

MASTER

Regeling van de hartfrequentie door middel van intraveneuze infusie van isoprenaline

van Ingen Schenau, H.A.

Award date:
1968

[Link to publication](#)

Disclaimer

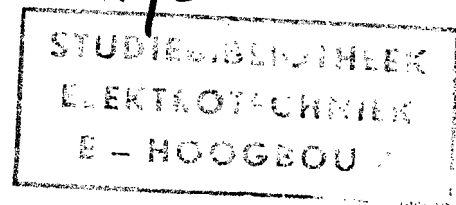
This document contains a student thesis (bachelor's or master's), as authored by a student at Eindhoven University of Technology. Student theses are made available in the TU/e repository upon obtaining the required degree. The grade received is not published on the document as presented in the repository.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

General rights

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

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

Afdeling der Elektrotechniek
Technische Hogeschool
Eindhoven



GROEP METEN EN REGELEN

Regeling van de hartfrequentie
door middel van intraveneuze in-
fusie van isoprenaline.

H.A. van Ingen Schenau

Rapport van het afstudeerwerk
uitgevoerd van juni 1967 tot juni 1968
in opdracht van Prof.dr. C.E. Mulders
onder leiding van ir. C.A.M. van den Brekel

ERA

INHOUD

	pagina
<u>Samenvatting</u>	-1-
<u>Literatuur</u>	-2-
1. INLEIDING	-3-
2. DE REAKTIE VAN DE HARTFREQUENTIE OP DE INTRAVENEUZE INFUSIE VAN ISOPRENALINE	-6-
2.1. Waarnemingen bij een patient met compleet atrio- ventriculair blok.	-6-
2.2. Simulatie van het niet-lineair proces	-15-
3. INSTRUMENTATIE	-20-
3.1. Regeling van de druppelfrequentie bij intraveneuze infusie.	-20-
3.2. Registratie van R-R intervallen op ponsband voor digitale verwerking.	-21-
3.3. Registratie van druppelfrequentie en elektrocardio- gram met behulp van een stereo-bandrecorder.	-26-
4. CONTINU INTEGRERENDE REGELING BIJ VERONDERSTELD LINEAIR PROCES MET LOOPTIJD T EN TIJDCONSTANTE τ .	-27-
4.1. Inleiding	-27-
4.2. Berekeningen in het tijddomein	-30-
4.3. Simulatie	-33-
4.4. De "Root-locus"	-35-
5. CONTINU INTEGRERENDE REGELING VAN HET NIET-LINEAIR PROCES	-42-
6. ADAPTIEVE "GAIN" REGELING	-48-
7. CONCLUSIES	-51-
8. APPARATUUR	-52-
9. APPENDICES	-53-

Samenvatting

Ter voorlopige behandeling van patienten met compleet atrioventricu-
lair blok beschikt de cardioloog over een continu intraveneuze infusie
van isoprenaline. Door dit medikament wordt de kracht van de ventrikel-
contracties vergroot en ontstaat een duidelijke toename van de ventri-
kelfrequentie (hartfrequentie).

In de veronderstelling dat een mathematische relatie tussen infuus-
dosering en ventrikel-frequentie zou bestaan, is dit onderzoek gestart
met als doel de regeling van de ventrikel-frequentie door middel van
intraveneuze infusie van isoprenaline.

Kennis van de procesdynamica is voor de keuze van de regelaar nood-
zakelijk. Deze kennis kan verkregen worden door het verrichten van
waarnemingen bij patienten en door analyse van deze waarnemingen. De
aldus verkregen kennis van het proces (overdrachtsfunctie) geeft de
mogelijkheid tot het simuleren van een regelsysteem waarin het proces
is opgenomen. De waarnemingen zijn verricht in het R.K. Binnenziekenhuis
te Eindhoven onder leiding van dr. L.M. van Dijk.

Literatuur

- L.M. van Dijk Aritmieën van het hart.
- L.M. van Dijk Het hart dat nooit stilstaat.
Ned. Tijdschrift voor Geneeskunde,
jaargang 108, no. 42.
- A.J. Linenthal en P.M. Zoll Prevention of Ventricular Tachycardia
and Fibrillation by Intravenous Iso-
preterenol and Epinephrine.
Circulation 27, jan. 1963.
- F. Schaub Die medikamentöse Therapie des AV-
Blockes.
Cardiologia 46, 226-245 (1965).
- E.J. Ariëns, et. al. The Pharmacology of Catecholamines
and their Derivates.
Drug Research (Arzneim.-Forsch.) 13,
541-546 (1963).
- N.J. Buskens Digitaal-analoog simulator programma-
FACTOLUS (IBM 360).
Intern rapport THE, afd. E.
- O. Rompelman Automatische regeling van infuusdose-
ring - syllabus.
Werkbespreking, maart '67, T.H.D.
- E.W. Dijkstra Elementaire cursus programmeren in
ALGOL 60.
Dictaat THE, afd. Wiskunde.
- E.W. Dijkstra Reken Centrum Informatie.
Rekencentrum THE, afd. Wiskunde.
- R. de Koning Root-locus programma - IBM 360.
Stagerapport THE, groep ERB.
- N.P. Thompson The Adaptive Control of therapeutic
agents.
7th Int. Conference on Medical and
Biological Engineering, 20-8, 1967.

1. INLEIDING

De mechanische beweging van het hart wordt gestuurd door de actie-potentiaal van de sino-auriculaire knoop (S.A.-knoop). Deze actie-potentiaal ontstaat met een zekere regelmaat door het spontaan depolariseren en repolariseren van de groep cellen die tesamen de sino-auriculaire knoop vormen.

De ontstane elektrische activiteit verspreidt zich dan diffuus over beide atria en bereikt zo de atrio-ventriculaire knoop (A.V.-knoop). Hier wordt de geleiding vertraagd, waarna de impuls met grote snelheid door de bundel van His, rechter en linker bundeltak en het Purkinje netwerk naar de kamerspier wordt voortgeleid.

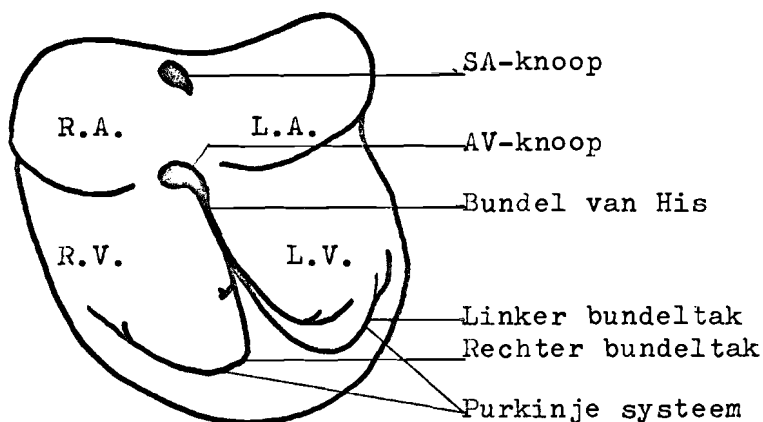


Fig. 1: Het prikkelgeleidingsstelsel van het menselijk hart.

De voortgeleiding van de impuls kan vertraagd of geblokkeerd zijn waardoor zich verschillende vormen van hartblok kunnen voordoen. Eén van deze vormen van hartblok is een compleet atrio-ventriculair blok. De geleiding is juist vóór de atrio-ventriculaire knoop of in deze knoop onderbroken. De voortgeleiding van de impuls is hierdoor geheel geblokkeerd.

De kamerspieren kunnen, als direct gevolg van dit geleidingsblok niet door de impuls beïnvloed worden, hetgeen tot hartstilstand zou leiden. Er bestaan echter meerdere actieve celgroepen die evenals de sinusknoop, spontaan depolariseren en repolariseren. De frequentie van de ontstane impulsen zijn bij deze centra aanmerkelijk lager dan de frequentie van de sinusknoop onder normale invloed van vagus en sympathicus.

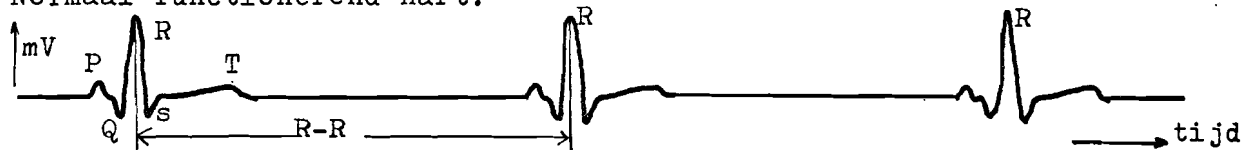
Deze lagere centra spelen bij een gezond hart geen actieve rol, omdat deze centra door de impuls met de hoogste frequentie gestuurd worden.

Een compleet atrio-ventriculair blok heeft echter tot gevolg dat één van de lagere centra in de directe omgeving van de atrio-ventriculaire knoop de rol van gangmaker overneemt. De frequentie van de ventrikelcontracties bedraagt dan circa 40 tot 50 per minuut, het nodaal ritme.

Neemt één der lagere centra in de omgeving van de bundel van His of een bundeltak de rol van gangmaker over, dan bedraagt de frequentie van de ventrikelcontracties circa 20 tot 40 per minuut, het idio-ventriculair ritme. Een directe conclusie uit de gemeten ventrikelfrequentie over de plaats van het geleidingsblok of de plaats van de invallende gangmaker is niet met zekerheid mogelijk. De genoemde frequentiewaarden vormen slechts een eerste indicatie.

Door het geleidingsblok is een totale dissociatie van de atrium- en ventrikelfrequentie ontstaan. Immers de atria worden beïnvloed door de impuls afkomstig van de sinusknop en de ventrikels door de impuls afkomstig van een lager centrum. Deze dissociatie wordt duidelijk in het electrocardiogram weerspiegeld. Schematisch is deze dissociatie weer te geven met behulp van het electrocardiogram volgens afleiding II (een andere afleiding is ook mogelijk).

Normaal functionerend hart:



Atrio-ventriculair blok:

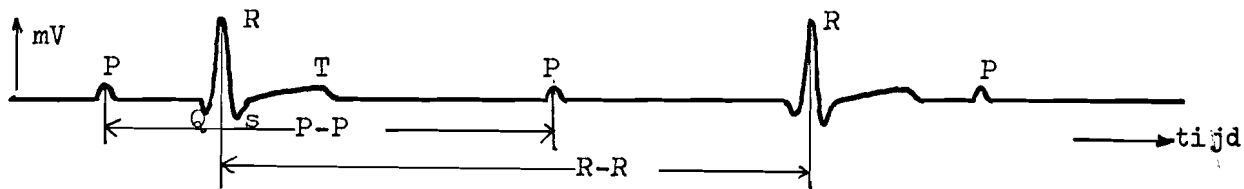


fig. 2

De P-top correspondeert met de elektrische activiteit tengevolge van de contractie van beide atria. Het QRS-complex correspondeert met de elektrische activiteit tengevolge van de contractie van de ventrikels. De T-top geeft de repolarisatie van de spiercellen weer.

De P-top in het electrocardiogram van een normaal functionerend hart wordt direkt gevolgd door het QRS-complex. In het geval van een atrio-ventriculair blok bestaat deze relatie niet meer. De P-P intervallen worden door het ritme van de SA-knoop bepaald, de R-R intervallen daarentegen door het ritme van een lager centrum.

De contractiekracht en de frequentie van de contracties van beide ventrikels zijn voor een belangrijk deel bepalend voor het slagvolume en het hartminuutvolume. Soms is het hartminuutvolume onvoldoende, mede tengevolge van een te lage ventrikelfrequentie, zoals bij een atrio-ventriculair blok het geval kan zijn. Een in het lichaam inplanteerbare gangmaker geeft in een dergelijk geval zeer goede resultaten. Deze gangmaker dringt het hart een hoger en stabiel ritme op.

Bij patienten met een totale atrio-ventriculaire dissociatie wordt, als voorlopige behandeling, vaak een continu intraveneuze infusie van isoprenaline aangewend. Deze infusie van isoprenoline, ook Aleudrine genoemd, voert de ventrikelfrequentie op tot een aanvaardbare waarde, bijvoorbeeld minimaal 45 per minuut. Deze hogere frequentie en de krachtiger ventrikelcontractie doet het hartminuutvolume toenemen. Tevens wordt in de meeste gevallen een nieuwe aanval van Adams-Stokes voorkomen. Een Adams-Stokes aanval betekent het uitvallen van een stabiel ventriculair ritme gevolgd door ventrikelfibrilleren en wordt vaak voorafgegaan door een verlaging van de ventrikelfrequentie.

Schadelijke nevenwerkingen kunnen bij een dergelijke isoprenaline infusie vooral ontstaan, indien de dosering door een onnauwkeurige regeling groter is dan strikt noodzakelijk voor het opvoeren van de ventrikelfrequentie.

Het doel zal dan ook zijn: nauwkeurige regeling van de dosering (μg per minuut) van de intraveneuze infusie van isoprenaline, zodat de ventrikelfrequentie tot de gewenste waarde opgevoerd kan worden. De gewenste ventrikelfrequentie zal per patient verschillend kunnen zijn. Door deze regeling te koppelen aan het verschil van de werkelijke en de gewenste hartfrequentie, zal de dosering zoveel mogelijk aangepast worden.

2. DE REAKTIE VAN DE HARTFREQUENTIE OP DE INTRAVENEUZE INFUSIE VAN ISOPRENALINE.

2.1. Waarnemingen bij een patient met compleet atrio-ventriculair blok.

Bij de behandeling van een patient met hartblok is, door het tellen van de infuusdruppels, de druppelfrequentie gemeten. Op deze wijze ontstaat een redelijke indruk over de dosering van isoprenaline. Een belangrijk nadeel van deze meetmethode is de onnauwkeurigheid bij relatief snelle fluctuaties in de druppelfrequentie. De snelle fluctuaties treden vooral op bij een wijziging van de druppelfrequentie, die tot stand gebracht is door een gewijzigde instelling van de afknijper van de infuusset.

Het meten van de hartfrequentie (ventrikelfrequentie) werd mogelijk gemaakt door waarneming van het electrocardiogram. De tijdstippen van de ventrikelcontracties, aangegeven door de R-toppen, waren aldus vast te stellen. Op een wijze, analoog aan de bovenomschreven meetmethode, werd de hartfrequentie berekend.

Gegevens patient : geboortjaar 1887, mnl.

Diagnose : boezenfibrilleren en nodaal ritme

Dosering isoprenaline

intraveneus infuus : 5 mg per 500 ml - glucose 5%

Schemabehandeling d.d. 7 september 1967:

10.15 uur : Infuus wordt ingebracht.

Tengevolge van de hoge druppelfrequentie tijdens het inbrengen van het infuus in de armader, loopt de hartfrequentie snel op. Na vermindering van de druppelfrequentie neemt de hartfrequentie langzaam af - grafiek 1, pag. 9.

10.50-11.10 uur: De dosering wordt gebracht van 0 op circa 13 $\mu\text{g}/\text{min}$. De hartfrequentie begint ongeveer 30 seconden na de aanvang van de infusie duidelijk toe te nemen - grafiek 2, pag. 10.

11.10-15.17 uur: De dosering wordt gehandhaafd op 4 à 7 $\mu\text{g}/\text{min}$. (equivalent met 8 à 14 druppels per minuut).

15.17-15.30 uur: De dosering wordt verhoogd van 4,5 tot 14 $\mu\text{g}/\text{min}$. Ook hier is een duidelijke toename na 30 seconden te constateren - grafiek 3, pag. 11.

15.30-15.32 uur: De dosering wordt verhoogd van 14 tot 30 $\mu\text{g}/\text{min}$.
De hartfrequentie neemt niet merkbaar toe - grafiek 4, pag. 12.

15.32 uur : De dosering wordt beëindigd. De hartfrequentie neemt langzaam af - grafiek 5, pag. 13.

Grafiek 6, pag. 14, geeft de relatie weer tussen de infuusdosering en de hartfrequentie in stationaire toestand. Hierbij is de druppelfrequentie gedurende 5 à 10 minuten constant gehouden en de hartfrequentie na deze periode gemeten. De "eindwaarden" van de hartfrequenties in de grafieken 1 t/m 5 zijn dus tevens punten in deze grafiek.

Conclusies omtrent procesdynamica:

- een sprongsgewijze verhoging van de infuusdosering geeft aanleiding tot een toename van de hartfrequentie. Deze responsie kan beschreven worden door een looptijd van circa 30 seconden en een tijdconstante van circa 30 seconden (grafieken 2 en 3).
- een sprongsgewijze vermindering van de infuusdosering heeft een afname van de hartfrequentie tot gevolg. Deze responsie kan beschreven worden door een tijdconstante van circa 12 minuten (grafiek 1 en 5).
- de hartfrequentie als functie van de infuusdosering (in stationaire toestand) wordt in grafiek 6 door een niet-lineaire karakteristiek weergegeven. Uit grafiek 4 is duidelijk geworden dat een dosering groter dan 14 $\mu\text{g}/\text{min}$. vrijwel geen effect meer heeft. Hier is het verzadigingspunt bereikt. De versterking of "gain" van het proces is gelijk aan de helling van de kromme, weergegeven in grafiek 6. Deze helling neemt af naarmate de dosering groter wordt (niet-lineair).

Door Linenthal en Zoll (zie lit.) en door Schaub (zie lit.) zijn waarnemingen beschreven van het effect van isoprenaline op de P-P en R-R intervallen. Ook in deze beschrijvingen komt de snelle toename van de hartfrequentie na aanvang van de infuusdosering duidelijk tot uiting; deze versnelling in de hartfrequentie speelt zich binnen 2 à 5 minuten af, waarna de hartfrequentie een nieuwe hogere waarde heeft aangenomen. Beëindiging van de infuusdosering heeft een langzame afname van de hartfrequentie tot gevolg; na

ruim 30 minuten bevindt de hartfrequentie zich weer op haar oorspronkelijke waarde.

Ter verbetering van de regeling van de druppelfrequentie en ten behoeve van een nauwkeurige registratie van de infuusdosering en de R-R intervallen zijn de volgende instrumenten ontwikkeld:

- infuusregelaar (proto type) - ontwerp TH Delft;
- apparatuur voor de registratie van R-R intervallen op ponsband voor digitale verwerking;
- E.C.G.-versterker in combinatie met een stereo-bandrecorder voor opname van zowel de infuusdosering (druppelregistratie), als het electrocardiogram.

Een beschrijving van deze meet- en regelapparatuur is in hoofdstuk 3 gegeven.

Waarnemingen aan patienten zijn met deze meet- en regelapparatuur echter nog niet verricht. Uitgezonderd de patient, waarbij een eerste waarnemingenserie verkregen is, werden verder geen patienten met hartblok zonder ernstige complicaties opgenomen. Gezien de specifieke aard van de reactie van isoprenaline op de hartwerking (te vergelijken met adrenaline), was een redelijk alternatief voor het verrichten van waarnemingen niet voorhanden. Bij een totale atrio-ventriculaire dissociatie wordt het effect van isoprenaline op de ventrikel frequentie bepaald door de concentratie van dit medikament in de nabijheid van het lager centrum dat als gangmaker fungeert. Dit betekent dat een bestudering van het effect bij een normaal werkend hart, de hartfrequentie wordt bepaald door het sinusritme, minder zin heeft. Bovendien brengt de groep Catecholaminen, waartoe het medikament isoprenaline behoort, een zeer complexe en ingrijpende reactie in het menselijk lichaam teweeg (zie lit. - Ariëns, et.al.).

grafiek 1

Responsie na het inbrengen van het infuus: hoge druppelsnelheid gedurende korte tijd

hartfrequentie
per min. ↑

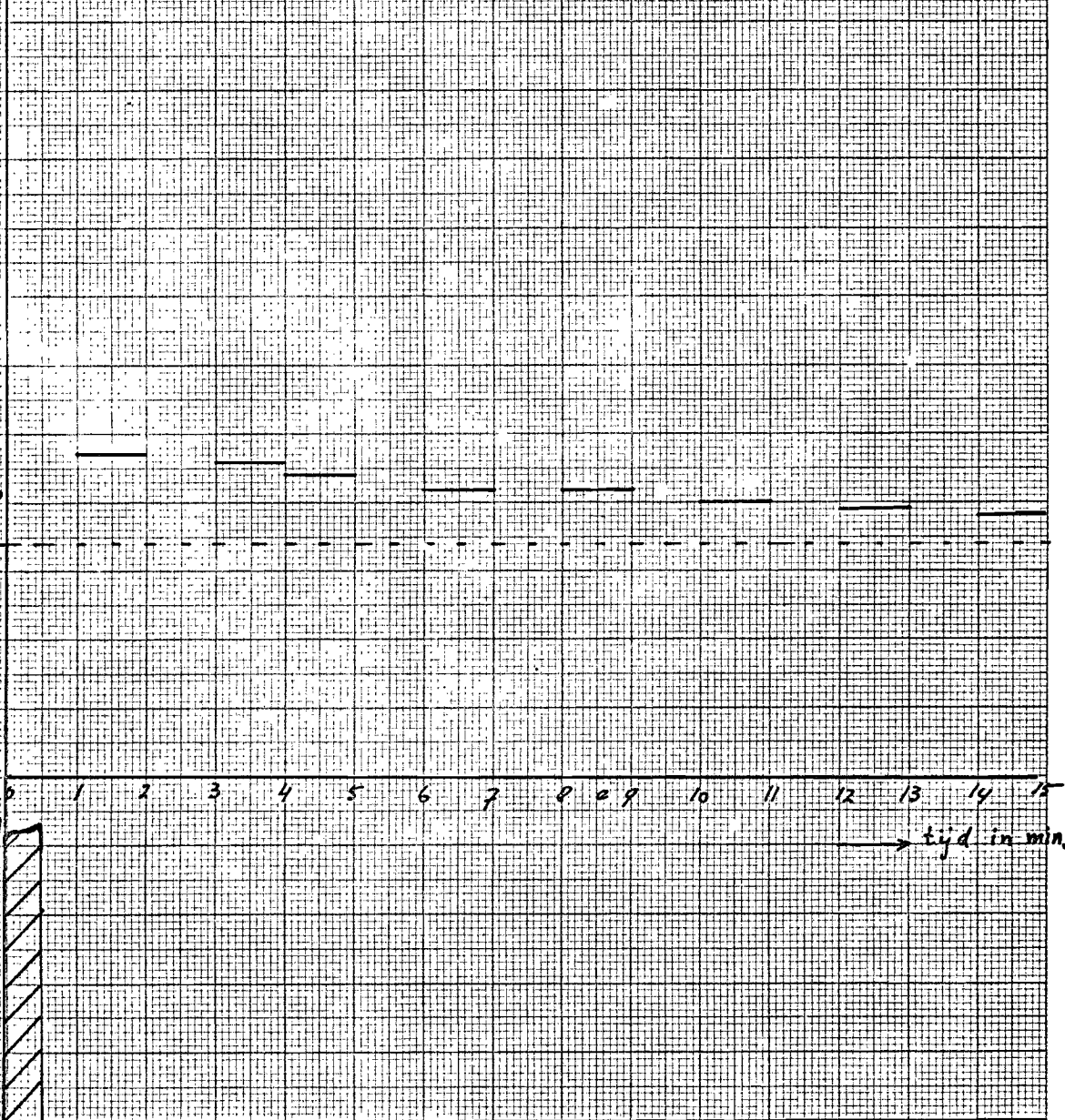
110
100
90
80
70
60
50
40
30
20
10
0

infuusdosering
μg/min ↑

30
20
10
0

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15
→ tijd in min.

