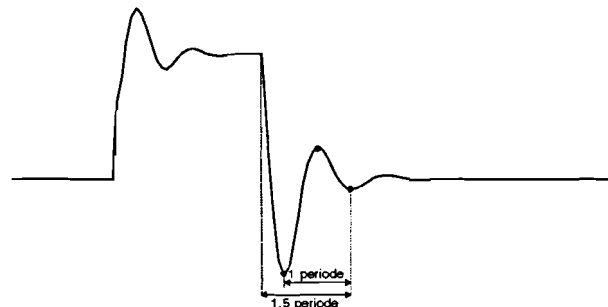
We zullen in sommige combinaties niet aan eis 2 voldoen. De gevolgen van het niet voldoen aan deze eis kunnen we dus ook inschatten.

4.1.3 Resultaten van de plaatsingsmethode.

De resultaten van deze test zijn uitgezet in grafiekjes in bijlage E, waardoor de resultaten beter geïnterpreteerd kunnen worden. Het is duidelijk te zien dat wanneer de stapresponsie plaatsvindt op het vlakke gedeelte van de curve, de parameters goed te bepalen zijn.

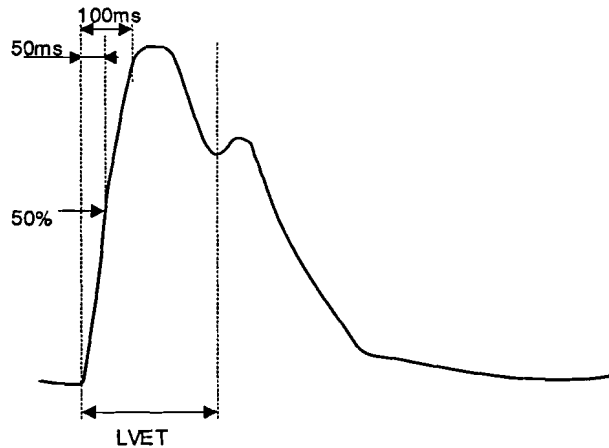
Uit de resultaten komt geen van de benaderingsmethoden duidelijk als beste naar voren. We zien wel dat wanneer de spoel-responsie niet tijdens de diastole plaatsvindt, er grote verschillen in de op verschillende wijze bepaalde parameters ontstaan. De afwijking van de gevonden parameters ligt, wanneer ze goed te bepalen waren, binnen 20% van de werkelijke waarden. Dit is voldoende goed, zoals uit de resultaten van het voorgaande hoofdstuk blijkt. Omdat er echter een grote variëteit aan arteriële bloeddrukcurves mogelijk is, kan het zijn dat bij andere bloeddrukken wel één van de benaderingsmethoden als beste naar voren zal komen. Bovendien zou men door bijvoorbeeld de gemiddelde waarden van de bepaalde parameters te nemen, deze nauwkeuriger kunnen bepalen. Daarom zullen we bij de plaatsingsmethode de bloeddrukcurve op drie verschillende manieren blijven benaderen.

Een ander resultaat van de simulaties betreft de lengte van de diastole. Het blijkt dat deze ongeveer anderhalf maal de eigenfrequentie van de katheter zijn moet. Dit kunnen we ook verklaren uit het feit dat we ten minste drie extrema nodig hebben om de demping te kunnen bepalen (figuur 4.3). Dit betekent dat we de tijdsduur van een periode hiervoor nodig hebben. Voordat de eerste extreme waarde optreedt, verstrijkt ook nog enige tijd. Als ruwe schatting komt men dan op ongeveer anderhalve periode.



figuur 4.3 Drie extreme waarde in de spoel-responsie.

Willen we ervoor zorgen dat de spoel-responsie op het vlakke gedeelte plaatsvindt, dan kunnen we gebruik maken van de volgende figuur met bijbehorende regressieformule [Wesseling, 1993]:



figuur 4.4 Tijdsduur van opslag en systole.

$$\text{LVET} = 360 - \text{HR} \quad [4.2]$$

Waarin:

LVET (systole) : linker ventrikel uitdrijftijd in msec.

HR : de hartfrequentie in slagen per minuut

De duur van de opslag is redelijk onafhankelijk van de hartslagfrequentie. Daar wij de 50% grens van de opslag detecteren, zal de eindtijd van de spoeling (begintijd van de responsie), plaatsvinden ongeveer LVET-50ms na de 50% grens (zie ook figuur 4.4).

4.2 Subtractiemethode.

De plaatsingsmethode had als nadeel dat hij niet onder alle omstandigheden bruikbaar is. De nu volgende methode legt ook een voorwaarde op aan het bloeddruksignaal, namelijk dat het (gedurende enige tijd) periodiek is. De methode werkt in principe als volgt: we slaan een klein stukje bloeddruksignaal op. Daarna genereren we een spoeling, en van de stapresponsie gesuperponeerd op de bloeddruk trekken we de opgeslagen bloeddruk af, zodat we alleen de spoel-responsie overhouden.

4.2.1 Eisen aan de subtractie methode.

Het aftrekken van een opgeslagen bloeddruk van de stapresponsie moet natuurlijk nauwkeurig gebeuren, zodat de bloeddruk die we van de stapresponsie aftrekken ook overeenkomt met de bloeddruk die de stapresponsie verstoord heeft. Dit betekent dat de frequentie en de vorm van de bloeddruk constant moeten zijn gedurende enige tijd rondom de spoeling.

De methode is als volgt geïmplementeerd: we slaan drie maal een stukje bloeddrukcurve van anderhalve seconde op. Hierbij zorgen we dat het eerste stukje vóór de spoeling plaatsvindt, het derde stukje erna, en dat gedurende het tweede stukje de spoeling met spoel-responsie plaatsvindt. Om deze stukjes goed op elkaar te kunnen passen, beginnen we steeds met het opslaan van een periode als er een opgaande flank in de bloeddrukcurve optreedt. Deze is namelijk goed detecteerbaar en stijgt, zodat de stukjes goed over elkaar te passen zijn. Door het eerste stukje opgeslagen curve met het laatste te vergelijken, kunnen we nagaan of de bloeddruk voldoende constant van vorm is gebleven. Wanneer dat inderdaad het geval is, middelen we deze twee curves, en trekken deze van de stapresponsie af.

Bij enkele bloeddrukken met gesimuleerde spoeling werkte deze methode goed. De bloeddrukken waren hierbij echter zeer constant. Ook op enkele echte bloeddrukfiles is getest, waarbij de resultaten ook goed waren, wanneer de bloeddrukken redelijk constant waren tijdens de methode. Wanneer de bloeddruk echter niet constant is (zie bijvoorbeeld figuur 4.5), dan zullen de parameters verkeerd bepaald worden.



figuur 4.5 Bloeddruk waarbij subtractiemethode niet werkt.

Het zal duidelijk zijn dat we de methode niet kunnen testen op de gestructureerde wijze waarop we de plaatsingsmethode hebben getest. Ten eerste is het moeilijk om een structuur op te leggen aan de mate van constant-zijn van een bloeddruk. Ten tweede zouden we dan ook bloeddrukken moeten vinden waarin verschillende gradaties van dat constant-zijn voorkomen, wat erg veel zoekwerk zal vergen. Ten derde zal voor elke bloeddrukfile voorkennis in het programma gestopt moeten worden over het tijdstip waarop de responsie plaatsvindt.

Dit alles maakt het veel aantrekkelijker om deze methode in de praktijk te testen. Uit deze praktijktests zal dan moeten blijken welke correlatie de twee onverstoord stukjes bloeddruk moeten hebben, om met redelijke zekerheid te kunnen zeggen dat de bloeddrukcurve tussen deze stukjes van constante vorm geweest is.

4.3 Het gebruik van de methodes.

De plaatsings- en subtractie-methode leggen beide eisen op aan de bloeddruk en/of aan de katheter (eigenfrequentie). Meestal zal er wel aan de eisen van één van de methodes voldaan kunnen worden. Wanneer de hartslag hoog is of de eigenfrequentie van de katheter laag, dan kan men beter voor de subtractiemethode kiezen. Is het signaal onderhevig aan (flinke) veranderingen, dan zal de plaatsingsmethode beter zijn. Zo zou de plaatsingsmethode bij de bloeddruk uit figuur 4.5 wel goede resultaten kunnen geven. Vooral nog ligt de keuze van de methode bij de gebruiker. Door middel van praktijktests zal een signaalvalidatie gevonden moeten worden, die automatisch de keuze maakt.

5 Signaalbewerking

Het bewerken van de stapresponsie bestaat hoofdzakelijk uit filteren en differentiëren. Ook voor het terugfilteren van de gemeten bloeddruk naar de gecorrigeerde bloeddruk zullen we gebruik maken van differentiëren en filteren. Dit hoofdstuk is speciaal gewijd aan de signaalbewerking van de bloeddruk en de stapresponsie.

5.1 Signalen.

In het vorige hoofdstuk is gebleken dat we van de stapresponsie de eerste en de tweede afgeleide willen bepalen, om te onderzoeken of we op deze manier de verstoring door de bloeddruk op de stapresponsie kunnen verminderen.

Ook voor het terugfilteren van het bloeddruksignaal zullen we moeten differentiëren. De overdracht van het bloeddruksignaal naar het gemeten bloeddruksignaal is gegeven door:

$$P_M = \frac{\omega_n^2}{s^2 + 2\beta\omega_n s + \omega_n^2} P_A \quad [5.1]$$

Dat betekent voor de inverse overdracht:

$$P_A = \frac{s^2 + 2\beta\omega_n s + \omega_n^2}{\omega_n^2} P_M \quad [5.2]$$

In het tijdsdomein wordt dit:

$$p_A(t) = \frac{1}{\omega_n^2} p_M''(t) + \frac{2\beta}{\omega_n} p_M'(t) + p_M(t) \quad [5.3]$$

5.2 Digitale signaalbewerking

De bloeddruk die we inlezen is bemonsterd, zodat we met digitale signalen te maken hebben. Dit betekent dat we ook digitale signaalbewerking moeten toepassen. In het bijzonder zijn we geïnteresseerd in het differentiëren van de signalen, zoals we in de vorige paragraaf kunnen zien.

Standaard formules [Dorn, 1972] voor de eerste en tweede afgeleide van digitale signalen zijn de volgende:

$$\frac{dp}{dt} = \frac{1}{12h} [p(x-2h) - 8p(x-h) + 8p(x+h) - p(x+2h)] \quad [5.4]$$

$$\frac{d^2p}{dt^2} = \frac{1}{12h^2} [-p(x-2h) + 16p(x-h) - 30p(x) + 16p(x+h) - p(x+2h)] \quad [5.5]$$

Dit zijn zogenaamde vijf-punts differentievergelijkingen. Deze geven exacte benaderingen voor polynomen tot en met de vierde orde.

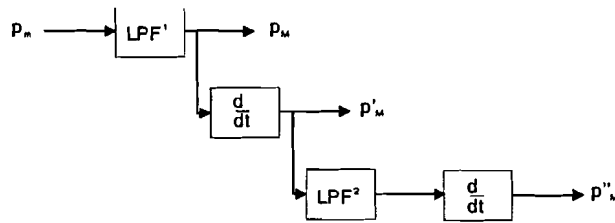
5.3 Samplefrequentie

De samplefrequentie moet volgens het Nyquist criterium minimaal tweemaal de hoogst voorkomende frequentie in het signaal zijn. De bloeddruk bevat relevante frequenties tot 30 Hz [Frank, 1903]. We willen met dezelfde samplefrequentie ook de katheter-parameters uit de spoel-responsie kunnen bepalen. We willen voor eigenfrequenties tot 30 Hz de demping ook nog redelijk kunnen bepalen (bij hogere eigenfrequenties hoeven we niet meer te corrigeren in verband met de frequentie-inhoud van het bloeddruksignaal). Dit betekent dat we aan een sample-frequentie van 60 Hz niet voldoende hebben, omdat we dan slechts twee samples per periode vinden. Dat zou betekenen dat we de extreme waarden niet, of in ieder geval niet goed, kunnen bepalen, en dus ook de demping niet. Om meer dan twee sample waarden per periode te krijgen zullen we moeten oversamplen. We hebben daarom gekozen voor een samplefrequentie van 200 Hz, wat bijna zeven sample-waarden per periode geeft bij een frequentie van 30 Hz.

5.4 Implementatie.

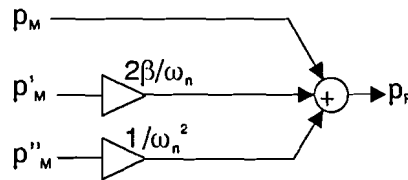
De interne resolutie van de bloeddruksamples is gekozen op 0.25 mmHg. Dit heeft te maken met de resolutie van de A/D kaart, die bij een bereik van -5 tot 5 volt een resolutie van 2.44 mV heeft. Bloeddrukmonitoren, die het signaal van de druksenor versterken, zijn standaard meestal geijkt op 100 mmHg/Volt. Dat betekent dat de resolutie van de A/D kaart in dat geval gelijk is aan 0.244 mmHg. Na digitaal filteren zouden we de resolutie kunnen opvoeren, zodat we bij het differentiëren minder last zullen krijgen van quantiesatieruis ten gevolge van afronding. Dit is nog niet geïmplementeerd.

De eerste en tweede afgeleide zoals die gebruikt worden voor het bepalen van de katheter-parameters, en voor het corrigeren van het bloeddruksignaal, worden op de volgende manier berekend.



figuur 5.1 Signaalbewerking van het gemeten bloeddruksignaal.

Het terugfilteren van de gemeten bloeddruk gebeurt met behulp van deze signalen op de volgende wijze:



figuur 5.2 Het reconstrueren van het werkelijke bloeddruksignaal.

We hebben gekozen om niet de formule voor de tweede afgeleide te gebruiken, maar om twee maal de eerste afgeleide van het signaal te nemen. We kunnen dan quantisatie-ruis verminderen door na eenmaal te differentiëren het signaal nogmaals te filteren. Wanneer dit filter niet aanwezig zou zijn, dan zou de tweede afgeleide er erg ruisachtig uitzien. Ook is gekozen voor subsampling op 100 Hz voor het differentiëren, om het differentiëren stabiel te maken.

Het filter (LPF¹) dat we gebruiken om het ingangssignaal te filteren, om dit van hoogfrequente ruis ontdoen, is een eerste orde Hamming filter met een afsnijfrequentie op 30 Hz [Hamming, 1991]. Dit filter wordt vaker gebruikt om bloeddrukken te filteren [Wesseling, 1993].

$$h(n) = \frac{1}{256}[-f(n-5) - 5f(n-4) - 5f(n-3) + 20f(n-2) + 70f(n-1) + 98f(n) + 70f(n+1) + 20f(n+2) - 5f(n+3) - 5f(n+4) - f(n+5)]$$

Het filter (LPF²) dat gebruikt wordt om de afgeleide een beetje af te vlakken is:

$$m(n) = \frac{1}{20}[f(n-4) + f(n-3) + 2f(n-2) + 4f(n-1) + 4f(n) + 4f(n+1) + 2f(n+2) + f(n+3) + f(n+4)]$$

Dit laatste filter is gevonden met behulp van *trial-and-error*, en gaf de beste resultaten.

6 Het computer-programma

Nu we methoden voorhanden hebben om uit de stapresponsie de parameters te bepalen, en om de bloeddruk te reconstrueren, kunnen we dit alles samenvoegen in een computer-programma.

6.1 Eisen aan het programma

Het programma moet aan verschillende eisen voldoen. Het programma zou in principe door een anesthesist gebruikt moeten kunnen worden. De eisen zijn samengevat in de volgende paragrafen:

6.1.1 De bloeddruk moet via een A/D kaart ingelezen kunnen worden.

De A/D-D/A kaart waar we gebruik van maken is de zogenaamde LabMaster kaart. Een korte beschrijving van de instellingen hiervan is gegeven in bijlage F.

6.1.2 De bloeddruk moet grafisch en in real-time worden weergegeven.

Dit betekent dat het programma in principe alle acties moet kunnen uitvoeren tussen twee samples. Het blijkt dat een 386DX -33 MHz PC met coprocessor snel genoeg is om aan alle eisen te voldoen en tegelijkertijd de bloeddruk weer te geven.

6.1.3 Belangrijke bloeddrukgegevens moeten worden weergegeven.

Gegevens uit de bloeddruk die belangrijk zijn voor een anesthesist zijn:

- SBP (Systolic Blood Pressure)
- DBP (Diastolic Blood Pressure)
- Gemiddelde bloeddruk
- Hartslagfrequentie in BPM (Beats Per Minute)

De systolische bloeddruk is de maximale bloeddruk die gedurende een periode van de bloeddruk voorkomt. Meestal echter wordt voor de systolische bloeddruk een laagdoorlaat gefilterde waarde genomen van de maximale drukken. Wij stellen de systolische bloeddruk van periode n als:

$$SBP(n) := 0.8 * SBP(n-1) + 0.2 * Pmax(n)$$

De diastolische bloeddruk is de minimale bloeddruk die we op dezelfde manier filteren:

$$DBP(n) := 0.8 * DBP(n-1) + 0.2 * Pmin(n)$$

En evenzo de gemiddelde bloeddruk:

$$Mean(n) := 0.8 * Mean(n-1) + 0.2 * Pgem(n)$$

waarbij $P_{GEM} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N P(i)$ met N is het aantal samples over periode n .

