

**MASTER**

**Detektie van atriale activiteit in het vektorcardiogram**

van Lingen, A.

*Award date:*  
1981

[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  
Vakgroep Meten en regelen

DETEKTIE VAN ATRIELE AKTIVITEIT  
IN HET VEKTORCARDIOGRAM  
door: Arthur van Lingen

Rapport van het afstudeerwerk  
uitgevoerd van 15 december 1979 tot 1 december 1980  
in opdracht van Prof.Dr.Ir. P.Eykhoff  
onder leiding van Dr.Ir. A.Hasman en Ir. J.L.Talmon

## Inhoud

Samenvatting / Summary	3
Hoofdstuk 1: Inleiding	4
Hoofdstuk 2: De atria en de atrioventriculaire knoop	<b>6</b>
Hoofdstuk 3: De VCG signalen	15
Hoofdstuk 4: Het modulaire TNO ECG/VCG interpretatie systeem	24
Hoofdstuk 5: Structuur nieuwe module	34
Hoofdstuk 6: Detectie fluttergolven	36
Hoofdstuk 7: Detectie gekoppelde P-golven	46
Literatuur	52
Bijlage 1: Flowdiagrammen module PFIND	53

## Samenvatting

In dit afstudeerverslag worden algoritmen beschreven voor de detektie van atriale activiteit in het VCG. Deze algoritmen worden gebruikt in het modulaire TNO ECG/VCG interpretatie systeem.

Ook worden twee nieuwe algoritmen besproken. Allereerst de detektie van fluttergolven. Deze detektie gebeurt door gebruik te maken van de autocorrelatie functie van een ternair signaal. Dit ternair signaal wordt afgeleid van het VCG.

De detektie van gekoppelde P-golven wordt bereikt door in het VCG naar lokale extremen te zoeken.

## Summary

Detection of atrial activity in the vectorcardiogram.

Detection of atrial activity in the ECG/VCG is still one of the parts of computerized interpretation that needs improvement. Algorithms for the detection of flutter and coupled P-waves are presented in this report.

Flutter waves are detected by means of the autocorrelation function, using a ternary signal.

Coupled P-waves are detected by searching for local extrema.

## Hoofdstuk 1: Inleiding

Computerverwerking van elektrocardiogrammen (ECG's) en vectorcardiogrammen (VCG's) vindt reeds geruime tijd plaats. Wanneer de computer resultaten en de beoordelingen van cardiologen worden vergeleken met klinische gegevens, dan blijken beide beoordelingen in ongeveer gelijke mate overeen te komen met het klinische beeld. Ook de overeenkomst tussen computer uitspraken en de beoordelingen van een cardioloog is ongeveer even groot als de overeenkomst tussen de beoordelingen van verschillende cardiologen.

Op verschillende plaatsen in de wereld is geruime tijd gewerkt aan de opzet en verbetering van zulke ECG/VCG interpretatie systemen. In Nederland is oorspronkelijk werk op dit gebied verricht op het MFI-TNO te Utrecht onder de leiding van Prof. Dr. Ir. J.H. van Bemmel en Ir. C.A. Distelbrink. Dit resulteerde in het Modulaire TNO ECG/VCG interpretatie systeem. Dit systeem wordt op een aantal universiteiten en in verschillende ziekenhuizen gebruikt voor zowel de routinematige verwerking van ECG's en VCG's als bij research. De verdere ontwikkeling en evaluatie van dit pakket vindt momenteel plaats op de Vrije Universiteit in Amsterdam bij de vakgroep Medische Informatica.

Ten behoeve van de evaluatie van de programmatuur dient men te beschikken over grote aantallen ECG's en VCG's. Het zal duidelijk zijn, dat de evaluatie resultaten sterk afhankelijk zijn van de samenstelling van de bestanden van ECG's en VCG's. Getracht moet worden een zo groot mogelijk scala van abnormaliteiten in deze bestanden onder te brengen. De resultaten, die in de praktijk verkregen zullen gaan worden, kunnen dan berekend worden met behulp van de evaluatie resultaten van het gebruikte bestand en met de verwachte frekwentie van voorkomen van de verschillende afwijkingen in de praktijk.

Uit het promotie onderzoek van Plokker [5] is gebleken dat de hoofdoorzaak van fouten in de ritme interpretatie gezocht moet worden in de programmatuur voor de detektie van atriale activiteit in het VCG. Ook uit onderzoek, verricht in Europees verband, blijkt dat de detektie van P-golven een groot probleem is.

Gezien het feit dat de signaal-ruis verhouding voor P-golven vele malen kleiner is dan die voor b.v. het QRS-complex is dit geen onverwachte zaak.

Het onderzoek dat in dit verslag wordt beschreven, had tot doel na te gaan, welke onderdelen van de programmatuur voor de detektie van P-golven de onjuiste ritmeinterpretaties tot gevolg hadden. Daarbij is getracht de bestaande algoritmen zodanig te modificeren dat de resultaten duidelijk verbeterden. Zonodig zijn nieuwe methoden ontwikkeld.

In dit verslag wordt eerst ingegaan op de fysiologie van het hart (hoofdstuk 2). Daarna wordt een indruk gegeven van de

signaal eigenschappen van het ECG/VCG (hoofdstuk 3). Het is gebleken dat de detektie van P-golven niet in het frekwentie domein kan plaats vinden. De spektra van de P-golven en de QRS-complexen overlappen elkaar, waarbij het vermogen van de P-golf gering is ten opzichte van dat van het QRS-complex. Daarom is uitgegaan van een beschrijving in het tijds-domein, waarbij van zoveel mogelijk fysiologische voorkennis gebruik is gemaakt.

In hoofdstuk 4 wordt een beschrijving gegeven van de wijze waarop het huidige P-golf detektie programma werkt. Dit is nuttig, daar er tot nu toe geen gedetailleerde beschrijving van deze programmatuur voorhanden is.

In hoofdstuk 5 wordt in het kort aangegeven, welke evaluatie resultaten van de ritme diagnostiek voorhanden zijn. Hierbij wordt aangegeven welke onderdelen van de P-golf detektie programmatuur verantwoordelijk zijn voor de fouten. Vervolgens worden de overwegingen gegeven voor een nieuwe opzet van deze programmatuur, waarvan de verschillende onderdelen verder worden uitgewerkt in de hoofdstukken 6 en 7. Naast een beschrijving van de gemodificeerde en nieuwe algoritmen worden tevens de bereikte resultaten vermeld.

Wat de Flutter detektie betreft (hoofdstuk 6) is uiteindelijk gekozen voor het gebruik van de autocorrelatie functie. In het begin van de afstudeerperiode is tevens onderzocht of een adaptief filter zoals beschreven door Widrow et al. [6], een bijdrage zou kunnen leveren tot de detektie van Flutter golven. De idee hierbij was, dat Flutter een periodiek signaal is, waarop de QRS-complexen zijn gesuperponeerd. Door het vertraagde VCG als referentie signaal te gebruiken is getracht de Flutter golven weg te filteren, terwijl uit de filter coëfficiënten en de vaste vertragingstijd de periodetijd van deze Flutter golven zou moeten volgen. Uit het onderzoek is gebleken dat de invloed van de QRS-complexen en langzame basislijn verschuivingen zo groot is, dat het adaptief filter niet bruikbaar is voor de detektie van Flutter-golven. De beschrijving van dit onderzoek en een nadere theoretische analyse van het adaptief filter is vastgelegd in een afzonderlijk intern rapport van de vakgroep Medische Informatica.

De algoritmen, zoals beschreven in de hoofdstukken 6 en 7, zullen in de nieuwe versie van het Modulaire TNO ECG/VCG interpretatie systeem worden geïmplementeerd.

Mijn begeleiders Arie Hasman en Jan Talmon ben ik veel dank verschuldigd, zowel voor de goede adviezen als de zeer aangename wijze waarop ik in de vakgroep Medische Informatica ben opgenomen.

## Hoofdstuk 2. De atria en de atrioventriculaire knoop

### Inleiding.

In dit hoofdstuk wordt ingegaan op de fysiologie van het hart. Ook worden die afwijkingen in het elektrische geleidingspatroon besproken, die van belang zijn voor de detektie van atriumaktiviteit in het VCG.

Bij het samenstellen van dit hoofdstuk is gebruik gemaakt van Phillips en Feeny [3].

### Fysiologie

De hartspier is doorvlochten met zgn. nodaal weefsel. Dit is een net van prikkelbare cellen. Nabij de vena cava superior bevindt zich in de wand van het rechter atrium een groep cellen, die in het normale geval als trigger van de elektrische aktiviteit van het hart funktioneert. Deze groep cellen wordt de sinus knoop genoemd.

Vanuit de sinusknoop ontstaat een elektrische impuls, die de omliggende cellen laat depolariseren. De rustpotentiaal van deze cellen verandert doordat het ladingsverschil tussen binnen- en buitenkant van elke cel nagenoeg wordt geneutraliseerd. Doordat elke cel naburige cellen aanzet tot depolariseren, ontstaat er een depolarisatie golf over het hele atrium weefsel.

Het nodaal weefsel funktioneert hierbij alleen als geleider van elektrische impulsen. Het spierweefsel reageert op de depolarisatie door na enige tijd te kontraheren. Na de depolarisatie van de cellen, begint elke cel het ladingsverschil tussen binnen- en buitenkant weer op te bouwen. Dit wordt de repolarisatiefase genoemd. Gedurende deze fase is de cel niet te depolariseren: de cel bevindt zich in de refractaire toestand.

Als eerste wordt in de hartcyclus de elektrische aktiviteit tengevolge van de depolarisatie van de atria geregistreerd. De potentialen aan het lichaamsoppervlak worden veroorzaakt door de bewegende dipool laag : het depolarisatie front. Deze dipool laag kan worden gerepresenteerd door een equivalente dipoolvektor, die een grootte en een richting bezit. Deze dipoolvektor verandert van grootte en richting als funktie van de tijd. De op het lichaam gemeten potentiaalverschillen zijn evenredig met de grootte van de projektie van de dipoolvektor op het verbindingslijnstuk tussen het elektrodenpaar. Figuur 2.1 toont de depolarisatie van de atria en de zgn. P-golf in het elektrocardiogram.