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15
→ tijd in min.



Responsie op sprongsgewijze verhoging van infuusdosering

0 tot circa 13 $\mu\text{g}/\text{min}$

hartfrequentie
per min. \uparrow

110
100
90
80
70
60
50
40
30
20
10
0

Td: ca 30 sec.

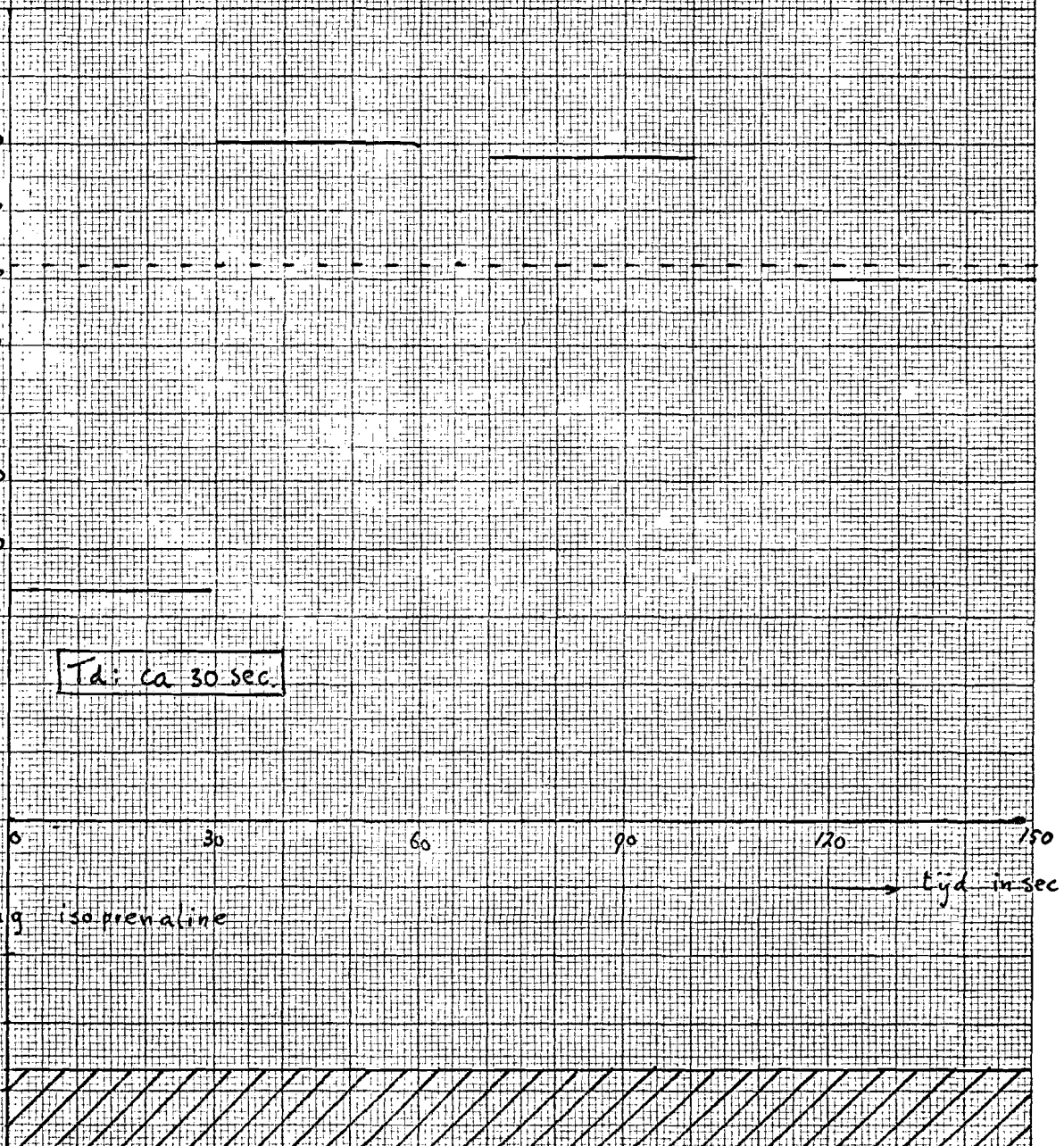
0 30 60 90 120 150
tijd in sec. \rightarrow

infuusdosering isoprenaline

$\mu\text{g}/\text{min.}$ \uparrow

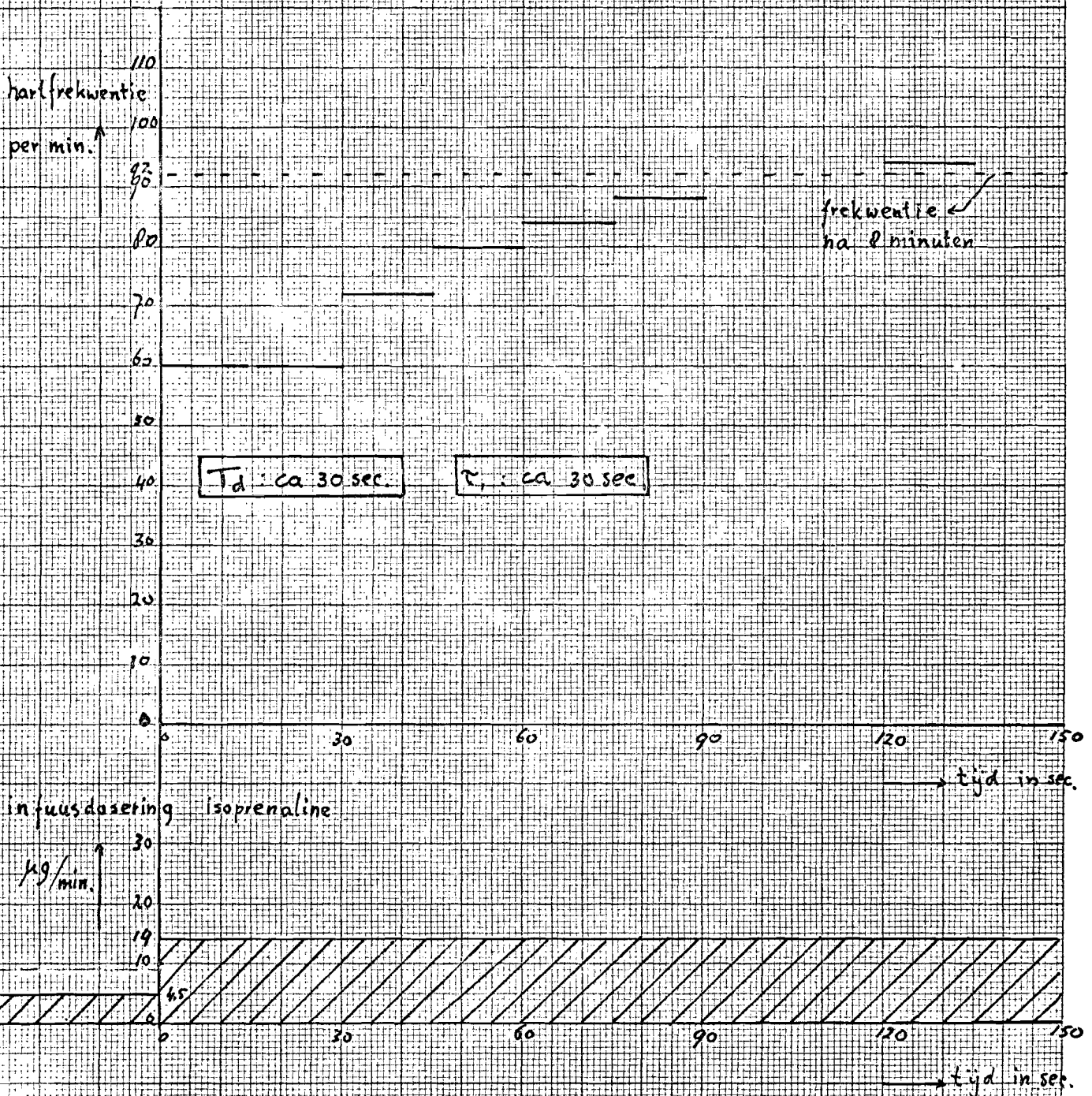
ca 13
10

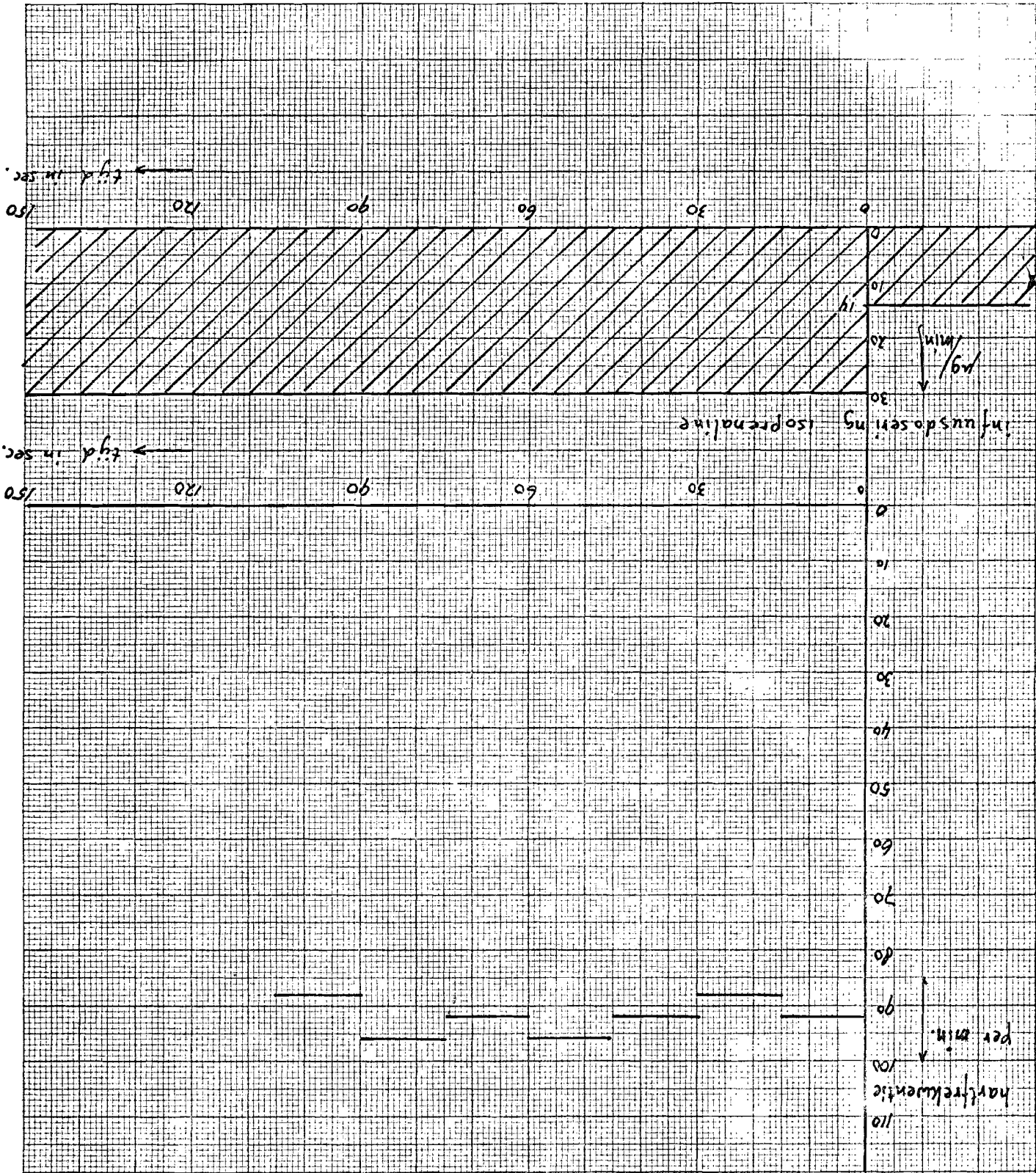
0 30 60 90 120 150
tijd in sec. \rightarrow



Responsie op sprongsgewijze verhoging van infuusdosering:

4,5 tot 14 $\mu\text{g}/\text{min.}$

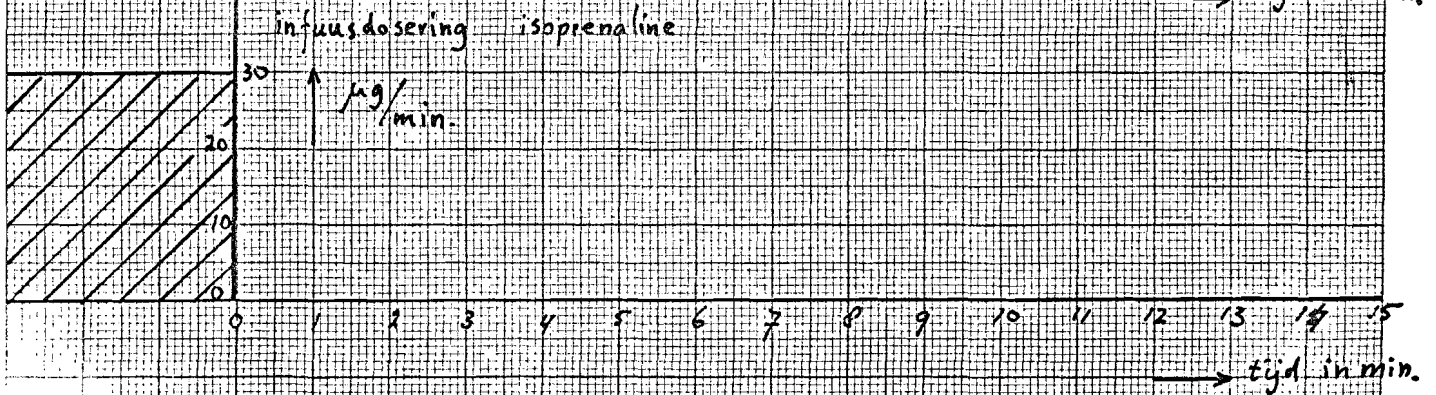
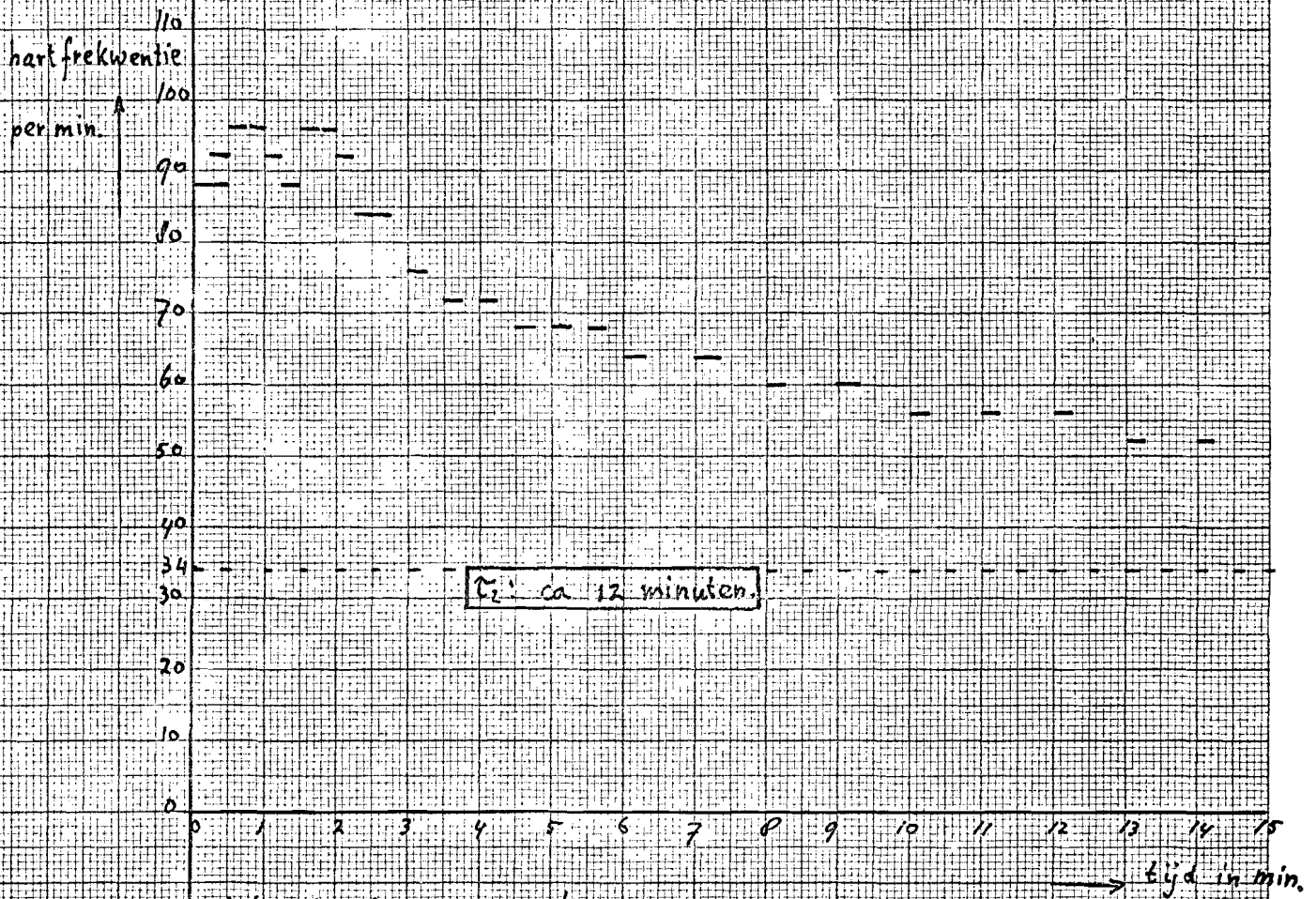




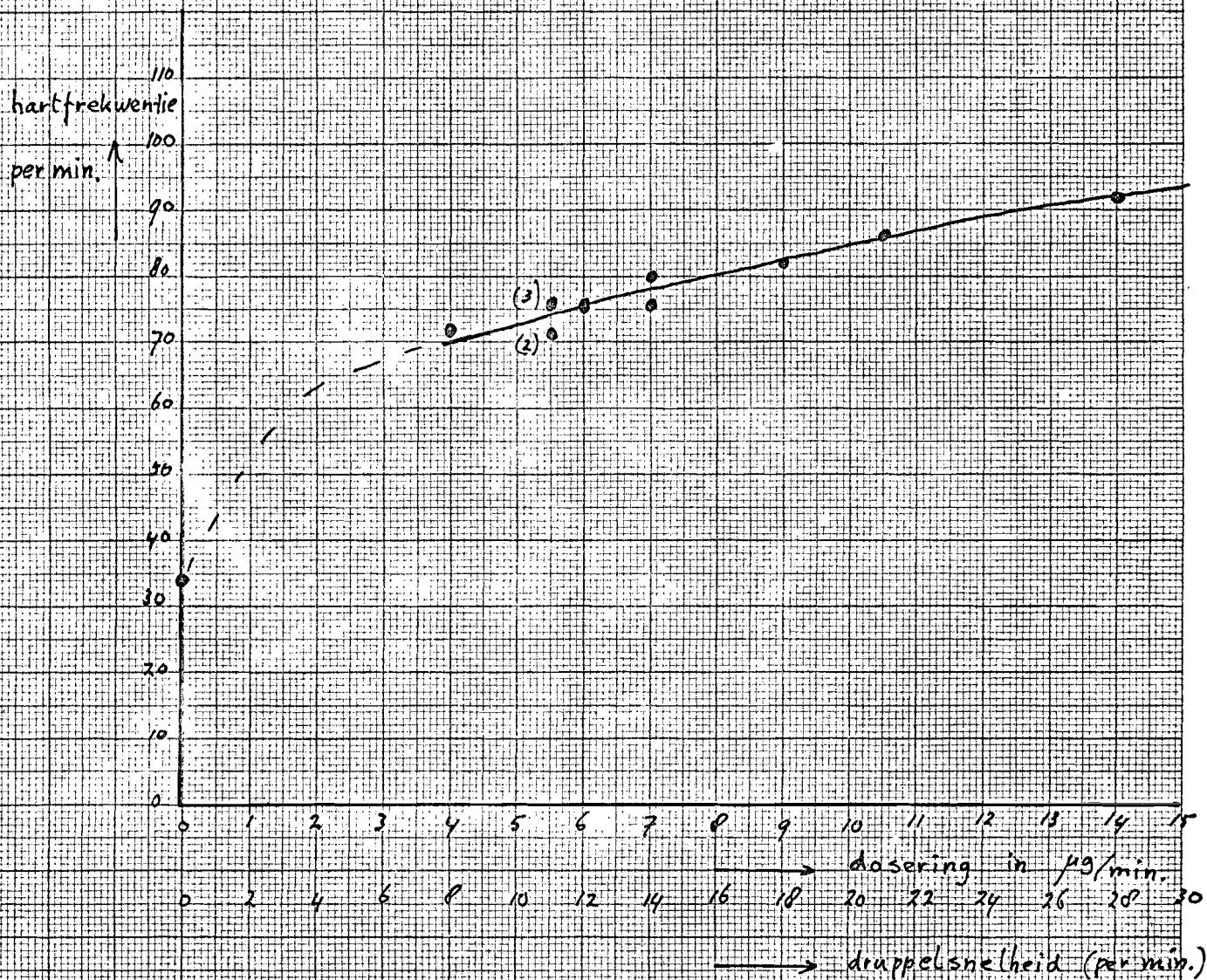
Response op sprongsgewijze verhoging van infuusdosering
 14 tot 30 µg/min.

grafiek 4.

Responsie na het stoppen van de infusie: 30 tot 0 $\mu\text{g}/\text{min}$.



Relatie dosering intraveneuze infusie van isoprenaline ($\mu\text{g}/\text{min.}$)
en hartfrequentie (per min.) in stationaire toestand.



2.2. Simulatie van het niet-lineair proces.

Gezien de specifieke aard van het onderzoek en de vele beperkingen waaraan het onderzoek onderhevig is, zal simulatie het geeignende middel zijn om het proces nader te bestuderen. Ook in de analyse van de mogelijke regeling van dit proces is van simulatie gebruik gemaakt.

Ten behoeve van deze simulatie is als hulpmiddel het PACTOLUS digitaal-analoog simulator programma gekozen. Met dit simulatieprogramma kan op vrijwel dezelfde wijze als op een analoge rekenmachine een simulatie uitgevoerd worden. In appendix A pag. 53 is een korte beschrijving van dit programma opgenomen.

Een aantal kenmerkende responsies van het proces zijn reeds in hoofdstuk 2.1. vermeld. Vanwege de complexiteit van het bio-chemisch proces kan de beschrijving in looptijd, twee tijdconstanten en niet-lineaire versterking slechts een benadering zijn.