De hartslagfrequentie wordt bepaald door de afstand (tijdsduur) tussen de opeenvolgende *opslagen* (paragraaf 4.1). Het punt op de opslag dat we detecteren is wanneer de bloeddruk tijdens de opslag groter wordt dan de helft van de polsdruk. De afstand tussen de opeenvolgende opslagen wordt omgerekend tot slagen per minuut.

De opslag definiëren we ook als begrenzer voor een periode van de bloeddrukcurve. Dit vanwege het feit dat de helft van de polsdruk van de opslag goed te definiëren valt, omdat het een stijle helling is met een totale duur van ongeveer 100 msec. Wanneer een periode afgesloten is (d.w.z. dat een nieuwe opslag is gevonden) bepalen we de vier gedefiniëerde bloeddrukgegevens opnieuw volgens de hierboven aangegeven definities. Het testen op de opslag en het aanpassen van de verschillende waarden kunnen we het best aan de hand van het onderstaande pseudo-Pascal programma verduidelijken:

Stel nu dat we, doordat de vorm van de bloeddruk plotseling fors is veranderd, geen opslag meer kunnen detecteren. Wanneer we enkele seconden geen opslag meer hebben gevonden, dan herstart het programma zichzelf, en zoekt het gedurende enkele seconden naar nieuwe maxima en minima. Deze maxima en minima worden dan de nieuwe SBP en DBP. Eveneens wordt de frequentie van de bloeddruk gereset naar een standaard waarde.

VARIABLEN

waarde : ingelezen bloeddruksample in mmHg
SBP : laagdoorlaat gefilterde systolische bloeddruk
DBP : laagdoorlaat gefilterde diastolische bloeddruk
max : maximale bloeddrukwaarde sinds laatste upstroke
min : minimale bloeddrukwaarde sinds laatste upstroke

PSEUDO-CODE:

FOR elk bloeddruk sample DO
BEGIN

- 1) Controleer of de waarde groter is dan de helft van de (laagdoorlaat gefilterde) polsdruk plus de laagdoorlaat gefilterde diastolische waarde.
- 2) Controleer of de ingelezen waarde ten minste 45% van de vorige periodeduur verwijderd is van de laatst gevonden opslag. (Dit houdt in dat plotselinge frequentieverhogingen altijd (zij het soms na enkele periodes) gedetecteerd kunnen worden (Bij een frequentieverhoging van meer dan tweemaal, zal er minstens één opslag op meer dan 45% van de tijdsduur van de vorige periode liggen. Na deze gedetecteerd te hebben, kan tijdens de volgende periode ook de andere periode gedetecteerd worden.) Dit betekent echter wel dat dit niet altijd goed zal werken bij aritmieën)
- 3) Controleer of de afstand tussen deze waarde en het lokale minimum groter is dan 40% van de polsdruk. (Merk op dat het lokale minimum pas lage waarden gaat aannemen wanneer de bloeddrukwaarden in de buurt van de diastolische waarde komen.)

IF alle drie voorgaande condities waar zijn THEN

BEGIN {opslag is gevonden!}

SBP := 0.8*SBP + 0.2*max

DBP := 0.8*DBP + 0.2*max

max := -1000

min := 1000

END

IF de waarde is groter dan max THEN max := waarde

IF de waarde is kleiner dan min, en (waarde-DBP) > 0.3*(max-DBP)

THEN min := waarde {de waarde moet het eerst in de buurt van de diastolische waarde geweest zijn}

END

6.1.4 De PC moet de spoel-eenheid kunnen bedienen.

De spoel-eenheid kan ingeklemd worden in het apparaat zoals weergegeven in bijlage G. Dit apparaat kan het ventiel van de spoel-eenheid opentrekken. Het apparaat kan bediend worden door de PC door op de analoge uitgang van de A/D-D/A kaart een stap van 5 Volt te zetten. Tussen het aansturen van het apparaat en de actie van het ventiel zit een kleine vertraging, waarmee we rekening moeten houden wanneer we de eindtijd van de spoeling bepalen. De spoelingsduur is 0.3 seconden. Uit simulaties is gebleken dat dit lang genoeg is om de uitslingeringen ten gevolge van de opgaande flank te laten uitdempen. Hierbij gaan we ervan uit dat de dempingsfactor minimaal 0.1 is, en dat een eigenfrequentie van 5 Hz een waarde is die in de praktijk niet vaak voorkomt. Zoals namelijk te zien is in figuur 2.13 is de responsie ten gevolge van de opgaande flank nog niet uitgedempt. Toch kunnen we ook uit deze figuur nog redelijk goed de katheter-parameters bepalen. Ook uit de resultaten van de plaatsings-

methode (bijlage E) blijkt dat bij een spoel-duur van 0.3 s de katheter-parameters redelijk bepaald kunnen worden, wanneer de responsie plaatsvindt op het juiste gedeelte van de curve, en dit gedeelte ook lang genoeg is (bloeddruk van 60 bpm). De belangrijkste reden waarom we voor een zo kort mogelijke spoel-duur hebben gekozen is dat we zo weinig mogelijk vloeistof de patiënt in willen spoelen.

Er is bovendien de mogelijkheid in het programma ingebracht, om ook zonder de aanwezigheid van bloeddrukken de katheter-parameters op de manier van de plaatsingsmethode te bepalen. We noemen dit de *directe spoeling* omdat de spoeling direct plaatsvindt na het drukken van de knop.

De spoel-eenheid kan ook handmatig bediend worden door een knopje op het kastje. Het ventiel blijft dan geopend zolang het knopje ingedrukt is. Dit kunnen we niet detecteren, dus van de responsie hierop kunnen we ook de parameters niet bepalen. Ook via de PC kan men het ventiel op deze manier openen. Dit kan gebeuren door beide shift-toetsen tegelijk ingedrukt te houden. Het bepalen van de parameters uit de responsie hiervan is nog niet geïmplementeerd.

6.1.5 Het programma moet de gecorrigeerde bloeddruk weergeven.

Het bepalen van de parameters gebeurt door de eerder besproken methodes. De bepaalde parameters worden op het scherm weergegeven. Aan de hand van de bepaalde parameters wordt het bloeddruksignaal gecorrigeerd. Ook het gecorrigeerde bloeddruksignaal wordt real-time weergegeven. Dit signaal heeft wel een vertraging van een tiental samples (minder dan 0.1 s) ten opzichte van het gemeten bloeddruksignaal, als gevolg van de vertraging die veroorzaakt wordt door de FIR-filters en differentiators.

Van de gecorrigeerde bloeddruk bepalen we de belangrijke bloeddruk gegevens opnieuw. Wanneer de katheter-parameters niet te bepalen zijn, of als niet geldig gevalideerd zijn, geven we geen gecorrigeerde bloeddruk weer.

6.1.6 Gegevensopslag

Wanneer gewenst moeten de gegevens opgeslagen kunnen worden op schijf. Zo kan men naderhand controleren of de parameters juist bepaald zijn. Ook kan men de gegevens gebruiken om de methodes die de parameters schatten te verbeteren of om nieuwe methodes te ontwikkelen. Het is vooral van belang om realistische spoel-responsies gesuperponeerd op bloeddrukken op te slaan, omdat die nog niet voorhanden zijn. We slaan alleen selectief 25 seconden rond een spoeling op. Het opslaan van de gegevens in het programma gebeurt in een circulaire buffer die plaats heeft voor 25 seconden gegevensopslag. Nadat we de parameters hebben bepaald (aan het einde van de stapresponsie) laten we de buffer nog 10 seconden opslaan, waarna we de buffer wegschrijven naar een file. Deze file heeft in zijn naam de tijd verwerkt van het moment waarop de file opgeslagen wordt. Men kan in een logboek nauwkeurig de veranderende omstandigheden van de meting bijhouden.

Om in het logboek de tijd te kunnen vermelden, wordt ook een klokje op het scherm weergegeven. Zo kan men aan de hand van de tijd de omstandigheden combineren met de gegevens uit de file.

Zo een file ziet er als volgt uit:

filenaam: <AAhmmss.dat> , waarin AA een vrij te kiezen header is, en [hhmmss] de tijd in uren, minuten en seconden is.

De file bevat vier kolommen met gegevens:

gemeten bloeddruk (kwart-mmHg)	gecorrigeerde bloeddruk (kwart-mmHg)	spoelmethode ∈ [0,1,2,3]	spoeling ∈ [0,1]
-----------------------------------	---	-----------------------------	---------------------

De kolommen zijn gescheiden door spaties. De gekozen methode is ook weergegeven, zodat men later de file kan afspelen, waarbij de parameters door de juiste methode opnieuw bepaald kunnen worden. De getallen komen als volgt overeen met de methoden:

- 0 : geen spoelmethode geselecteerd
- 1 : spoeling volgens plaatsingsmethode
- 2 : spoeling volgens subtractiemethode
- 3 : directe spoeling van lengte 0.3 seconden

De kolom *spoeling* bevat de waarden 0 of 1, waarbij de 1 ervoor staat dat het ventiel aangestuurd wordt door de PC.

De omvang van deze file kan verminderd worden door de laatste twee kolommen te combineren. Verder hoeft de gecorrigeerde bloeddruk eigenlijk niet opgeslagen te worden, omdat deze ook gereconstrueerd kan worden door de file nog eens af te spelen.

De parameters die bepaald zijn worden opgeslagen in een aparte file. Deze file heeft de volgende naam: <AAhmmss.par> ,waarin AA de gekozen header is, identiek aan de header van de gegevensfile. De tijd weergegeven in de header is de tijd waarop men de header kiest.

De parameters van alle opgeslagen files met de header AA worden in deze file opgeslagen, volgens het volgende formaat, en afhankelijk van de methode van parameter-schatten:

In het geval van de subtractiemethode:

[hh:mm:ss] {tijd waarop parameters bepaald zijn}
<beta> <f_nat>

In het geval van de plaatsingsmethode of de directe spoeling:

[hh:mm:ss]

<beta> <f_nat> { benadering bloeddruk met constante }

<beta> <f_nat> { lineaire benadering bloeddruk }

<beta> <f_nat> { kwadratische benadering bloeddruk }

6.2 Schatting van de katheter-parameters uit de bewerkte responsie.

In hoofdstuk 4 staat aangegeven wat we kunnen doen om de invloed van de bloeddruk tijdens de spoel-responsie te verminderen. Uit deze bewerkte responsie kunnen we dan de katheter-parameters bepalen op de wijze die in paragraaf 2.5 is aangegeven. Om de exacte locatie van de extremen vast te stellen, differentiëren we het signaal. De nuldoorgangen, die veel scherper te bepalen zijn, slaan we op, samen met de bijbehorende extreme waarden. Omdat het signaal bemonsterd is, nemen we geen nuldoorgangen, maar een tekenwisseling van het signaal.

In de praktijk hebben we echter last van ruis, zodat we soms meerdere tekenwisselingen dicht bijelkaar vinden. Daarom filteren we de afgeleide eerst. Bovendien nemen we aan dat er een minimale afstand tussen twee opeenvolgende extreme waarden moet zitten, anders dan verwerpen we de tweede extreme waarde.

Hoe we de parameters precies schatten staat beschreven in de onderstaand pseudo-Pascal code. Hierin staat ook beschreven hoe we toch nog proberen om de katheter-parameters te bepalen, wanneer we slecht twee extreme waarden hebben kunnen bepalen (het minimaal benodigde aantal was drie).

```

CONST
  percentage = 0.5

VAR
  time      : array waarin de tijdstippen van de extrema staan
  amp       : waardes van de extrema
  D         : verschil in amplitudo van twee opeenvolgende extrema
  ref_step  : referentie-(tijds)-afstand tussen twee extrema

PROCEDURE

IF nr_of_extrema_found < 2 THEN error1 := true {we kunnen geen parameters schatten}
ELSE
  ref_step := time[2] - time[1]
  D[0]    := abs(amp[2] - amp[1])

  n := 2
  herhaal tot maximaal aantal extreme waarden gebruikt, of tot einde wordt geforceerd
  IF ref_step*percentage < (time[n+1] - time[n]) < ref_step+ref_step*(1-percentage) THEN
    BEGIN
      neem deze tijdsafstand ook mee om om gemiddelde te bepalen
      bepaal D[n]
      n := n + 1
      herhaal dit, tot aantal extreme waarden op, forceer dan einde.
    END
  ELSE
    BEGIN
      indien we nog niet genoeg waarden hebben gevonden om de demping te bepalen,
      dan ga door met het volgende, anders forceer einde.

      -wanneer de extreme waarden een te klein tijdsinterval hebben, dan gooi de laatste
      extreme waarde weg, en neem hiervoor de volgende extreme waarde. Bekijk nu de
      afstand opnieuw.

      -wanneer de extreme waarden een te groot tijdsinterval hebben, dan schat de extreme
      waarde op de volgende manier: neem hiervoor de waarde van de responsie die wel op
      de juiste afstand van de vorige extreme waarde ligt. Forceer einde en genereer error2,
      zodat het programma weet dat de extreme waarde geschat is.
    END
  END;

Aan de hand van de gevonden gemiddelde tijdsafstand en de gemiddelde verhouding tussen de D's,
bepalen we de dempingsverhouding en de eigenfrequentie, indien er geen error 1 is opgetreden. Is uit
de bepaalde verhoudingen tussen de D's geen dempingsfactor te bepalen, dan genereren we error3.

```

Dit betekent dat we de volgende foutmeldingen kunnen verwachten:

error1 : Parameters kunnen niet bepaald worden.

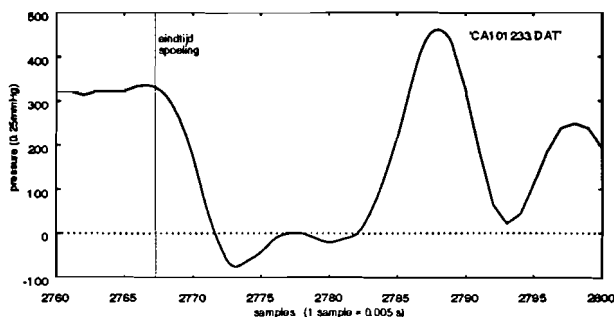
error2 : De dempingsfactor is niet betrouwbaar.

error3 : De dempingsfactor kan niet bepaald worden.

De validatie-algorithmen voor bepaalde katheter-parameters zijn zeer eenvoudig gehouden, omdat de kennis omtrent mogelijke fouten nog gering is. Bij de subtractie-methode worden de bepaalde parameters als juist gevalideerd wanneer er *geen* error1 of error3 optreedt. Van de plaatsingsmethode worden de met de drie benaderingen bepaalde dempingsfactoren waarbij geen fout is opgetreden, gemiddeld. De bepaalde eigenfrequenties waarin geen error1 of error3 is opgetreden worden ook gemiddeld.

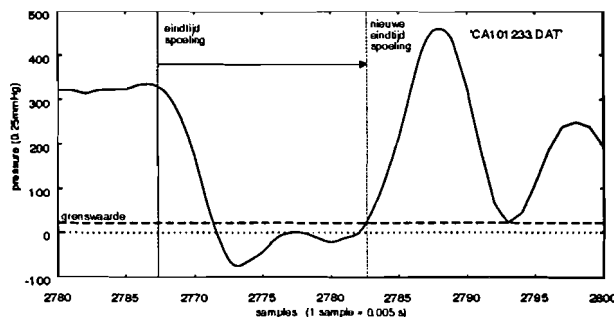
6.3 Wijziging van de spoel-responsie begintijd.

Verder bleek dat de stapresponsie soms waarden aannam die kleiner dan 0 mmHg waren. De gebruikte druktransducer is niet geschikt voor negatieve drücken, waardoor negatieve responsies vervormd worden. In figuur 6.1 staat zo'n stapresponsie.



figuur 6.1 Vervormde spoelresponsie.

Een praktische oplossing voor deze situatie is de volgende: we staan toe dat de stapresponsie negatieve drücken bevat. Meestal zal het alleen de eerste extreme waarde zijn die negatief wordt. Wanneer er na een spoeling een bloeddruksample gemeten wordt kleiner dan een bepaalde grens-waarde is, dan wordt de spoel-responsie-starttijd gelijk aan dat tijdstip waarop dat bloeddruksample gemeten wordt.



figuur 6.2 Nieuwe eindtijd van de spoeling wordt gelijk aan het tijdstip van de laatst gemeten waarde die nog net onder de grens bleef.

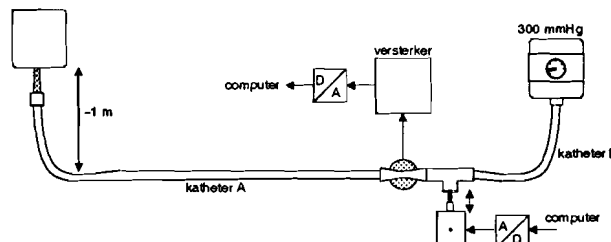
Zolang er bloeddrukwaarden gemeten worden die onder de grens liggen, wordt de responsie begintijd aangepast. De spoel-responsie begintijd wordt dan uiteindelijk gelijk aan het tijdstip waarop het laatste bloeddruksample nog net onder de grenswaarde bleef, zoals te zien is in figuur 6.2.