In deze redenering wordt er van uitgegaan dat het lichaam homogeen, isotroop en oneindig uitgestrekt is. Omdat dit in het algemeen niet zo is, moet hiervoor gecorrigeerd worden. Voor

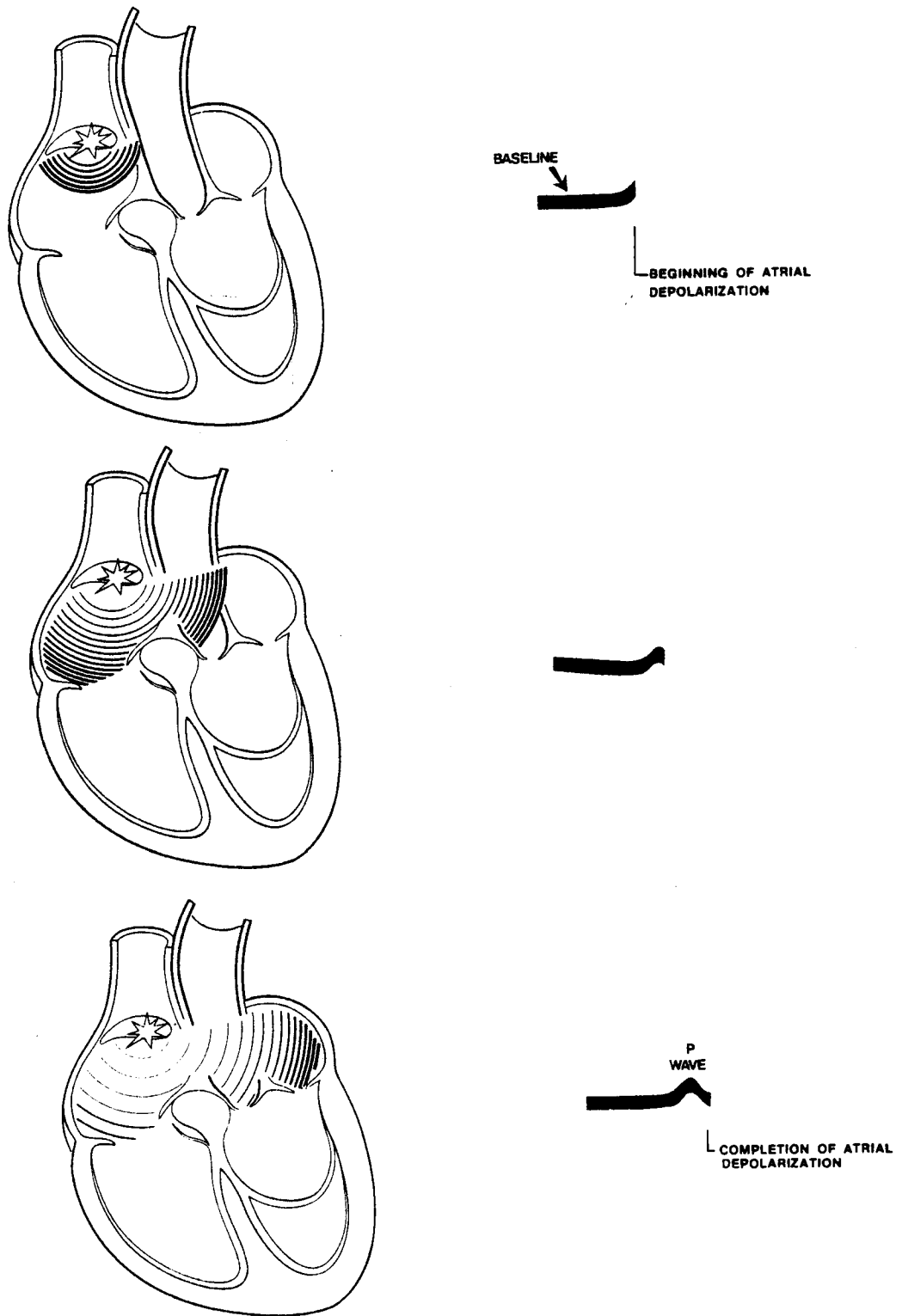


Fig. 2.1: Depolarisatie van de atria en de P-golf in het ECG.

het VCG, het vektorcardiogram, worden meer dan vier elektroden gebruikt om tot registratie van de activiteit in de X, Y en Z richting te komen.

De depolarisatie van de atria heeft na een vertragingstijd kontraktie van de spiervezels tot gevolg. Gedurende deze vertragingstijd vindt ook de repolarisatie, het opladen van



alle cellen plaats. De hiermee gepaard gaande energie is zo gering dat de repolarisatie fase van de atria in het cardiogram nauwelijks of niet wordt waargenomen.

De atria en de ventrikels zijn elektrisch gezien gescheiden. De geleiding naar de ventrikels geschiedt via de atrioventriculaire (AV) knoop, de bundel van His en de bundeltakken, die uitmonden in de Purkinje vezels. Door de Purkinje vezels wordt de impuls, opgevangen vanuit de AV knoop, aan de ventrikels overgedragen (fig. 2.2a).

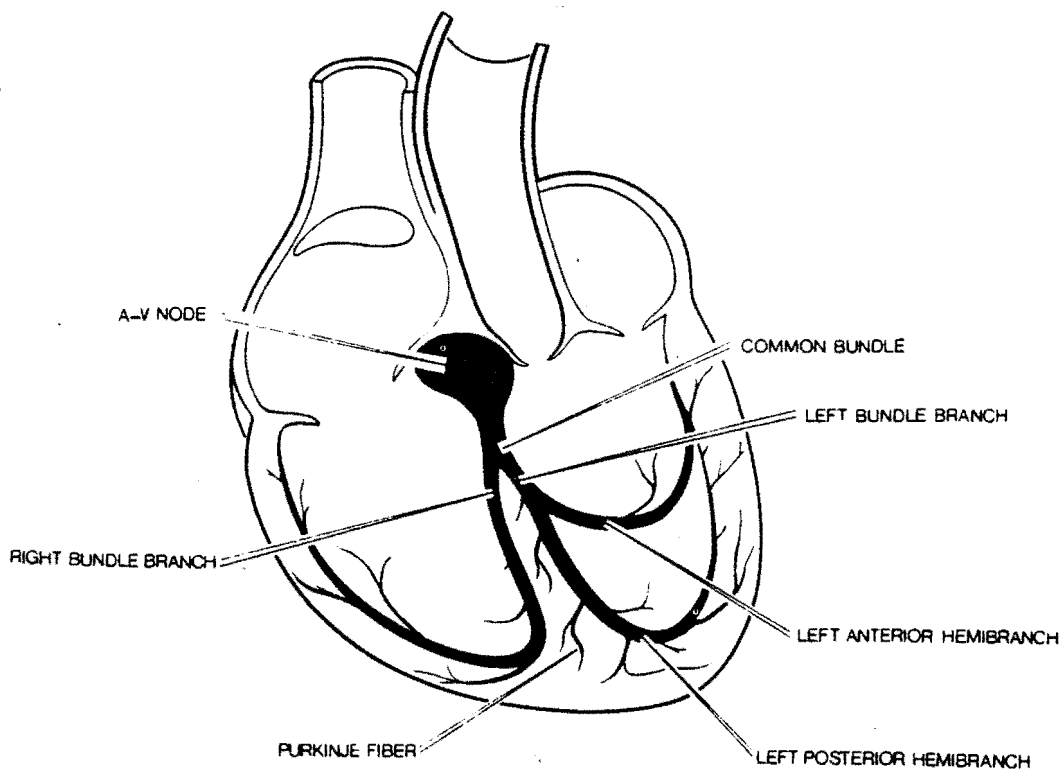


Fig. 2.2a: Het AV-geleidingssysteem.

Dit geleidingssysteem werkt op dezelfde wijze als het geleidingssysteem van de atria. Een impuls wordt van cel tot cel overgedragen. De voortplantingssnelheid van de impulsen is in het AV geleidingssysteem lager, en door het kleine aantal cellen is de hiermee gepaard gaande energie overdracht lager. Door dit laatste wordt deze depolarisatie van de AV-knoop in het oppervlakte cardiogram niet waargenomen; er ontstaat een nagenoeg recht lijnstuk, de iso-elektrische lijn (Fig. 2.2b) of basislijn. Eenmaal bij de ventrikels aangekomen, zal het depolarisatie front zich over beide ventrikels verspreiden. Daarop volgt, evenals bij de atria, de repolarisatie en enige tijd later de kontraktie van de ventrikels. De depolarisatiefase wordt in het cardiogram gekenmerkt door het optreden van een aantal toppen, welke met Q, R en S worden

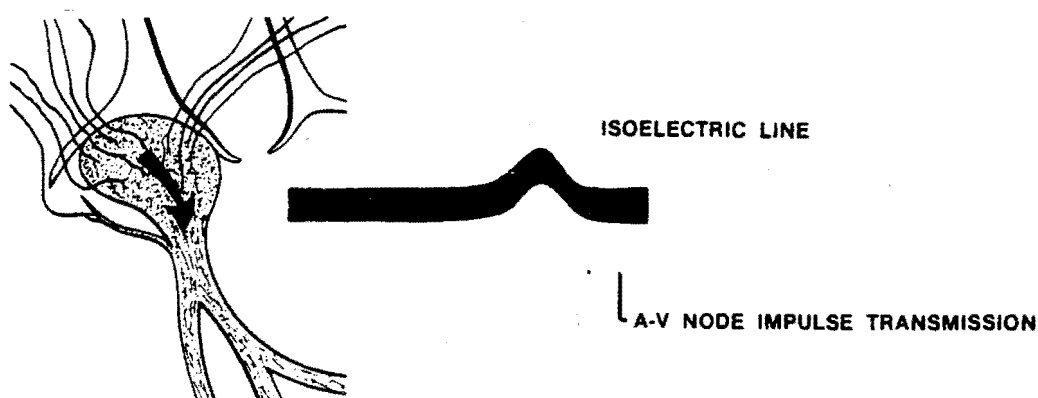


Fig. 2.2b: De AV-knoop.

aangeduid. De repolarisatie geeft aanleiding tot de T-golf. Soms is er na de repolarisatie golf nog een top zichtbaar: de U-top. Na de repolarisatie is de basislijn weer zichtbaar, mits de hartcycli elkaar niet te snel opvolgen. Figuur 2.3 geeft een beeld van een volledige cyclus.

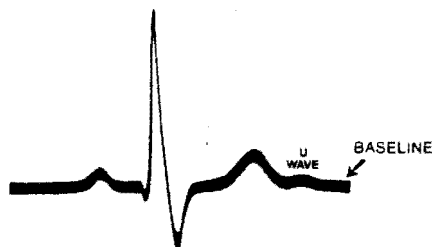


Fig. 2.3: De hartcyclus in het cardiogram.

Bovenstaande schetst de activiteiten welke plaats vinden onder normale omstandigheden en in een gezond hart. Het kan voorkomen dat bepaalde gedeelten van het hart nog slechts gedeeltelijk of soms helemaal niet meer functioneren. Figuur 2.4 geeft een overzicht van de ritme- en geleidingsstoringen. Beide zijn onderverdeeld in een groep van verhoogde activiteit en een van verlaagde activiteit.

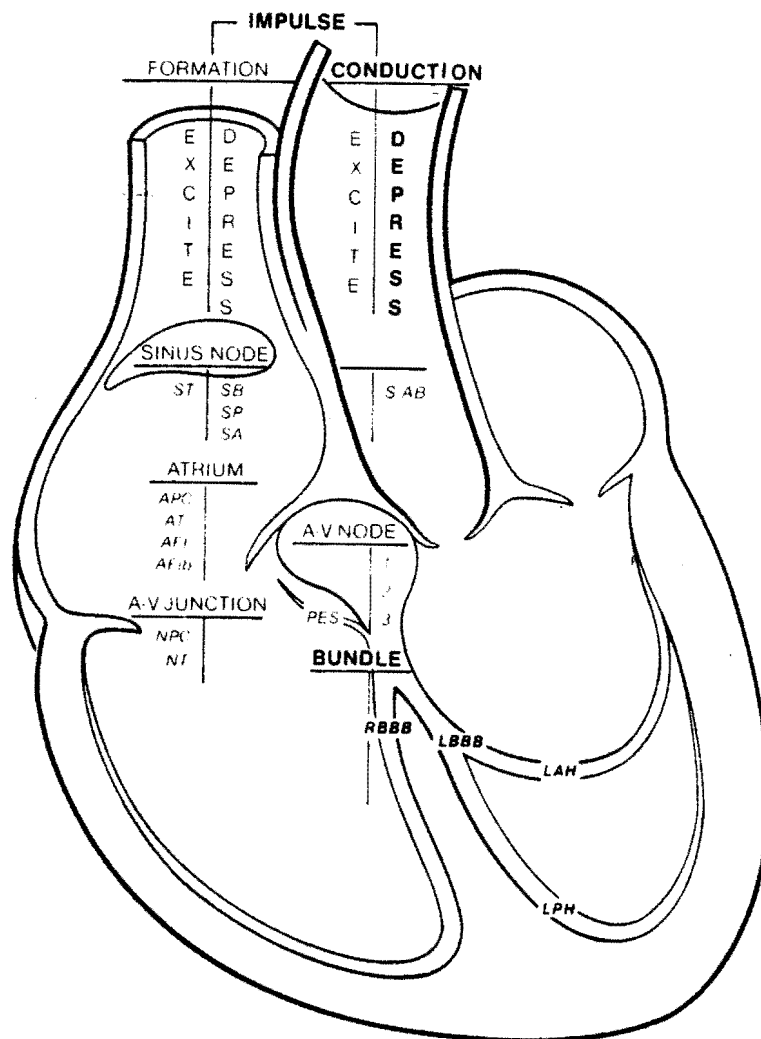


Fig. 2.4: Ritme- en geleidingsstoringen.