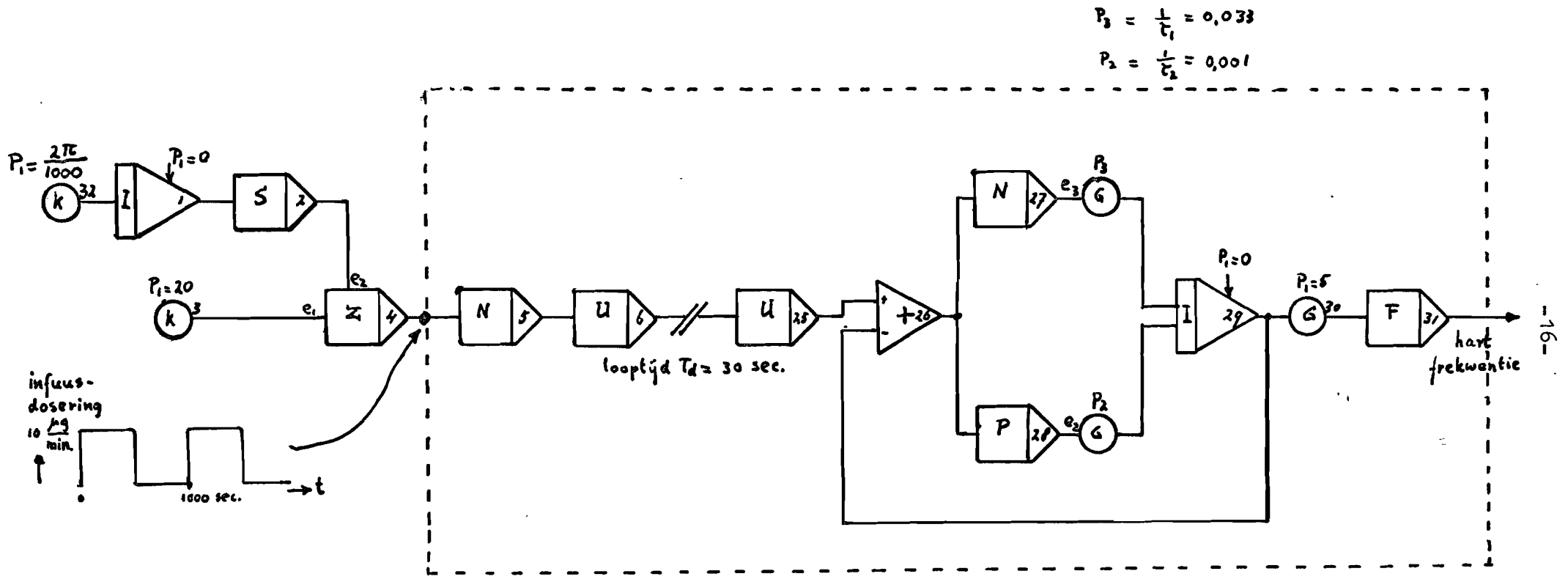
Het blokschema van het niet-lineair proces is in figuur 3, pag. 16 weergegeven. Dit blokschema wordt nader verklaard:

Aan de ingang van het proces bevindt zich een configuratie blokken, die tesamen de infuusdosering (μg per minuut) simuleren. Een negatieve clipper N is het eerste blok van het gesimuleerde proces, omdat slechts positieve hoeveelheden medikament mogelijk zijn. Een looptijd $T_d = 30$ seconden wordt gevormd door de cascadeschakeling van 20 unit delays U. Verder zijn er twee tijdconstanten gesimuleerd; tijdconstante $\tau_1 = 30$ seconden voor een toenemende dosering en tijdconstante $\tau_2 = 12$ minuten voor een afnemende dosering. De funktiegenerator F vertolkt het verzadigingsverschijnsel en is essentieel voor de weergave van het niet-lineair karakter.

Het signaal aan de uitgang van het proces komt overeen met de hartfrequentie (aantal R-toppen per minuut).

In grafiek 7 en 8 (pag. 18) is de hartfrequentie weergegeven ten gevolge van een konstante infuusdosering die periodiek onderbroken wordt.

In appendixes B en C (pag. 55 en pag. 56) zijn de programma's vermeld.

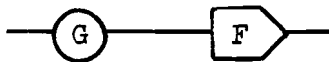
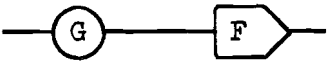
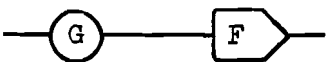


Figuur 3. Blokschema van het niet-lineair proces.

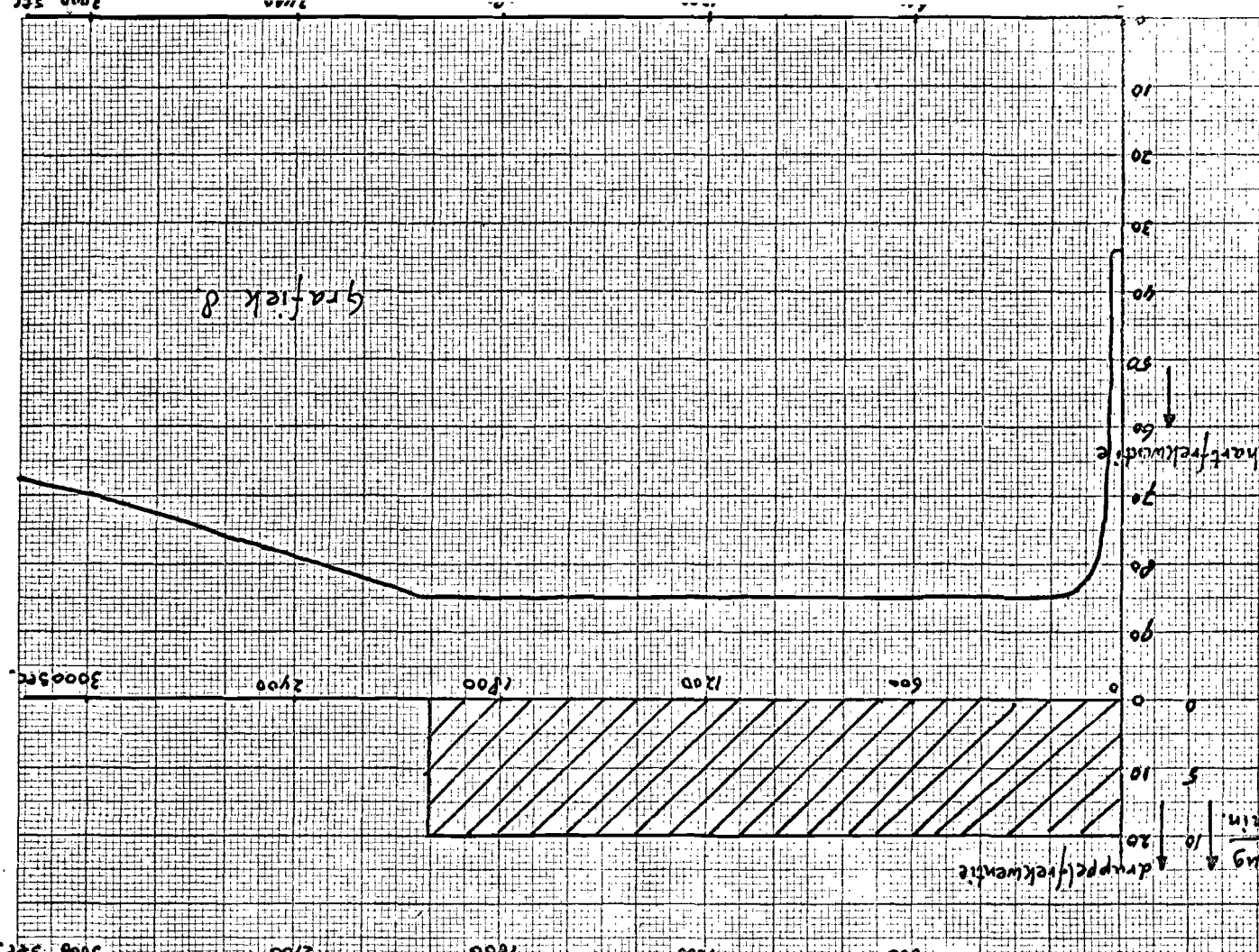
De reactie van de hartfrequentie op intraveneuze infusie van isoprenaline kan bij patiënten onderling zeer verschillen. De reactie kan trager of sneller zijn; ook de bereikte hartfrequentie bij een zekere dosering zal van patient tot patient sterk variëren.

Verondersteld wordt dat de reactie van een belangrijk percentage patiënten te vangen is tussen twee extreme gedragingen.

Voor het model resulteert dit in de volgende grensparameters (I en III); de parameters, die betrekking hebben op de waarnemingen in hoofdstuk 2.1., zijn eveneens vermeld (II).

I	$T_d = 20$ seconden	integratie interval $\Delta t = 2$ seconden
	$\tau_1 = 20$ seconden	$P_3 = \frac{1}{\tau_1} = 0,050$
	$\tau_2 = 12$ minuten	$P_2 = \frac{1}{\tau_2} = 0,001$
	funktiegenerator F :	
		
	$P_1 = 10,0$	
		34 62 76 88
		98 107 114 120
		125 129 133
II	$T_d = 30$ seconden	integratie interval $\Delta t = 3$ seconden
	$\tau_1 = 30$ seconden	$P_3 = 0,033$
	$\tau_2 = 12$ minuten	$P_2 = 0,001$
	funktiegenerator F :	
		
	$P_1 = 5,0$	
		34 53 62 67
		71 74 77 79
		81 83 85
III	$T_d = 50$ seconden	integratie interval $\Delta t = 5$ seconden
	$\tau_1 = 50$ seconden	$P_3 = 0,020$
	$\tau_2 = 12$ minuten	$P_2 = 0,001$
	funktiegenerator F :	
		
	$P_1 = 2,5$	
		34 44 49 52
		54 56 58 59,5
		60,5 61 61,5

De drie funktiegeneratoren zijn in grafiek 9, pag. 19 weergegeven. Het gearceerde gebied geeft de veronderstelde spreiding aan.



De hartfrequentie als functie van de dosering volgens het model

Relatie tussen druppelfrequentie (per minuut) van infusie en de hartfrequentie (per minuut)

in stationaire toestand.

Benadering van mogelijk optredende relaties door drie functiegeneratoren.

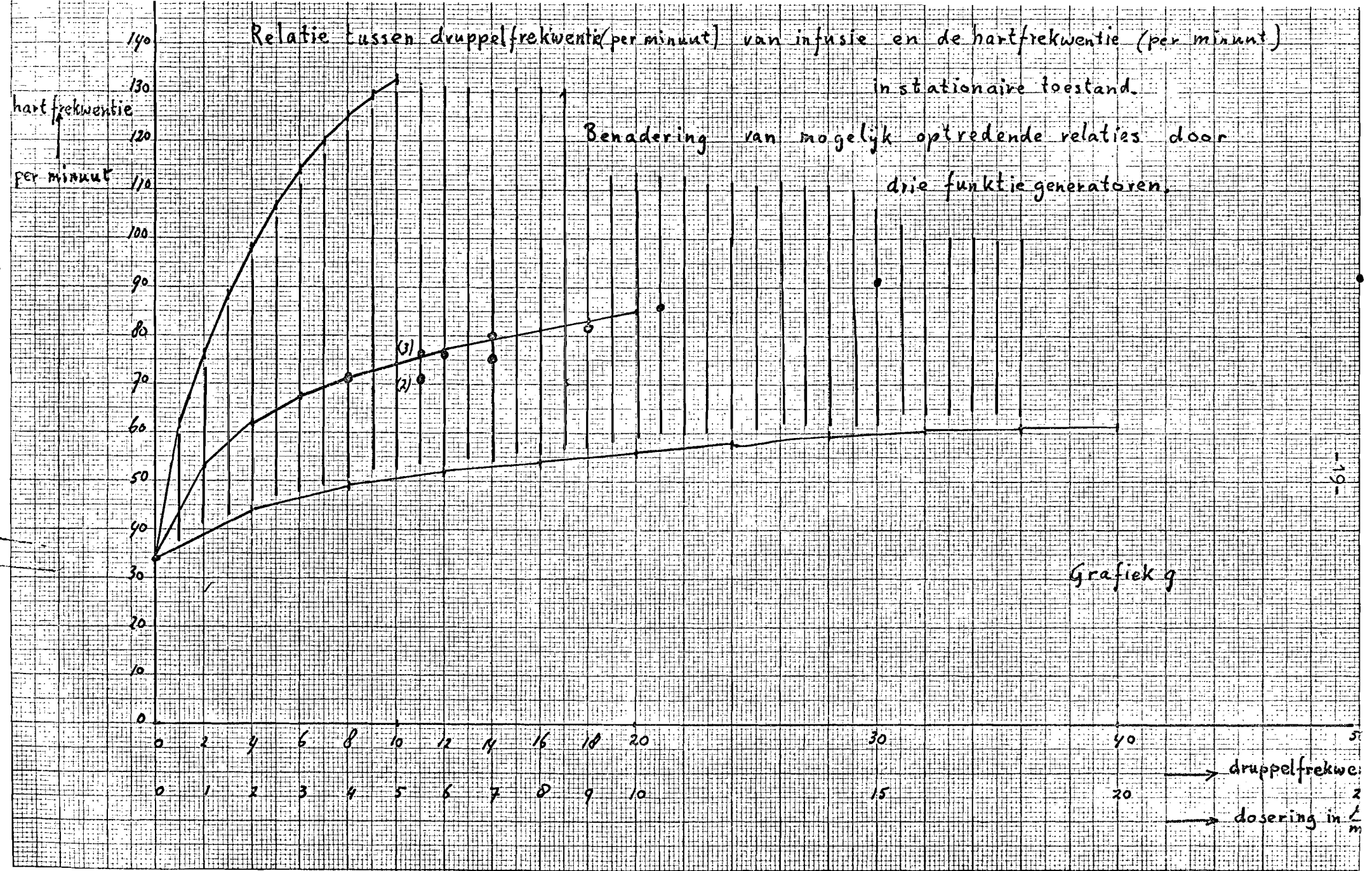
hartfrequentie
per minuut

140
130
120
110
100
90
80
70
60
50
40
30
20
10
0

0 2 4 6 8 10 12 14 16 18 20
0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

druppelfrekw.
dosering in $\frac{l}{m}$

Grafiek 9



3. INSTRUMENTATIE

3.1. Regeling van de druppelfrequentie bij intraveneuze infusie.

Door de groep Meten en Hoogspanning van de afdeling der Elektrotechniek van de Technische Hogeschool te Delft is een instrument ontwikkeld dat de druppelfrequentie regelt naar een in te stellen waarde. De werking van deze infuusregelaar berust op een direkte sturing met behulp van aan-uit regeling (zie lit. - Rompelman).

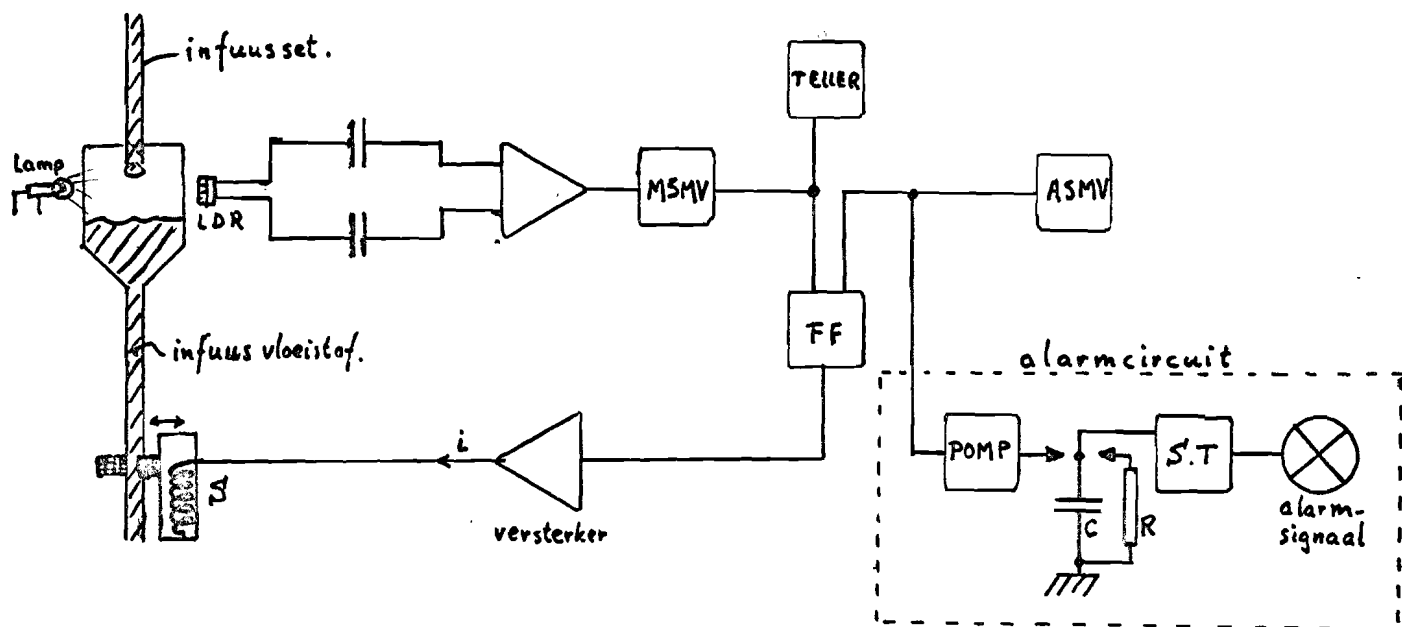


Fig. 4: Principe schema infuusregelaar

Een magnetische afsluiter S wordt met een vaste herhalingsfrequentie geopend om het infuus te laten druppelen. Zodra de lichtgevoelige cel LDR een druppel waarneemt, geeft deze een signaal, dat de magnetische afsluiter weer doet dicht gaan (open-loop systeem).

De magneet wordt bediend door de versterkte uitgangsspanning van een flipflop FF. De flipflop wordt geset door een in herhalingsfrequentie te variëren astabiele multivibrator ASMV en gereset door de puls van de LDR. Deze puls is genormaliseerd door een monostabiele multivibrator MSMV; deze laatste puls bedient tevens een mechanische teller. Beveiliging: bij uitblijven van druppels laadt de ASMV de condensator C op. Bij een bepaalde waarde van de spanning over C klapt de Schmitt-trigger (S.T.) om; het alarmcircuit

cuit geeft dan een signaal

3.2. Registratie van R-R intervallen op ponsband voor digitale verwerking. (zie figuur 5 en 6)

Het elektrische signaal afkomstig van de depolarisatie en repolarisatie van de hartspiercellen wordt versterkt en indien nodig met behulp van een optimaal filter ontdaan van stoorsignalen zoals spierruis.

De R-top wordt gedetecteerd door middel van niveaudetectie. Door de steile voorflank van het QRS-complex is de onnauwkeurigheid in de bepaling van het R-R interval minder dan 0,5%.

De na detectie ontstane puls (stijgtijd $< 1 \mu\text{sec.}$), die de aanwezigheid van de R-top markeert, wordt toegevoerd aan de Remote Sample-ingang van de Digitale Voltmeter (Solartron). De voltmeter voert hierna enige berekeningen uit o.a. bepaling van de polariteit van de spanning aan de ingang van de voltmeter. De laatste 20 mseconden van de benodigde rekentijd (totaal circa 80 mseconden) dient ter bepaling van de gemiddelde spanning over deze periode.

De spanning aan de ingang van de Digitale Voltmeter wordt geleverd door een zaagtandgenerator. De periode van de zaagtand wordt gestuurd door de puls van de niveaudetector na een vertraging van 80 mseconden. Deze vertraging is gelijk aan de rekentijd van de Digitale Voltmeter. De gemiddelde spanning over de laatste 20 msec. wordt dus gemeten.

De helling van de zaagtandspanning is 1 Volt per seconde, zodat de getalwaarden van gemeten spanning in volt en de perioden in sec. gelijk zijn.

De zaagtandspanning wordt geleverd door een condensator ($10 \mu\text{F}$) die met een stroombron wordt gevoed. De ontlading van de condensatorspanning geschiedt door de detectorpuls op de basis van de schakeltransistor, die parallel staat aan de condensator. Na het ontladen blijft over deze transistor een restspanning V_r van enige millivolts bestaan. De hiermee gepaard gaande nauwkeurigheid is minder dan 0,5% bij een periodebereik van 0,400 tot 2,300 seconden (frequentiebereik 150/min. tot 25/min.).

Een testcircuit voor de instelling van de stroombron is aanwezig.

Naar keuze kan een puls met ijkfrequentie van 30/min., 60/min. en 120/min. ingeschakeld worden. Een beschrijving van de elementen die voor de schakeling toegepast zijn, is te vinden in Appendix D, pag. 57.

De Digitale Voltmeter levert de informatie van het bemonsterde signaal over vier decaden. De laatste decade is echter beperkt tot de cijfers 1, 2 en 3. Bij een 2-Voltsbereik is de maximale spanning 2,3 Volt of geschreven in de vier decaden: 2300.

Tevens levert de Voltmeter informatie over de polariteit en geeft een "print command". Dit "print command" is voor de print-out converter een sein om de parallel toegevoerde gegevens, namelijk vier cijfers en een polariteitsteken, via een code-omzetting achtereenvolgens door te geven aan de Creed ponser. Een controle-circuit in de print-out converter zorgt voor een parity-check.

Door de print-out converter kan ook een end-of-line teken toegevoegd worden. Wanneer de ponsband aan een flexo-writer wordt toegevoerd, zorgt dit end-of-line teken dat de getallen in één kolom worden getypt.