7 Verificatie van de ontwikkelde programmatuur tijdens metingen

Met het ontwikkelde computer-programma kunnen we metingen uitvoeren. Allereerst zullen we in een meetopstelling uit de spoel-responsies van een katheter de katheter-parameters bepalen, waarbij de aangeboden druk aan de ingang van de katheter constant gehouden wordt. Daarna zullen we een bloeddruksimulator aansluiten op de ingang van de katheter, zodat we het programma in een meer praktijkgerichte situatie kunnen testen. Tot slot hebben we het programma gebruikt tijdens een bloeddrukmeting aan een varken.

7.1 Metingen aan een katheter zonder bloeddrukken.

Als eerste testen we het programma op een katheter wanneer er geen bloeddrukken aanwezig zijn. Daartoe hebben we de opstelling in figuur 7.1 gebruikt:



figuur 7.1 Schematische meetopstelling.

Hierin is de lengte van zowel katheter A als katheter B 1.5 m. De infuuszak bevindt zich op ongeveer 1 meter hoogte.

We bepalen nu de katheter-parameters uit de spoel-responsie. Tijdens de metingen varieerde de druk in de drukzak meestal tussen de 200 en 300 mmHg. Dit heeft geen invloed op de katheter-parameters die we uit de spoel-responsie kunnen bepalen, maar alleen op de amplitudo van de responsie.

Er zijn ongeveer 30 metingen gedaan gedurende een half uur. Hierbij is gebruik gemaakt van de plaatsings-methode, met de drie benaderingswijzen van de bloeddruk, om de parameters te bepalen. De parameters gevonden door de drie benaderingswijzen zijn apart opgeslagen. De gemiddelde waarden van de parameters over een aantal metingen zijn per benaderingswijze uitgezet in onderstaande tabel. Ook wordt de spreiding van de gevonden parameters gegeven.

Tabel 7.1 Resultaten van meting aan katheter, zonder bloeddrukken.

33 metingen	constante benadering		lineaire benadering		kwadratische benadering	
	β	f_{natural}	β	f_{natural}	β	f_{natural}
gemiddelde	0.181	21.3	0.175	21.4	0.172	21.1
spreadig	0.019	1.0	0.027	1.1	0.033	1.2
afwijking 2σ (%)	21%	9%	31%	10%	38 %	11%

De spreiding in de gevonden katheter-parameters wordt veroorzaakt door ruis en door mogelijk veranderende omstandigheden tijdens de meting. We hebben geprobeerd deze omstandigheden zo constant mogelijk te houden, maar micro-luchtbellen kunnen niet gedetecteerd worden. De spreiding is ongeveer gelijk aan de standaarddeviatie. Verder gaan we er vanuit dat we een normale verdeling hebben. De kans dat de gevonden waarden minder dan éénmaal de standaarddeviatie van de verwachtingswaarde afluigen, is dan 68%. De kans dat de gevonden waarden minder dan tweemaal de standaarddeviatie van de verwachtingswaarde afluigen, is 95%. Deze grenzen worden resp. de éénsigma en tweesigma grenzen genoemd [Buijs, 1989]. In het geval dat de afwijking van de werkelijke waarde binnen de tweesigma-grens zal liggen, is de maximale afwijking gelijk aan tweemaal de standaarddeviatie. Deze maximale afwijking kunnen we ook uitdrukken in percentages. Wanneer we dat doen, kunnen we de resultaten enigszins vergelijken met de foutenanalyse uit hoofdstuk 3. De percentuele afwijking van twee-sigma is uitgezet in de laatste rij van de tabel. Wanneer we dit vergelijken met de foutenanalyse dan zien we dat dit acceptabele resultaten zijn. De frequentie is nauwkeuriger geschat, terwijl dat ook gewenst was, en de afwijkingen van de dempingsfactor zijn ook redelijk. Wanneer we er ook nog rekening mee houden dat bij een hogere eigenfrequentie grotere afwijkingen toegestaan zijn, zijn de resultaten goed te noemen.

Dezelfde meting is nogmaals herhaald op een ander tijdstip. De gevonden parameters gedurende deze meting zijn:

Tabel 7.2 Resultaten van metingen aan katheter, zonder bloeddrukken.

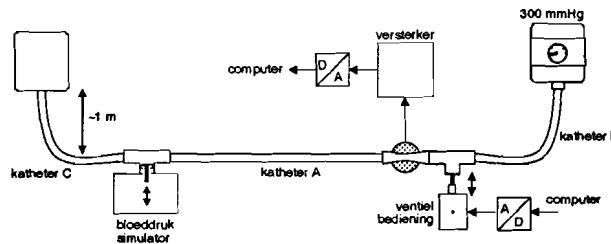
39 metingen	constante benadering		lineaire benadering		kwadratische benadering	
	β	f_{natural}	β	f_{natural}	β	f_{natural}
gemiddelde	0.173	20.3	0.187	20.5	0.193	20.1
spreiding	0.024	1.3	0.031	1.6	0.048	1.4
afwijking 2σ (%)	28%	13%	33%	16%	50%	14%

Ook deze resultaten zijn acceptabel. Overigens wordt de spreiding in de katheterparameters ook veroorzaakt door de aanwezigheid van (micro-)luchtbelletjes.

7.2 Metingen aan een katheter met een bloeddruksimulator.

De gebruikte bloeddruksimulator (app. H), kan op een katheter drukken aanbrengen die op bloeddrukcurves lijken. We kunnen hiermee dus een patiënt simuleren.

De opstelling uit de vorige paragraaf sluiten we nu aan op de drukgenerator, volgens de opstelling in figuur 7.2.



figuur 7.2 Schematische meetopstelling met bloeddruksimulator.

De naald hebben we weg moeten laten, omdat we die niet op de druksimulator aan konden sluiten. De katheters A en C zijn identiek, en hebben een lengte van 1,5 m. Het gehele systeem is gesloten. De bloeddruksimulator wekt de drukken op door een membraan in beweging te brengen. Het volume van de met vloeistof gevulde ruimte waarin het membraan zich bevindt is klein. Wanneer we alleen katheter A aan zouden sluiten op deze ruimte (en dus niet de infuuszak met katheter C), dan zouden we de katheter niet kunnen spoelen. Wanneer we dan namelijk zouden spoelen, dan zou het gehele systeem onder een hogere druk komen te staan. De bloeddruksimulator kan die hogere druk niet wegregelen, omdat het membraan slechts een beperkte bewegingsruimte heeft. Daarom is de infuuszak aangebracht, zodat de overtollige vloeistof in deze (slappe) plastic zak, die onder lage druk staat, opgevangen kan worden.

Wanneer we de simulator als ideale spanningsbron opvatten, dan maakt het niets uit

welk katheter er nog aan de spanningsbron aangesloten wordt. De stapresponsie die we in dat geval meten bepaalt dan ook alleen de overdracht van de spanningsbron naar de manometer. Waarschijnlijk zal dat niet geheel het geval zijn, maar deze opstelling geeft ons toch de mogelijkheid om het programma te testen op echte drukken met spoel-responsies.

Gedurende ongeveer twee en een half uur spoelen we regelmatig de katheter, waarbij de parameters bepaald worden. De bloeddrukcurve die de simulator aanbrengt op de katheter is steeds na acht tot tien metingen veranderd. In appendix H staan de bloeddrukcurves die aangebracht kunnen worden. Bij deze metingen hebben we gebruik gemaakt van de curves 7, 8 en 9 (zie tabel H.1).

Afwisselend is van de plaatsingsmethode en van de subtraciemethode gebruik gemaakt. De resultaten van deze methodes staan apart vermeld in onderstaande tabellen:

Tabel 7.3 Resultaten plaatsingsmethode van metingen met bloeddrukken.

17 metingen	constante benadering		lineaire benadering		kwadratische benadering	
	β	f_{natural}	β	f_{natural}	β	f_{natural}
gemiddelde	0.138	24.6	0.132	25.2	0.137	24.9
spreiding	0.025	1.4	0.025	1.2	0.026	1.5
afwijking 2 σ (%)	36%	11%	38%	10%	39%	12%

Tabel 7.4 Resultaten subtraciemethode.

14 metingen	responsie	
	β	f_{natural}
gemiddelde	0.122	24.3
spreiding	0.019	1.5
afwijking 2 σ (%)	31%	12%

Vergelijken we de resultaten verkregen met de subtraciemethode met de submethodes van de plaatsingsmethode, dan zien we dat deze redelijk goed overeenkomen. De afwijking is ook nu weer redelijk goed te noemen, waarbij opgemerkt moet worden dat nu, in tegenstelling tot de eerste twee metingen, de spoel-responsie gesuperponeerd is op een bloeddrukcurve. Dit is niet zichtbaar aan de gevonden spreiding of percentuele afwijking, die nagenoeg gelijk is gebleven! Wat dat betreft kunnen we hieruit concluderen dat de katheter-parameters goed te bepalen zijn. In het geval van

de subtraciemethode was dit ook te verwachten, daar we nu in feite ideale bloeddrukken hebben die periodiek constant zijn. Hoe goed deze methode werkt bij niet optimaal periodieke signalen kunnen we aan de hand van deze metingen niet voorspellen.

Tijdens de laatste meting aan deze testopstelling hebben we voortdurend de opstelling veranderd. Dit heeft invloed op de katheter-parameters. Deze middelen we dan ook telkens voor metingen waarbij de situatie niet veranderd is. Achter de katheter-parameters geven we de afwijking van de 2σ -grens tussen haakjes. Achter elke meting staan het aantal uitgevoerde metingen tussen haakjes. Voor de parameters bepaald door de plaatsingsmethode is telkens het gemiddelde van de drie parameterparen genomen. Deze parameters zijn samen met de parameters bepaald door de subtraciemethode gemiddeld.

Tabel 7.5 Negen metingen met variërende opstelling.

meting	curve	β	spreiding	f_n	spreiding
1 (6x)	9	0.143 (16%)	0.011	24.5 (3%)	0.37
2 (9x)	9	0.141 (21%)	0.015	24.3 (5%)	0.56
3 (3x)	9	0.118 (38%)	0.023	24.1 (11%)	1.3
4 (22x)	9	0.249 (28%)	0.035	12.5 (21%)	1.3
5 (6x)	8	0.242 (70%)	0.085	9.7 (18%)	0.93
6 (4x)	8	0.233 (18%)	0.021	12.3 (4%)	0.22
7 (5x)	6	0.227 (27%)	0.030	12.3 (6%)	0.35
8 (8x)	6	0.201 (68%)	0.069	6.2 (10%)	0.31
9 (5x)	6	0.225 (37%)	0.041	12.3 (4%)	0.27

Waarin:

Meting 1: *Oorspronkelijke meetopstelling zoals in figuur 7.2.*

De resultaten komen overeen met de eerdere meting met dezelfde opstelling (zie tabel 7.3 en 7.4). De afwijking is klein.

Meting 2: *Katheter C wordt katheter met grotere doorsnede en lengte 150 cm.*

Er is geen noemenswaardig verschil te ontdekken met meting 1. Dit zou kunnen betekenen dat de katheter-parameters inderdaad onafhankelijk zijn van katheter C, en dus dat de drukgenerator inderdaad opgevat kan worden als een ideale spanningsbron.

Meting 3: *Katheter C verlengd met 75 cm.*

De parameters wijken iets af van de vorige twee metingen. Er zijn echter maar drie metingen verricht, wat te weinig is om uitspraken te kunnen doen. We vermelden deze meting om aan te geven dat katheter C ver-

lengd is met 75 cm, en we deze lengte niet meer zullen veranderen tijdens de volgende metingen.

Meting 4: *Kraan achter manometer aangebracht.*

Tijdens deze meting is 4 maal met aanwezigheid van een luchtbel op ongeveer 10 cm van de manometer waargenomen, waarna hij verwijderd is. De katheter-parameters van die metingen wijken echter niet af van de parameters bepaald tijdens de overige metingen. We kunnen zien dat de aanwezigheid van de kraan een grote invloed heeft op de overdracht. Dit komt overeen met de bevindingen van Heimann [1993] met kranen, die ook bemerkte dat deze een grote vermindering van de eigenfrequentie teweeg brachten. De oorzaak hiervan zoekt hij in het verschil in diameter tussen kraan en katheter. Ook in ons geval bestaat er een verschil in de diameter tussen de kraan en de katheter.

Meting 5: *Er is een luchtbel dichtbij de manometer aangebracht.*

Tijdens de metingen verplaatste deze zich tot 5 cm van de manometer. Dit is waarschijnlijk de oorzaak van de grote spreiding in de bepaalde dempingsfactor.

Meting 6: *De luchtbel is verwijderd.*

We zien dat door het verwijderen van deze luchtbel de katheter-parameters weer gelijk worden als tijdens meting 4.

Meting 7: *Geen veranderingen in de opstelling.*

Ook deze parameters blijven gelijk. Merk op dat tijdens deze meting een andere bloeddrukcurve aangeboden werd. We zien dat dit geen invloed heeft op de bepaalde katheter-parameters.

Meting 8: *Luchtbel van 1.5 cm lengte op ongeveer 10 cm van manometer.*

De eigenfrequentie gaat fors omlaag. Dit is ook te verwachten, want de compliantie wordt groter door het aanbrengen van een luchtbel (zie ook formule 2.4). De dempingsfactor wordt echter kleiner, alhoewel de spreiding erg groot is. We verwachtten namelijk dat de demping groter wordt vanwege de grotere compliantie (zie formule 2.5). Misschien is echter de weerstand of de inertantie mede veranderd, of is de invloed van de overige micro-luchtbelletjes verminderd.

Meting 9: *De luchtbel is verwijderd.*

We zien dat nu de parameters weer gelijk zijn aan meting 7.

7.3 Metingen aan een varken.

Tijdens dierproeven aan een varken hebben we gedurende twee maal een half uur metingen kunnen verrichten aan het katheter-manometer systeem. Het betrof tijdens deze meting een varken van ongeveer 12 kg, dat onder narcose en onder invloed van spierverslappende middelen was. Tevens werd het varken kunstmatig beademd. De druktransducer (Uniflow model 43-600F, zie app. H) is geijkt, en de afwijking van de drukken weergegeven door het programma zijn tot op 1 mmHg nauwkeurig. Het bereik van deze transducer is -50 mmHg tot 300 mmHg. Dit betekent dat deze transducer wel negatieve drukken (tot 50 mmHg) aankan. De opstelling is gelijk aan de opstelling in figuur 7.1, waarbij er in plaats van een naald een canule gebruikt is, die ingebracht is in de aorta. De canule is via een kraan verbonden met de katheter.

Helaas werkte de subtractiemethode tijdens deze meting niet. De oorzaak hiervan was dat het programma de spoel-responsie detecteerde als opgaande flank. Omdat deze spoel-responsie steeds erg groot was, kon het programma niet meer de opgaande flank detecteren van het derde stukje van de bloeddrukcurve dat het programma nog op moest slaan, waardoor het programma hierop oneindig bleef wachten. De reden waarom dit tijdens de simulaties en de metingen uit de vorige paragrafen niet gebeurde is dat bij deze metingen de spoel-responsie veel kleiner was.

Tijdens deze metingen bleef de hartslag vrij constant rond de 150 slagen per minuut. De polsdruk lag rond de 25 mmHg. Ondanks de hoge hartslag duurde de diastole juist lang genoeg om drie extreme waarden van de spoel-responsie te kunnen bepalen. Grafisch is dit nagegaan, maar we kunnen dit ook beredeneren:

De duur van één periode is gelijk aan $1/(150 \text{ bpm} / 60 \text{ s}) = 0,4 \text{ s}$.
 De duur van de systole is (formule 4.2): $360 - 150 = 210 \text{ ms} = 0,21 \text{ s}$.
 Dit betekent dat de duur van de diastole 0,19 s is.

We gaan ervan uit dat de duur van de diastole ongeveer anderhalf maal de periode-duur van de eigenfrequentie moet zijn (zie par. 4.1.3). De eigenfrequentie schommelt tussen de 10 en 12 Hz. Nemen we een eigenfrequentie van 10 Hz, dan betekent dit dat de duur van de diastole groter dan 0,15 s moet zijn, waaraan dus voldaan is.

Door de kleine polsdruk en de grootte van de amplitudo van de spoel-responsie zal het effect van de plaatsingsmethode minder duidelijk zijn ten opzichte van ongeplaatste responsies, omdat de polsdruk van de bloeddruk in vergelijking met de amplitudo van de spoel-responsie niet zo groot is.

7.3.1 Meetsessie 1.

Allereerst hebben we gemeten met een katheter met een lengte van 20 cm. De resultaten hiervan staan uitgezet in tabel 7.6.

Tabel 7.6 Resultaten plaatsingsmethode tijdens metingen aan varken. Katheterlengte 20 cm.

5 metingen	constante benadering		lineaire benadering		kwadratische benadering	
	β	f_{natural}	β	f_{natural}	β	f_{natural}
gemiddelde	0.206	15.0	0.152	14.6	0.152	14.4
spreiding	0.021	0.5	0.011	0.5	0.011	0.6
afwijking 2σ (%)	20%	7%	14%	7%	14%	8%

Hierna is de katheter van 20 cm vervangen door een katheter van 1,75 m. De resultaten hiervan staan in tabel 7.7.