### RITME STORINGEN.

#### a) Verhoogde activiteit:

##### Sinusknoop:

(ST) Sinus tachycardie, de sinusknoop vuurt in een versneld tempo actiepotentialen af (100-150 p.m.)

##### Atria:

(APC) Atriale premature kontraktie (ook ectopische slag genoemd), de depolarisatie begint niet in de sinusknoop maar in een andere focus in het nodaal weefsel van de atria

- (AT) Atrium tachycardie, versneld ritme van de atria doordat ectopische slagen elkaar regelmatig opvolgen.
- (AFib) Atrium fibrilleren, het depolarisatie front loopt met een hoge frekwentie over de atria. Doordat bijv. het weefsel is aangetast kan een gedeelte van dit front op bepaalde plekken stuklopen en kris-kras over de atria gaan. Hierdoor ontstaat in het cardiogram een TQ-interval waarin onregelmatige afwijkingen van de basislijn voorkomen.
- (AF) Atrium flutter, een depolarisatie front beweegt zich zodanig over de atria dat wanneer dit front weer bij het focus aankomt, deze (net) uit de refractaire periode is en weer geactiveerd wordt. Er ontstaat een zeer regelmatige en vaak bifasische activiteit in het cardiogram. De ventrikel activiteit is op de flutter golven gesuperponeerd.

#### AV-geleiding:

- (NPC) Nodale premature contractie, vanuit de AV knoop treedt een impuls op, welke als trigger van de atrium depolarisatie (retrograad) en/of voor de ventrikel depolarisatie (anterograad) dient.
- (NT) Nodale tachycardie, als bij NPC, maar met een sneller ritme. Hoewel er geen scherpe grens is aan te geven, wordt een ritme van 100 slagen per minuut of hoger aangeduid met tachycardie.

b) Aangaande de verminderde activiteit bij ritme storingen wordt hier alleen de sinusknop beschouwd:

- (SB) Sinusbradycardie, als het ritme lager ligt dan 60 slagen per minuut wordt deze term gebruikt.
- (SP) Sinus pauze, de sinusknop stopt tijdelijk maar komt spontaan weer op gang
- (SA) Sinus arrest, de sinusknop stopt het afvuren van impulsen. Door een prikkel van buitenaf (retrograde P of hartmassage) wordt de sinusknop weer geactiveerd, of een andere focus neemt de triggerfunctie over.

#### GELEIDINGSSTORINGEN

a) verminderde activiteit:

##### Sinusknop:

- (SAB) Sino-atrieel blok, de sinusknop ontladde zich wel maar de impuls wordt niet voortgeleid. In tegenstelling met een sinus pauze is de vertragingstijd (tijd tussen twee voortgeleide impulsen) wel een veelvoud van de PP-duur.

## AV-knoop:

Er zijn drie graden van AV-blokken te onderscheiden:

- 1'graad: verlengd PR interval (> 200 msec.) doordat de geleiding in de AV knoop vertraagd is.
- 2'graad: het af en toe niet doorkomen van de atrium depolarisatie in de ventrikel, doordat de impuls in de AV knoop wordt gedissipeerd.
- 3'graad: het helemaal niet meer doorkomen van de atrium depolarisatie in de ventrikel doordat de AV knoop is geblokkeerd. Fig. 2.5 geeft een schematisch overzicht van de typen AV blok.

## Bundeltakken:

Hierbij wordt alleen de bundeltakblok behandeld:

het in z'n geheel niet meer geleiden van een impuls in de bundeltakken of de bundel van His. De impuls wordt nu doorgeleid via de ventrikelwand, met een beduidend lagere snelheid.

## b) Verhoogde activiteit:

(PES) Pre-excitatie syndroom, geleiding van de depolarisatie impuls vindt niet plaats via de AV knoop, maar via de vezels ernaast. Deze vezels hebben in het algemeen een grotere geleidingssnelheid dan de vezels van de AV-knoop. Het bekendste syndroom is het Wolff-Parkinson-White syndroom. Karakteristiek hiervoor is de verbrede, deltavormige aanloop van het begin van het QRS-complex en de korte PQ-tijd (fig. 2.6). Er zijn ook nog twee andere varianten van het PES.

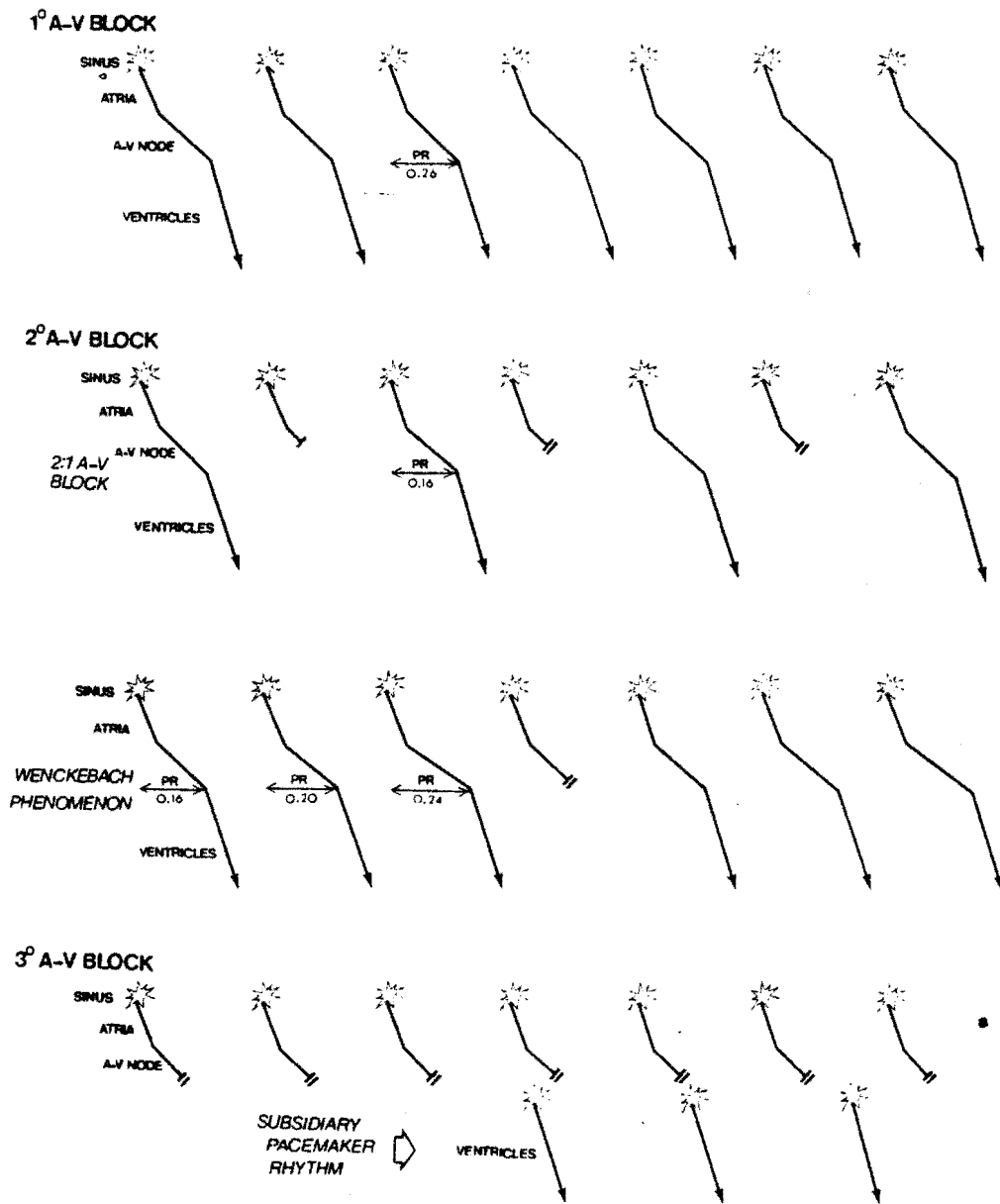


Fig. 2.5: Overzicht vormen van AV-blok.

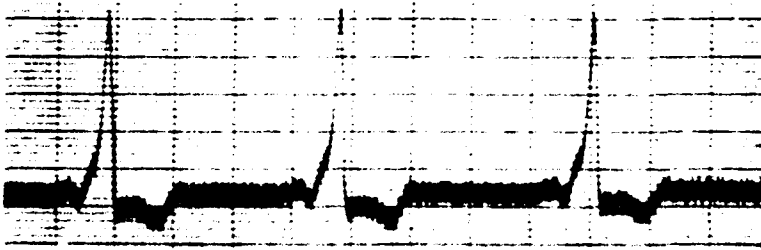
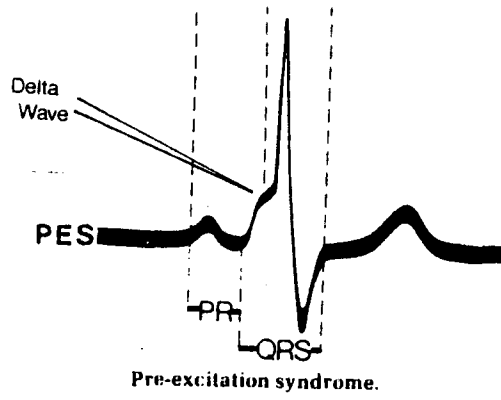


Fig. 2.6: WPW-syndroom of PES.

## Hoofdstuk 3: De VCG signalen.

### Inleiding

In dit hoofdstuk wordt een overzicht gegeven van de eigenschappen van de signalen, die bij de detektie van atriumaktiviteit een rol spelen. VCG's zijn te beschrijven als quasi-deterministische, quasi-periodieke, bemonsterde signalen. Het voorvoegsel quasi duidt aan, dat de daarop volgende karakterisering slechts in beperkte mate geldig is. In hoofdstuk 2, fig. 2.3, is een VCG globaal weergegeven. Het VCG is quasi-periodiek, omdat de cyclus zich periodiek herhaalt, met meestal geringe fluktuaties in de herhalingsfrequentie. Fouriertransformatie kan gebruikt worden om een indruk te krijgen van de frequentieinhoud van het signaal.