De BCD-code van de Creed ponser wordt in onderstaande tabel 1 weergegeven:

cijfer	BCD - code	decimale waarde
0	•	32
1	•	1
2	•	2
3	•	19
4	•	4
5	•	21
6	•	22
7	•	7
8	•	8
9	•	25
+	•	112
-	•	64
end-of-line	•	120

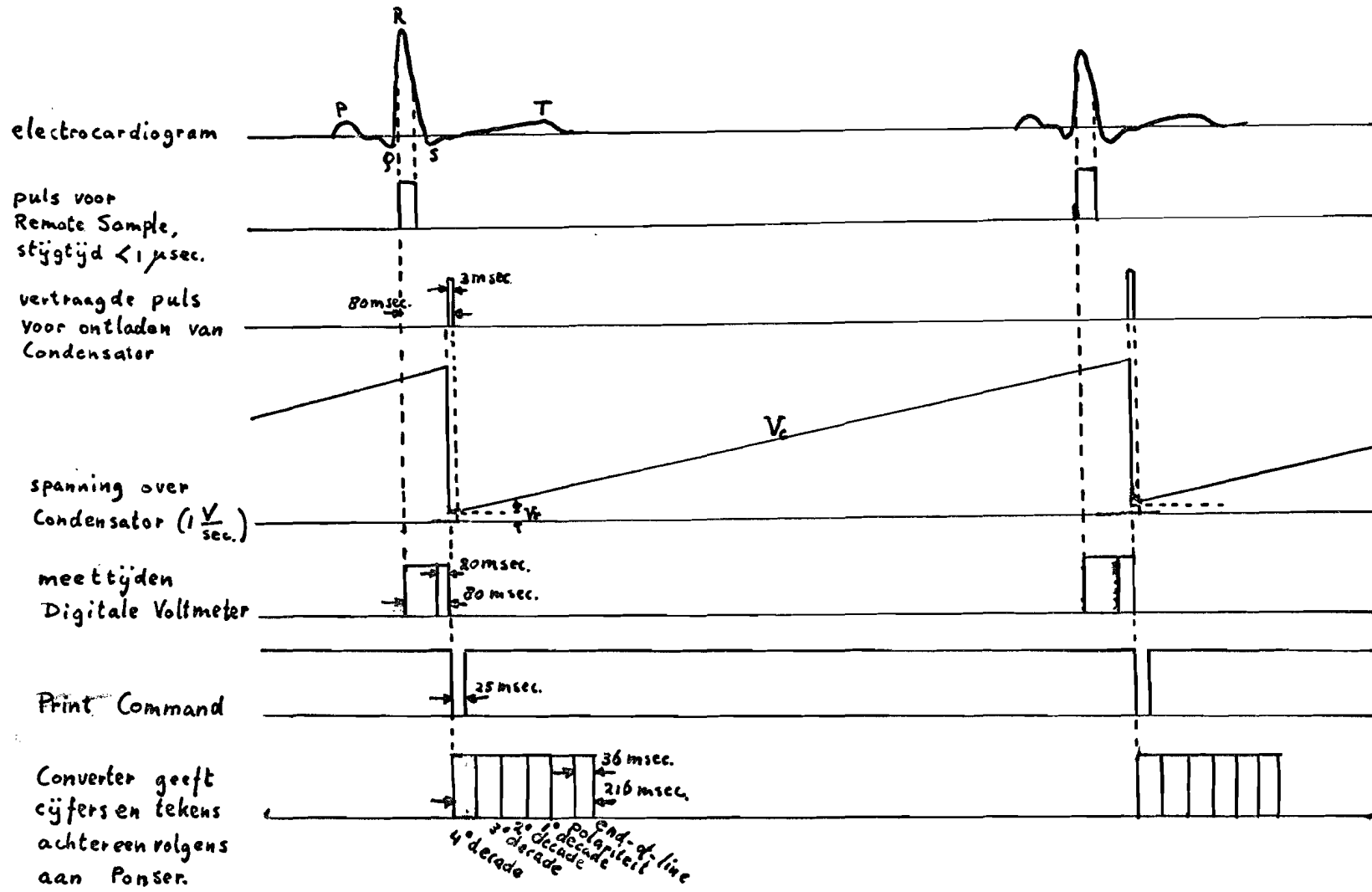
Tabel 1.

BCD code
Creed ponser

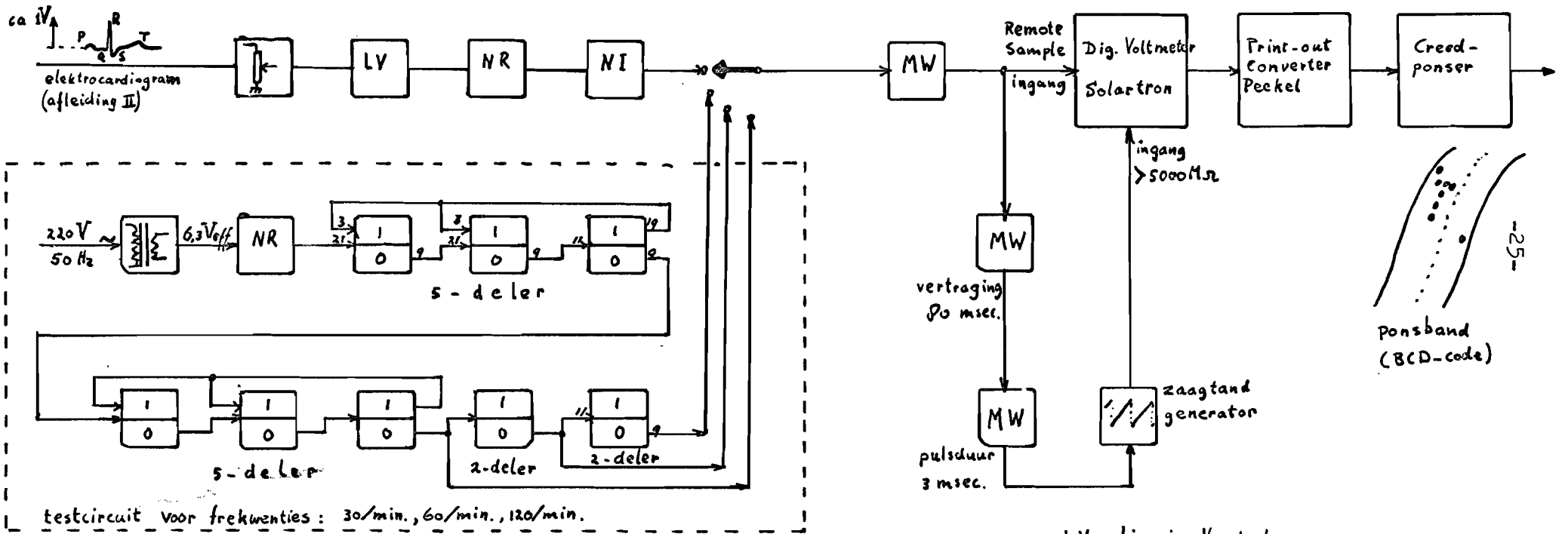
De ponsband kan dienen als invoergegeven bij een rekenprogramma voor de digitale rekenmachine EL-X8 (Reken Centrum Technische Hogeschool Eindhoven). Een leesinstructie READ in het ALGOL rekenprogramma geeft opdracht aan de ponslezer tot het lezen van een 7-gats code (zie. lit.). Het achtste gat in de ponsband, dit is het end-of-line teken, wordt niet gelezen.

Een klein verschil tussen de bovenvermelde ponsbandcodering en de vereiste MC-flexo writer code voor de ponslezer van de digitale rekenmachine EL-X8 is de verwisseling van het + en -teken. Daar een negatieve spanning gemeten wordt, zal de ponslezer deze meetwaarde als positief interpreteren. De tekenverwisseling is in dit geval gunstig omdat een R-R interval alleen maar positief kan zijn.

Een eenvoudig ALGOL rekenprogramma is nodig om de R-R intervallen als functie van de tijd weer te geven. Een nadere analyse van de R-R intervallen is mogelijk door o.a. toepassing van correlatietechnieken en de bepaling van het vermogenspectrum. In de groep Meten en Regelen is deze apparatuur voor de registratie van R-R intervallen voor een dergelijke analyse gebruikt.



Figuur 5. . Tijddiagram - Registratie van RR-intervallen.



Figuur 6. Blokschema - Registratie van R-R intervallen op ponsband voor digitale verwerking.

- LV : Lineaire Versteker.
- NR : Niveau-Regenerator.
- NI : Niveau-Inversieschakeling.
- MW : Monostabiele Multivibrator.
- 5-delers en 2-delers m.b.v. BW : Bistabiele Multivibrator.

3.3. Registratie van druppelfrequentie en electrocardiogram met behulp van een stereo-bandrecorder.

Voor het opnemen van het electrocardiogram en de infuusdosering (druppeldetectie) in een ziekenhuis bleek het wenselijk de informatie op een magnetische band op te nemen. Een schema van de informatieverwerking is hieronder weergegeven:

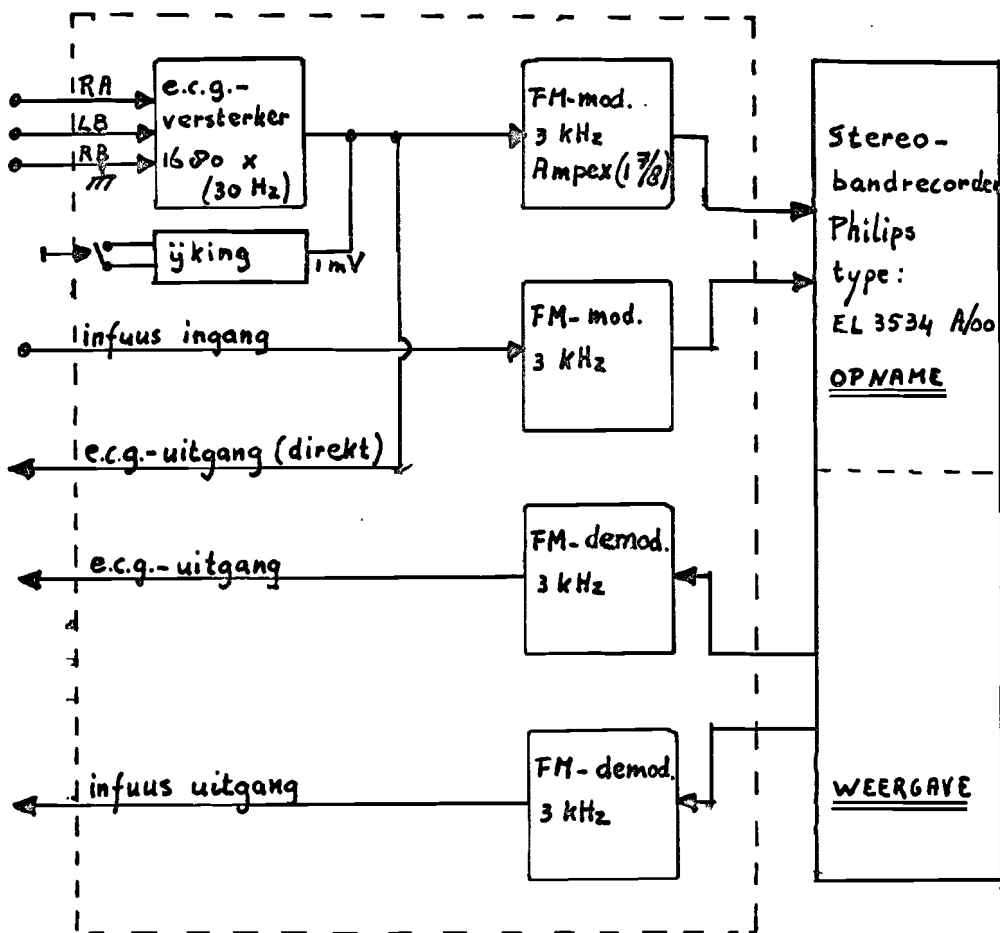


fig. 7

De heer Sies van de groep Meten en Regelen (afdeling Elektrotechniek) heeft zorg gedragen voor de constructie.

4. CONTINU INTEGRERENDE REGELING BIJ VERONDERSTELD LINEAIR PROCES MET LOOPTIJD T EN TIJDCONSTANTE τ .

4.1. Inleiding

In de beginperiode van deze studie zijn geen waarnemingen bij een patient met hartblok verricht. Een eerste veronderstelling over de reactie van de hartfrequentie tengevolge van een intraveneuze infusie van isoprenaline bestond uit een lineair model met looptijd T en tijdconstante τ . In dit hoofdstuk is theoretisch de mogelijkheid van een integrerende regeling onderzocht en een voorstel tot realisatie van deze integrerende regeling opgenomen. Hoewel de hier veronderstelde reactie van de hartfrequentie achterhaald is door waarnemingen bij een patient, geven de resultaten in dit hoofdstuk inzicht in de mogelijkheden van een integrerende regeling.

De opzet van de regeling van de hartfrequentie wordt in onderstaand schema weergegeven:

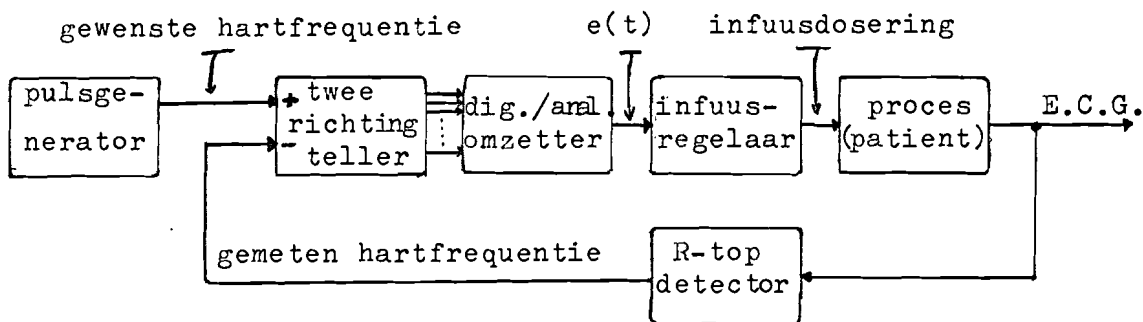


fig. 8

De pulsgenerator levert een puls met herhalingsfrequentie gelijk aan de gewenste hartfrequentie. Het elektrocardiogram (e.c.g.) geeft de werkelijke hartfrequentie weer. Na R-top detectie worden de gedetecteerde R-toppen toegevoerd aan de min-ingang van de tweerichting teller. De tweerichting teller en de digitaal analoog omzetter fungeren in de regelkring als vergelijkingsorgaan en integrator. De infuusregelaar zet het geïntegreerde verschilsignaal $e(t)$ om in een evenredige infuusdosering. De patient en hiermee de overdracht van isoprenaline infusie naar de hartfrequentie wordt weergegeven door de overdrachtsfunctie in Laplace getransformeerde vorm:

$$H(s) = K_p \cdot e^{-sT} \cdot \frac{1}{1 + \tau \cdot s}$$

met T = looptijd van het proces

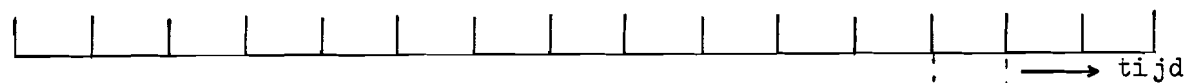
τ = tijdconstante van het proces

K_p = versterking ("gain") van het proces

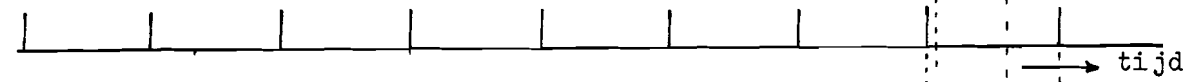
De funktie $e(t)$, die een maat is voor de infuusdosering (μg per minuut), kan bij een rondgaande versterking K van de regelkring een eindwaarde bereiken. De wijze waarop deze eindwaarde bereikt wordt (overshoot etc.), is afhankelijk van de grootte van deze versterkingsfactor K , die het produkt is van versterking K_p en de in te stellen versterking K_{DA} van de digitaal/analooeg omzetter. De funktie $e(t)$ komt overeen met de inhoud van de tweerichting-teller. Het verloop in de tijd van de inhoud van de tweerichting-teller wordt met behulp van een tijddiagram geïllustreerd.

Tijddiagram

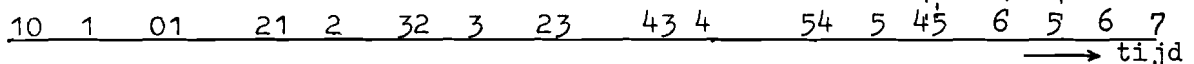
gewenste hartfrequentie (pulsgenerator frequentie):



gemeten hartfrequentie (e.c.g. na R-top detectie):



Inhoud tweerichtingteller :



Volgens deze regeling zal de hartfrequentie de puls-frequentie langzaam volgen (langzaam-volg systeem). De snelheid waarmee de hartfrequentie het gewenste ritme bereikt, wordt bepaald door de rondgaande versterking K .

Principe opzet van de tweerichting teller en digitaal analoog omzetter:

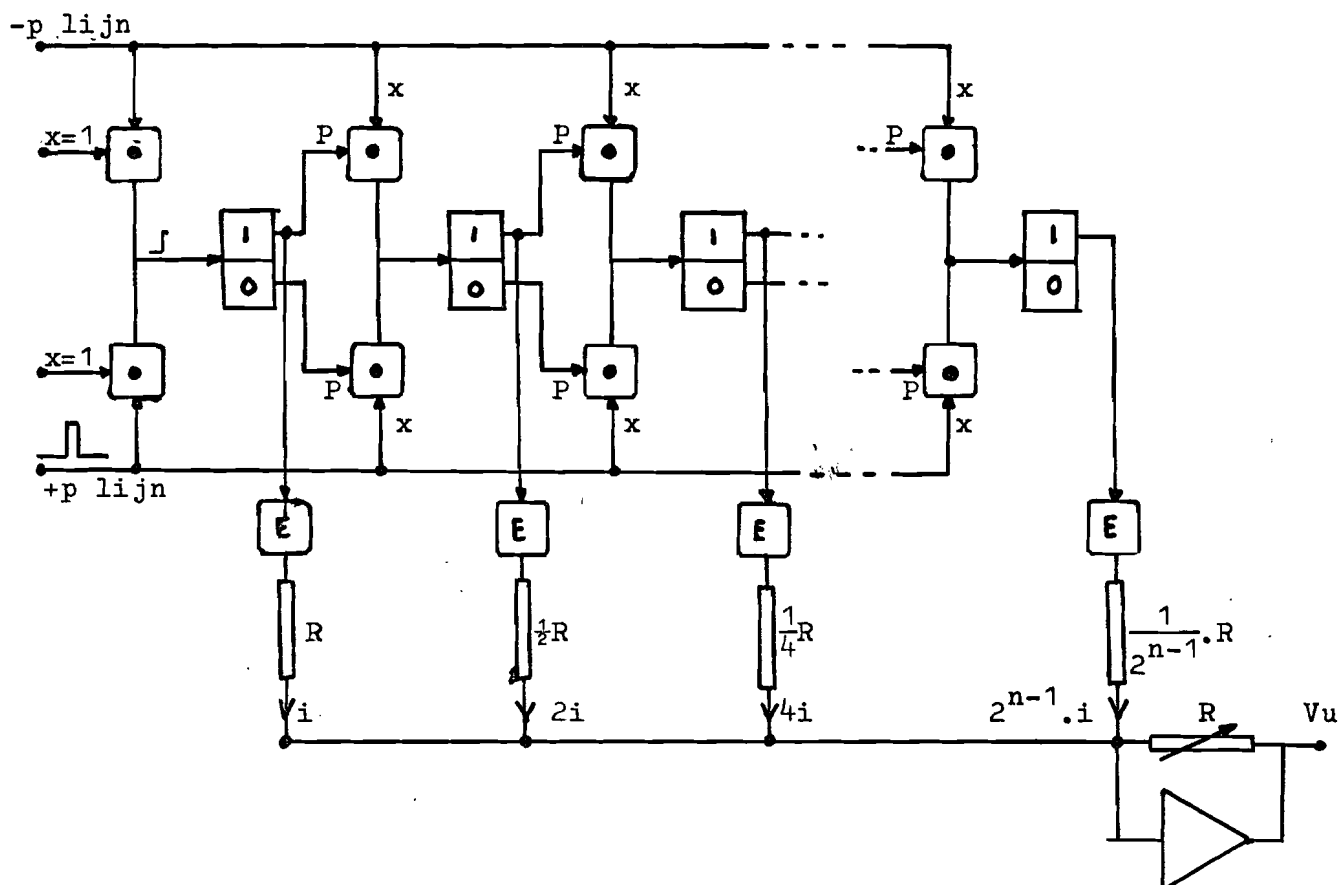


fig. 9

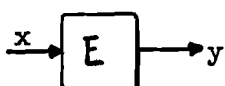
Aan de +p en -p lijn verschijnen pulsen met een pulsduur die groter is dan of gelijk is aan de benodigde omschakeltijd van alle flip-flops. Door een puls op de +p lijn wordt de schakeling in de stand optellen gebracht. Een puls op de -p lijn daarentegen in de stand aftrekken.

De "puls-and" poort:



eis: uitgang $z = 1$ indien eerste $x = 1$, daarna $p = 1$, voldaan door differentierend netwerk in serie met p-ingang.

De spanningsbron:



als $x = 1$, flip-flop in stand "1" dan uitgang $y = E$ Volt
als $x = 0$, flip-flop in stand "0" dan uitgang $y = 0$ Volt.

De uitgangsspanning V_u van de D.A-omzetter is evenredig met de inhoud van de teller. De evenredigheidsconstante is te regelen met weerstand R .

4.2. Berekeningen in het tijddomein

Voor het stellen van het rekenprobleem mag de volgende modificatie aangebracht worden.

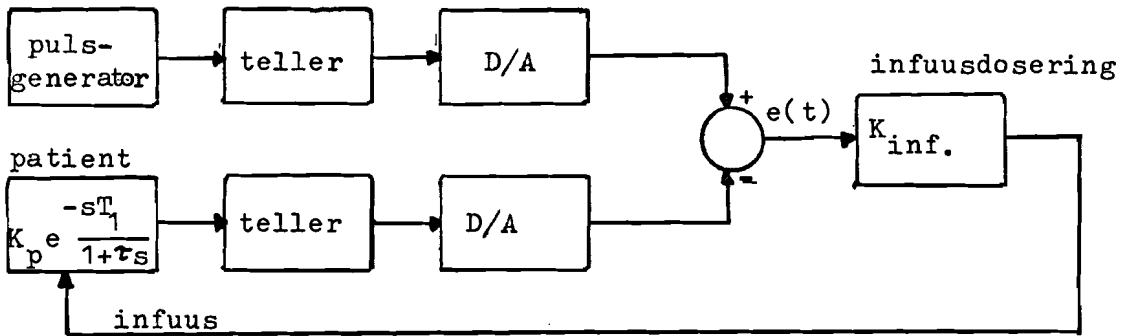


fig. 10

Hierbij is de teller en digitaal/analogo omzetter voor het vergelijkingsorgaan gebracht.

Daar de puls-frequentie, gelijk aan de gewenste hartfrequentie, groot is ten opzichte van mogelijk optredende frequenties in het regelsysteem kan het signaal $x(t)$ gezien worden als een "ramp"-functie.

Hetgeen resulteert in het blokdiagram van een "langzaam"-volgsysteem:

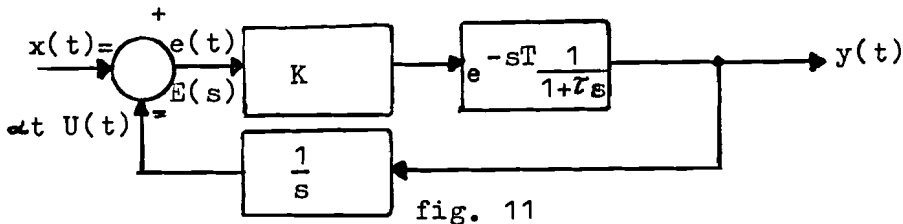


fig. 11

In dit model is het uitgangssignaal continu en wordt na integratie aangeboden aan het vergelijkingsorgaan.

In Laplace transformatie:

$$E(s) = \frac{X(s)}{1 + K \cdot e^{-sT} \cdot \frac{1}{s(1 + \tau s)}}$$

$$X(s) = \frac{\alpha}{s^2}$$

De eindwaarde $e(t)$ voor $t \rightarrow \infty$:

$$\lim_{t \rightarrow \infty} e(t) = \lim_{s \rightarrow 0} s \cdot E(s) = \lim_{s \rightarrow 0} s \cdot \frac{\alpha}{s^2} \cdot \frac{1}{1 + K \cdot e^{-sT} \frac{1}{s(1+\tau s)}} = \frac{\alpha}{K}$$

Indien $\alpha = 1$: $\lim_{t \rightarrow \infty} e(t) = \frac{1}{K}$.