Tabel 7.7 Resultaten plaatsingsmethode tijdens metingen aan varken. Katheterlengte 175 cm.

10 metingen	constante benadering		lineaire benadering		kwadratische benadering	
	β	f_{natural}	β	f_{natural}	β	f_{natural}
gemiddelde	0.257	11.5	0.284	11.8	0.271	12.1
spreiding	0.045	1.1	0.050	0.5	0.072	0.7
afwijking 2 σ (%)	35%	19%	35%	17%	53%	12%

We zien dat door het vergroten van de compliantie inderdaad de dempingsfactor groter wordt en de eigenfrequentie lager.

Tevens is bij enkele metingen gemeten met de aanwezigheid van een luchtbel (tabel 7.8). Vanwege de lage eigenfrequentie is de duur van de diastole te kort. Ook is de dempingsfactor vrij hoog, omdat de slingering snel uitdempt. De dempingsfactor is daarom niet goed te bepalen.

Tabel 7.8 Resultaten plaatsingsmethode tijdens metingen aan varken. Katheterlengte 175 cm met luchtbel.

4 metingen	constante benadering		lineaire benadering		kwadratische benadering	
	β	f_{natural}	β	f_{natural}	β	f_{natural}
gemiddelde	0.293	3.5	0.310	3.8	-	9.5
spreiding	0.215	0.5	0.073	0.5	-	0.8
afwijking 2 σ (%)	147%	29%	47%	26%	-	17%

Waarschijnlijk ligt de juiste eigenfrequentie in de buurt van de 3 à 4 Hz, omdat deze frequenties door de constante en lineaire benaderingsmethoden bepaald zijn. Duidelijk is in ieder geval dat de eigenfrequentie bepaald door de kwadratische benaderingsmethode niet juist is. De dempingsfactor zal wel groot zijn, alhoewel deze niet nauwkeurig bepaald kon worden. Wanneer de opgeslagen bloeddrukken nogmaals afgespeeld worden met een handmatig ingestelde eigenfrequentie van 3 Hz en een dempingsfactor van 0.3, dan lijkt de gecorrigeerde bloeddruk weer redelijk op de bloeddrukken die we maten toen er nog geen luchtbel aanwezig was. Het aanbrengen van een luchtbel kon niet vaker gebeuren, omdat goed in de gaten gehouden moest worden dat de luchtbel niet de bloedbaan van het varken in gespoeld werd.

7.3.2 Meetsessie 2.

Tijdens deze meetsessie werd bloed dat van het varken afgenomen was, weer bijgezet. In totaal was er ongeveer 500 ml bloed afgenomen. Onze meetsessie begon toen er al ca. 200 ml bloed bijgezet was, en ging nog enige tijd door nadat al het bloed weer bijgezet was. Er zijn geen veranderingen aan de meetopstelling aangebracht tijdens deze meting. De resultaten staan uitgezet in tabel 7.9.

Tabel 7.9 Resultaten plaatsingsmethode tijdens metingen aan varken. Katheterlengte 175 cm.

16 metingen	constante benadering		lineaire benadering		kwadratische benadering	
	β	f_{natural}	β	f_{natural}	β	f_{natural}
gemiddelde	0.244	11.4	0.219	11.6	0.207	11.6
spreiding	0.052	0.4	0.029	1.0	0.031	0.9
afwijking 2σ (%)	43%	7%	26%	17%	30%	16%

De afwijking in de dempingsfactor van de constante benadering is aan de hoge kant. De oorzaak hiervan kan zijn dat de druk in de drukzak tijdens deze meting in de buurt van de 200 mmHg lag, zodat de amplitudo van de responsie kleiner was, en de verstoring door de bloeddruk groter. Hiermee zou verklaard kunnen worden waarom de spreiding in de lineaire en kwadratische benadering kleiner zijn. Deze methoden benaderen de diastolische bloeddruk namelijk met een meer realistische benadering.

7.3.3 Conclusies varken-experimenten.

Ondanks het feit dat de subtractiemethode niet werkte, zijn de resultaten toch hoopvol te noemen. Dit was namelijk het allereerste experiment onder klinische omstandigheden, en de plaatsingsmethode bleek hierbij goed te werken. Om betere uitspraken te kunnen doen over de plaatsingsmethode zullen meer experimenten gedaan moeten worden. Deze resultaten geven echter aan dat het weergegeven bloeddruksignaal inderdaad verbeterd kan worden.

8 Conclusies

Uit de resultaten van de metingen blijkt dat de schatting van de parameters vrij nauwkeurig kan gebeuren. Wanneer we naar de foutenanalyse kijken, dan zien we dat afwijkingen van 25% in de geschatte katheter-parameters nog geen grote fouten in de gecorrigeerde bloeddruk opleveren. Hierbij moet wel opgemerkt worden dat wanneer de eigenfrequentie meer als 25% te laag geschat wordt, de gecorrigeerde bloeddruk snel zal verslechteren. Bij katheters met een lage eigenfrequentie is het effect van het terugfilteren veel duidelijker te merken.

Uit het feit dat de spreidingen in de geschatte parameters tijdens de metingen met en zonder bloeddrukken weinig van elkaar verschillen, kunnen we concluderen dat de algoritmen die de parameters moeten schatten uit responsies gesuperponeerd op de bloeddruk, goed werken. Hierbij moet opgemerkt worden dat er slechts met een zeer beperkte variatie aan bloeddrukken is gewerkt, en dat praktijktests aan echte bloeddrukken dit nog zullen moeten bevestigen.

Tijdens de varken-experimenten bleek dat de plaatsingsmethode goed werkte. De resultaten kunnen misschien nog verbeterd worden door de gegevens van deze experimenten te analyseren.

Het meermalen spoelen om een goede responsie te verkrijgen bleek niet nodig, omdat de computer zelf het moment van spoelen kan bepalen.

Omdat het gehele programma in feite getest en ontworpen is met behulp van gesimuleerde spoel-responsies, kunnen we stellen dat deze simulaties realistisch zijn geweest, en dat de praktijk dus klopt met de theorie.

Samengevat is het gelukt om een blokkendoos te ontwerpen, waarin alle onderdelen aanwezig zijn om uit een, via de computer aangestuurde spoel-responsie, de katheter-parameters te bepalen, en daarmee de gemeten bloeddruk te corrigeren. Omdat er nog geen praktijkgegevens aanwezig waren, zijn de blokken eenvoudig gehouden. Het is echter mogelijk om deze blokken uit te breiden of te vervangen.

Een complicatie in de verdere ontwikkeling van dit project zit in de interactie tussen het apparaat dat de spoel-eenheid aanstuurt en deze spoel-eenheid zelf. Er bestaat namelijk een grote variëteit aan spoel-eenheden. Zelfs de spoel-eenheden van een fabrikant veranderen zo nu en dan van ontwerp. Dit maakt het noodzakelijk dat dit apparaat voortdurend aangepast moet worden, en het liefst zo multifunctioneel mogelijk is.

9 Aanbevelingen

Zoals reeds opgemerkt is het programma op sommige punten zeer eenvoudig gehouden. Zo is er geen validatie van de katheter-parameters. Met behulp van meer gegevens uit de praktijk, zou een validatie-algoritme opgesteld kunnen worden. Ook zou onderzocht kunnen worden of de parameters beter gevalideerd kunnen worden, wanneer tweemaal kort achterelkaar gespoeld wordt. De tweede spoeling zou dan misschien nog beter geplaatst kunnen worden, door gebruik te maken van de gegevens uit de eerste spoel-responsie.

De subtractie-methode zou nog verfijnd kunnen worden, door ervoor te zorgen dat voor de variatie in de bloeddruk ten gevolge van de ademhaling gecompenseerd wordt. Er zal ook onderzocht moeten worden of kritische of nog meer gedempte systemen in de praktijk voor kunnen komen. Is dat het geval, dan zou de methode van Warburg [1949], gebruikt kunnen worden. Dit alles zou dan getest kunnen worden aan de hand van echte metingen.

Verder kan de signaalbewerking misschien nog verfijnd worden, door beter te onderzoeken welke ruisbronnen er in de praktijk te verwachten zijn. Ook de inwendige resolutie zou nog opgevoerd kunnen worden, zodat het bepalen van de afgeleide gladder kan verlopen.

Om een betere indruk te verkrijgen over de juiste werking van de bepaalde parameters en de terugfiltering van het bloeddruksignaal zou gebruik gemaakt kunnen worden van een extra ingangssignaal dat de werkelijke bloeddruk representeert. Tijdens de metingen in de Erasmus Universiteit aan het varken was er, behalve het katheter-manometer systeem, ook nog een tip-katheter systeem aanwezig. Indien het mogelijk geweest was om het signaal van dit tip-katheter ook in te lezen in het programma, was een beter validatie mogelijk geweest. Het valt dan ook aan te raden om vooraf te informeren over de aanwezigheid van zo'n tip-katheter, en eventueel een tweede kanaal van de A/D-kaart hiervoor te gebruiken.

Tot slot kan nog bekeken worden of het programma aan de hand van een validatie-algoritme voor de gemeten bloeddruk, zelf kan beslissen welke methode hij kiest, om de katheter-parameters te schatten.

10 Literatuurlijst

Beer, R.H.M. de.

KWALITEITSBEWAKING VAN INVASIEVE BLOEDDRUKMETINGEN.

Afstudeerverslag, Vakgroep Medische Electrotechniek, Faculteit Elektrotechniek, Technische Universiteit Eindhoven, 1984.

Buijs, A.

STATISTIEK OM MEE TE WERKEN.

Leiden, Stenfert Kroese, derde druk, 1989.

Butterweck, H.J.

ELEKTRISCHE NETWERKEN.

Collegedictaat 5679, Vakgroep Theoretische Elektrotechniek, Faculteit Elektrotechniek, Technische Universiteit Eindhoven, 1979.

Dorn, W.S., and D.D. McCracken.

NUMERICAL METHODS WITH FORTRAN IV CASE STUDIES.

London, Wiley, 1972.

Frank, O.

KRITIK DER ELASTISCHEN MANOMETER.

Zschr. Biol., Vol. 44 (1903), p. 445-613.

Gardner, R.M.

DIRECT BLOOD PRESSURE MEASUREMENT - DYNAMIC RESPONSE REQUIREMENTS.

Anesthesiology, Vol. 54 (1981), p. 227-236.

Geddes, L.A. and L.E. Baker.

PRINCIPLES OF APPLIED BIOMEDICAL INSTRUMENTATION.

New York, Wiley, 3rd edn.(1989).

Hamming, R.W.

DIGITAL FILTERS.

Englewood Cliffs, 3rd ed.

Hipkins, S.F. and A.J. Rutten, W.B. Runciman.

EXPERIMENTAL ANALYSIS OF CATHETER-MANOMETER SYSTEMS IN VITRO AND IN VIVO.

Anesthesiology, Vol. 71 (1989), p. 893-906.

Kleinman, B., and S. Powell, P. Kumar, R.M. Gardner.

THE FAST FLUSH TEST MEASURES THE DYNAMIC RESPONSE OF THE ENTIRE BLOOD PRESSURE MONITORING SYSTEM.

Anesthesiology, Vol. 77 (1992), p. 1215-1220.

- McDonald, D.A.
BLOOD FLOW IN ARTERIES.
London, Arnold, 1974.
- Rothe, C.F. and K.C. Kim.
MEASURING SYSTOLIC ARTERIAL BLOOD PRESSURE - POSSIBLE ERRORS FROM EXTENSION TUBES OR DISPOSABLE TRANSDUCER DOMES.
Crit. Care. Med., Vol. 8 (1980), No. 11, p. 683-689.
- Schwid, H.A.
SEMIAUTOMATIC ALGORITHM TO REMOVE RESONANCE ARTIFACTS FROM THE DIRECT RADIAL ARTERY PRESSURE.
Biomed. Instr. Techn., 1989, No. 1, p. 40-43.
- Sheader, J.A. and G.J. Ullrich.
TECHNISCH PHYSIKALISCHE BETRACHTUNGEN ZUM ENTWURF UND ZUR ANWENDUNG VON ELEKTROMANOMETERN.
Kreislaufmessungen, 2. Freiburger Colloquium, Werk Verlag Edmund Banaschewski, 1960.
- Sheahan, N.F. and B. Tuohy, R. Kirkham, D. Coakley, J. Malone.
THE FAST FLUSH TEST: EVALUATION IN RADIAL ARTERY CATHETER-MANOMETER SYSTEMS.
Clin. Phys. Physiol. Meas., Vol. 12 (1991), No. 3, p. 247-252.
- Taylor, B.C.
FREQUENCY RESPONSE TESTING IN CATHETER-TRANSDUCER SYSTEMS.
J. Clin. Eng., Vol. 15 (1990), No. 5, p. 395-406.
- TUTSIM Manual.
CONTINUOUS DYNAMIC SYSTEMS SIMULATION FOR MICROCOMPUTERS.
Neede, Meerman Automation, versie 6.55, 1988.
- Vierhout, R.R.
APPROXIMATIVE MODELS FOR TRANSMISSION LINES AND THEIR ERRORS.
Electronic Engng., Vol 31, 94-95
- Vierhout, R.R.
THE RESPONSE OF CATHETER-MANOMETER SYSTEMS USED FOR DIRECT PRESSURE MEASUREMENTS.
Ph. D. Thesis, University of Nijmegen, 1966.
- Warburg, E.
A METHOD OF DETERMINING THE UNDAMPED NATURAL FREQUENCY AND THE DAMPING IN UNDERDAMPED AND SLIGHTLY UNDERDAMPED SYSTEMS OF ONE DEGREE OF FREEDOM BY MEANS OF A SQUARE WAVE IMPACT.
Acta Physiol. Scand., Vol. 19 (1949), p. 344-349.
- Wesseling, K.H.
Personal communication, oktober 1993.
- Womersley, J.R.
METHOD FOR THE CALCULATION OF VELOCITY, RATE OF FLOW AND VISCOUS DRAG IN ARTERIES WHEN THE PRESSURE GRADIENT IS KNOWN.
Physiology, Vol. 127 (1955), p. 553-563.

Womersley, J.R.

OSCILLATORY FLOW IN ARTERIES: THE CONSTRAINED ELASTIC TUBE AS A MODEL OF ARTERIAL FLOW AND PULS TRANSMISSION.

Phys. Med. Biol., Vol. 2 (1957), p. 178-187.

Yeomanson, C.W. and D.H. Evans.

THE FREQUENCY RESPONSE OF EXTERNAL TRANSDUCER BLOOD PRESSURE MEASUREMENT SYSTEMS: A THEORETICAL AND EXPERIMENTAL STUDY.

Clin. Phys. Physiol. Meas., Vol. 4 (1984), No. 4, p.435-449.

A Hydrodynamisch model voor de katheter

a.1 Stroming in buizen.

De hydrodynamica bestudeert het dynamisch gedrag van een fluidum onder invloed van uitwendige krachten. De *Navier-Stokes* vergelijking geeft in het algemeen de dynamische relatie tussen druk en snelheid in een Newton'se vloeistof waarin de optredende schuifspanning evenredig is met de snelheidsgradiënt:

$$\rho \frac{\partial \underline{v}}{\partial t} + \rho (\underline{v} \cdot \nabla) \underline{v} = \rho \underline{g} - \nabla p + \eta \nabla^2 \underline{v} \quad [\text{a.1}]$$

waarin:

ρ = dichtheid van de vloeistof

\underline{v} = snelheidsvector

\underline{g} = gravitatievector

$\underline{g} = -\nabla g \cdot h$

g = gravitatieterm

h = hoogte

p = druk

η = dynamische viscositeit

Om deze differentiaalvergelijking in een bijzonder geval te kunnen oplossen moeten randvoorwaarden opgelegd worden. Voor de katheter nemen we aan dat de inwendige viscositeit van de stromende vloeistof veel kleiner is dan de wrijving van de vloeistof langs de wand van de buis waardoor ze stroomt. Hierdoor mogen we aannemen dat de stromende vloeistof aan de wand een snelheid nul heeft. We beschouwen nu het eenvoudigste geval, een stationaire stroming in een starre, cilindervormige buis met straal r_0 . Het blijkt dat dan het snelheidsprofiel parabolisch is. De volumestroom F door de buis wordt dan gegeven door de *wet van Poiseuille*:

$$q = \frac{\pi r_0^4}{8 \eta l} \cdot \Delta p \quad [\text{a.2}]$$

waarin:

q = volumestroom

l = lengte van het stukje buis

r_o = straal van het stukje buis

Δp = drukverval over het stukje buis

η = dynamische viscositeit

Hiermee kunnen we de stromingsweerstand van een buis met lengte l analoog aan de Wet van Ohm definiëren als het quotiënt van het drukverschil over die buis en de stroom erdoor:

$$R = \frac{\Delta p}{q} = \frac{8\eta l}{\pi r_o^4} \quad [\text{a.3}]$$

Deze weerstand staat bekend als de *Poiseuille weerstand*.