Uiteindelijk doel bij detektie van atriumaktiviteit is de detektie van P-golven, dan wel F(lutter)-golven. Het zal blijken dat het frequentie spectrum geen antwoord geeft op de vraag, of er P-golven en/of F-golven in het signaal aanwezig zijn. Beter is het om het VCG als een puntproces te beschouwen. In dat geval is niet de vorm van belang, maar wordt er alleen gekeken of een gebeurtenis al dan niet plaats vindt. Dit onderwerp komt in het volgende hoofdstuk aan de orde.

### Theorie.

Allereerst wordt de fouriertransformatie aan de hand van enkele voorbeelden toegelicht.

Voor een bemonsterd signaal  $x(nT_s)$  met een tijdinterval  $T_s$  tussen twee bemonsteringen, is de fouriertransformatie als volgt gedefinieerd:

$$X(\omega) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x(nT_s) e^{-j\omega nT_s} \quad (3.1)$$

Voor een periodiek signaal  $x(nT_s)$  met periodetijd  $T_0$  en  $N$  bemonsteringen in een periode (dus  $T_0 = NT_s$ ), geldt als frequentiespectrum  $X(m\omega_0)$ :

$$X(m\omega_0) = \sum_{n=0}^{N-1} x(nT_s) e^{-jn \cdot 2\pi m / N} \quad (3.2)$$

In dit spectrum komen alleen de grondfrequentie  $\omega_0$  en veelvoudigen hiervan voor. Een periodiek, bemonsterd signaal levert een diskreet en periodiek spectrum op.

Veronderstel een signaal  $x(nT_s)$ :



$$x(nT_s) = \sin(2\pi nT_s / T_0) \quad (3.3)$$

met  $T_0 = N T_s$ , geldt:

$$x(nT_s) = \sin\left(2\pi \frac{n}{N}\right) \quad (3.4)$$

Voor het frekwentiespectrum van (3.4) geldt dan:

$$X(m\omega_0) = \frac{1}{2j} \left(1 - e^{-j \cdot 2\pi m}\right) \frac{\sin(2\pi/N)}{\cos(2\pi m/N) - \cos(2\pi/N)} \quad (3.5)$$

Hierbij is gebruik gemaakt van

$$\sum_{i=0}^{N-1} a^i = \frac{1-a^N}{1-a} \quad (3.6)$$

Uit (3.5) volgt dat

$$X(m\omega_0) = 0 \text{ als } m = 0, 2, 3, \dots, N-2 \quad (3.7)$$

Voor  $m=1$  geldt

$$X(\omega_0) = -\frac{N}{2} j \quad (3.8)$$

en voor  $m=N-1$  geldt

$$X([N-1]\omega_0) = \frac{N}{2} j \quad (3.9)$$

Een bemonsterd sinusvormig signaal bezit dus twee spektraallijnen, in dit geval bij  $\omega = \omega_0$  en bij  $\omega = -\omega_0$ , en het spectrum heeft een periode  $N$ . In fig. 3.1a is dit spectrum weergegeven tussen  $\omega = 0$  en  $\omega = \omega_s$ , voor  $T_0/T_s = 16$  dus  $N=16$ .

Door de wijze van implementatie (FFT) is het nodig, dat het aantal bemonsteringen een gehele macht van twee is. In het algemeen zal dat niet het geval zijn. In dat geval wordt het signaal verlengd met een aantal 'bemonsteringen' met amplitude gelijk nul (fig. 3.1b). Het verdelen van "nullen" zowel links als rechts levert hetzelfde voor  $X(m\omega_0)$  op, alleen de fase karakteristieken zijn anders. Dit laatste wordt hier buiten beschouwing gelaten.

De fouriertransformatie levert nu op:

$$X(m\omega_0) = \sum_{n=0}^{M-1} x'(nT_s) e^{-j \cdot 2\pi \frac{n}{M} m} ; \omega_s = \frac{2\pi}{T_s}, \omega_0 = \frac{\omega_s}{M} \quad (3.10)$$

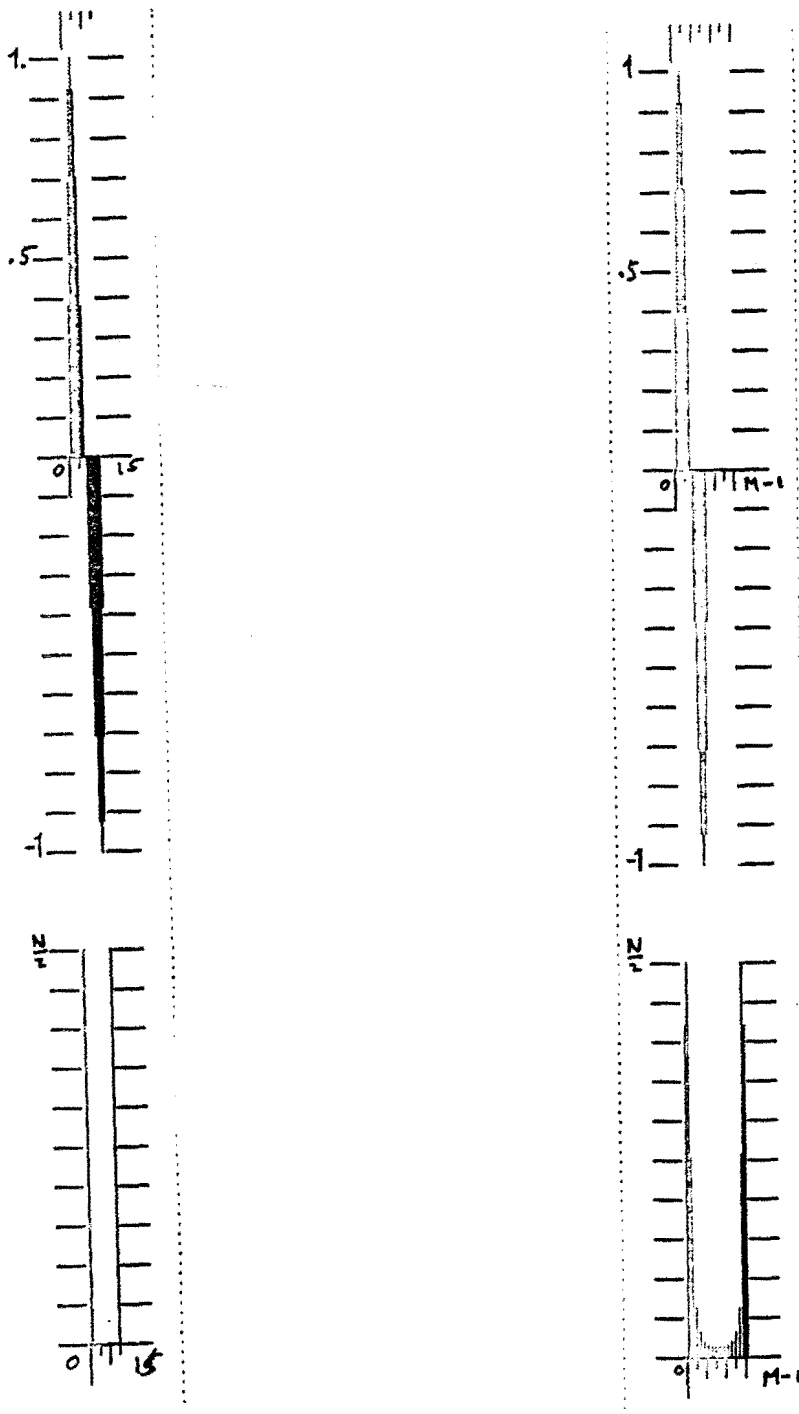


Fig. 3.1a (links) : Sinusvormig signaal met  
 frekwentiespektrum  $|X(m)|$ , (  $N=16$  ).  
 Fig. 3.1b (rechts) : Sinusvormig signaal in een window  
 (  $N=16$  )  
 met frekwentiespektrum  $|X(m)|$ , (  $M=32$  ).

Hierin is  $N$  de breedte van het signaal, en  $M$  het aantal punten in de fouriertransformatie.  
 Voor  $x(n T_s)$  geldt dan:

$$x'(n T_s) = \begin{cases} x(n T_s) & \text{als } 0 \leq n \leq N-1 \\ 0 & \text{als } N \leq n \leq M-1 \end{cases} \quad (\text{zie (3.3)})$$

Uitwerken van (3.10) levert:

$$X(m\omega_0) = \begin{cases} 2j e^{-j\pi \frac{Nm}{M}} \sin\left(\frac{Nm\pi}{M}\right) \frac{\sin\left(\frac{2\pi}{N}\right)}{\cos\left(\frac{2\pi m}{M}\right) - \cos\left(\frac{2\pi}{N}\right)} & (3.11) \\ -\frac{N}{2}j & \text{als } m = \frac{M}{N} & (3.12) \\ +\frac{N}{2}j & \text{als } m = \frac{N-1}{N} \cdot M & (3.13) \end{cases}$$

Voor  $M=2N$  is  $|X(m\omega_0)|$  afgebeeld in fig. 3.1b.

Het resultaat kan verklaard worden, door na te gaan wat er in het frekwentiedomein gebeurd is. We beschouwen hier een oneindig durend sinusvormig signaal, waarvan een periode wordt meegenomen in de berekening, door gebruik te maken van een 'window'. Het window is te beschouwen als een blokvormig signaal, en er wordt gerekend met het signaal  $x'(nT)$ , dat ontstaat door vermenigvuldiging van het periodieke sinusvormige signaal  $x(nT)$  met dat blokvormig signaal.

In het frekwentiedomein wordt het blokvormig signaal een sincfunctie, het sinusvormig signaal levert Dirac-pieken. Het frekwentiespektrum van  $x'(nT)$  ontstaat dan door convolutie van de sincfunctie met de Dirac-pieken. De sincfunctie bezit nulpunten bij  $\omega = k \cdot \omega_s / N$ ,  $k = \dots, -1, 0, 1, \dots$  en de Dirac-pieken treden op bij  $\omega = \omega_s / M$  en  $\omega = -\omega_s / M$ , en zijn periodiek met  $\omega_s$ . Als nu  $N > M$ , dan worden ook die frekwenties berekend, die liggen tussen de frekwenties, waarvoor de sincfunctie zijn nulpunten heeft. Fig. 3.1c en 3.1d maken dit duidelijk.