Het regelsysteem kan in het tijddomein beschreven worden door de volgende differentiaalvergelijking:

$$\begin{aligned} 0 \leq t < T : \ddot{e}(t) + \frac{1}{\tau} \dot{e}(t) &= \frac{1}{\tau} \\ t \gg T : \ddot{e}(t) + \frac{1}{\tau} \dot{e}(t) &= \frac{1}{\tau} - \frac{K}{\tau} \cdot e(t-T). \end{aligned}$$

Beschrijving door integraalvergelijking:

$$\begin{aligned} 0 \leq t < T : e(t) &= t \\ t \gg T : e(t) &= t - K \int_0^{t-T} \left[1 - e^{-\frac{\xi - (t-T)}{\tau}} \right] \cdot e(\xi) d\xi \end{aligned}$$

$$\text{met } \dot{e}(0) = 1 \text{ en } e(0) = 0.$$

Bewijs van identiteit:

Differentieren van de integraalvergelijking is mogelijk indien $f(t)$ en $\frac{df(t)}{dt}$ beide continu en differentieerbaar zijn voor $t > 0$.

Dan geldt:

$$\begin{aligned} \frac{d}{dt} \int_{x(t)}^{y(t)} f(t, \xi) d\xi &= \int_{x(t)}^{y(t)} \frac{\partial f(t, \xi)}{\partial t} d\xi + \\ &+ f(t, y(t)) \cdot \frac{dy(t)}{dt} - f(t, x(t)) \cdot \frac{dx(t)}{dt}. \end{aligned}$$

Voor $t \gg a$:

$$\begin{aligned} \frac{d e(t)}{dt} &= 1 - \frac{K}{\tau} \int_0^{t-T} \left[e^{-\frac{\xi - (t-T)}{\tau}} \right] \cdot e(\xi) d\xi + \\ &- K \left[1 - e^{-\frac{(t-T) - (t-T)}{\tau}} \right] \cdot e(t-T) \cdot 1 + 0 = \\ &= 1 - \frac{K}{\tau} \int_0^{t-T} \left[e^{-\frac{\xi - (t-T)}{\tau}} \right] \cdot e(\xi) d\xi. \end{aligned}$$

$$e(t) = t - K \int_0^{t-T} \left[1 - e^{-\frac{\xi - (t-T)}{\tau}} \right] \cdot e(\xi) d\xi$$

$$\text{dus } \dot{e}(t) = 1 - \frac{1}{\tau} \cdot \left[e(t) - t + K \int_0^{t-T} e(\xi) d\xi \right]$$

$$\ddot{e}(t) = -\frac{1}{\tau} \cdot \left[\dot{e}(t) - 1 + K \cdot e(t-T) \cdot 1 \right]$$

of $\ddot{e}(t) + \frac{1}{\tau} \dot{e}(t) = \frac{1}{\tau} - \frac{K}{\tau} \cdot e(t-T)$ q.e.d.

De functie $e(t)$ kan als volgt berekend worden:

$$\begin{aligned} t < 0 & : e_0(t) = 0 \\ 0 < t < T & : e_1(t) = t \\ T < t < 2T & : e_2(t) = t - K \int_0^{t-T} \left[1 - e^{-\frac{\xi-(t-T)}{\tau}} \right] \cdot e_1(\xi) d\xi \\ & \vdots \\ (n-1)T < t < nT & : e_n(t) = t - K \int_0^{t-T} \left[1 - e^{-\frac{\xi-(t-T)}{\tau}} \right] \cdot e_{n-1}(\xi) d\xi \\ nT < t < (n+1)T & : e_{n+1}(t) = t - K \int_0^{t-T} \left[1 - e^{-\frac{\xi-(t-T)}{\tau}} \right] \cdot e_n(\xi) d\xi, \text{ met } e_n(\xi) \text{ bekend uit vorige berekening.} \end{aligned}$$

Berekening van $e(t)$ over enige tijdsintervallen waarbij elk tijdsinterval gelijk is aan de looptijd T :

Beginvoorwaarden zijn: $e(0) = 0$
 $\dot{e}(0) = 1$

$$\begin{aligned} t < 0 & : e_0(t) = 0 \\ 0 < t < T & : e_1(t) = t \\ T < t < 2T & : e_2(t) = t + K\tau(t-T) - \frac{1}{2}K^2\tau^2(t-T)^2 - K\tau^2 \left[1 - e^{-\frac{(t-T)}{\tau}} \right] \\ 2T < t < 3T & : e_3(t) = t + K\tau \cdot (t-T) - \frac{1}{2}K^2\tau^2(t-T)^2 - K\tau^2 \left[1 - e^{-\frac{(t-T)}{\tau}} \right] + \\ & + K^2\tau^2 \cdot (t-T) - \frac{1}{2}K^2\tau^2(t-T)(t-3T) + \frac{1}{6}K^2 \left[(t-2T)^3 + T^3 \right] + \\ & + K^2\tau^3 \cdot \left[e^{-\frac{(t-T)}{\tau}} \cdot e^{\frac{T}{\tau}} \right] + 2K^2\tau^2 \cdot \left[(t-2T) + T \cdot e^{-\frac{(t-T)}{\tau}} \right] + \\ & - 3K^2\tau^3 \cdot \left[1 - e^{-\frac{(t-T)}{\tau}} \right] - \frac{1}{2}K^2\tau \left[(t-2T)^2 + \right. \\ & \left. - T^2 \cdot e^{-\frac{(t-T)}{\tau}} \right] + K^2\tau^2 \cdot (t-T) \cdot e^{-\frac{(t-T)}{\tau}} \\ 3T < t < 4T & : e_4(t) = - - - - - \end{aligned}$$

Deze successievelijke berekening van de functie $e(t)$ is het gevolg van de vertragingslijn met tijdslengete T . De vertragingslijn bevat de informatie van de uitgang (resp. ingang) van het proces gedurende T seconden, waarbij deze informatie niet direkt voor verwerking in de regelkring beschikbaar is.

4.3. Simulatie

Het regelsysteem uit hoofdstuk 4.2. is met behulp van het Factorus digitaal analoog simulatie programma gesimuleerd. Het blok-schema wordt nogmaals weergegeven:

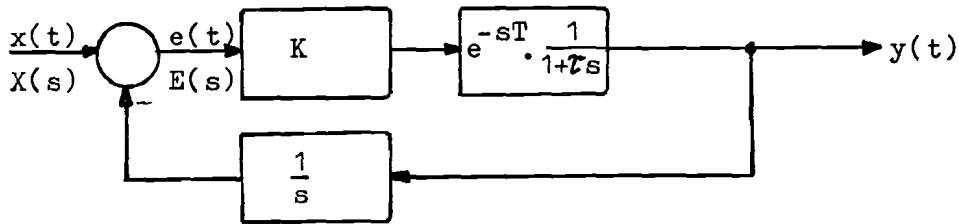


fig. 12

Het ingangssignaal is een rampfunctie:

$$X(t) = \alpha \cdot t \cdot u(t)$$

De resultaten van het simulatieprogramma worden in de appendices E en F weergegeven. Dit programma volgens de in appendices E en F omschreven rangschikking van de blokelementen resulteert in een programma voor het bepalen van de functie:

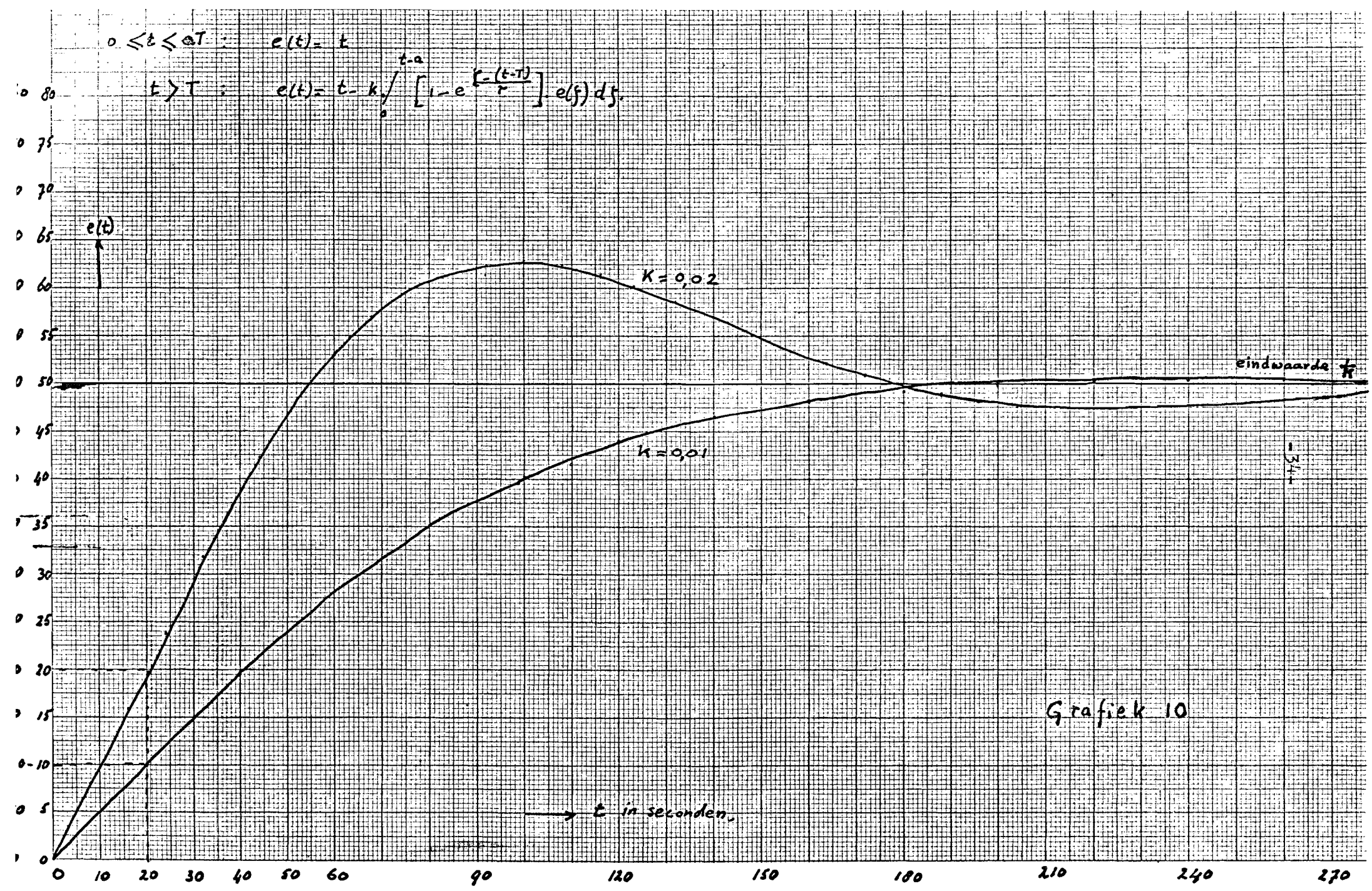
$$0 \leq t < T : e(t) = t$$

$$t \geq T : e(t) = t - K \cdot \int_0^{t-T} \left[1 - e^{-\frac{\xi - (t-T)}{T}} \right] \cdot e(\xi) d\xi$$

Grafiek 10 geeft de functie $e(t)$ weer voor een rondgaande versterking K van respectievelijk $K = 0,01$ en $K = 0,02$.

$$0 \leq t \leq aT : e(t) = t$$

$$t > T : e(t) = t - k \int_0^{t-a} \left[1 - e^{-\frac{t-j}{T}} \right] e(j) dj$$



Grafiek 10

4.4. De "Root-locus"

Met de berekening van de "root-locus" wordt van onderstaande regelkring uitgegaan.

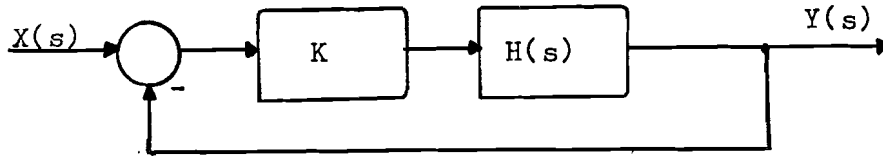


fig. 13

$$\text{met } H(s) = \frac{1}{s} \cdot e^{-sT} \cdot \frac{1}{(1+\tau s)}$$

$$\text{en } X(s) = \frac{\alpha}{s}$$

$$H'(s) = \frac{k H(s)}{1+kH(s)} = \frac{K \cdot \frac{1}{s(1+\tau s)} \cdot e^{-sT}}{1+K \cdot \frac{1}{s(1+\tau s)} \cdot e^{-sT}}$$

$$H'(s) = \frac{K}{s(1+\tau s) \cdot e^{sT} + K}$$

De polen in het s-vlak van de overdrachtsfunctie $H'(s)$ worden gegeven door de vergelijking

$$s(1+\tau s) \cdot e^{sT} + K = 0$$

of

$$s(1+\tau s) \cdot e^{sT} = -K$$

Hieruit volgt de voorwaarde voor het argument

$$\arg [s(1+\tau s)e^{sT}] = -\pi \pm 2n\pi, \text{ met } n = 0, 1, 2, \dots$$

of

$$\arg [s(1+\tau s)] + \arg [e^{sT}] = -\pi \pm 2n\pi$$

Wordt het s-vlak evenwijdig aan de ω -as doorsneden, waarbij σ zeer groot en negatief is, dan volgt uit de voorwaarde voor het argument

$$-2\pi + \omega \cdot T = -\pi \pm 2n\pi$$

of

$$\omega = \frac{\pi \pm 2n\pi}{T} \text{ rad/sec, met } n = 0, 1, 2, \dots$$

Dit betekent $(2n+1)$ polen, waarbij de onderlinge afstand van de polen op de doorsnede gelijk is aan $\frac{2\pi}{T}$ rad/sec.

Indien $K = 0$ dan zijn de polen van $H'(s)$ eenvoudig te bepalen volgens

$$s(1+\tau s) \cdot e^{-sT} = 0$$

zodat $s_1 = 0$ en $s_2 = -\frac{1}{\tau}$

Met $\tau = 20$ seconden

$$s_1 = 0 \text{ en } s_2 = -0,05$$

De "root-locus" van de overdrachtsfunctie

$$H(s) = \frac{1}{s(1+\tau s)} \cdot e^{-sT} =$$

$$H(s) = \frac{1}{(s^2+s+0)} \cdot e^{-sT} ,$$

is bepaald met behulp van het Root-locus programma (IBM 360) omschreven in een stagerapport van groep ERB (zie lit.).

De dataset van deze programma's zijn te vinden in de appendices G en H.

De resultaten van het eerste programma zijn weergegeven in grafiek 11.

Een tweede "Root-locus"-programma ter nadere bestudering van de dominante polen in de omgeving van de oorsprong geeft aanleiding tot de resultaten verwerkt in grafiek 12.

Bij dit programma zijn de x- en y-coördinaten benevens de schaal-factor 10 maal verkleind.

Tengevolge van afrondingsfouten ontstaat er een verschil tussen K-parameters van de twee "root-loci" ($K = 0,01$).

De "root-locus" toont duidelijk aan bij welke waarde van K instabiliteit zal optreden, namelijk bij $K = 0,057$.

De trillingstijd van het resonantieverschijnsel bedraagt

$$T = \frac{2\pi}{\omega} = \frac{2\pi}{0,043} = 148 \text{ sec.}$$

Twee gelijke polen ontstaan er indien de versterkingsfaktor $K = 0,00805$. Dit "break-away"-punt bestaat bij $\tau = -0,019$ Np/sec.

Indien de Laplace-getransformeerde $Y(s)$ van $y(t)$ bekend is dan wordt de oorspronkelijke functie $y(t)$ als volgt berekend:

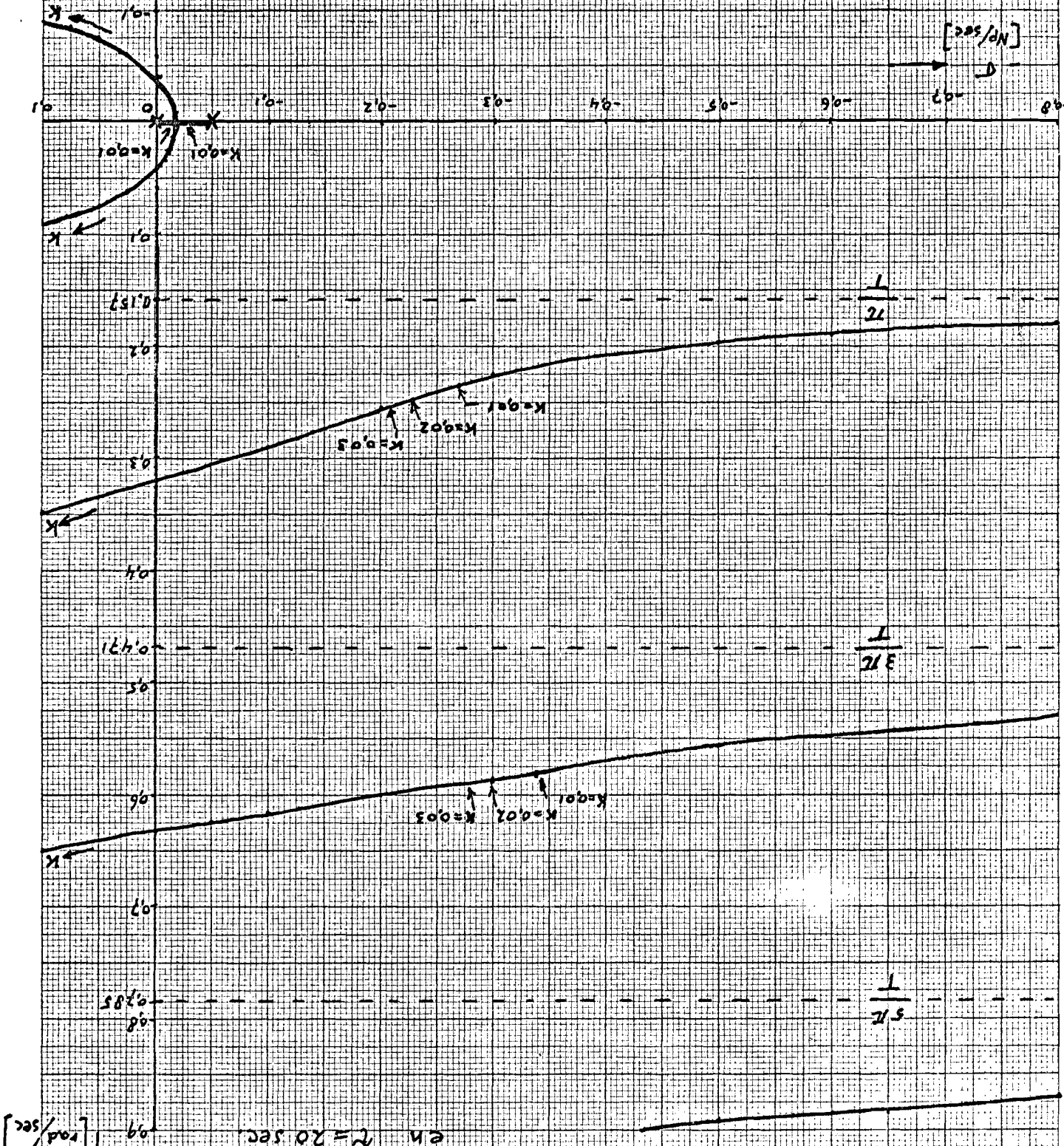
$$y(t) = \int_{c-j\omega}^{c+j\omega} Y(s) \cdot e^{st} \cdot ds$$

of

$$y(t) = 2\pi j \cdot \sum_{\text{residue}} [Y(s) \cdot e^{st}]$$

Nu is $Y(s) = \frac{1}{s} H'(s)$, waarbij de dominante polen van $H'(s)$ in

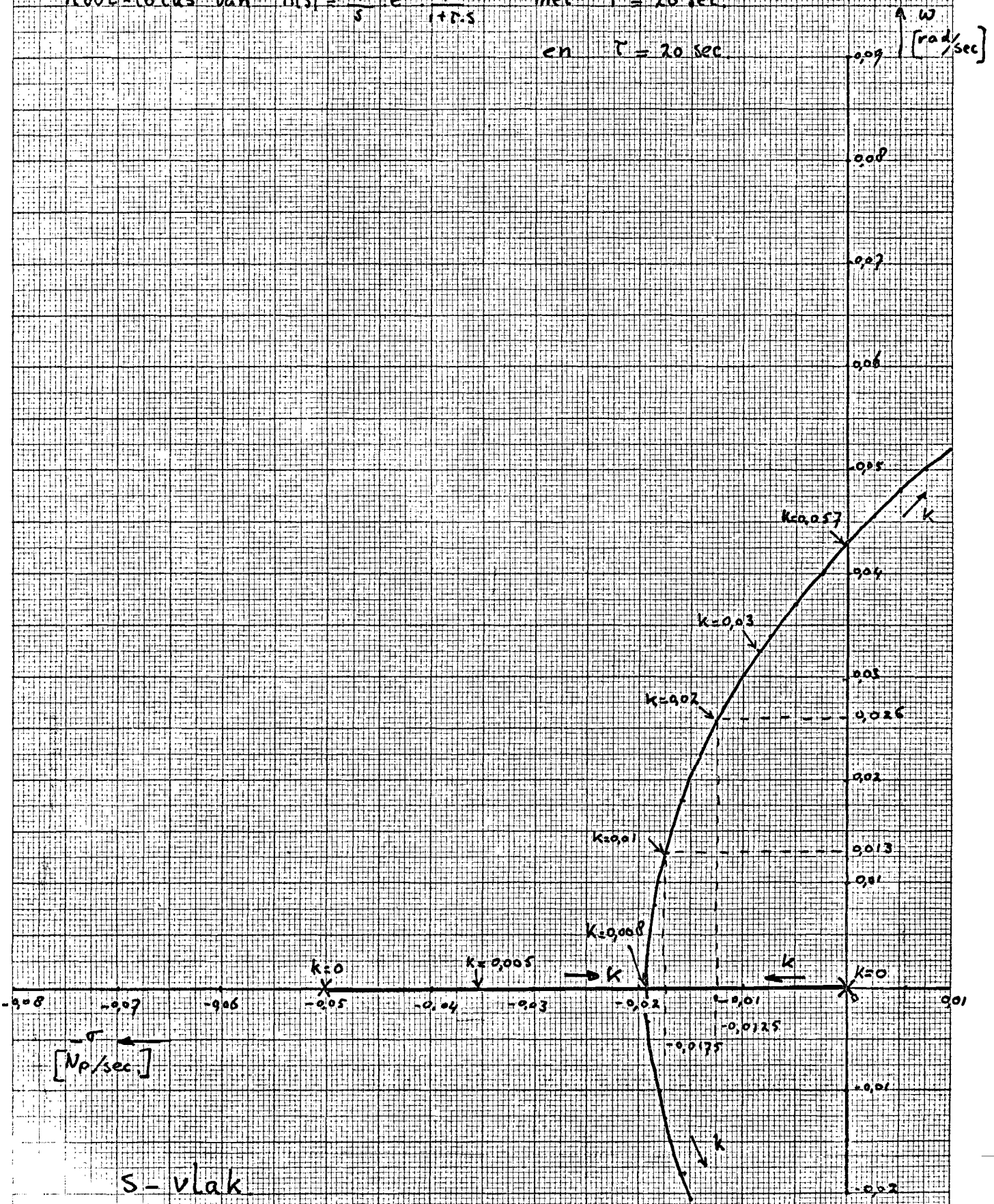
S - vlak



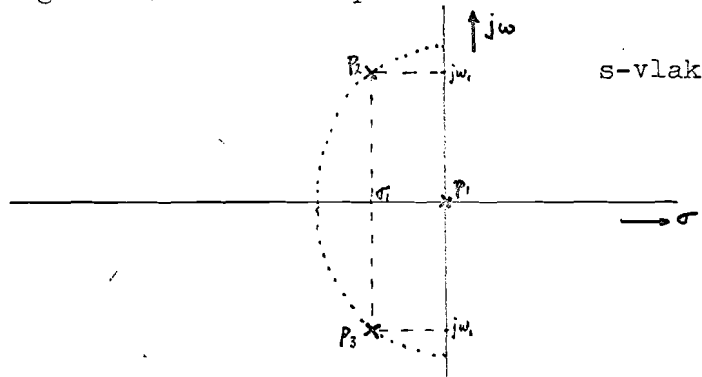
Grafiek II
 Root-locus van $H(s) = \frac{1}{s \cdot (1+2s)}$ met $T = 20 \text{ sec}$ en $\tau = 20 \text{ sec}$
 [rad/sec]

Grafiek 1.2

Root-locus van $H(s) = \frac{1}{s} \cdot \frac{e^{-sT}}{1+T \cdot s}$ met $T = 20 \text{ sec}$
 en $\tau = 20 \text{ sec}$



grafiek 12 aangegeven zijn. Voor de functie $Y(s)$ zal in het s -vlak het volgende (dominante) polenbeeld ontstaan.