We hebben aangenomen dat de stroming constant is. In werkelijkheid hebben we echter te maken met een pulserende bloedstroom in het arteriële systeem. Dit heeft tot gevolg dat ook de stroming door de katheter pulserend zal zijn, als gevolg van een variërende druk aan het begin van de katheter. Deze pulserende stroming kunnen we opdelen in meerdere harmonischen, daar we een bloeddruk als een periodiek signaal kunnen beschouwen. We kunnen dan het probleem voor één harmonische oplossen. Beschouwen we het systeem vervolgens als lineair, dan kunnen we door superpositie van meerdere harmonischen het probleem voor elke bloeddruk pulsatie oplossen. Wanneer we onder bovenstaande voorwaarden de Navier-Stokes vergelijking oplossen, onder inachtnaam van de genoemde randvoorwaarden, dan vinden we de volgende twee differentiaalvergelijkingen:

$$\frac{\partial p}{\partial l} = I^1 \cdot \frac{\partial q}{\partial t} + R_s^1 \cdot q \quad [\text{a.4}]$$

$$\frac{\partial q}{\partial l} = C^1 \cdot \frac{\partial p}{\partial t} + R_p^1 \cdot C^1 \cdot \frac{\partial^2 q}{\partial l \partial t} \quad [\text{a.5}]$$

waarin:

p = druk

q = flow

l = lengte van stukje katheter

I^1 = inertantie per lengte-eenheid (massatraagheid van de vloeistof)

C^1 = compliantie van vloeistof en wand per lengte-eenheid (samendrukbaarheid)

R_s^1 = Poiseuille weerstand per lengte-eenheid

R_p^1 = inwendige verliezen wandmateriaal per lengte-eenheid

Als we de elastische wandverliezen en de effecten van niet parabolische stromingsprofielen verwaarlozen dan volgen simpele formules voor I , R en C .

Formules voor de inertantie en compliantie per lengte-eenheid zijn:

$$I^1 = \frac{\rho}{\pi r^2} \quad [a.6]$$

$$C^1 = \frac{d(\pi r^2)}{dp} \quad [a.7]$$

Hierbij moet opgemerkt worden dat de Poiseuille serieweerstand R_s en de inertantie I frequentie-afhankelijk zijn. Door Womersley [1955, 1957] zijn hiervoor formules gevonden. Ook de compliantie, die we eigenlijk reëel en drukonafhankelijk veronderstellen, is in de praktijk complex en niet-lineair. De fouten die door verwaarlozing van deze effecten gemaakt worden zijn echter meestal klein.

Wij hoeven echter niet de numeriek juiste waarden voor de betreffende grootheden te berekenen. Wij gaan uit van een model voor de katheter. Wanneer we het model tot onze beschikking hebben, kunnen we door metingen aan een katheter de gewenste grootheden te weten komen.

a.2 Analogie met elektrische lange leiding.

Wanneer we naar de golfvergelijkingen voor periodieke druk en flow a.4 en a.5 kijken, zien we dat deze een analogie vertonen met de golfvergelijkingen van een elektrische lange leiding:

$$\frac{\partial u}{\partial l} = L^1 \cdot \frac{\partial i}{\partial t} + R_s^1 \cdot i \quad [a.8]$$

$$\frac{\partial i}{\partial l} = C^1 \cdot \frac{\partial u}{\partial t} + R_p^1 \cdot C^1 \cdot \frac{\partial^2 i}{\partial l \partial t} \quad [a.9]$$

waarin:

u = spanning

i = stroom

l = lengte van segment van lange leiding

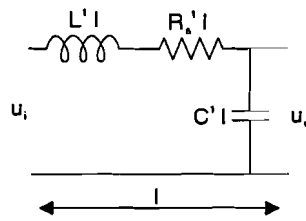
L^1 = zelfinductie per lengte eenheid

C^1 = capaciteit per lengte eenheid

R_s^1 = serieweerstand per lengte eenheid

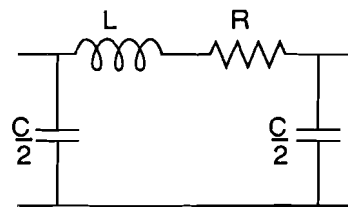
R_p^1 = diëlectrische verliesweerstand per lengte eenheid

Van een segment ter lengte l is het elektrische schema, met verwaarlozing van de tweede orde term, gegeven in figuur a.1.



figuur a.1 Elektrisch model van segmentje met lengte l .

Het blijkt dat het volgende π -filter model voor de beschrijving van een katheter resultaten geeft [Vierhout, 1959] die beter met de praktijk overeenkomen dan een aaneenschakeling van de segmentjes uit figuur a.1. Een mogelijke verklaring hiervoor is dat we niet met een echte *lange* leiding te maken hebben, omdat de golflengte van de signalen in de katheter maar ongeveer 3 meter is, maar met een *korte* lange leiding. Hiervoor zal het π -filter betere resultaten geven.



figuur a.2 π -Filter model van katheter.

In dit eenvoudige model zien we enkele eigenschappen van de vloeistof gevulde katheter. De samendrukbaarheid (compliantie) van de vloeistof en van de wanden is gelijk verdeeld over de ingang en de uitgang. De massa traagheid (inertantie) is terug te vinden in het π -filter als een inductie. De Poiseuille weerstand vinden we terug als een weerstand, hoewel dit niet meer de Poiseuille weerstand in de strikte zin van het woord is, omdat de werkelijke vloeistofstroming in de katheter niet parabolisch is.

In tabel A.1 staat het hier aangehangen elektrisch-hydrodynamisch analogon.

Tabel A.1 Elektrisch-hydrodynamisch analogon.

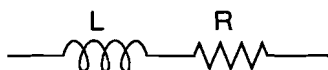
Elektrisch		Hydrodynamisch	
v	spanning	p	druk
i	stroom	q	flow
Q	lading	V	volume
t	tijd	t	tijd
R	weerstand	R	weerstand
L	zelfinductie	L	inertantie
C	capaciteit	C	compliantie

a.3 De kraan.

Dit onderdeel is van hard plastic gemaakt, en heeft daardoor weinig compliantie. De lengte (1 à 2 cm) is klein ten opzichte van de lengte van de katheter (1 à 2 m). In ons model zullen we geen onderscheid aanbrengen tussen de kraan en de katheter, en we zullen ze als één onderdeel modelleren.

a.4 De naald.

De naald kunnen we opvatten als een star lichaam, hetgeen betekent dat de naald geen compliantie heeft. We kunnen deze daarom beschrijven als een inertantie en weerstand in serie, zoals te zien is in figuur a.3.

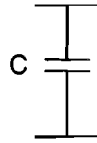


figuur a.3 Elektrisch model van een naald.

Het komt ook wel eens voor dat er geen naald in het bloedvat zit, maar dat men een katheter in het bloedvat inbrengt. Deze katheter kan men dan opschuiven door het bloedvat tot aan de plaats waar men wil meten. Over deze katheter zal de transmurale druk ongeveer nul zijn. Dit betekent dat we de compliantie van de katheter kunnen verwaarlozen, en we vinden een identiek model als voor de naald.

a.5 De manometer.

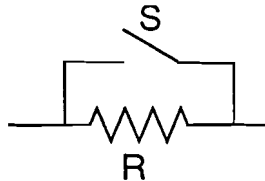
De manometer bestaat uit een membraan, waarachter een verplaatsingssensor de uitwijking van dit membraan meet. Dit membraan bezit geen massa, en kan soepel bewegen. Omdat het membraan een grote uitwijking kan krijgen, is de compliantie hiervan groot. De weerstand en de massatraagheid zijn te verwaarlozen. Het elektrische model voor de manometer wordt dan (figuur a.4):



figuur a.4 Elektrisch model van een manometer.

a.6 De spoel-eenheid.

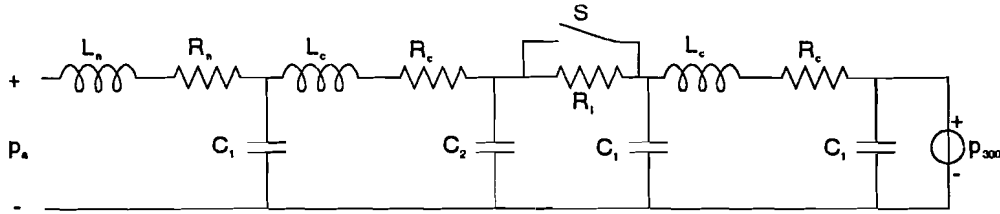
De spoel-eenheid bestaat uit een capilair, waardoor een constante kleine stroom vloeistof doorstroomt. Tevens bevat deze een ventiel, dat geopend kan worden om een grote stroom vloeistof door te laten. Een doorsnede van een spoel-eenheid staat in figuur 2.2. Elektrisch kunnen we de spoel-eenheid als volgt voorstellen:



figuur a.5 Elektrisch model van de spoel-eenheid.

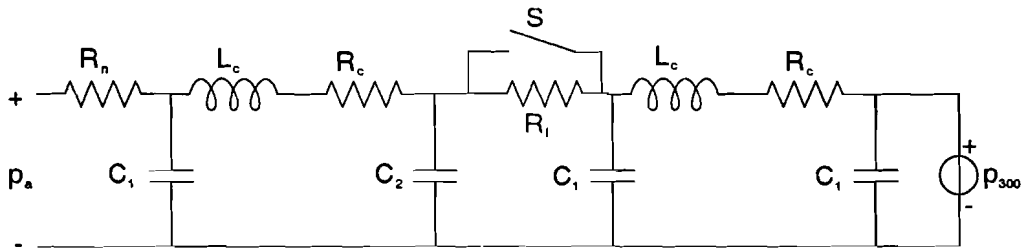
a.7 Het totale katheter manometer systeem.

Wanneer we al deze modellen aan elkaar koppelen tot een volledig model, dan vinden we het model uit figuur a.6.



figuur a.6 Elektrisch model voor katheter-manometer systeem van vierde orde.

Omdat we dit model slechts gebruiken om te rekenen met bloeddrukken, kunnen we een verdere benadering doorvoeren. We beschouwen daarom alleen onderdelen met lage eigenfrequenties als relevant. Daardoor kan het model [de Beer, 1984] als volgt worden geschreven:



figuur a.7 Elektrisch model voor katheter-manometer systeem van derde orde.

De derde-orde overdracht hiervan is:

$$C(j\omega) = \frac{1}{(j\omega)^3 R_n C_1 L_c C_2 + (j\omega)^2 [L_c C_2 + R_n C_1 R_c C_2] + j\omega [(R_n + R_c) C_2 + R_n C_1] + 1} \quad [\text{a.10}]$$

Deze kunnen we reduceren tot de volgende tweede orde overdracht

$$C(j\omega) = \frac{1}{(j\omega)^2 [L_c C_2 + R_n C_1 R_c C_2] + j\omega [(R_n + R_c) C_2 + R_n C_1] + 1} \quad [\text{a.11}]$$

onder de voorwaarde dat:

$$\omega^3 R_n C_1 L_c C_2 \ll [(R_c + R_n) C_2 + R_c C_1] \omega$$

ofwel:

$$\omega^2 \ll \frac{1}{L_c C_2} + \frac{1}{L_c C_1} \left(1 + \frac{R_c}{R_n}\right) \approx \frac{3}{L_d C_2} \quad (L_c C_2 \approx L_c C_1 \text{ en } \frac{R_c}{R_n} \approx 1) \quad [\text{a.12}]$$

Deze voorwaarde houdt in dat deze benadering geldig is wanneer alleen frequenties lager dan ongeveer $\sqrt{3}$ maal de eigenfrequentie van het systeem relevant zijn. In de praktijk zal R_c groter zijn dan R_n , zodat het frequentiegebied waarvoor deze benadering geldig is dan ook groter wordt, en we dan ook bij redelijk kleine eigenfrequenties deze benadering nog mogen toepassen.

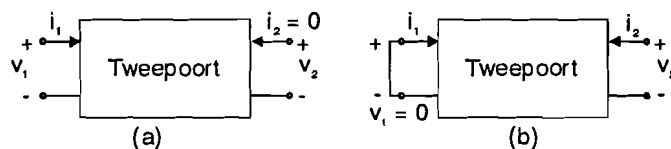
B Tweeпоorten

We beschouwen de katheter als een tweepoort. De vergelijkingen van een tweepoort kunnen we lineair afhankelijk van de spanningen aan de uitgang schrijven als:

$$i_1 = Y_{11}v_1 + Y_{12}v_2 \quad [\text{b.1}]$$

$$i_2 = Y_{21}v_1 + Y_{22}v_2 \quad [\text{b.2}]$$

We weten [Butterweck, 1979] dat alle tweepoorten, opgebouwd uit weerstanden, condensators, spoelen en ideale transformatoren, reciprook zijn. Dit betekent dat de overdrachtsimpedanties in beide richtingen gelijk zijn, en dat dus de overdracht van ingang naar uitgang gelijk is aan de overdracht van uitgang naar ingang. We kunnen dit aantonen m.b.v. twee modellen, één voor de normale meetsituatie en één voor de spoel-responsie (spoel-ventiel is weer gesloten):



figuur b.1 Katheter als tweepoort, (a) in normale meetsituatie, (b) tijdens spoel-responsie.

Wanneer we de responsie meten, en het ventiel is weer gesloten, dan is de stroom nog ongelijk aan nul, omdat ten gevolge van de spoeling de vloeistof nog aan het trillen is. Op grond van het superpositiebeginsel stellen we in dat geval de druk aan de ingang gelijk aan nul.

We nemen aan dat tijdens de normale meting de stroom i_2 gelijk aan nul is. Dat wil zeggen dat de flow het systeem in- of uitstroomt nul is. V_2 is hierin de gemeten druk door de manometer, en v_1 is de arteriële druk p_a . Het verband tussen de gemeten druk en de druk p_a is gegeven door de overdracht van het katheter $C(j\omega)$:

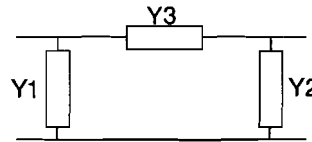
$$C(j\omega) = \left. \frac{V_2(j\omega)}{V_1(j\omega)} \right|_{i_2=0} \quad [\text{b.3}]$$

Omdat ons model voor de katheter reciprook is, is $Y_{12} = Y_{21}$. We vinden voor de twee modellen de volgende impedantiefuncties.

$$\left. \frac{V_2}{V_1} \right|_{I_2=0} = -\frac{Y_{12}}{Y_{22}} \quad [\text{b.4}]$$

$$\left. \frac{V_2}{I_2} \right|_{V_1=0} = \frac{1}{Y_{22}} \quad [\text{b.5}]$$

We stellen voor de tweepoort het volgende π -vervangingschema op:



figuur b.2 π -vervangingschema van een reciproke tweepoort.

Waarin:

$$Y_1 = Y_{11} + Y_{12}$$

$$Y_2 = Y_{22} + Y_{12}$$

$$Y_3 = -Y_{12}$$

Vergelijken we dit met de π -filter representatie van het katheter-manometer systeem, dan vinden we:

$$\left. \frac{V_2}{V_1} \right|_{I_2=0} = \frac{Y_3}{Y_2 + Y_3} = \frac{1}{(j\omega)^2 LC + (j\omega) RC + 1} \quad [\text{b.6}]$$

$$\left. \frac{V_2}{I_2} \right|_{V_1=0} = \frac{1}{Y_2 + Y_3} = \frac{R + (j\omega)L}{(j\omega)^2 LC + (j\omega) RC + 1} \quad [\text{b.7}]$$

Schrijven we deze vergelijkingen om in de standaard tweepoort vergelijkingen met behulp van formule 2.3, dan vinden we:

$$\left. \frac{V_2}{V_1} \right|_{I_2=0} = \frac{\omega_n^2}{(j\omega)^2 + 2\beta\omega_n j\omega + \omega_n^2} = C(j\omega) \quad [\text{b.8}]$$

$$\left. \frac{V_2}{I_2} \right|_{V_1=0} = \frac{R/\omega_n^2 + j\omega/C}{(j\omega)^2 + 2\beta\omega_n j\omega + \omega_n^2} \quad [\text{b.9}]$$

Wanneer we dus de twee impedantie-functies met elkaar vergelijken, zien we dat ze gelijke polen hebben. Het is makkelijk in te zien dat door het berekenen van de polen van de impedantie-functie (eigenfrequenties) er voldoende informatie beschikbaar is voor de eenduidige bepaling van de overdrachtsfunctie $C(j\omega)$.

Daar we alleen de polen van het systeem nodig hebben voor de eenduidige bepaling van de overdracht, betekent dit dat we de stap-responsie ook mogen differentiëren. Differentiëren betekent namelijk het aanbrengen van een extra nulpunt, en heeft geen invloed op de ligging van de polen, zodat ook uit de afgeleide (of tweede afgeleide) van de responsie de parameters bepaald kunnen worden.