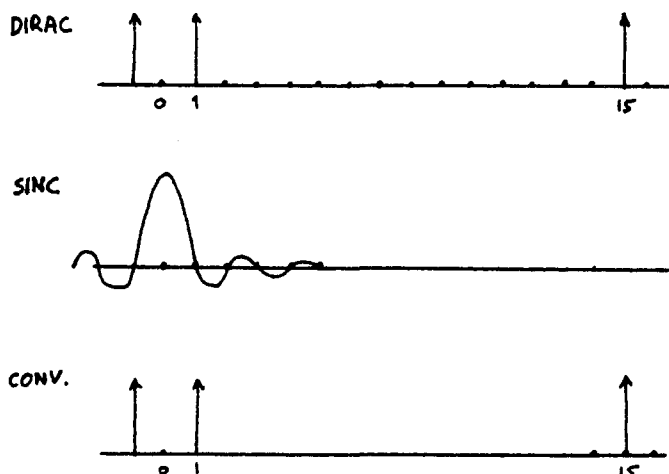


Fig. 3.1c: Convolutie : Dirac \* sinc,  $M=N=16$

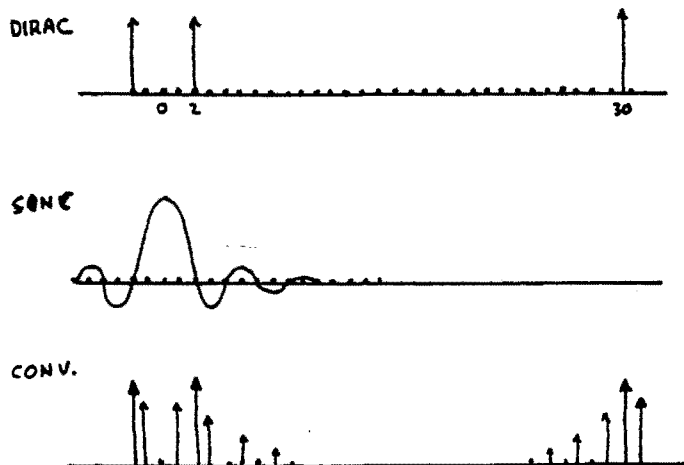


Fig. 3.1d: Convolutie : Dirac \* sinc,  $M=2N=32$

Spektraal analyse van VCG's.

Het resultaat van de convolutie na bemonstering van het spektrum voor  $N > M$ , levert dus interpolatie-lijnen in het spektrum op.

Met behulp van de fouriertransformatie is getracht een indruk te krijgen van de frekwentie inhoud van het VCG. Het VCG is verkregen door het gefilterde analoge signaal te digitaliseren met een bemonsterfrequentie van 300Hz. Met het MFI-TNO interpretatie systeem is de ligging van het begin en het einde van de P-golven, de QRS complexen en het einde van de T-golf bepaald.

Tenslotte zijn nog enkele maatregelen genomen om met behulp van de fouriertransformatie een frekwentie spectrum te krijgen, dat zoveel mogelijk informatie over het VCG zelf levert:

- \* er wordt slechts een hartcyclus bekeken. De gedachte is dat deze cyclus zich voortdurend herhaalt.
- \* als een signaal drift vertoont, wordt hiervoor eerst gecorrigeerd alvorens FFT toe te passen. Fig. 3.2a en 3.2b geven de methode en het effect weer.

Deze correctie komt neer op een juiste keuze van de nullijn. Een punt van de cyclus, gekozen enkele msec voor het begin van de P-golf, wordt als nulpunt genomen. Bij drift zal het laatste punt van de cyclus niet op deze nullijn liggen. Hiervoor kan gecorrigeerd worden door deze twee punten door een rechte met elkaar te verbinden, en deze rechte als nullijn te nemen.

- \* het verlengde signaal bevat een totaal aantal punten, dat gelijk is aan de kleinste macht van twee, die groter is dan het aantal punten in de eigenlijke cyclus.

Onderzocht zijn een VCG met een (normaal) sinusritme, en een met flutter.

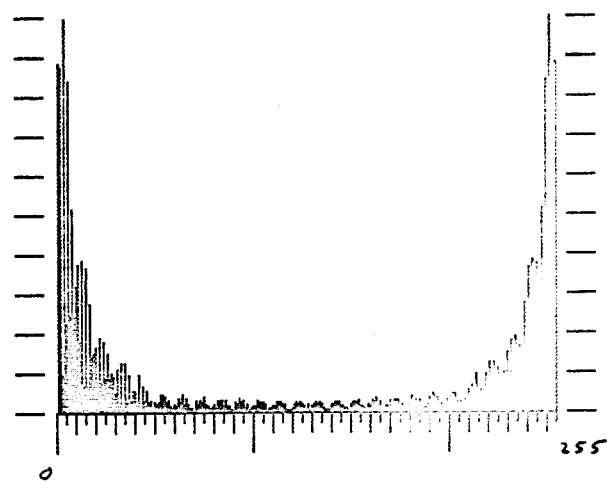
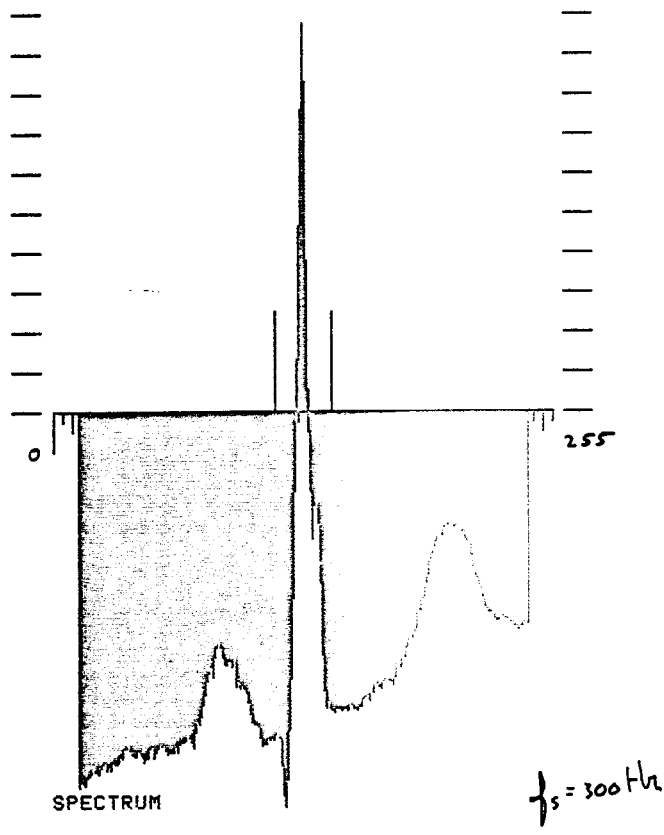
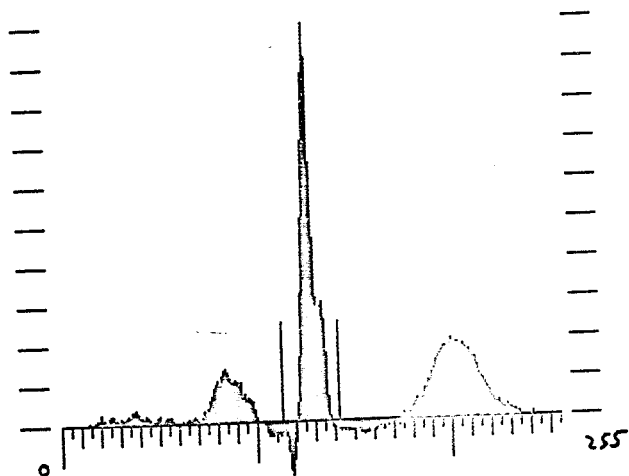


Fig. 3.2a: ECG complex zonder driftcompensatie

Fig. 3.3 toont het verschil tussen het frekwentie spektrum van een hele cyclus (links), en dat van het QRS-complex alleen (rechts). De spektra zijn genormeerd op de grootste waarde in elk van de spektra. De bijdrage van de P-golf en de T-golf is erg gering.

Fig. 3.4 geeft eveneens weer dat het QRS-complex de grootste bijdrage levert aan het frekwentiespektrum.



SPECTRUM

$f_s = 300 \text{ Hz}$

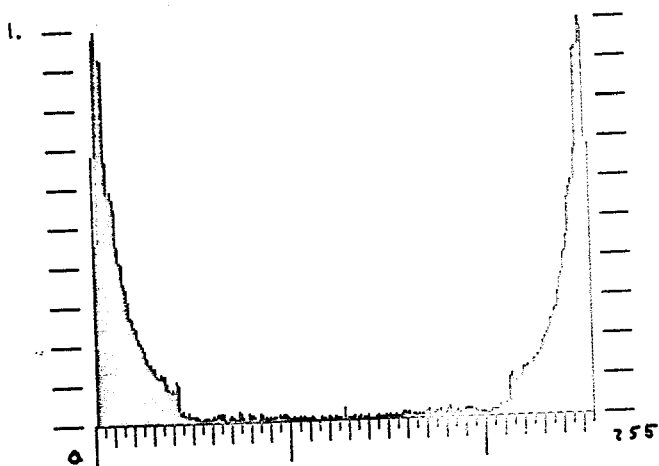
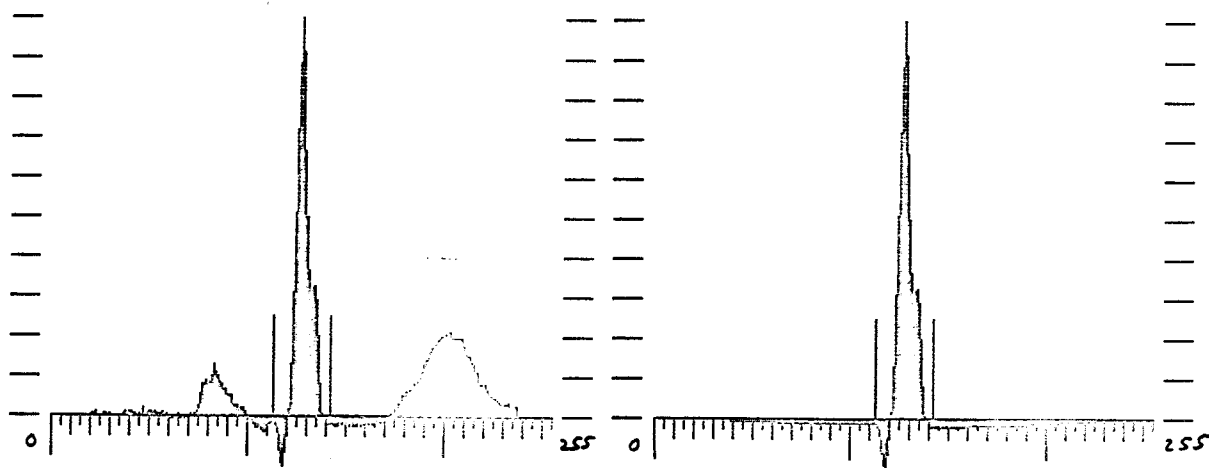


Fig. 3.2b: ECG complex met driftcompensatie.  
Slotopmerkingen.