De root-locus van $Y(s)$; alleen de dominante polen zijn aangegeven.

fig. 14

Voor enkelvoudige polen geldt:

$$\begin{aligned}
 y(t) &= \sum_{i=1}^3 A_i e^{-p_i t} \quad , t \gg 0 \\
 &= A_1 \cdot e^{p_1 t} + A_2 \cdot e^{p_2 t} + A_3 \cdot e^{p_3 t} \\
 &= A'_1 + A'_2 e^{+\sigma_1 t} \cdot \cos(\omega_1 t + \varphi)
 \end{aligned}$$

De "gelijkstroomcomponent" van de pool in de oorsprong is A'_1 . Deze is niet exact uit het polen- en nulpuntenbeeld te berekenen daar alle polen hierin tot uitdrukking moeten komen. Dit geldt evenzo voor de amplitude A'_2 van het sinusvormig signaal ten tijde $t = 0$.

De sinusvormige bijdrage aan het inschakelverschijnsel wordt afhankelijk van de K -parameter gedempt, bijvoorbeeld

- $K = 0,01$ levert $\sigma = -0,0175$ Np/sec. en $\omega = 0,013$ rad/sec.
 bijdrage = $e^{-0,0175t} \cdot \cos(0,013 \cdot t + \varphi)$
 = $e^{-\frac{t}{57}} \cdot \cos\left(\frac{2\pi}{483} \cdot t + \varphi\right)$

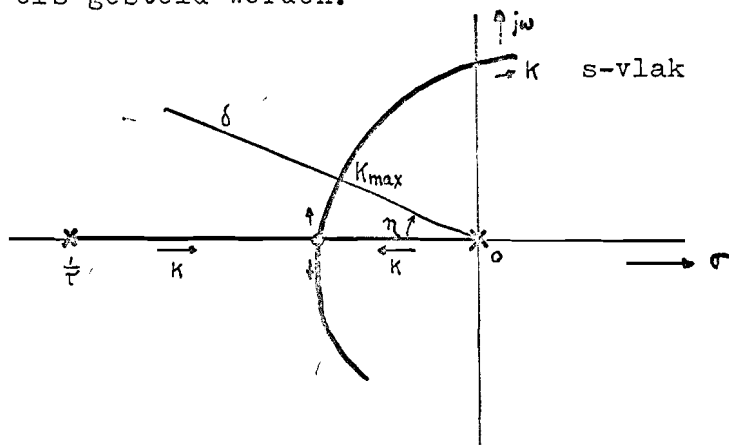
- $K = 0,02$ levert $\sigma = -0,0125$ Np/sec en $\omega = 0,026$ rad/sec.
 bijdrage = $e^{-0,0125 \cdot t} \cdot \cos(0,026 \cdot t + \varphi)$
 = $e^{-t/80} \cdot \cos\left(\frac{2\pi}{241} \cdot t + \varphi\right)$

Voor het regelsysteem kan de eis gesteld worden dat de dominante polen het "break-away" punt niet mogen passeren. Dit betekent $K_{\max} = 0,00805$.

Ook kan aan de dempingsverhouding

$$\delta = \frac{|\sigma_1|}{\sqrt{\sigma_1^2 + \omega_1^2}} = \cos \eta$$

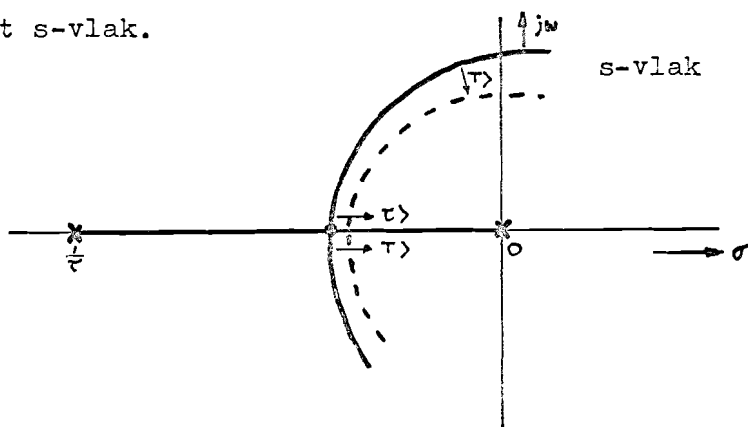
een eis gesteld worden.



De "root-locus" van de dominante polen

fig. 15

De invloed van een verandering van de parameters T en τ op de "root-locus" is geïllustreerd aan de volgende "root-locus" in het s-vlak.



De root-locus van $H(s) = \frac{K}{s(1+\tau s)} e^{-sT}$ bij variatie van T en τ.

fig. 16

De pool $s = -\frac{1}{\tau}$ zal bij toename van τ naar de oorsprong verschuiven; hierdoor verschuift het "break-away" punt eveneens naar de oorsprong. Het effect van een toename van de looptijd T is tweeledig. Enerzijds zal het "break-away" punt zich enigszins naar de oorsprong verplaatsen; anderzijds zal de kromme vanuit het "break-away" punt zich sterker naar de jω-as afbuigen.

Conclusie

Wordt een lineair model met looptijd T en tijdconstante τ als uitgangspunt voor het integrerend regelsysteem gekozen, dan zal, bij onzekerheid in T en τ , een versterkingsfactor K gekozen moeten worden die bepaald is uit de "root-locus" van de overdrachtsfunctie met de grootste looptijd T en tijdconstante τ .

Immers deze conditie houdt rekening met de "root-locus", die de laagste versterkingsfactor K heeft bij het snijden van de $j\omega$ -as (punt van instabiliteit).

Is de "gain" K_p van het proces (infuus \rightarrow hartfrequentie) bekend, dan volgt uit de bepaalde rondgaande versterking K eenvoudig de grootte van de integrerende regelactie.

$$K_{\text{regelaar}} = \frac{K}{K_{\text{proces}}}$$

5. CONTINU INTEGRERENDE REGELING VAN HET NIET-LINEAIR PROCES

In het vorige hoofdstuk is bij de behandeling van een lineair systeem met looptijd en tijdconstante naar voren gekomen, dat een verhoging van deze parameters bij een zekere integrerende actie het systeem dichter bij de instabiliteit brengt.

De rondgaande versterking in de regelkring (integrerende actie) zal dus verminderd moeten worden. Op deze wijze zal aan een te stellen eis, bijvoorbeeld 10% overshoot in het uitgangssignaal, voldaan kunnen worden.

Met de nodige voorzichtigheid mogen deze conclusies gehanteerd worden om inzicht te verkrijgen in de regeling van het niet-lineair proces. Het niet-lineair proces is al eerder in hoofdstuk 2.2. van dit rapport beschreven.

De spreiding in de procesparameters komen overeen met veronderstelde reacties van de hartfrequentie bij verschillende patienten. De begrenzing van de parameterwaarden wordt dan weergegeven door twee modellen, genummerd I en III.

In model II zijn de parameters: looptijd, tijdconstanten en niet-lineaire gain weergegeven; deze parameters corresponderen met de waarnemingen zoals vermeld in hoofdstuk 2.1.

De continu integrerende regeling van het niet-lineair proces is gesimuleerd met het Pactolusprogramma. Het schema van de regelkring is weergegeven (zie figuur 17).

Door simulatie zal worden nagegaan of de integrerende regelaar voldoet.

De eis, door de cardioloog gesteld, betreffende de automatische regeling van de hartfrequentie kan als volgt vertaald worden in "regeltechnische" termen:

Op een verschil tussen de werkelijke en de gewenste hartfrequentie dient een zodanige regelactie te volgen dat de evenwichtstoestand na enige minuten weer bereikt wordt.

Het verschil tussen gewenste en werkelijke hartfrequentie kan ontstaan bij de aanvang van de infuusdosering ("inschakelverschijnsel") en in het algemeen door veranderingen in de hartfrequentie, die niet het gevolg zijn van een wijziging van de infuusdosering ("verstoringen in het proces").

De regelaktie correspondeert met de infuusdosering.

Bij de navolgende experimenten zal de tijd nodig om de nieuwe evenwichtstoestand te bereiken afgemeten worden naar de tijd waarop zowel de hartfrequentie als de infuusdosering weer stationnaire waarden aannemen.

Bij het eerste experiment wordt uitgegaan van bekende procesparameters en wordt model I gekozen (maximale gain). De integrerende regeling wordt getoetst door de integrerende aktie K te variëren: K is resp. 0,005; 0,001; 0,0005; 0,0002.

De programma's zijn te vinden in de appendices I, J, K en L.

De resultaten zijn weergegeven in grafiek 13. Deze toont het verloop van de dosering en de hartfrequentie (cardiotachogram) na aanvang van de regeling.

De integrerende aktie $K = 0,0005$ blijkt een goede keuze te zijn. Na circa 2 minuten is de dosering en de hartfrequentie weer stationnair geworden; de evenwichtstoestand is dan bereikt. Ook voor de modellen II en III kan een integrerende aktie gevonden worden zodat de nieuwe evenwichtstoestand binnen enige minuten bereikt wordt.

Conclusie

Indien de reaktie van de hartfrequentie tengevolge van de infuusdosering (isoprenaline) bekend is m.a.w. kennis bestaat omtrent de procesdynamica, dan is het mogelijk om een integrerende regelaar te konstrueren die voldoet aan bovenvermelde eisen.

Experiment twee komt meer overeen met de werkelijkheid.

Hier zal uitgegaan worden van de bestaande onbekendheid met de procesparameters. Het niet-lineair proces, volgens modellen I, II en III wordt geregeld door de integrerende regelaar; nu met een vaste integrerende aktie. Als resultaat van het eerste experiment wordt deze aktie $K = 0,0005$ gekozen.

De programma's zijn te vinden in appendices K, H en N.

De resultaten zijn weergegeven in grafiek 14.

Conclusie

In tegenstelling tot de regeling van het niet-lineair proces volgens model I wordt de evenwichtstoestand bij gebruikmaking van de modellen II en III na aanvang van de regeling onvoldoende snel bereikt.

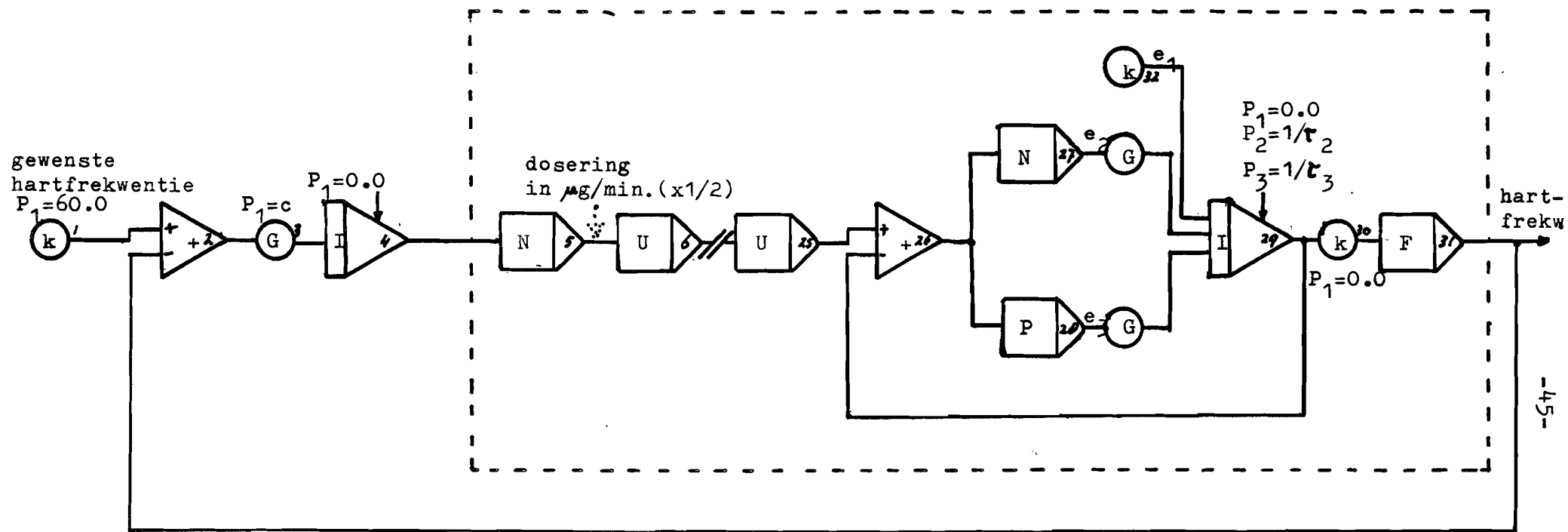
Voor model II is de benodigde tijd circa 15 minuten; voor model III is de benodigde tijd in de orde van 60 minuten. Duidelijk is dat een vaste integrerende aktie in de integrerende regelaar niet gehandhaafd kan worden.

Een variabele integrerende aktie kan bij instrumentatie eenvoudig verwezenlijkt worden. Praktisch gezien is de bepaling van de juiste integrerende aktie onmogelijk, omdat geen a priori kennis over het proces aanwezig is. Immers langdurige metingen zijn noodzakelijk om de reaktie van een continu intraveneuze infusie van isoprenaline op de hartfrequentie te bepalen.

Uit deze overwegingen is de wenselijkheid van een adaptieve regelaar naar voren gekomen. Het volgende hoofdstuk biedt daarom een mogelijk ontwerp van een adaptieve regelaar.

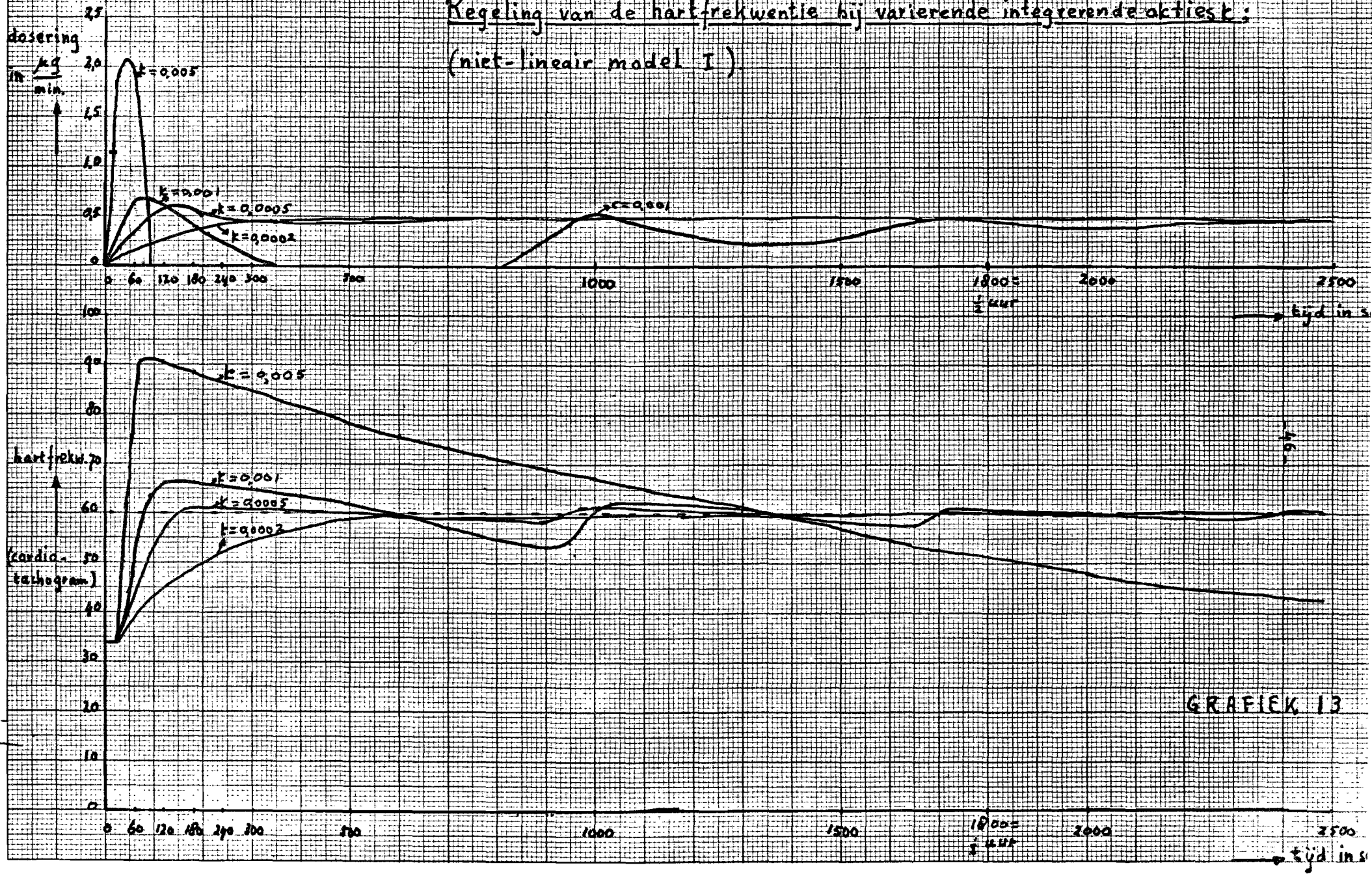
Figuur 17. Continu integrerende regeling van het niet-lineair proces.

Schema voor Pactolus programma:



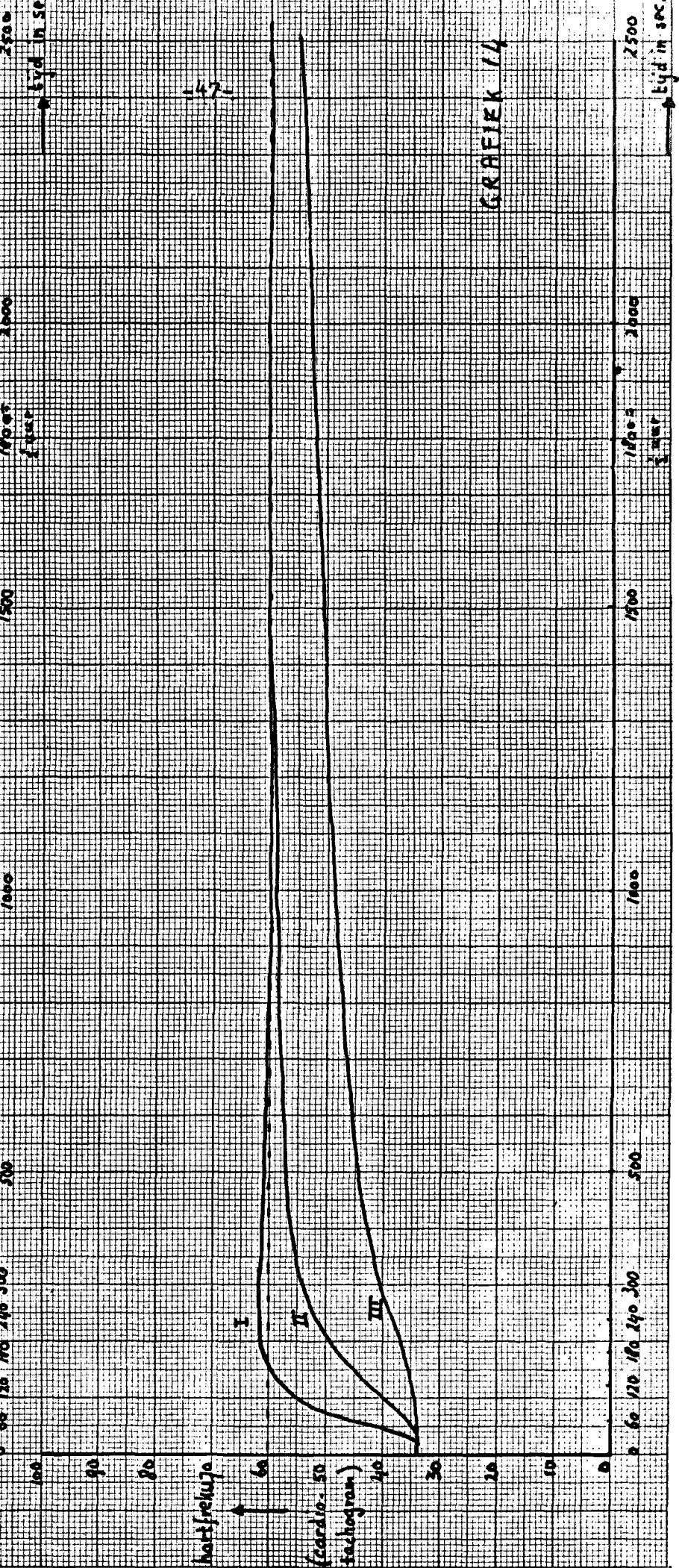
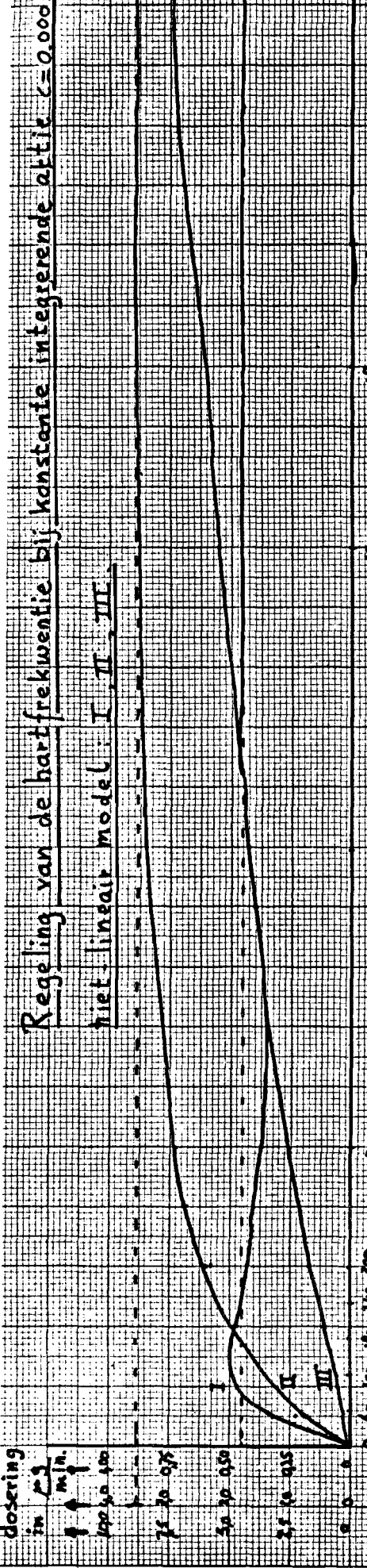
- | | |
|----------------------|--|
| k: konstante | U: unit delay |
| +: opteller | $\Delta t = 1/2 \cdot \text{integratie-interval.}$ |
| G: gain | F: functie-generator |
| I: integrator | c: integrerende aktie. |
| N: negatieve clipper | |
| P: positieve clipper | |

Regeling van de hartfrequentie bij variërende integrerende aktiest:
(niet-lineair model I)



GRAFIEK 13

Regeling van de hartfrequentie bij konstante integrerende aftit $c=0.0005$
 Niet-lineair model: I, II, III.