C Het simulatiemodel

De formules voor de Poiseuille weerstand en de inertantie (a.3 en a.6) kunnen we gebruiken als benadering van de echte waarden. We gebruiken realistische waarden hiervoor:

Tabel C.1 Gekozen waarden voor enkele grootheden.

viscositeit	η	$1 \times 10^{-3} \text{ Ns/m}^2$
dichtheid	ρ	$1 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$
lengte katheter	l_c	1 m
straal katheter	r_c	$0,5 \times 10^{-3} \text{ m}$
lengte naald	l_n	$4 \times 10^{-2} \text{ m}$
straal naald	r_n	$0,5 \times 10^{-3} \text{ m}$

We vinden hiermee voor de inertantie van de katheter en de Poiseuille weerstanden van de naald en de katheter:

$$\begin{aligned} L_c &= 1.3 \times 10^9 \\ R_c &= 40.7 \times 10^9 \\ R_n &= 1.6 \times 10^9 \end{aligned}$$

De compliantie is niet uitsluitend uit te drukken in lengte van de katheter en doorsnede, omdat deze ook afhankelijk is van het materiaal van de katheter. Daarom gaan we ervan uit dat we de eigenfrequentie van de katheter weten. De compliantie kiezen we dan volgens:

$$\omega_n = \sqrt{\frac{1}{LC}} \Rightarrow LC = \frac{1}{\omega_n^2} \Leftrightarrow C = \frac{1}{\omega_n^2 L} \quad [10.22]$$

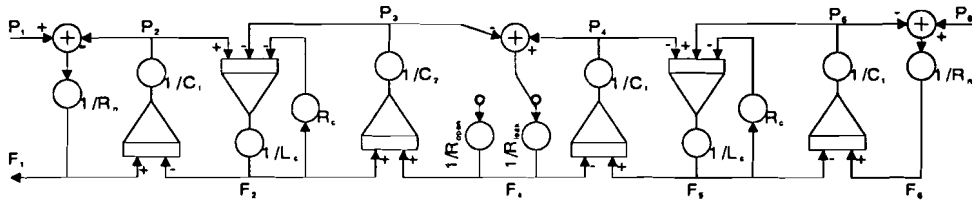
We nemen als eigenfrequentie voor de katheter 100 rad/s. Hieruit volgt voor de compliantie van de katheter:

$$C_c = 8 \times 10^{-14}$$

Deze waarden geven numerieke problemen in TUTSIM. Daarom schalen we alle impedanties met een factor 10^9 . Dit levert de volgende waarden op, waarmee we goed kunnen rekenen:

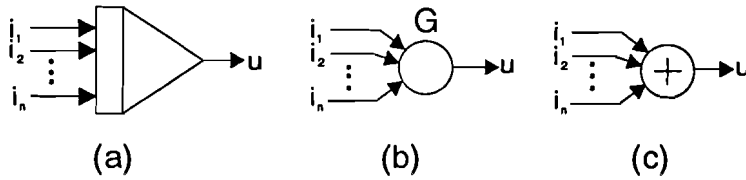
$$\begin{aligned} L_c &= 1.3 \\ R_c &= 40.7 \\ R_n &= 1.6 \\ C_c &= 8 \times 10^{-5} \end{aligned}$$

De compliantie van de manometer nemen we even groot als de compliantie C_c . Het totale mathematische model is gegeven in figuur c.1.



figuur c.1 Mathematisch blokschema van het complete katheter-manometer systeem.

Hierin worden de volgende blokken gebruikt:



figuur c.2 Mathematische blokken, (a) integrator, (b) versterking, (c) somator.

Waarin:

figuur c.2.a : $u = \int \sum_{j=1}^n i_j$

figuur c.2.b : $u = G \cdot \sum_{j=1}^n i_j$

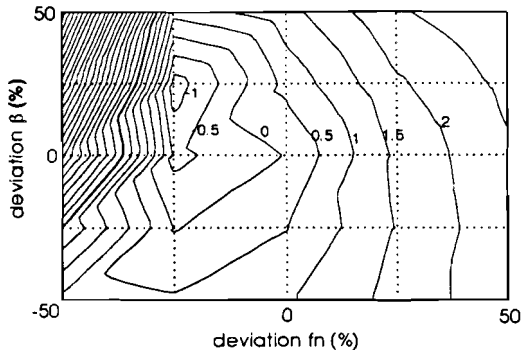
figuur c.2.c : $u = \sum_{j=1}^n i_j$

D Hoogtediagrammen

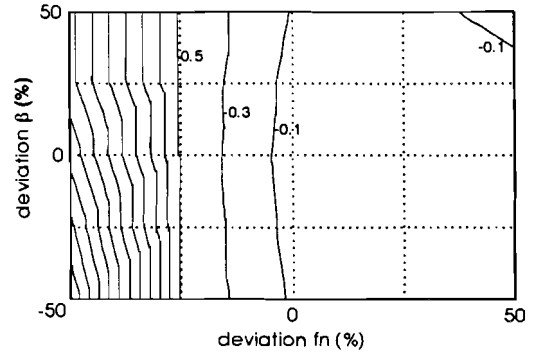
In onderstaande tabel staan de fouten gedefinieerd van de gemeten bloeddruk ten opzichte van de arteriële bloeddruk. In deze tabel, en in de hoogtediagrammen op de volgende pagina's, worden de volgende codes gebruikt: X bpm betekent dat de arteriële bloeddruk een hartslag van X slagen per minuut had. De hoofdletter geeft de gebruikte katheter-manometer configuratie weer, zoals die in tabel 3.1 gedefinieerd zijn. Alle fouten zijn gegeven in mmHg. Tussen de opeenvolgende weergegeven hoogtelijnen in één figuur is het verschil in de fout telkens even groot.

Tabel D.1 Afwijking van karakteristieke waarden tussen gemeten en arteriële bloeddruk.

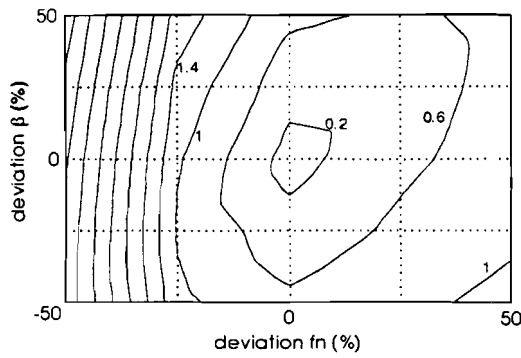
code	Δ SBP	Δ DBP	Gemiddelde fout	RMS fout
60 bpm, B	4.22	-0.12	1.76	3.02
120 bpm, B	3.53	0.58	3.04	4.2
160 bpm, B	4.36	-1.67	3.23	4.12
240 bpm, B	3.87	-0.70	3.39	4.10
80 bpm, A	-0.01	-0.27	1.25	2.10
80 bpm, C	3.63	-0.12	4.46	6.49
80 bpm, D	9.89	-0.40	6.35	9.89