Uit de analyse van het frekwentie spectrum van VCG's blijkt, dat het niet mogelijk is de P-golven van de andere golven in het signaal te onderscheiden door naar de frekwentieinhoud te kijken. De P-golf komt voor in een frekwentieband tussen 0 Hz en 12 Hz. Maar ook het QRS-complex bezit in deze band vermogen. Hoewel het QRS-complex voornamelijk frekwenties bezit in de band tussen 10 Hz en 40 Hz, zijn er ook 'uitlopers' naar lagere frekwenties. Het vermogen van de P-golf is echter zo laag



SPECTRUM

$$f_s = 300 \text{ Hz}$$

SPECTRUM

$$f_s = 300 \text{ Hz}$$

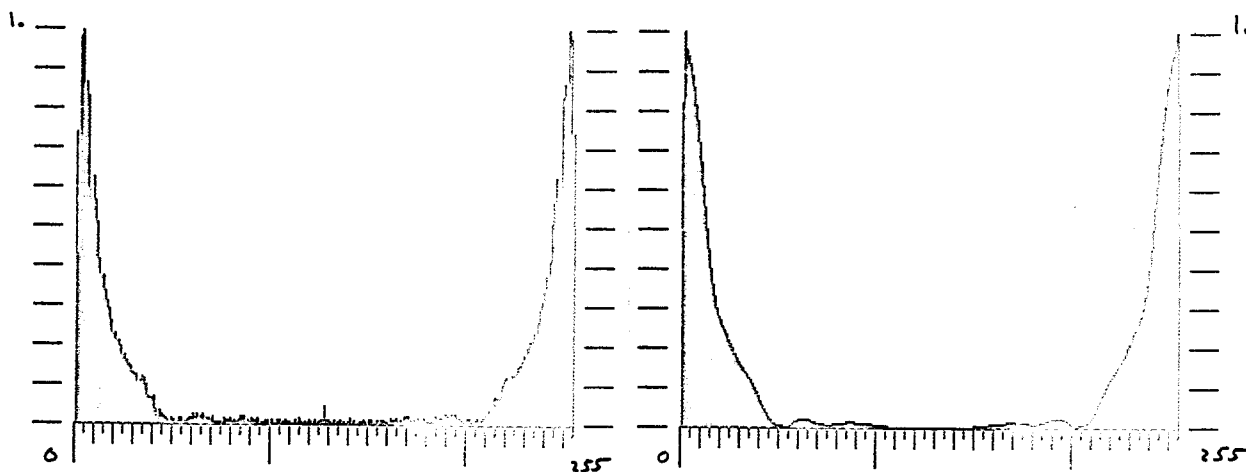
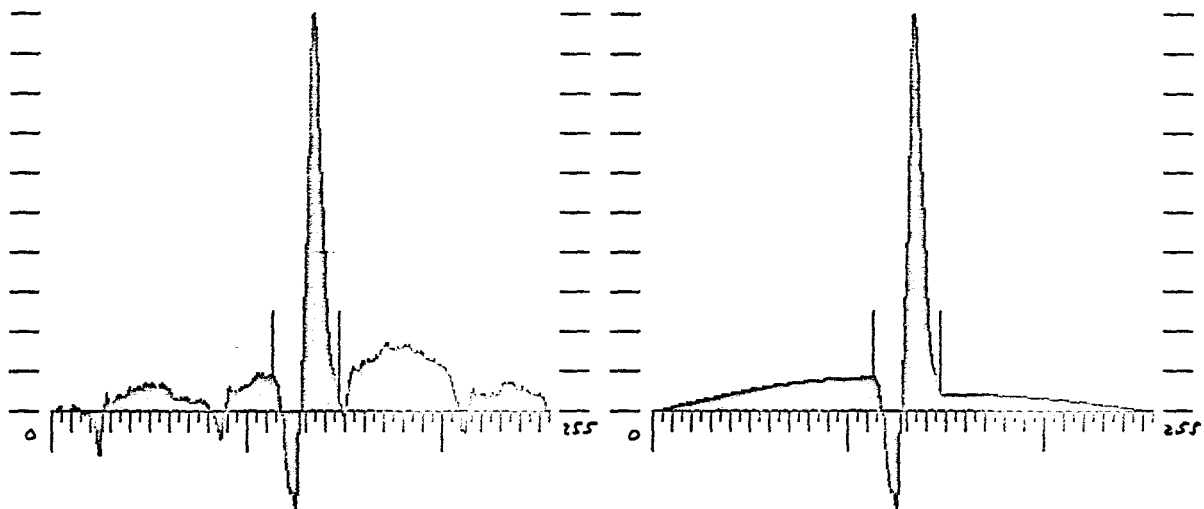


Fig. 3.3: Een cyclus van een sinusritme

vergeleken met dat van het QRS-complex in hetzelfde frekwentie gebied, dat het niet mogelijk is onderscheid te maken.

Met betrekking tot flutter geldt hetzelfde. De frekwentie componenten liggen in een gebied tussen 3 Hz en 50 Hz. Maar het vermogen is gering.



SPECTRUM

$f_c = 300 \text{ Hz}$

SPECTRUM

$f_c = 300 \text{ Hz}$

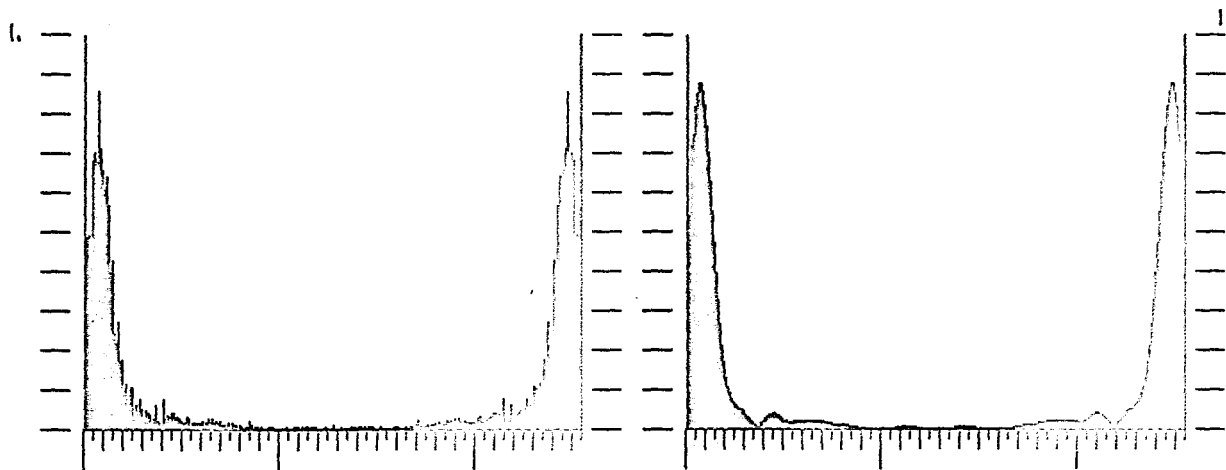


Fig. 3.4: Een VCG met flutter.



## Hoofdstuk 4

Het modulaire TNO ECG/VCG interpretatie systeem.

### Inleiding

Het MFI/TNO interpretatie systeem is een modulair software systeem waarmee het mogelijk is cardiogrammen te verwerken. Het systeem kent 14 modules met elk een specifieke taak:

- 1 INPUT: A/D-conversie van ECG's en VCG's welke van verscheidene opname units afkomstig kunnen zijn.
- 2 RFIND: detektie van QRS-complexen, vastleggen van referentie punten, detektie van spikes en basislijnverschuivingen.
- 3 RCHECK: 50/60 Hz interferentie- detektie, detektie van verzadiging, indicatie van verstoringen in de omgeving van QRS complexen.
- 4 QRSTYP: typifikatie van betrouwbare QRS- complexen, vastleggen van begin en einde QRS-complexen, vastleggen van basislijn nivo's.
- 5 STTYP: typifikatie van ST-T segmenten.
- 6 PFIND: detektie van atrium activiteiten (P-golven en/of flutter).
- 7 BEAT: bepalen van gemiddelde QRS-complexen, of selekteren van representatieve complexen.
- 8 ONOFQ: vastleggen van het begin en einde van 't gemiddelde QRS complex of het representatieve complex.
- 9 ONOFFP: vastleggen van begin en eind van de gemiddelde of representatieve P-golf
- 10 ENDT: vastleggen einde T-golf
- 11 PARAM: berekenen van parameters van het ECG of VCG
- 12 RHYT: ritme-klassifikatie
- 13 CLASS: contourklassifikatie en Minnesota codering
- 14 OUTP: output van alpha-numerieke resultaten en grafische display van signalen.

PFIND bepaalt een referentiepunt (P-top), waarmee in ONOFFP naar

begin en einde P-golf gezocht wordt. Deze modules zijn beschreven in een groot aantal publikaties. Plokker, Talmon, Hengeveld en Pronk °4§ en Plokker °5§ geven een overzicht van deze modules met referenties naar uitvoeriger informatie.

Het artikel van Hengeveld en Van Bommel °1§ geeft een kort overzicht van de werking van de module en de ermee bereikte resultaten. Wat dit laatste betreft bieden Plokker, Talmon, Hengeveld en Pronk °4§ een evaluatie. M.n. wordt er een indruk gegeven van het percentage missers (FP en FN) bij een groot testbestand. Een goed werkende detektie en lokalisatie methode van P-golven is noodzakelijk voor een goede ritmeklassifikatie en diagnostiek. De P-golf en het PQ-segment zijn manifestaties van resp. atriumaktiviteit en AV-geleiding.

#### Werking van PFIND.

Voor een gedetailleerd flowdiagram van PFIND wordt verwezen naar bijlage 1. In principe is de module PFIND ontworpen voor de detektie van atriumaktiviteit in het VCG, de langste afleidingsgroep.

Alvorens PFIND aan te roepen, moeten de vijf voorgaande modules zijn uitgevoerd, te weten INPUT, RFIND, RCHECK, QRSTYP, STTYP. Dit is nodig voor het binnenhalen van het signaal, de detektie van QRS-complexen, typering QRS, indicatie van verstoringen en de betrouwbaarheid van het signaal, en een ruwe bepaling van de begin- en eindpunten van het QRS-complex.

PFIND bestaat uit twee parallelle algorithmen (zie fig. 4.1). Het eerste is bestemd voor gekoppelde P-golven, het tweede voor niet-gekoppelde P-golven. Als selectie-kriterium dient de clustering van intervallen tussen een referentiepunt in het TQ-interval en het daarop volgende QRS-complex. Ook wordt er tijdens deze selectie bepaald in welke afleiding uiteindelijk naar P-golven wordt gezocht.

PFIND gebruikt de dominante QRS-complexen, zoals deze door QRSTYP zijn aangewezen.

Vervolgens wordt het signaal, welke met 300 Hz bemonsterd is, na moving averaging getransformeerd naar een 100 Hz signaal. Daarna wordt het signaal van QRS-complexen ontdaan, en door een differentierend, banddoorlaat filter gevoerd.