GRAFIEK 14

6. ADAPTIEVE "GAIN" REGELING

Uitgaande van de gedachte dat de regelactie van de integrerende regelaar voornamelijk bepaald wordt door de grote variaties welke in de "gain" van het proces (infuus → hartfrequentie) kunnen optreden, is het mogelijk een adaptieve regeling voor de rondgaande versterking te construeren (zie lit. - Thompson).

Voor twee patienten kan de relatie tussen infuusdosering en hartfrequentie als volgt in beeld gebracht worden.

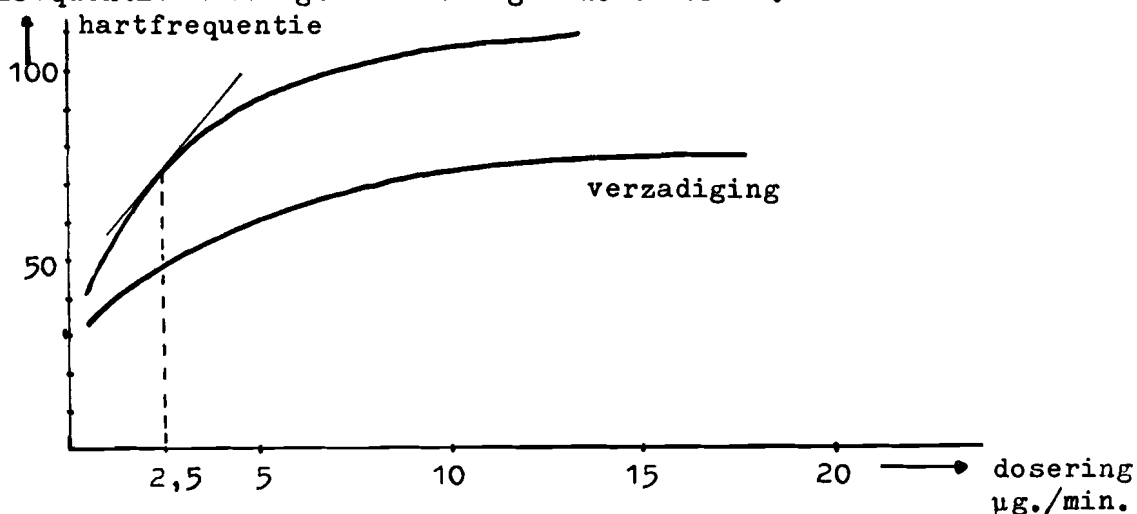


Fig. 18: De relatie tussen infuussnelheid en hartfrequentie in stationaire toestand.

De "gain" van het proces zal bij patient (1) sterk variëren en afhankelijk zijn van de infuusdosering. Ook zijn grote verschillen van patient tot patient te verwachten.

In het algemeen is de "gain" K_p niet-lineair en is te bepalen volgens

$$K_p = \left[\frac{\Delta(\text{Infuus})}{\Delta(\text{Hartfrequentie})} \right] \text{ infuusdosering}$$

dit wil zeggen de helling van de karakteristiek.

Uitgangspunt is het volgende intermitterende regelsysteem.

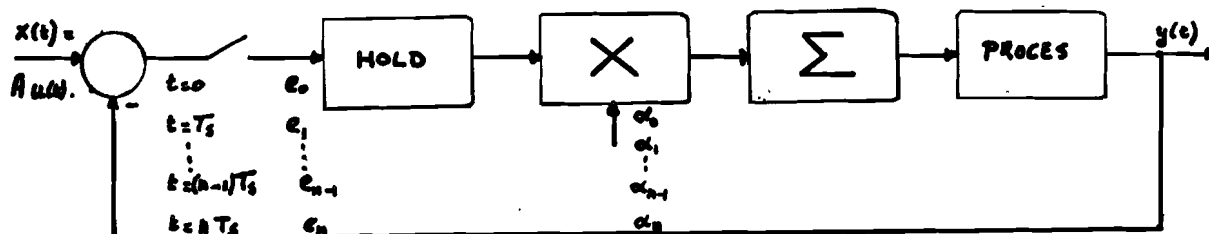


fig. 19

De sample-tijd T_s heeft een duur, welke gelijk is aan de tijdsduur waarmee de hartfrequentie haar eindwaarde bereikt bij een stapvormige verandering van de infuussnelheid.

Of $T_s \approx T_1 + 3 \cdot \tau$

met T_1 = looptijdproces

τ = tijdconstante proces

De versterking van het open systeem wordt gemeten door de achtereenvolgende sample's met elkaar te vergelijken.

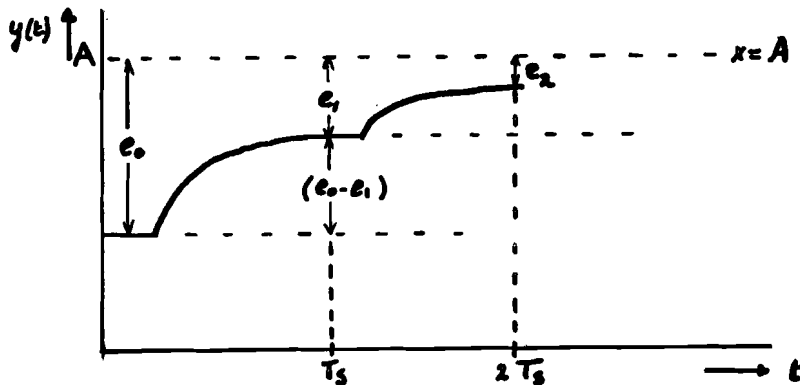


fig. 20

Stel $\alpha_0 = 1$

De gemeten versterking Kp is

$$Kp_1 = \frac{(e_0 - e_1)}{e_0}$$

De gewenste waarde $ij(t) = A$ zou bereikt zijn indien $Kp = 1$ of $e_1 = 0$.

Aan de sample e_1 wordt nu een weegfactor α_1 toegekend zodanig dat

$$\alpha_1 = \frac{1}{Kp_1} = \frac{e_0}{e_0 - e_1}$$

De infuussnelheid is evenredig met de inhoud van de sommatoren,

Op tijdstip $t = T_s$ bedraagt deze

$$\sum = \alpha_0 e_0 + \alpha_1 e_1, \text{ met } \alpha_0 = \text{beginschatting}$$

$$\alpha_1 = \frac{1}{Kp_1}$$

Is de versterking $Kp = \text{constant}$ dan zal de eindwaarde $ij = A$ op tijdstip $t = 2T_s$ bereikt zijn.

Is de versterking Kp niet-lineair zoals in fig. 18 aangegeven, dan zal de eindwaarde A asymptotisch benaderd worden. De benodigde tijdsduur, uitgedrukt in het aantal benodigde samples maal de sample-tijd T_s , is afhankelijk van:

- de beginschatting α_0
- de variatie in K_p (zie figuur 18)
- de toelaatbare fout in de gewenste waarde $x = A$.

De opzet van de intermitterende integrerende regeling is als volgt

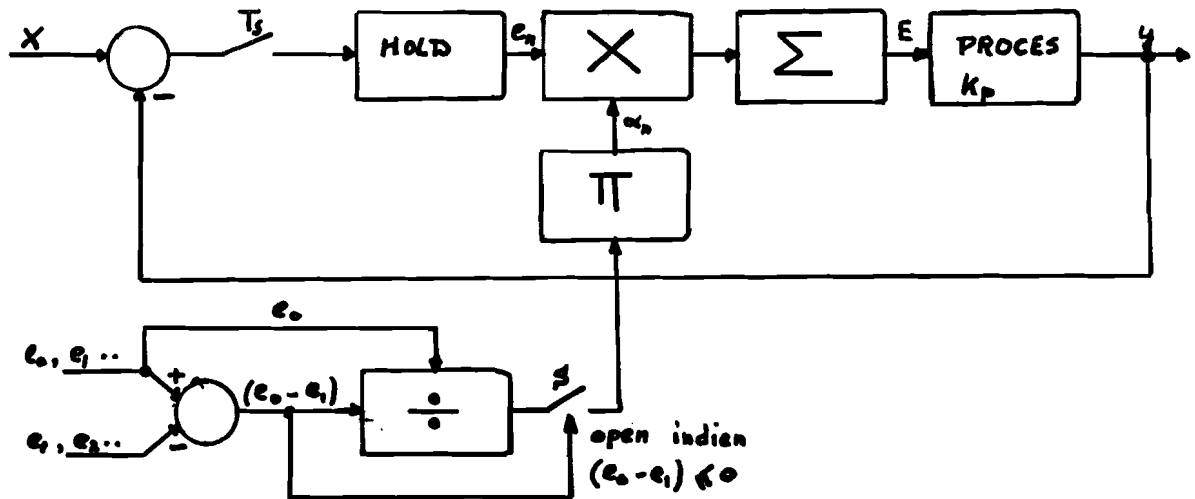


fig. 21

De waarde E aan de ingang van het proces (maat voor infuus) is:

$$\begin{aligned}
 E &= e_0 \cdot \alpha_0 + e_1 \cdot \frac{e_0}{e_0 - e_1} + e_2 \cdot \frac{e_0}{e_0 - e_1} \cdot \frac{e_1}{e_1 - e_2} + \dots \\
 &= e_0 \cdot \alpha_0 + \frac{e_0}{e_0 - 1} \left[e_1 + \frac{e_1}{e_1 - e_2} \left[e_2 + \frac{e_2}{e_2 - e_3} \left[e_3 + \dots \right] \right] \right] \\
 E &= e_0 \cdot \alpha_0 + \sum_{n=1}^{\infty} e_n \cdot \prod_{K=1}^n \left[\frac{e_{K-1}}{e_{K-1} - e_K} \right].
 \end{aligned}$$

In deze opzet is een schakelaar S toegevoegd. De voorwaarde "openen" wanneer $(e_0 - e_1) \leq 0$ houdt in dat de regeling stopt indien de laatste sample groter is dan de voorgaande sample-waarde.

7. CONCLUSIES

Bij een patient met compleet atrio-ventriculair blok is de responsie van de ventrikelfrequentie tengevolge van een continu intraveneuze infusie van isoprenaline gemeten. Deze responsie heeft de volgende kenmerkende eigenschappen:

1. een verhoging van de infuusdosering heeft een snelle toename van de hartfrequentie tot gevolg - looptijd en tijdconstante ongeveer 30 seconden;
2. een vermindering van de infuusdosering wordt gevolgd door een langzaam dalende hartfrequentie - tijdconstante ongeveer 30 minuten;
3. het proces infuusdosering - hartfrequentie is niet-lineair vanwege het optredende verzadigingsverschijnsel.

Daar slechts bij één patient waarnemingen verricht zijn moet deze conclusie betreffende de procesdynamica als voorlopig beschouwd worden. Het verdient dan ook aanbeveling om bij minimaal vijf patienten waarnemingen te verrichten met gebruikmaking van de in dit rapport beschreven meet- en regelapparatuur.

Theoretische berekeningen en de toepassing van simulatietechnieken hebben geleerd, dat de te verwachten variaties in de reactie bij verschillende patienten een adaptieve regeling van het proces infuusdosering - hartfrequentie noodzakelijk maken.

8. APPARATUUR

Administration set for blood-plasma	- Cura Pharm
Infuusregelaar	- TH Delft (Meten en Hoogspanning)
E.C.G.-versterker met FM-modulatoren en FM-demodulatoren	
Stereo Bandrecorder	- Philips, type EL 3534 A/00
Voedingsapparaten (2x)	- Delta Elektronika, type D 030-1
Instrument voor periodemeting (R-R interval)	
Digital Voltmeter	- Solartron, type LM 1420
Print-out Converter	- Peekel, type PP 9BA3
Ponser	- Creed, type 25MK4
Dubbel pulsgenerator	- Advance, type PG5002C
Gelijkspannings voltmeter	- Philips, type PM 2440
Oscilloscoop	- Philips, type PM 3230

9. APPENDICES

Appendix A - hoofdstuk 2.2.

Korte beschrijving van het PACTOLUS digitaal-analoog programma

Het PACTOLUS digitaal-analoog simulator programma bevat alle standaard elementen (blokken) van een analoge rekenmachine, zoals summing amplificers, integratoren, inverters en vele "special purpose" analoge circuits, zoals absolute waarde, bang-bang, dead space en unit delay.

Het PACTOLUS programma is beperkt tot een maximum van 75 elementen waarvan er ten hoogste 25 als integrator, 25 als unit delay en 3 als funktiegenerator gebruikt mogen worden (zie lit.).


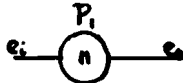
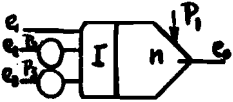
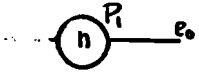

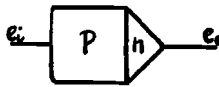

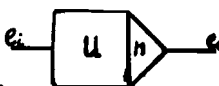

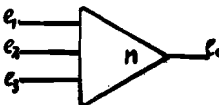
De methode van werken is als volgt:

Men geeft de configuratie aan door middel van een blokschema; identiek aan een schema voor een analoge rekenmachine. Elk blok in het schema is een standaard PACTOLUS-element en krijgt een nummer tussen 1 en 75. Het meegegeven nummer maakt het sorteren van blokken door het programma mogelijk, zodat deze blokken op de juiste volgorde bewerkt kunnen worden.

Het type blok in het programma wordt aangegeven door een voorgescreven letter, cijfer of symbool. De ingangen van elk blok worden aangegeven door de bloknummers van die elementen, waarvan het blok zijn input krijgt. Deze bloknummers mogen, behalve voor de opteller, geen teken hebben. Ook de beginvoorwaarden en de parameters worden bij elk blok aangegeven.

In elke lus moet tenminste één integrator opgenomen worden.

Gebruikte elementen van het PACTOLUS-programma:

<u>Naam</u>	<u>Type</u>	<u>Symbool</u>	<u>Beschrijving</u>
Funktiegenerator	F		$e_o = f(e_i), 0 \leq e_i \leq 100$ lineaire interpolatie tus- sen 10 gelijke delen.
Gain	G		$e_o = P_1 \cdot e_i$
Integrator	I		$e_o = P_1 + \int (e_1 + P_2 \cdot e_2 + P_3 \cdot e_3) dt$
Konstante	K		$e_o = P_1$
Negatieve clipper	N		$e_o = \begin{cases} 0 & , e_i \leq 0 \\ e_i & , e_i > 0 \end{cases}$
Positieve clipper	P		$e_o = \begin{cases} 0 & , e_i > 0 \\ e_i & , e_i \leq 0 \end{cases}$
Sinus	S		$e_o = \sin e_i$ (argument in radialen)
Unit delay	U		$e_o = e_i(t - \Delta t / \lambda)$
Zero order hold	Z		bemonstert als $e_2 > 0$
Opteller	+		$e_o = +e_1 + e_2 + e_3$

PACTCLUS DIGITAL ANALOG SIMULATOR PROGRAM

Appendix B - hoofdstuk 2.2.

CONFIGURATION SPECIFICATION				
BLOCK	TYPE	INPUT 1	INPUT 2	INPUT 3
32	K	0	0	0
1	I	32	C	C
2	S	1	0	C
3	K	C	0	0
4	Z	3	2	C
5	N	4	0	0
6	U	5	0	0
7	U	6	0	C
E	U	7	0	0
9	U	8	0	0
10	U	9	C	C
11	U	10	0	0
12	U	11	0	0
13	U	12	C	C
14	U	13	0	0
15	U	14	C	0
16	U	15	0	C
17	U	16	0	0
18	U	17	C	C
19	U	18	C	C
20	U	19	0	0
21	U	20	C	C
22	U	21	C	C
23	U	22	0	0
24	U	23	C	C
25	U	24	C	C
26	+	25	-29	0
27	N	26	C	C
28	P	26	0	0
29	I	0	28	27
30	G	29	C	C
31	F	30	0	0

FUNCTION GENERATOR SPECIFICATIONS

31	34*00000	53*00000	62*00000	67*00000
	71*00000	78*00000	77*00000	79*00000
	81*00000	83*00000	85*00000	

INITIAL CONDITIONS AND PARAMETERS

BLOCK	IC/PAR1	PAR2	PAR3
32	C*CC62E	0*0	0*0
1	0*0	0*0	C*C
3	2C*00000	0*0	0*0
29	0*0	0*00100	C*C3300
30	5*00000	0*0	C*C

(3*0000) INTEGRATION INTERVAL
 (3600*0000) TOTAL TIME
 (30*0000) PRINT INTERVAL

PACTOLUS DIGITAL ANALOG SIMULATOR PROGRAM

Appendix C - hoofdstuk 2.2

CONFIGURATION SPECIFICATION				
BLOCK	TYPE	INPUT 1	INPUT 2	INPUT 3
32	K	0	C	C
1	I	32	0	0
2	S	1	C	C
3	K	0	0	C
4	Z	3	2	0
5	N	4	C	C
6	C	5	0	0
7	C	6	0	0
8	U	7	C	C
9	C	8	0	0
10	U	9	0	0
11	U	10	C	C
12	C	11	0	0
13	U	12	0	0
14	U	13	C	C
15	C	14	0	0
16	U	15	C	C
17	U	16	C	C
18	C	17	0	0
19	U	18	C	C
20	C	19	C	C
21	C	20	0	0
22	U	21	C	C
23	C	22	C	C
24	C	23	0	0
25	U	24	C	C
26	+	25	-29	C
27	N	26	0	0
28	F	26	C	C
29	I	0	28	27
30	C	29	0	0
31	F	30	C	C

FUNCTION GENERATOR SPECIFICATIONS

31	34*00000	53*CCGCC	62*CCCCC	67*00000
	71*CCCCC	74*00000	77*00000	79*00000
	81*00000	83*CCCCC	85*CCCCC	

INITIAL CONDITIONS AND PARAMETERS

BLOCK	IC/PAF1	PAR2	PAR3
32	C*CC157	0*0	0*0
1	0*0	0*C	C*C
3	2C*CCCCC	0*0	0*0
29	0*0	0*CC1CC	C*CC3CC
30	5*CCCCC	0*0	C*C

(3*0000) INTEGRATION INTERVAL
 (3600*0000) TOTAL TIME
 (30*0000) PRINT INTERVAL

Appendix D - hoofdstuk 3.2.

Nadere beschrijving van elementen (registratie RR-intervallen)

Zie ook documentatie ECB-bouwstenen.

Lineaire Versterker C-160:

Versterking 10 maal (variabel door potentiometer aan ingang).

Frequentiebereik ca. 10 Hz tot 250 kHz; het laagste frequentiebereik is uitgebreid door condensator van 32 μ F te verbinden met aansluiting 3 en 7.

Direkte ingang: aansluiting 3.

Uitgang: aansluiting 9 (180° fasedraaiing).

Niveau-Regenerator C-200:

Wordt toegepast voor niveau-detectie.

Drempelniveau is op -6,5 V gebracht door weerstand $R_b = 47$ k tussen de basis van de eerste transistor en aansluiting 1 (+12 Volt) aan te sluiten.

Gelijkstroom-ingang: aansluiting 5.

Uitgang "1": aansluiting 11.

Niveau-Inversie schakeling C-240:

Frequentiebereik 0 tot 250 kHz.

Ingang: aansluiting 3.

Uitgang: aansluiting 13.

Mono-stabiele Wip C-020:

Wordt toegepast voor pulsopwekking ("1" uitgang), variabele tijdsvertraging ("0" uitgang) en als kortstondig geheugen.

Pulsopwekking:

Positief gaande puls van nominaal 8 Volt met stijgtijd 0,4 μ sec.

aan uitgang; deze is geschikt voor de Remote Sample van de Digitale Voltmeter.

Capacitieve ingang: aansluiting 3.

"1" uitgang: aansluiting 11.

Tijdsvertraging:

De vertraging wordt bepaald door de grootte van de condensator tussen de aansluitingen 7 en 8.

$C_x = 50(t-2)$, met C_x in pf en t in μ sec.

$C_x = 4 \mu$ F. geeft vertraging van 80 msec.

Capacitieve ingang: aansluiting 3.

"0" uitgang: aansluiting 9.

Pulsduur:

De breedte van de uitgangspuls wordt eveneens door een condensator Cx bepaalt.

$C_x = 0,18 \mu\text{F}$ geeft pulsbreedte van 3,6 msec.

Capacitieve ingang: aansluiting 13.

"0" uitgang: aansluiting 19.