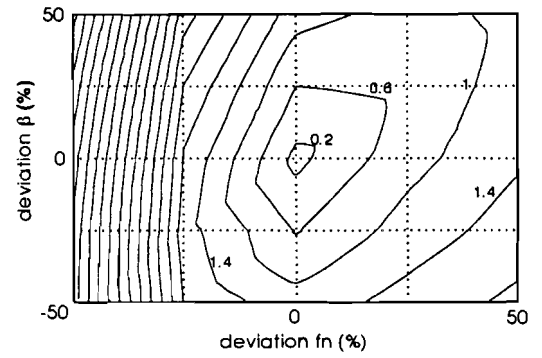
figuur d.1 ΔSBP , 60bpm, B



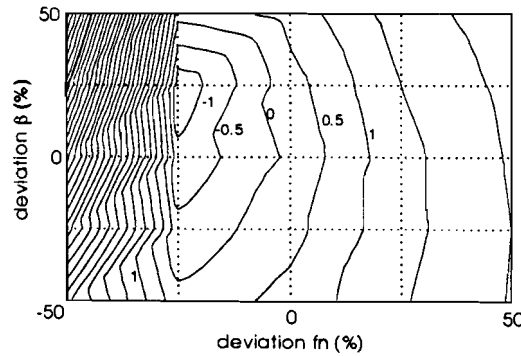
figuur d.2 ΔDBP , 60bpm, B



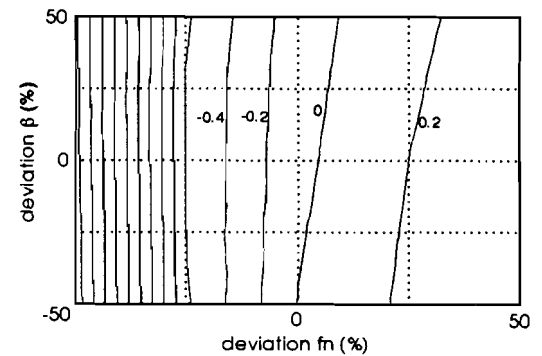
figuur d.3 Mean, 60 bpm, B



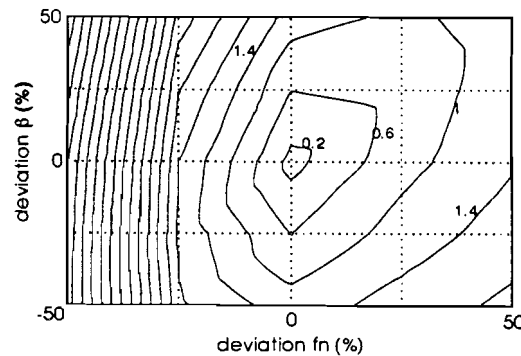
figuur d.4 RMS, 60 bpm, B



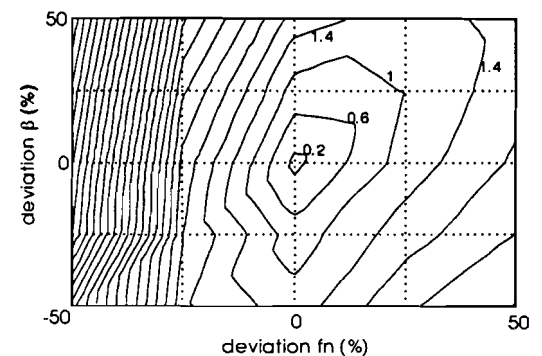
figuur d.5 ΔSBP , 120bpm, B



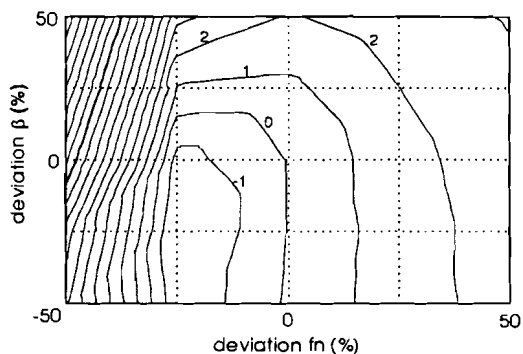
figuur d.6 ΔDBP , 120bpm, B



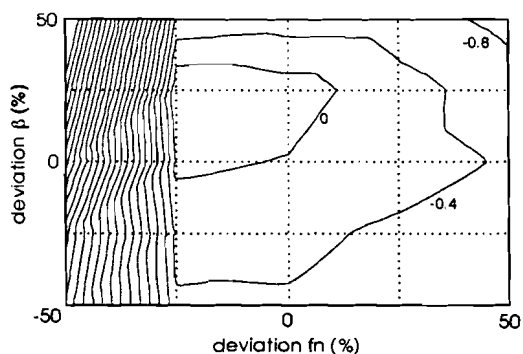
figuur d.7 Mean, 120bpm, B



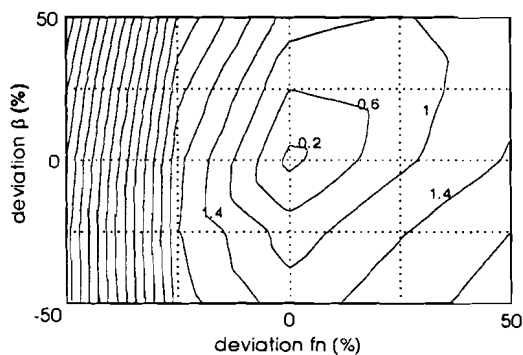
figuur d.8 RMS, 120bpm, B



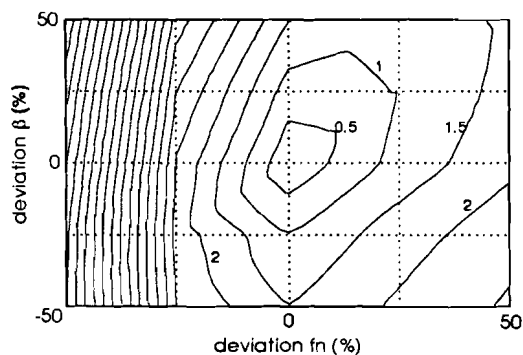
figuur d.9 ΔSBP , 160bpm, B



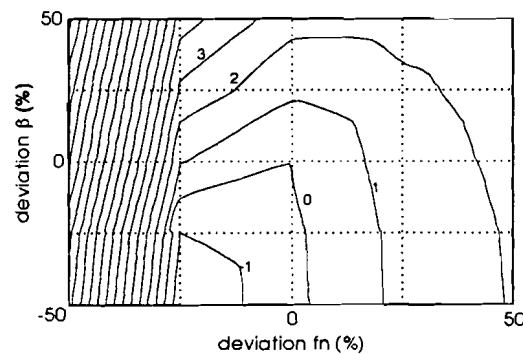
figuur d.10 ΔDBP , 160bpm, B



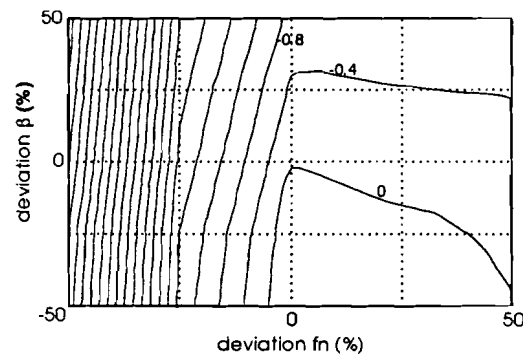
figuur d.11 Mean, 160bpm, B



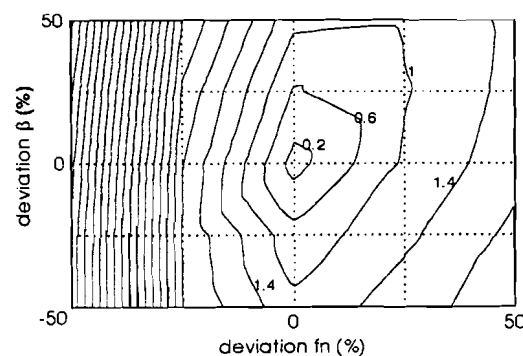
figuur d.12 RMS, 160bpm, B



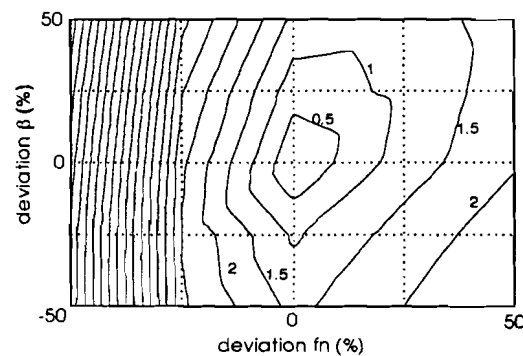
figuur d.13 ΔSBP , 240bpm, B



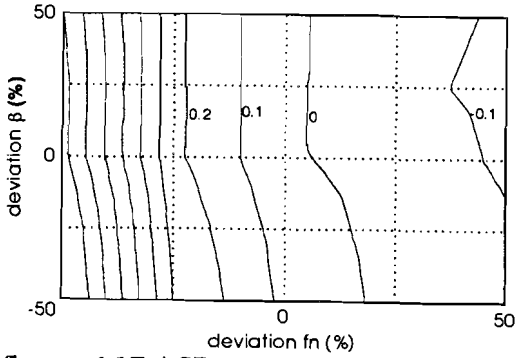
figuur d.14 ΔDBP , 240bpm, B



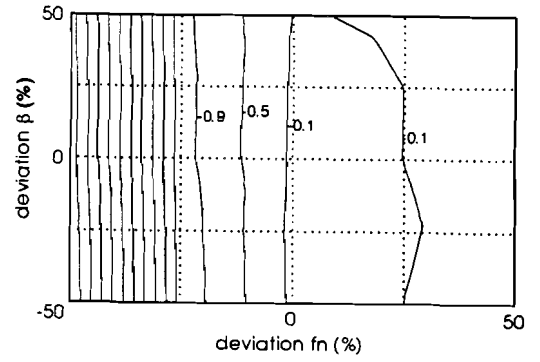
figuur d.15 Mean, 240bpm, B



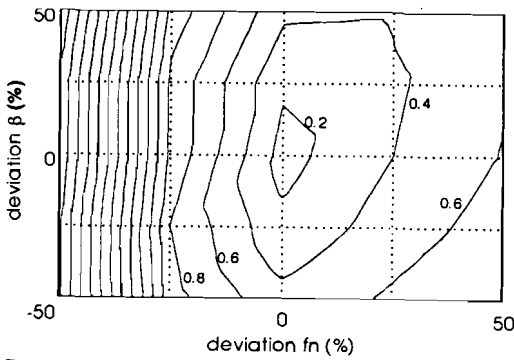
figuur d.16 RMS, 240bpm, B



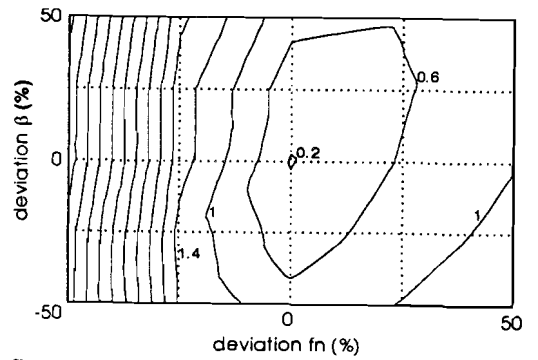
figuur d.17 ΔSBP , 80bpm, A



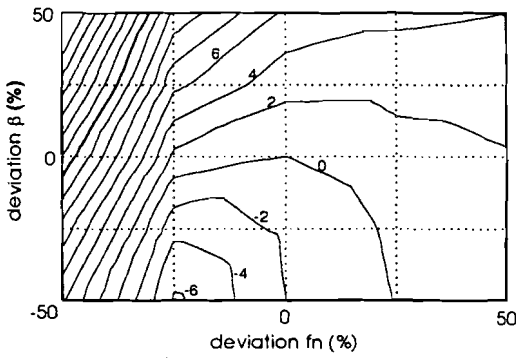
figuur d.18 ΔDBP , 80bpm, A



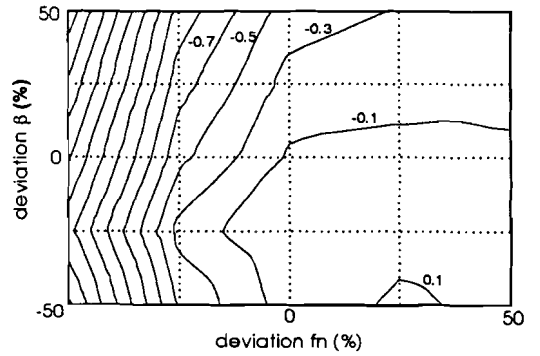
figuur d.19 Mean, 80bpm, A



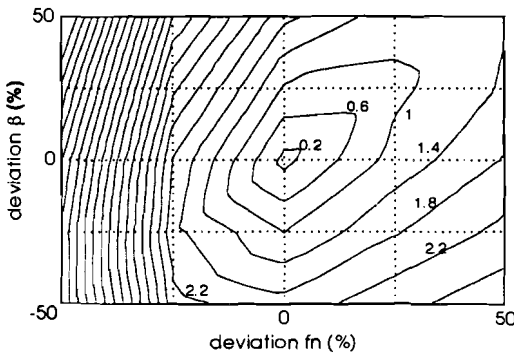
figuur d.20 RMS, 80bpm, A



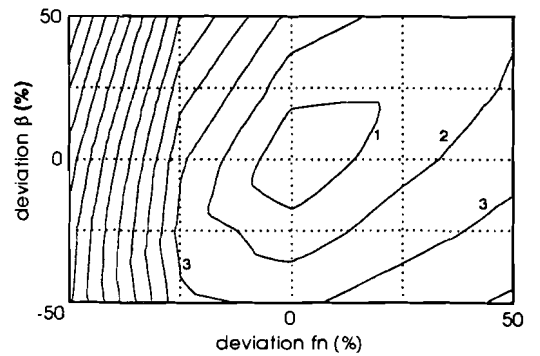
figuur d.21 ΔSBP , 80bpm, C



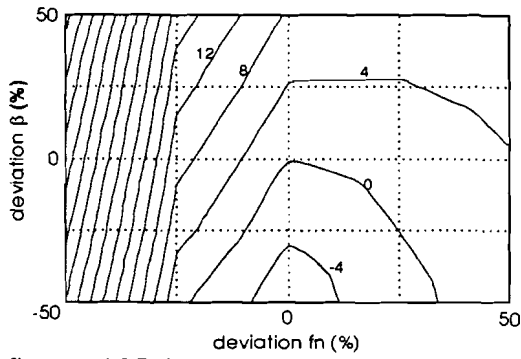
figuur d.22 ΔDBP , 80bpm, C



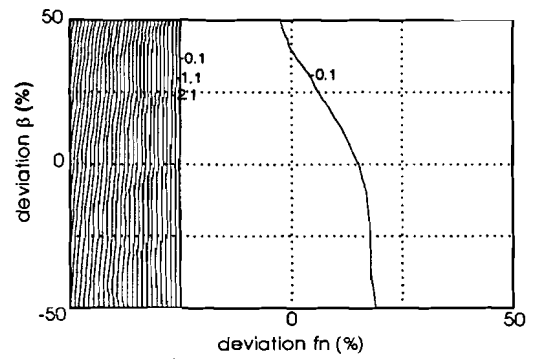
figuur d.23 Mean, 80bpm, C



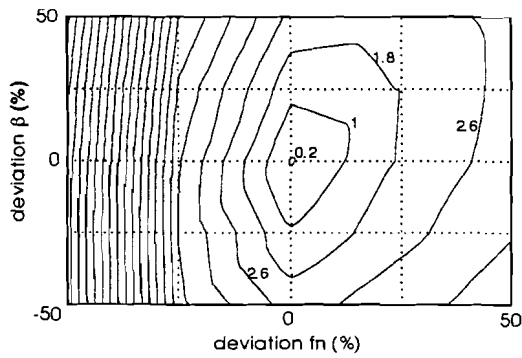
figuur d.24 RMS, 80bpm, C



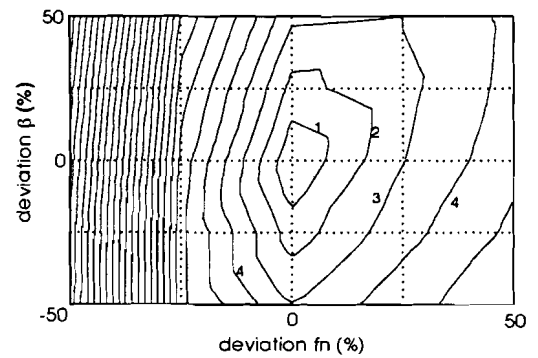
figuur d.25 ΔSBP , 80bpm, D



figuur d.26 ΔDBP , 80 bpm, D



figuur d.27 Mean, 80bpm, D



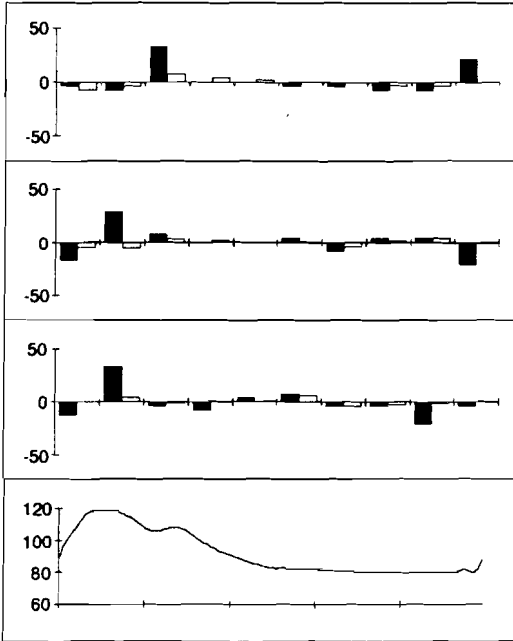
figuur d.28 RMS, 80bpm, D

E Plaatsing van de responsie

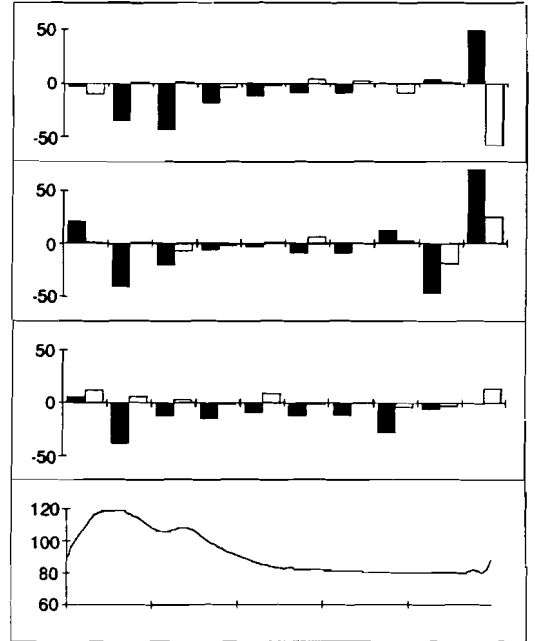
De percentuele afwijking van de werkelijke katheter-parameters is in de staafdiagrammen uitgezet. De fout in de dempingsfactor is zwart aangegeven, en de fout in de eigenfrequentie wit. De fouten zijn afhankelijk van het begin van de spoelresponsie. Om deze afhankelijk aan te geven is telkens een periode van de bloeddruk uitgezet onder de staafdiagrammen. De bloeddruk is opgedeeld in gelijke stukken, zoals met de streepjes op de x-as is aangegeven. Op elk zo een streepje is een spoelresponsie begonnen. In de staafdiagrammen staan deze streepjes ook. De fouten in de katheter-parameters bepaald uit de spoelresponsie, die bij dat streepje begonnen is, staan in het staaf diagram direct na dat streepje uitgezet.

De katheter-parameters zijn bepaald met behulp van de plaatsingsmethode. Voor de bovenste grafiek is telkens een constant benadering voor de bloeddruk genomen, voor de middelst grafiek een lineaire benadering, en voor het onderste staafdiagram telkens een kwadratische benadering.

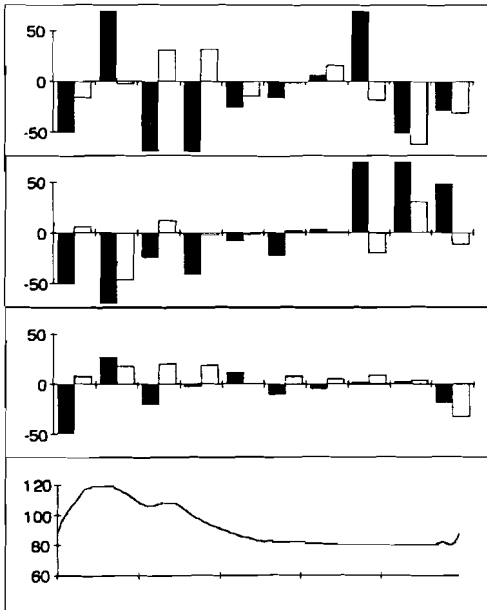
De maximale fout uitgezet is 70%. Grotere fouten zijn naar 70% afgerond.



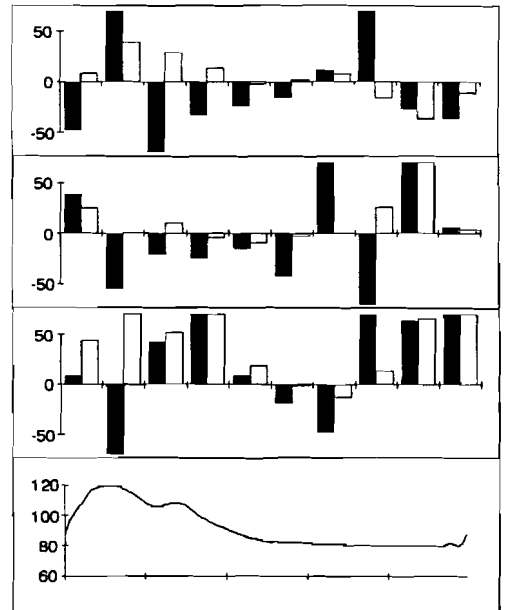
figuur e.1 Katheter A, 60 bpm.



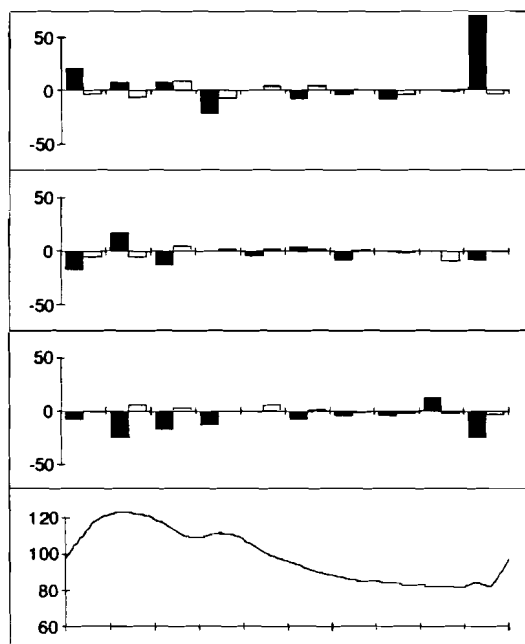
figuur e.2 Katheter B, 60 bpm.



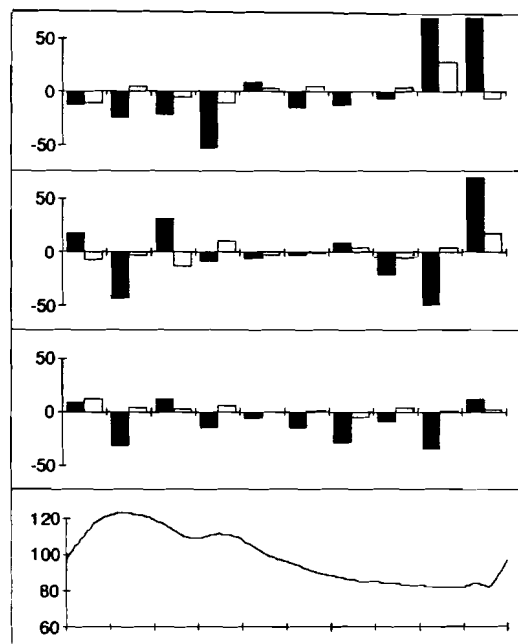
figuur e.3 Katheter C, 60 bpm.



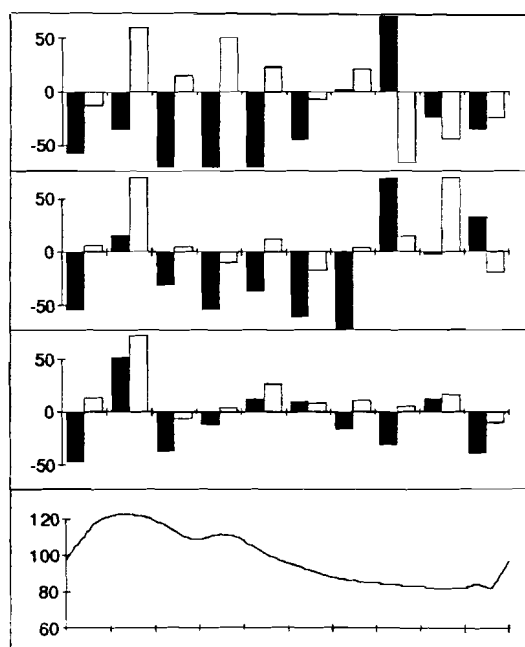
figuur e.4 Katheter D, 60 bpm.



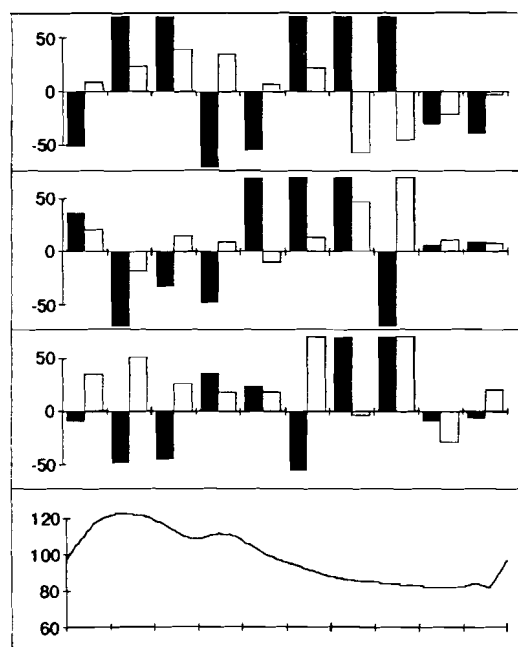
figuur e.5 Katheter A, 80 bpm.



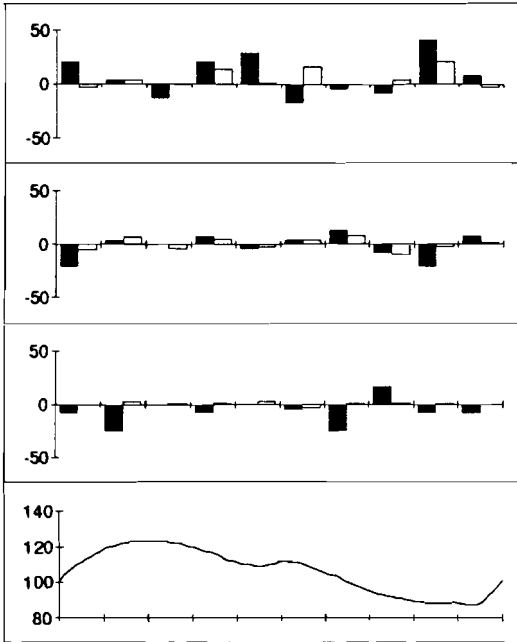
figuur e.6 Katheter B, 80 bpm.