Voor de overdrachtsfunctie geldt dan:

$$H(z) = z(1+z^{-6}) (z^4 + z^3 + z^2 + 1) \quad (4.1)$$

Nulpunten:  $6 \omega T_s = 2k\pi$  en  $5 \omega T_s = 2k\pi$  met  $k=0,1,2, \dots$

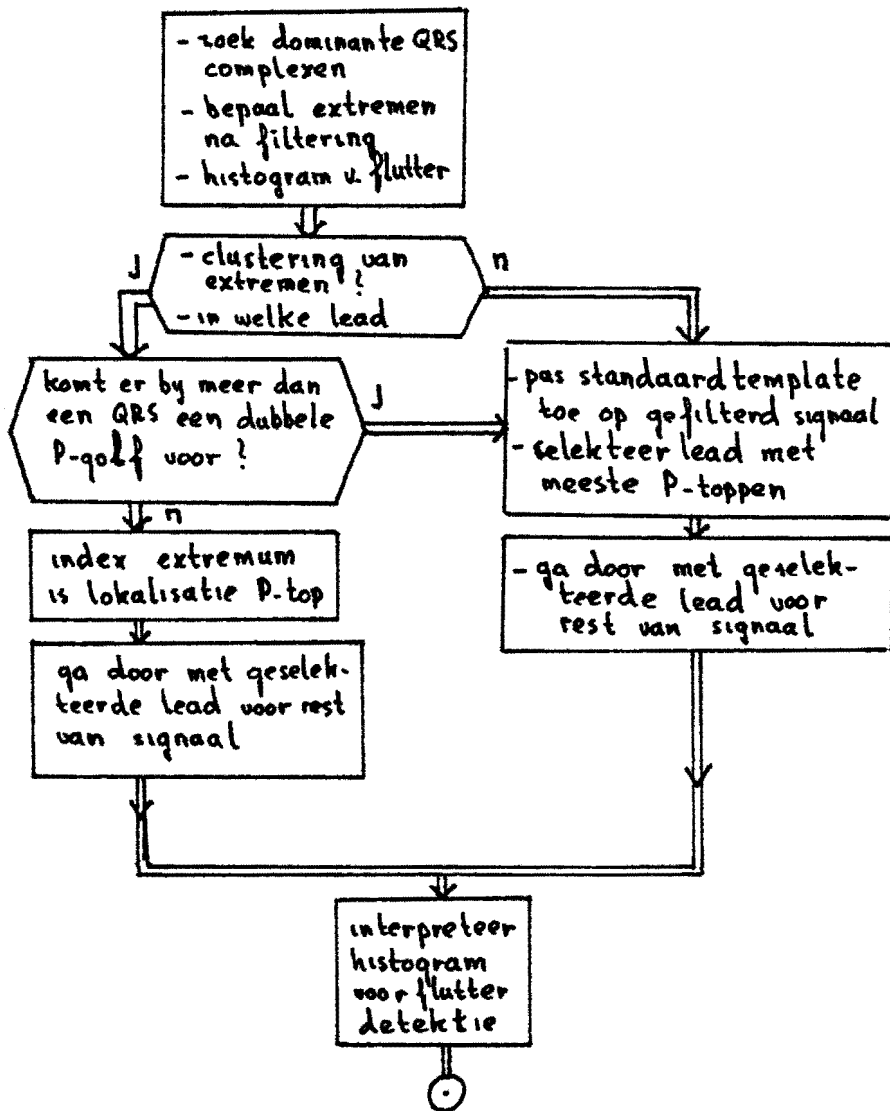


Fig. 4.1: Flowdiagram van PFIND

Voor de afsnijfrequenties geldt dus

$$f_0 = \frac{k}{2} f_s \quad \text{en} \quad f_0 = \frac{k}{5} f_s$$

Fig. 4.2 geeft de frekwentie karakteristiek weer. Het oorspronkelijk signaal blijft beschikbaar (array IX); het gefilterd signaal is IXK. In dit laatste signaal wordt naar extremen gezocht (subroutine EXTER). In het array MCRS wordt de

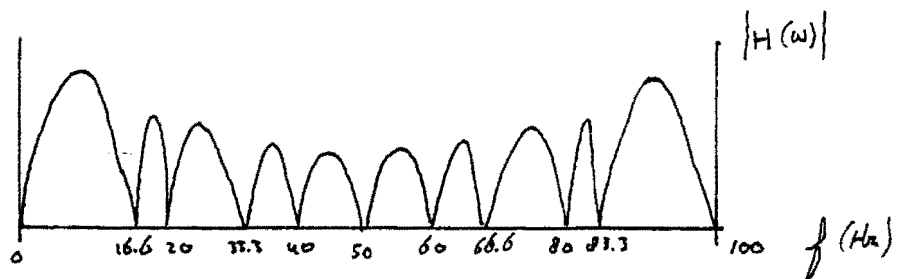


Fig. 4.2: Filterkarakteristiek t.b.v. P-golf detektie.

grootste absolute waarde van de extremen en de tijdsindices van het zoekinterval en de extremen bijgehouden.

Voor de Y en Z afleidingen wordt nagegaan (subroutine LVCRS) waar in het signaal overschrijdingen plaats vinden van het + of - 50% nivo van de grootste extremen. Dit wordt gedaan t.b.v. flutter detektie (subroutine LVHIS) en wel door een histogram te maken van de tijdstippen behorende bij deze overschrijdingen. De X-afleiding wordt hierbij niet gebruikt omdat in de afleiding F-golven nauwelijks waarneembaar zijn. Als alle (hooguit 10) dominante QRS-complexen uit het originele signaal zijn afgehandeld, wordt er gekeken naar de clustering van de tijdsindices der extremen. Als er minder dan 6 dominante QRS complexen zijn gevonden, wordt zonder meer de template/correlatie methode toegepast voor lokalisatie van de P-golven.

Het nagaan of er clustering optreedt, gebeurt in subroutine CLSPQ. De afstand tussen de plaats van een extremum in array MCRS, tot het begin van het volgende QRS-complex wordt bekeken. Als in een afleiding een verschil tussen maximale en minimale afstand wordt gevonden kleiner of gelijk aan 30 msec., dan betekent dit dat de P-golven gekoppeld kunnen zijn. Het onderzoek naar deze clustering vindt plaats in alle afleidingen, en voor positieve en negatieve extremen afzonderlijk.

Het kan nog voorkomen dat er dubbele P-golven zijn. Daarom wordt, nadat gekoppelde P-golven zijn gevonden, de template-methode toegepast om overige P-golven te lokaliseren. Belangrijk is dat CLSPQ clustering detekteert en de afleiding selekteert waarin dit plaats vindt.

Wat de gekoppelde P-golven betreft, wordt de plaats van het extremum als referentiepunt voor de P-golf genomen, gecorrigeerd voor het 300 Hz systeem en daarbij opgeteld een konstante welke door leren en testen bepaald is. Dan wordt dit getal (IP) de index van de P-top, d.i. het verlangde referentiepunt.

Er zijn nu hooguit 10, en minstens 6 dominante QRS complexen verwerkt. Voor de overige dominante QRS complexen in het signaal wordt direct naar die afleiding gekeken (in dezelfde

afleidinggroep) welke door CLSPQ is geselecteerd. Indien een extremum wordt gevonden op een afstand van het QRS-complex die overeenkomt met die gevonden in CLSPQ, wordt verondersteld dat daar een P-golf aanwezig is.

De standaard template methode.

Wanneer er minder dan 6 dominante QRS-complexen zijn gevonden, of wanneer CLSPQ geen clustering, danwel een clustering met minstens tweemaal een dubbele P-golf voor een QRS-complex konstateert, wordt de correlatie/template methode toegepast (PCOR). Voor elk gevonden dominant QRS-complex wordt naar mogelijke P-golven gezocht. Allereerst wordt weer het QRS-complex weggesneden (d.w.z. het nivo van 30 msec. voor het begin van het QRS-complex wordt gehandhaafd tot 30 msec. na het einde) en daarna wordt het eerder genoemd filter (fig. 4.2) toegepast. Het interval, waarin naar extremen in het gedifferentieerde P-sigitaal wordt gezocht, loopt vanaf einde T-golf van het vorig QRS-complex tot 30 msec. voor het begin van het actuele QRS-complex (EXTER).

Het array MCRS(I,K,MC) bezit de volgende indices:

I specificatie index, I=1,2,3,4,5

K afleidingnummer, K=1,2,3

MC complexnummer, MC=2,3,4,.....

De betekenis van de array-elementen is:

MCRS (1,K,MC)=INDMN+INDCR1, tijdsindex van het minimum

(2,K,MC)=INDMX+INDCR1, tijdsindex van het maximum

(3,K,MC)=MAXPE, absoluut max. van beide extremen

(4,K,MC)=MAXF, alleen nodig bij flutter detektie

(5,K,MC)= afhankelijk van K

(5,1,MC)=INDCR1, begin zoekinterval voor complex MC

(5,2,MC)=IET+INDCR1, einde T-golf

(5,3,MC)=IBQ12+INDCR1, begin actueel QRS-complex

Na het bepalen van extremen wordt gekeken naar nivo overschrijdingen van 50% en 75% van MAXPE in het gefilterde en gelijkgerichte signaal (LVCRS).

De overschrijdingen worden bijgehouden in ICRS(KL,IL,LEV).

KL duidt de soort crossing aan:

KL=1, onderschrijding (pos. helling)

KL=2, overschrijding (neg.helling)

IL geeft het nummer aan van de vorige crossinggroep (een onder- en een daarop volgende overschrijding vormen een crossinggroep).

LEV geeft aan bij welk nivo de crossing hoort.

Ter illustratie is in fig. 4.3 een ICRS weergegeven.

Met behulp van het array ICRS wordt de correlatie methode uitgevoerd in PCOR. De correlatie wordt berekend tussen ICRS en een standaardtemplate IS(KS,IIS,LEV). Fig. 4.4 toont deze template en de waarden van IS.

Met de doorsnijdingen, vastgelegd in IS, kan eenduidig een ternair signaal worden bepaald, d.i. een signaal met drie nivo's.

Omwille van de eenvoud kunnen deze nivo's met +1, 0 en -1 worden aangeduid. Er zij erop gewezen dat het teken niets meer te maken heeft met het teken van het gefilterde P-sigitaal.

Ook met ICRS kan een ternair signaal gemaakt worden. Door correleren wordt nu bepaald in welke mate het ternair signaal ICRS ergens overeenstemt met de template. De eenduidigheid van

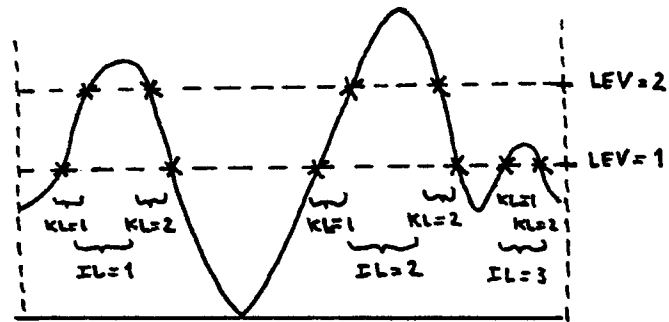
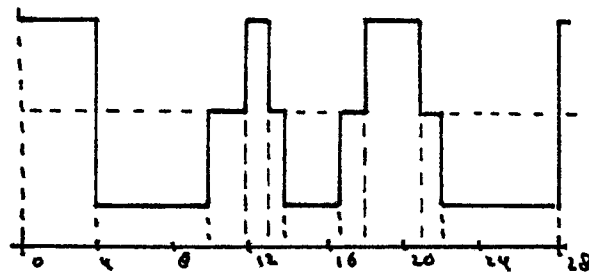


Fig. 4.3: Illustratie array-indices van ICRS



$IS(1,1,1) = 4$	$IS(1,1,2) = 4$
$IS(2,1,1) = 10$	$IS(2,1,2) = 12$
$IS(1,2,1) = 14$	$IS(1,2,2) = 13$
$IS(2,2,1) = 17$	$IS(2,2,2) = 18$
$IS(1,3,1) = 22$	$IS(1,3,2) = 21$
$IS(2,3,1) = 28$	$IS(2,3,2) = 28$

Fig. 4.4: De standaardtemplate.

deze methode komt later ter sprake; vooreerst wordt de methode besproken.

In fig. 4.5 zijn de twee ternaire signalen weergegeven: a) afgeleid van ICRS, b) het ternaire template-sigitaal en c) geeft het wezen van de correlatie methode aan: overlappende delen (t.o.v. de ternaire nullijn) leveren een positieve bijdrage, niet overlappende delen een negatieve bijdrage.