Zaagtandgenerator:

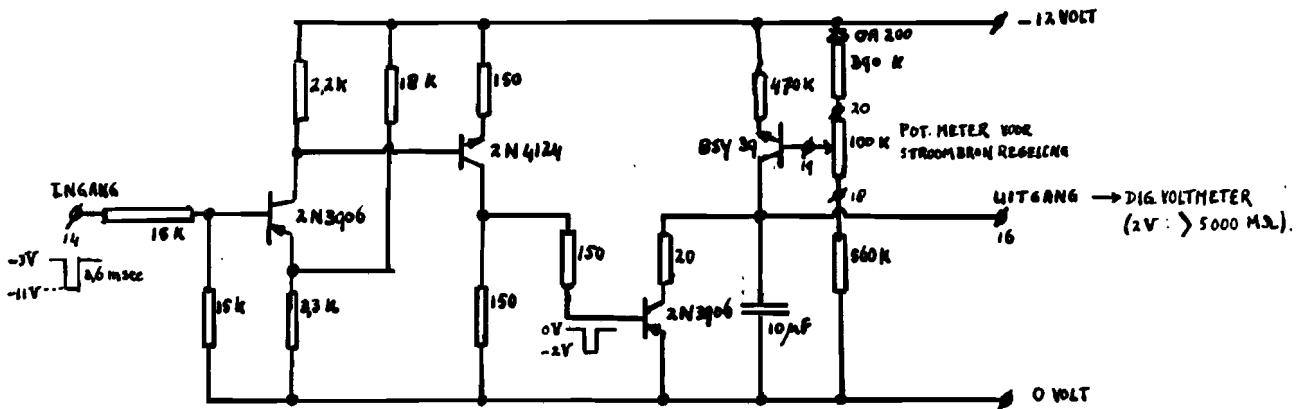


fig. 22

De puls van -3V naar -11V met pulsduur 3,6 msec wordt omgezet in een puls van 0V naar -2V. Gedurende 3,6 msec. wordt de condensator van 10 μF via de schakeltransistor 2N3906 ontladen ($\text{max } I_{ec} = 100\text{mA}$). De helling van de zaagtandvormige spanning kan ingesteld worden op 1 Volt per seconde . De ingangsweerstand van de Digitale Voltmeter is groter dan 5000 MA; de lineariteit van de zaagtandvormige spanning is dus zeer goed.

Enige onnauwkeurigheid treedt op: de Digitale Voltmeter neemt een 20 msec. durende sample en middelt over deze tijdsduur.

De ontlaadtijd is 3,6 msec.

De restspanning V_r over schakeltransistor bedraagt ca. -7 mV (weinig temperatuurvariatie).

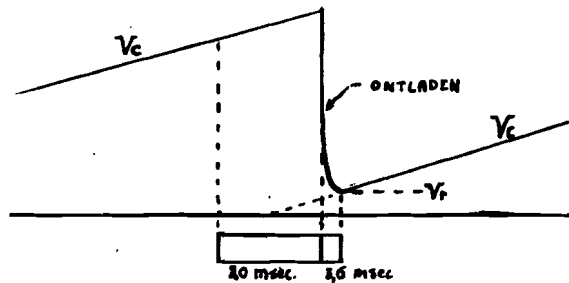


fig. 23

De gemeten spanning komt overeen met de spanning over de condensator, 10 msec. voor tijdstip van ontladen. De startspanning van V_c na 10 msec + 3,6 msec = 13,6 msec zou bij een helling van 1 V/sec dus 13,6 mV moeten bedragen; deze is echter ca 7 mV, zodat er een fout van maximum 0,5% bestaat bij een periodebereik van 0,400 tot 2,300 seconden.

Bi-stabiele Wip C-040:

Voor de 5-delers en 2-delers zijn in totaal 8 elementen BW C-040 toegepast. Deze elementen reageren alleen op positieve pulsen of positief-gaande spanningssprongen op één van de ingangen. De twee uitgangen zijn genoteerd resp. "0" (9) en "1" (19).

De deelingang van de biwips is aansluiting 11.

Bij de delers wordt terugkoppeling toegepast; bij die biwips waarop teruggekoppeld wordt is de vereiste capacatieve deelingang aansluiting 21. De terugkoppeling zelf is steeds op de set-ingang ("1" zetten), aansluiting 3.

APPENDIX E - hoofdstuk 4.3

BLOCK	TYPE	INPUT 1	INPUT 2	INPUT 3
1	K	0	0	0
2	I	1	0	0
3	+	2	-28	0
4	+	3	-6	0
5	I	4	0	0
6	G	5	0	0
7	U	6	0	0
8	U	7	0	0
9	U	8	0	0
10	U	9	0	0
11	U	10	0	0
12	U	11	0	0
13	U	12	0	0
14	U	13	0	0
15	U	14	0	0
16	U	15	0	0
17	U	16	0	0
18	U	17	0	0
19	U	18	0	0
20	U	19	0	0
21	U	20	0	0
22	U	21	0	0
23	U	22	0	0
24	U	23	0	0
25	U	24	0	0
26	U	25	0	0
27	G	26	0	0
28	I	27	0	0

INITIAL CONDITIONS AND PARAMETERS

BLOCK	IC/PAR1	PAR2	PAR3
1	1.00000	0.0	0.0
2	0.0	0.0	0.0
5	0.0	0.0	0.0
6	0.05000	0.0	0.0
27	0.01000	0.0	0.0
28	0.0	0.0	0.0

(2.0000) INTEGRATION INTERVAL
 (400.0000) TOTAL TIME
 (5.0000) PRINT INTERVAL

etcj

TIME	OUTPUT (1)	OUTPUT (2)	OUTPUT (3)	OUTPUT (6)	OUTPUT (26)	OUTPUT (28)	OUTPUT (60)	OUTPUT (61)
0.0	1.000	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
4.000	1.000	4.000	4.000	0.380	0.0	0.0	0.0	0.0
8.000	1.000	8.000	8.000	1.416	0.0	0.0	0.0	0.0
12.000	1.000	12.000	12.000	2.988	0.0	0.0	0.0	0.0
16.000	1.000	16.000	16.000	5.000	0.0	0.0	0.0	0.0
20.000	1.000	20.000	20.000	7.371	0.0	0.0	0.0	0.0
24.000	1.000	24.000	23.996	10.037	0.380	0.004	0.0	0.0
28.000	1.000	28.000	27.963	12.941	1.416	0.037	0.0	0.0
32.000	1.000	32.000	31.879	16.034	2.988	0.122	0.0	0.0
36.000	1.000	36.000	35.720	17.266	5.000	0.280	0.0	0.0
40.000	1.000	40.000	39.474	22.605	7.371	0.526	0.0	0.0
44.000	1.000	44.000	43.127	26.008	10.037	0.873	0.0	0.0
48.000	1.000	48.000	46.669	29.446	12.941	1.331	0.0	0.0
52.000	1.000	52.000	50.090	32.691	16.034	1.910	0.0	0.0
56.000	1.000	56.000	53.385	36.320	19.268	2.615	0.0	0.0
60.000	1.000	60.000	56.540	39.712	22.605	3.452	0.0	0.0

PACTOLUS DIGITAL ANALOG SIMULATOR PROGRAM

APPENDIX F - hoofdstuk 4.3

CONFIGURATION SPECIFICATION				
BLOCK	TYPE	INPUT 1	INPUT 2	INPUT 3
1	K	0	0	0
2	I	1	0	0
3	+	2	-28	0
4	+	3	-6	0
5	I	4	0	0
6	G	5	0	0
7	U	6	0	0
8	U	7	0	0
9	U	8	0	0
10	U	9	0	0
11	U	10	0	0
12	U	11	0	0
13	U	12	0	0
14	U	13	0	0
15	U	14	0	0
16	U	15	0	0
17	U	16	0	0
18	U	17	0	0
19	U	18	0	0
20	U	19	0	0
21	U	20	0	0
22	U	21	0	0
23	U	22	0	0
24	U	23	0	0
25	U	24	0	0
26	U	25	0	0
27	G	26	0	0
28	I	27	0	0

INITIAL CONDITIONS AND PARAMETERS			
BLOCK	IC/PAR1	PAR2	PAR3
1	1.00000	0.0	0.0
2	0.0	0.0	0.0
5	0.0	0.0	0.0
6	0.05000	0.0	0.0
27	0.02000	0.0	0.0
28	0.0	0.0	0.0

(2.0000) INTEGRATION INTERVAL
 (400.0000) TOTAL TIME
 (5.0000) PRINT INTERVAL

TIME	OUTPUT (1)	OUTPUT (2)	OUTPUT (3)	OUTPUT (6)	OUTPUT (26)	OUTPUT (28)	OUTPUT (60)	OUTPUT (61)
0.0	1.000	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
4.000	1.000	4.000	4.000	0.330	0.0	0.0	0.0	0.0
8.000	1.000	8.000	8.000	1.416	0.0	0.0	0.0	0.0
12.000	1.000	12.000	12.000	2.988	0.0	0.0	0.0	0.0
16.000	1.000	16.000	15.000	5.000	0.0	0.0	0.0	0.0
20.000	1.000	20.000	20.000	7.371	0.0	0.0	0.0	0.0
24.000	1.000	24.000	23.937	10.037	0.380	0.000	0.0	0.0
28.000	1.000	28.000	27.726	12.938	1.416	0.074	0.0	0.0
32.000	1.000	32.000	31.735	16.018	2.933	0.245	0.0	0.0
36.000	1.000	36.000	35.440	19.220	5.000	0.560	0.0	0.0
44.000	1.000	44.000	42.255	25.771	10.037	1.745	0.0	0.0

rij

output

$$e^{\frac{t-a}{b}} \int \frac{1}{1-e^{\frac{t-a}{b}}} dt$$

DATASET

APPENDIX G - hoofdstuk 4.4.

COEFFICIENTEN VAN TELLER H, HOGSTE MACHT VOORCP
0•10000000E 01

programme de Koning.

COEFFICIENTEN VAN NOEMER G, HOGSTE MACHT VOOROP
0•20000000E 02
0•10000000E 01
0•0

X-COORDINATEN DELTA MIN• MAX•
0•49999985E-03 -0•89999974E-01 0•99999979E-02

Y-COORDINATEN DEC MIN• MAX• FOUR
0•19999999E-02 -0•99999979E-02 0•89999974E-01 0•99999990E-04

SCHAALFACTOR
0•10000000E 01

TAU
0•20000000E 02

DATASET

APPENDIX H - hoofdstuk 4.4.

COEFFICIENTEN VAN TELLER H, HCCGSTE MACHT VOOROP
0•10000000E 01

programme de Koning.

COEFFICIENTEN VAN NOEMER G, HOOGSTE MACHT VOOROP
0•20000000E 02
0•10000000E 01
0•0

X-COORDINATEN DELTA MIN• MAX•
0•49999999E-02 -0•89999999E 00 0•99999996E-01

Y-COORDINATEN DEC MIN• MAX• FOOT
0•20000000E-01 -0•99999996E-01 0•85999999E 00 0•99999993E-03

SCHAALFACTOR
0•10000000E 01

TAU
0•20000000E 02

PACTOLUS DIGITAL ANALOG SIMULATOR PROGRAM

APPENDIX I - hoofdstuk 5

CONFIGURATION SPECIFICATION				
BLOCK	TYPE	INPUT 1	INPUT 2	INPUT 3
1	K	0	0	0
2	+	1	-31	0
3	G	2	0	0
4	I	3	0	0
5	N	4	0	0
6	U	5	0	0
7	U	6	0	0
8	U	7	0	0
9	U	8	0	0
10	U	9	0	0
11	U	10	0	0
12	U	11	0	0
13	U	12	0	0
14	U	13	0	0
15	U	14	0	0
16	U	15	0	0
17	U	16	0	0
18	U	17	0	0
19	U	18	0	0
20	U	19	0	0
21	U	20	0	0
22	U	21	0	0
23	U	22	0	0
24	U	23	0	0
25	U	24	0	0
26	+	25	-29	0
27	N	26	0	0
28	P	26	0	0
29	I	32	27	28
30	G	29	0	0
31	F	30	0	0
32	K	0	0	0

FUNCTION GENERATOR SPECIFICATIONS				
31	34.CCCCC	62.CCCCC	76.00000	88.00000
	58.CCCCC	107.CCCCC	114.00000	20.00000
	125.CCCCC	125.CCCCC	133.00000	

INITIAL CONDITIONS AND PARAMETERS			
BLOCK	IC/PAR1	PAR2	PAR3
1	60.CCCCC	C.C	0.0
3	<u>k = 0.CC5CC</u>	C.C	0.0
4	C.C	C.C	0.0
29	C.C	C.C5CC0	0.00100
30	10.CCCCC	C.C	0.0
32	C.C	C.C	0.0

(2.0000) INTEGRATION INTERVAL
 (3600.0000) TOTAL TIME
 (10.0000) PRINT INTERVAL

TIME	OUTPUT(1)	OUTPUT(2)	OUTPUT(4)	OUTPUT(5)	OUTPUT(26)	OUTPUT(29)	OUTPUT(31)	OUTPUT(60)
0.0	60.CCC	26.CCC	0.0	0.0	0.0	0.0	34.000	0.0
10.CCC	60.CCC	26.CCC	1.300	1.300	0.0	0.0	34.000	0.0
20.CCC	60.CCC	26.CCC	2.600	2.600	0.0	0.0	34.000	0.0
30.CCC	60.CCC	18.205	3.770	3.770	1.022	0.278	41.795	0.0

PACTCLUS DIGITAL ANALOG SIMULATOR PROGRAM

APPENDIX J - hoofdstuk 5

CONFIGURATION SPECIFICATION				
BLOCK	TYPE	INPUT 1	INPUT 2	INPUT 3
1	K	0	0	C
2	+	1	-31	0
3	G	2	0	0
4	I	3	0	0
5	N	4	0	0
6	U	5	0	C
7	U	6	0	0
8	U	7	0	C
9	U	8	0	C
10	U	9	0	0
11	U	10	0	0
12	U	11	0	C
13	U	12	0	0
14	U	13	0	C
15	U	14	0	0
16	U	15	0	0
17	U	16	0	C
18	U	17	0	0
19	U	18	0	0
20	U	19	0	0
21	U	20	0	0
22	U	21	0	0
23	U	22	0	C
24	U	23	0	0
25	U	24	0	0
26	+	25	-29	C
27	N	26	0	0
28	E	26	0	0
29	I	0	28	27
30	G	29	0	0
31	F	30	0	0

FUNCTION GENERATOR SPECIFICATIONS

31	34*CCCCO	62*00000	76*00000	88*00000
	98*00000	107*0000C	114*CCCCO	120*00000
	125*CCCCO	129*00000	133*00000	

INITIAL CONDITIONS AND PARAMETERS

BLOCK	IC/PAR1	PAN2	FPF3
1	60*00000	0*0	0*0
3	<u>E = C*CC1CO</u>	0*0	0*0
4	0*0	0*0	0*0
29	0*C	0*00100	0*05CCO
30	10*00000	0*0	0*0

(2*0000) INTEGRATION INTERVAL
 (3600*0000) TOTAL TIME
 (10*0000) PRINT INTERVAL

// JCB PACTOLUS, ERB, INGENSCHENAU

09.42.37

07/06/68

PACTOLUS DIGITAL ANALOG SIMULATOR PROGRAM

APPENDIX K - hoofdstuk 5

CONFIGURATION SPECIFICATION				
BLOCK	TYPE	INPUT 1	INPUT 2	INPUT 3
1	K	0	C	0
2	+	1	-31	0
3	G	2	C	0
4	I	3	C	0
5	N	4	C	0
6	U	5	C	0
7	U	6	C	0
8	U	7	0	0
9	U	8	0	0
10	U	9	0	0
11	U	10	C	0
12	U	11	0	0
13	U	12	0	0
14	U	13	0	0
15	U	14	0	0
16	U	15	0	0
17	U	16	0	0
18	U	17	C	0
19	U	18	0	0
20	U	19	0	0
21	U	20	C	0
22	U	21	0	0
23	U	22	C	0
24	U	23	C	0
25	U	24	C	0
26	+	25	-25	0
27	N	26	0	0
28	P	26	C	0
29	I	32	27	28
30	G	29	C	0
31	F	30	C	0
32	K	0	C	0

FUNCTION GENERATOR SPECIFICATIONS

31	34.CCCCC	62.CCCCC	76.00000	88.00000
	98.CCCCC	107.CCCCC	114.00000	120.00000
	125.CCCCC	129.CCCCC	133.00000	

INITIAL CONDITIONS AND PARAMETERS

BLOCK	IC/PAR1	PAR2	PAR3
1	60.CCCCC	C.C	0.0
3	$k = 0.CCC5C$	C.C	0.0
4	0.C	C.C	0.0
29	0.C	C.C5CCC	0.00100
30	10.CCCCC	C.C	0.0
32	0.C	C.C	0.0

(2.C0C0) INTEGRATION INTERVAL

(3600.0000) TOTAL TIME

(10.C0C0) PRINT INTERVAL

TIME	OUTPUT(1)	OUTPUT(2)	OUTPUT(4)	OUTPUT(5)	OUTPUT(26)	OUTPUT(29)	OUTPUT(31)	OUTPUT(60)
0.C	60.CCC	26.CCC	C.C	0.0	0.0	0.0	34.CCC	0.0
10.0CC	60.CCC	26.CCC	C.130	0.130	0.0	0.0	34.CCC	0.0
20.CCC	60.CCC	26.CCC	C.260	0.260	0.0	0.0	34.CCC	0.0
30.0CC	60.CCC	25.221	C.389	0.389	0.102	0.028	34.779	0.0

PACTOLUS DIGITAL ANALOG SIMULATOR PROGRAM

APPENDIX L - hoofdstuk 5

CONFIGURATION SPECIFICATION				
BLOCK	TYPE	INPUT 1	INFLT 2	INPUT 3
1	K	0	0	0
2	+	1	-31	0
3	G	2	0	0
4	I	3	0	0
5	N	4	0	0
6	U	5	0	0
7	U	6	0	0
8	U	7	0	0
9	U	8	0	0
10	U	9	0	0
11	U	10	0	0
12	U	11	0	0
13	U	12	0	0
14	U	13	0	0
15	U	14	0	0
16	U	15	0	0
17	U	16	0	0
18	U	17	0	0
19	U	18	0	0
20	U	19	0	0
21	U	20	0	0
22	U	21	0	0
23	U	22	0	0
24	U	23	0	0
25	U	24	0	0
26	+	25	-29	0
27	N	26	0	0
28	P	26	0	0
29	I	32	27	28
30	G	29	0	0
31	F	30	0	0
32	K	0	0	0

FUNCTION GENERATOR SPECIFICATIONS

31	34.00000	62.00000	76.00000	88.00000
	98.00000	107.00000	114.00000	120.00000
	125.00000	129.00000	133.00000	

INITIAL CONDITIONS AND PARAMETERS

BLOCK	IC/PAR1	PAR2	PAR3
1	60.00000	0.0	0.0
3	<u>k = 0.00020</u>	0.0	0.0
4	0.0	0.0	0.0
29	0.0	0.05000	0.00100
30	10.00000	0.0	0.0
32	0.0	0.0	0.0

(2.0000) INTEGRATION INTERVAL
 (3600.0000) TOTAL TIME
 (10.0000) PRINT INTERVAL

TIME	OUTPUT(1)	OUTPUT(2)	OUTPUT(4)	OUTPUT(5)	OUTPUT(26)	QJTPJT(29)	OUTPUT(31)	OUTPUT(60)
0.0	60.000	26.000	0.0	0.0	0.0	0.0	34.000	0.0
10.000	60.000	26.000	0.052	0.052	0.0	0.0	34.000	0.0
20.000	60.000	26.000	0.104	0.104	0.0	0.0	34.000	0.0
30.000	60.000	25.688	0.156	0.156	0.041	0.011	34.312	0.0

PACTOLUS DIGITAL ANALOG SIMULATOR PROGRAM

APPENDIX M - hoofdstuk 5

CONFIGURATION SPECIFICATION				
BLOCK	TYPE	INPUT 1	INPUT 2	INPUT 3
1	K	0	0	0
2	+	1	-31	0
3	G	2	0	0
4	I	3	0	0
5	N	4	0	0
6	U	5	0	0
7	U	6	0	0
8	U	7	0	0
9	U	8	0	0
10	U	9	0	0
11	U	10	0	0
12	U	11	0	0
13	U	12	0	0
14	U	13	0	0
15	U	14	0	0
16	U	15	0	0
17	U	16	0	0
18	U	17	0	0
19	U	18	0	0
20	U	19	0	0
21	U	20	0	0
22	U	21	0	0
23	U	22	0	0
24	U	23	0	0
25	U	24	0	0
26	+	25	-29	0
27	N	26	0	0
28	P	26	0	0
29	I	32	27	28
30	G	29	0	0
31	F	30	0	0
32	K	0	0	0

FUNCTION GENERATOR SPECIFICATIONS

31	34.00000	53.00000	62.00000	67.00000
	71.00000	74.00000	77.00000	79.00000
	81.00000	83.00000	85.00000	

INITIAL CONDITIONS AND PARAMETERS

BLOCK	IC/PAR1	PAR2	PAR3
1	60.00000	0.0	0.0
3	$k = 0.00050$	0.0	0.0
4	0.0	0.0	0.0
29	0.0	0.03300	0.00100
30	5.00000	0.0	0.0
32	0.0	0.0	0.0

(3.0000) INTEGRATION INTERVAL

(3600.0000) TOTAL TIME

(30.0000) PRINT INTERVAL

TIME	OUTPUT(1)	OUTPUT(2)	OUTPUT(4)	OUTPUT(5)	OUTPUT(26)	OUTPUT(29)	OUTPUT(31)	OUTPUT(60)
0.0	60.000	26.000	0.0	0.0	0.0	0.0	34.000	0.0
30.000	60.000	26.000	0.390	0.390	0.0	0.0	34.000	0.0
60.000	60.000	24.644	0.773	0.773	0.247	0.143	35.356	0.0
90.000	60.000	21.828	1.122	1.122	0.334	0.439	38.172	0.0

PACTOLUS DIGITAL ANALOG SIMULATOR PROGRAM

APPENDIX N - hoofdstuk 5

CONFIGURATION SPECIFICATION

BLJCK	TYPE	INPUT 1	INPUT 2	INPUT 3
1	K	0	0	0
2	+	1	-31	0
3	G	2	0	0
4	I	3	0	0
5	N	4	0	0
6	U	5	0	0
7	U	6	0	0
8	U	7	0	0
9	U	8	0	0
10	U	9	0	0
11	U	10	0	0
12	U	11	0	0
13	U	12	0	0
14	U	13	0	0
15	U	14	0	0
16	U	15	0	0
17	U	16	0	0
18	U	17	0	0
19	U	18	0	0
20	U	19	0	0
21	U	20	0	0
22	U	21	0	0
23	U	22	0	0
24	U	23	0	0
25	U	24	0	0
26	+	25	-29	0
27	N	26	0	0
28	P	26	0	0
29	I	32	27	28
30	G	29	0	0
31	F	30	0	0
32	K	0	0	0

FUNCTION GENERATOR SPECIFICATIONS

31	34.00000	44.00000	49.00000	52.00000
	54.00000	56.00000	58.00000	59.50000
	60.50000	61.00000	61.50000	

INITIAL CONDITIONS AND PARAMETERS

BLJCK	IC/PAR1	PAR2	PAR3
1	60.00000	0.0	0.0
3	K=0.00050	0.0	0.0
4	0.0	0.0	0.0
29	0.0	0.02000	0.00100
30	2.50000	0.0	0.0
32	0.0	0.0	0.0

(5.0000) INTEGRATION INTERVAL

(3600.0000) TOTAL TIME

(30.0000) PRINT INTERVAL

TIME	DJTPUT(1)	OUTPUT(2)	OUTPUT(4)	OUTPUT(5)	DJTPJT(26)	DJTPJT(29)	OUTPUT(31)	OUTPUT(60)
0.0	60.000	26.000	0.0	0.0	0.0	0.0	34.000	0.0
30.000	60.000	26.000	0.390	0.390	0.0	0.0	34.000	0.0
60.000	60.000	25.969	0.780	0.780	0.118	0.012	34.031	0.0
90.000	60.000	25.594	1.167	1.167	0.358	0.162	34.406	0.0