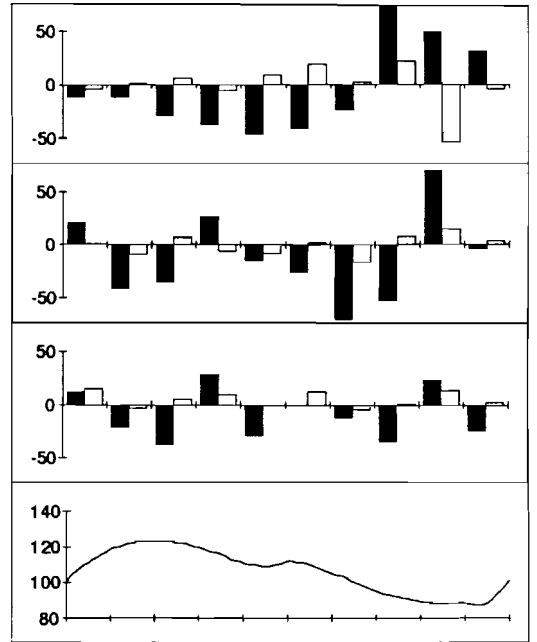
figuur e.7 Katheter C, 80 bpm.



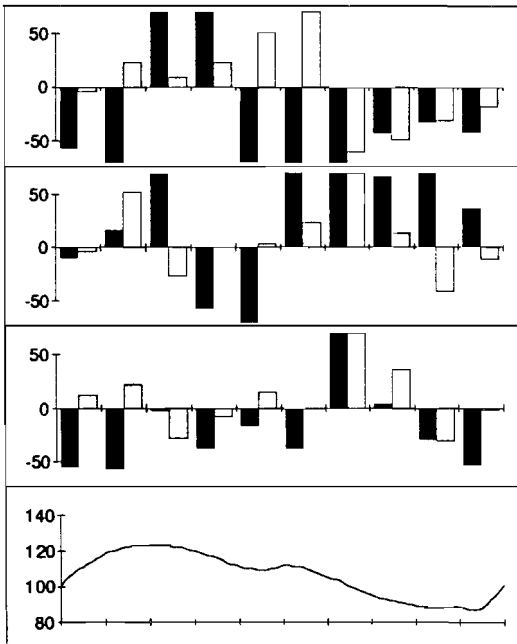
figuur e.8 Katheter D, 80 bpm.



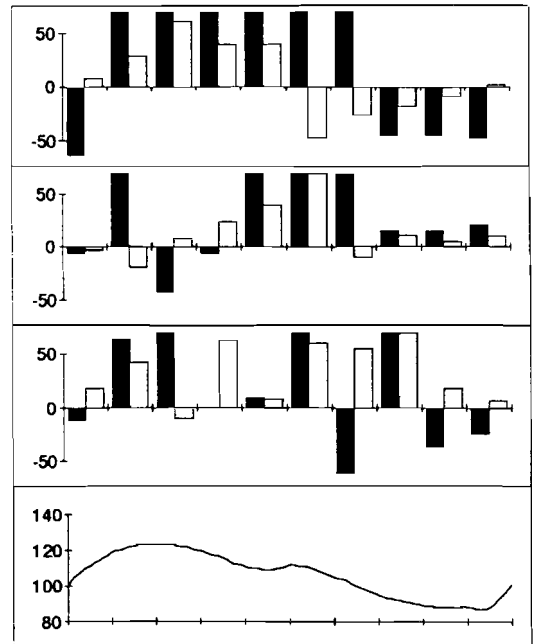
figuur e.9 Katheter A, 120 bpm.



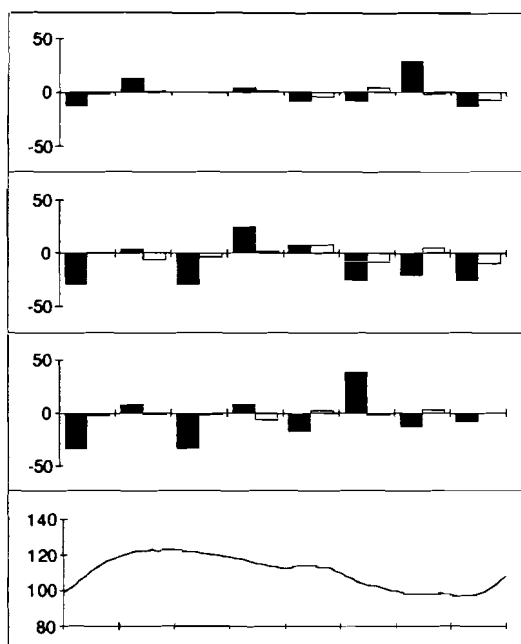
figuur e.10 Katheter B, 120 bpm.



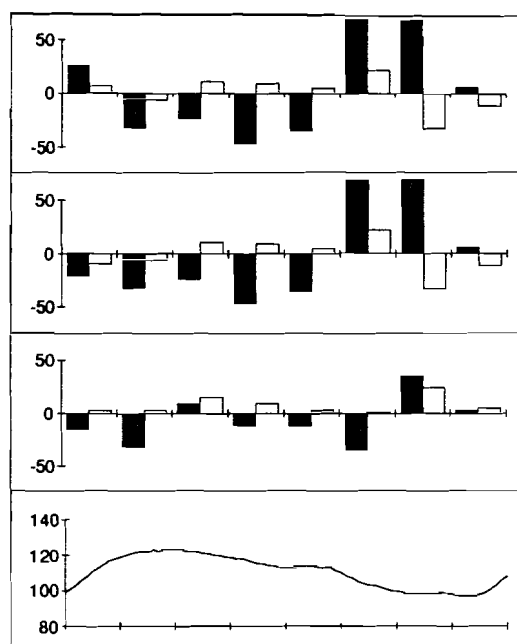
figuur e.11 Katheter C, 120 bpm.



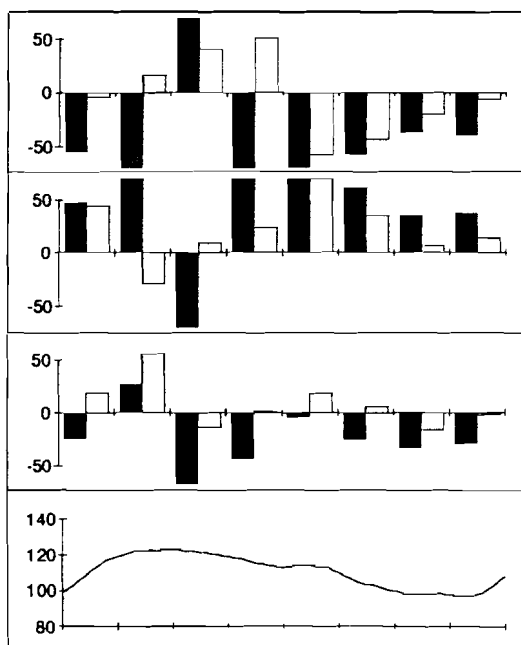
figuur e.12 Katheter D, 120 bpm.



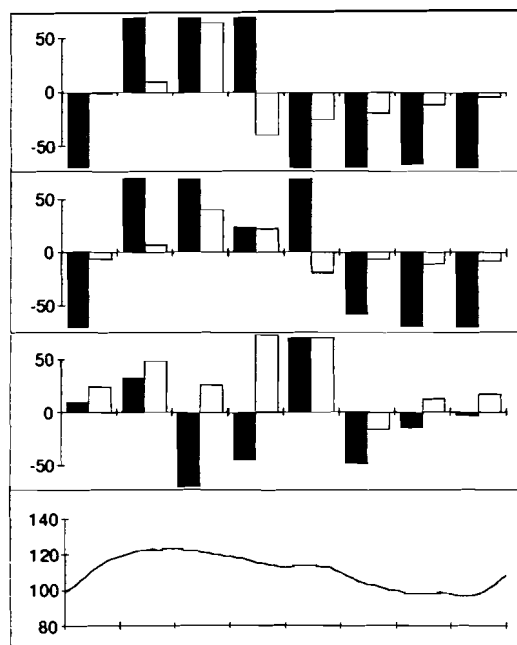
figuur e.13 Katheter A, 160 bpm.



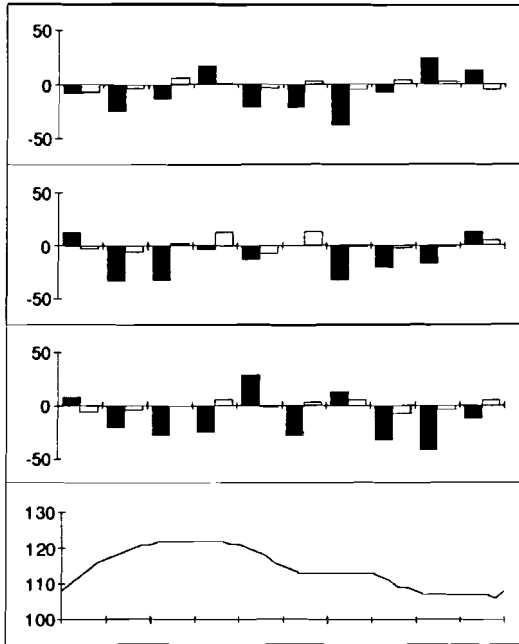
figuur e.14 Katheter B, 160 bpm.



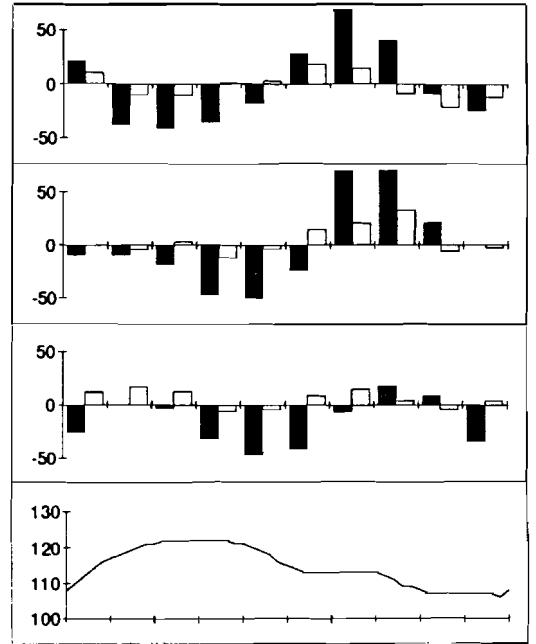
figuur e.15 Katheter C, 160 bpm.



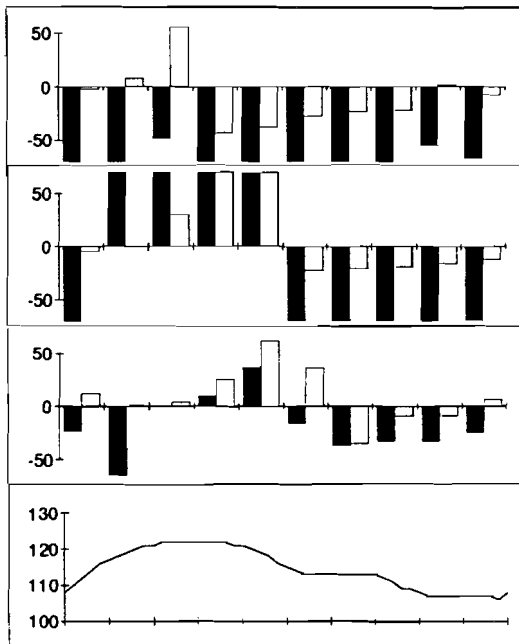
figuur e.16 Katheter D, 160 bpm.



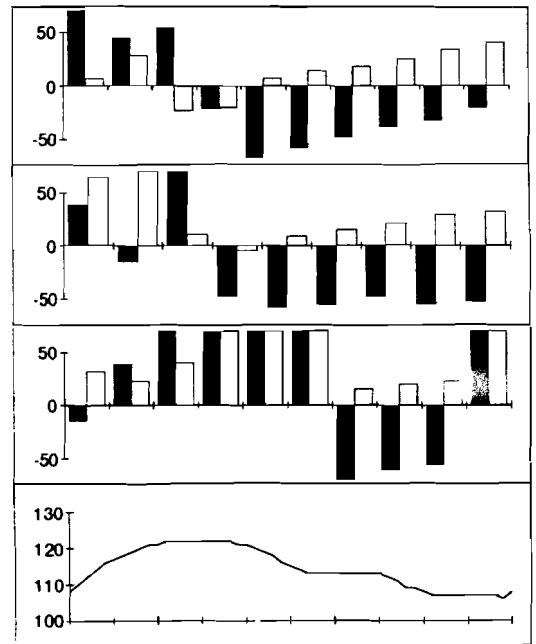
figuur e.17 Katheter A, 240 bpm.



figuur e.18 Katheter B, 240 bpm.



figuur e.19 Katheter C, 240 bpm.



figuur e.20 Katheter D, 240 bpm.

F De labmaster kaart

f.1 Algemeen.

De gebruikte labmaster kaart is de Lab Master DMA met een 40kHz DAS module.

f.2 D/A conversie.

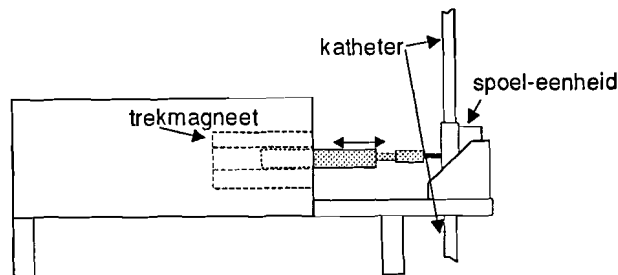
Om het apparaat aan te sturen wat de spoel-eenheid bedient, hebben we een uitgangsspanning van 5 Volt nodig. We gebruiken hiervoor de analoge uitgang DAC0 van de labmaster kaart. Het bereik van deze uitgang hebben we ingesteld van -5 Volt tot 5 Volt. Een decimale waarde van 2047 komt dan overeen met een uitgangsspanning van 5 Volt, terwijl een decimale van 0 overeenkomt met een uitgangsspanning van 0 Volt.

f.3 A/D conversie.

Ook de analoge ingang is ingesteld op een bereik van -5 tot 5 Volt. We gebruiken slechts een ingangskanaal, en een samplefrequentie van 200 Hz.

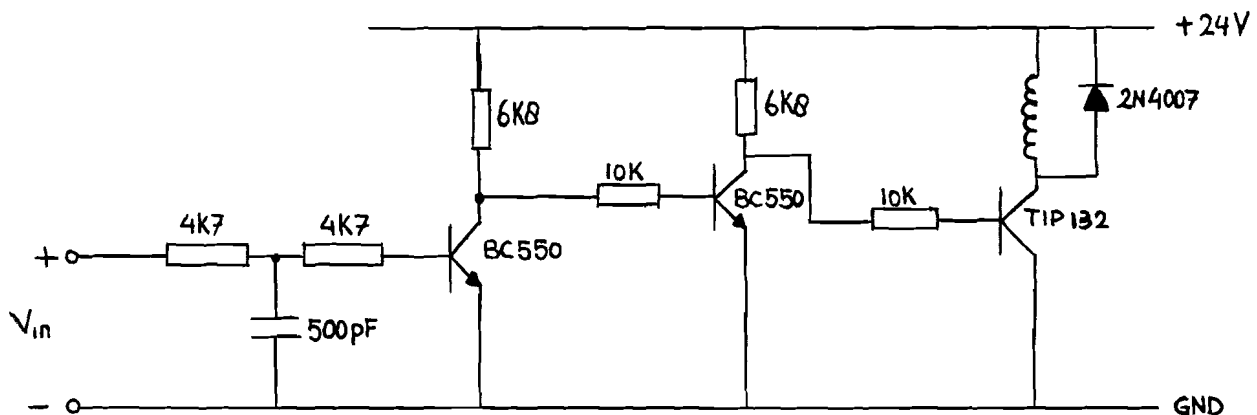
G Het bedieningsapparaat van de spoel-eenheid

Hieronder is schematisch een zijaanzicht van het apparaat gegeven, dat de spoel-eenheid bedient.



figuur G.1 Het bedieningsapparaat van de spoel-eenheid.

Hieronder staat het elektrische schema:



H Gebruikte apparatuur

Patient Simulator: Dynatech Patient Simulator, typenr 217 A.
Datum laatste ijking: 10-1988.

Bloeddruk simulator: Blood pressure systems calibrator,
Bio-Tek instruments,
model BP 601 A.

De bloeddrukcurves die dit apparaat kan genereren zijn uitgezet in onderstaande tabel.

Tabel H.1 De bloeddrukcurves van de bloeddruk simulator.

nummer curve	omschrijving	SBP/DBP mmHg/mmHg
1	right ventricle	30/0
2	pulmonary artery	28/10
3	pulmonary artery with catheter whip	28/8
4	pulmonary artery wedge	15/10
5	pulmonary artery wedge with large "V" wave	25/10
6	aorta, normal 90 BPM	140/80
7	aorta, Tachycardia 120 BPM	140/80
8	radial artery, typical	140/80
9	radial artery, surgical	140/80

Druksensor: Akers AE 840

Spoel-eenheid metingen varken: Uniflow, model 43-600F.
Bereik: -50mmHg tot +300mmHg.