Op deze wijze ontstaat een niet-genormaliseerd correlatie-getal. Dit getal geeft aan in welke mate het

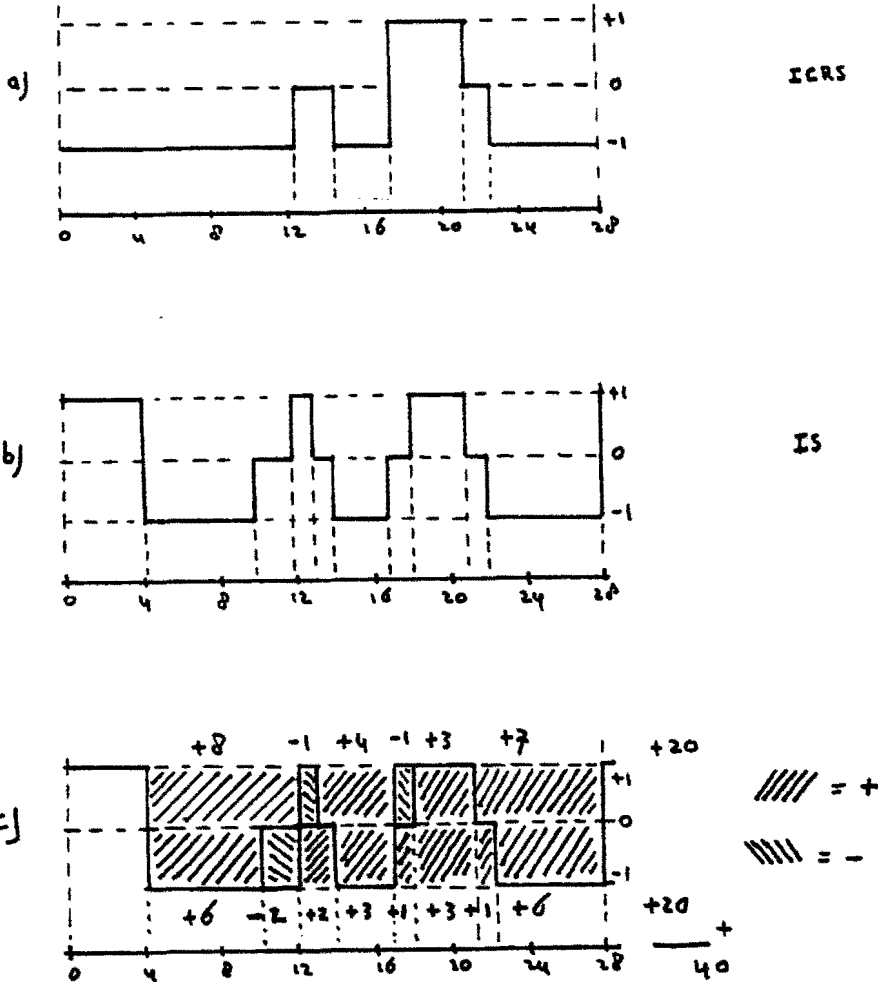


Fig. 4.5: Een ternair signaal, het template en de correlatie hier tussen.

template met het signaal overeenstemt. In het algemeen is het ICRS signaal veel langer dan de template. Deze laatste is 280 msec. lang. De correlatie wordt dan als volgt berekend.

Noem het nulpunt van de tijdsschaal van de template de "pointer". Plaats de pointer op de tijdsschaal van het ternaire ICRS signaal, en bereken de correlatie zoals boven beschreven. Vervolgens wordt de template-pointer opgeschoven (d.w.z. het masker wordt verschoven) en de correlatie wordt opnieuw berekend. Op deze wijze wordt de correlatie als functie van de pointerpositie berekend. In fig. 4.6 is een volledig ICRS signaal weergegeven met daar onder de pointerpositie en de bijbehorende correlatie.

Het is niet nodig de pointer telkens een positie te laten opschuiven. Door eerst per level na te gaan waar de neergaande



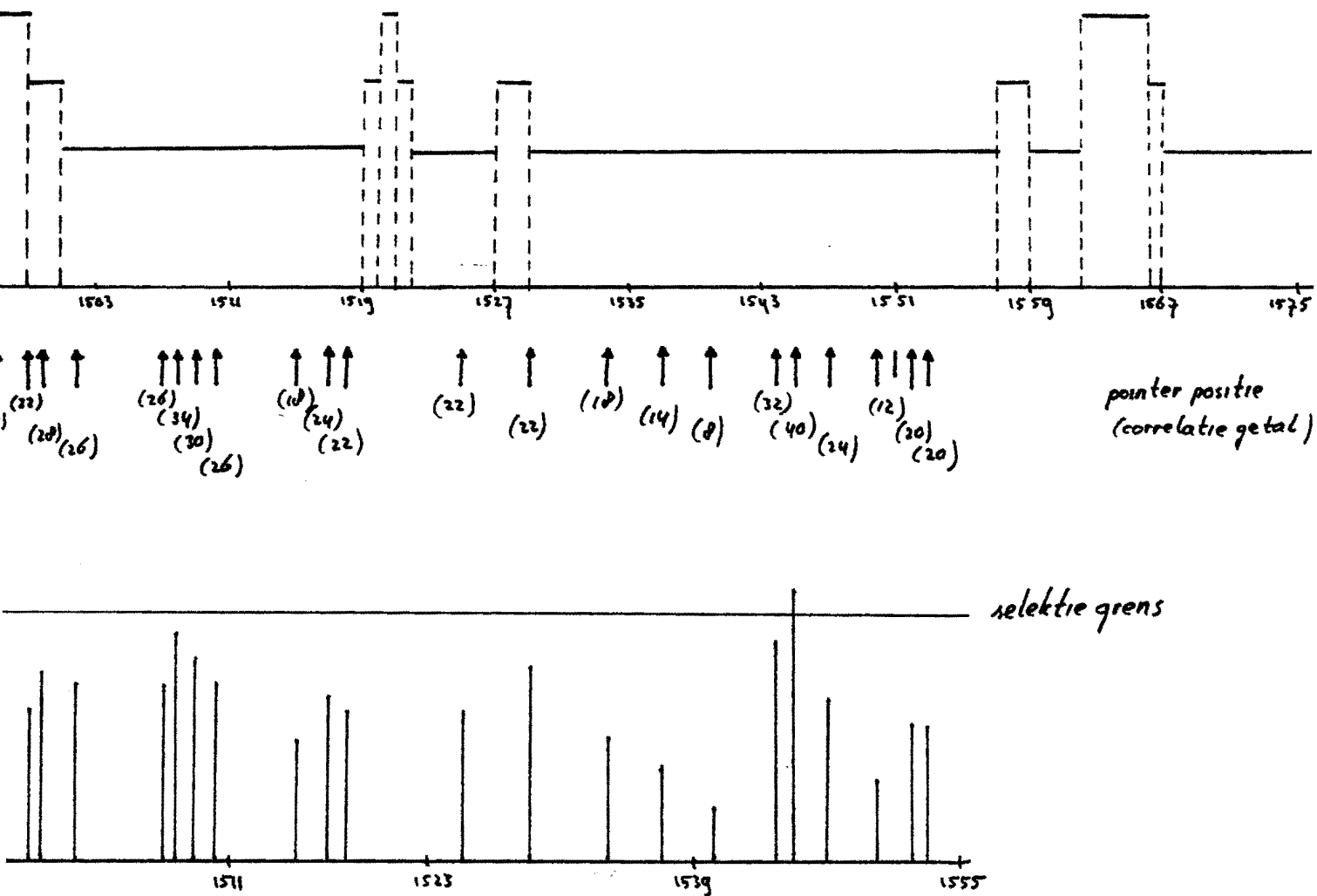


Fig. 4.6: De correlatie als functie van de pointerpositie

flank van de template samenvalt met een neergaande flank van het ICRS signaal, wordt bereikt dat er minder correlaties moeten worden berekend in een TQ-interval.

De maximale correlatie welke bereikt kan worden is 48. Het gedeelte tussen 0 en 4 op de tijdschaal van de template wordt niet meegenomen in de berekening. D.m.v. leren en testen is gebleken dat een correlatie van 38 of hoger een goede maat is om de aanwezigheid van een P-golf te konstateren. De lokalisatie wordt afgeleid van de pointerpositie welke een maximale correlatie groter of gelijk aan 38 oplevert. De P-top (het gezochte referentiepunt) ligt dan 17 (integer eenheden of 170 msec.) verder dan de pointerpositie.

Voor de detektie van dubbele P-golven wordt er, zodra een P-top gevonden is, nog buiten een zone rond deze P-top gekeken of er een correlatie groter of gelijk 38 te vinden is. Deze zone is 400 msec. breed, met in het midden de in eerste instantie gevonden P-top-indikatie.

De lokalisatie van de P-top(pen) wordt bijgehouden door array IPP(MP,K).

Nadat 10 dominante QRS-complexen zijn afgehandeld, wordt nagegaan in welke afleiding de meeste P-toppen zijn gevonden. Deze afleiding wordt geselecteerd voor verwerking van de resterende dominante QRS-complexen. De verdere verwerking gebeurt op dezelfde wijze als hierboven beschreven.

PFIND eindigt met het bepalen of er flutter aanwezig is. Hiertoe is door LVHIS een histogram van de 50% overschrijdingen gemaakt. Met HISTP wordt dit geïnterpreteerd en eventuele flutter gedetekteerd.

## Hoofdstuk 5: Structuur nieuwe module.

### Inleiding.

Plokker [5] heeft de ritme diagnostiek modules van het MFI/TNO interpretatie systeem geevalueerd. Het is gebleken dat fouten van de module PFIND de oorzaak waren van het merendeel van de foute ritme uitspraken. Op een bestand van 2769 VCG's werden b.v. in 65 VCG's geen P-golven gedetekteerd:

- 13 : door een lage signaal/ruisverhouding
- 8 : hoge hartfrequentie waardoor sinusritmen werden geïnterpreteerd als atriumtachycardien danwel atriumflutters.
- 10 : foutieve aanduiding P-golf waar het fibrilleren betrof (7), of waar een P-golf als een F-golf werd geïnterpreteerd (3).
- 34 : geen detektie van P-golven door aanwezigheid van artefacten of door een afwijkende vorm van de P-golf.

Op een eigen bestand van 588 VCG's is nagegaan hoeveel P-golven werden gedetekteerd. Die VCG's waarin PFIND geen gekoppelde P-golven kon detekteren zijn samengevoegd tot een nieuw bestand (PGOLF) van 84 VCG's. Tabel 5.1 geeft dit bestand weer.

Uit deze tabel volgt dat van de 84 VCG's, er in 51 helemaal geen P-golven worden gedetekteerd. In de resterende 34 VCG's zijn m.b.v. de template- methode wel P-golven gevonden, maar niet allemaal of ze zijn op de verkeerde plaats gedetekteerd. Hoewel gekoppelde P-golven aanwezig waren, worden deze niet gevonden met de cluster- methode CLSPQ (zie hfd. 4).

Op grond van deze evaluaties is er gezocht naar nieuwe algorithmen voor de detektie van gekoppelde P-golven en/of flutter. In fig. 5.1 is de nieuwe structuur weergegeven. Omdat Flutter golven ook gekoppeld kunnen zijn, wordt er in de nieuwe structuur eerst naar flutter gezocht. Vervolgens wordt er gezocht naar gekoppelde P-golven. Als laatste wordt er gezocht naar niet-gekoppelde P-golven.

De nieuwe elementen in deze structuur zijn de autocorrelatie methode voor detektie van flutter, en de methode van lokale extremen voor detektie van gekoppelde P-golven.

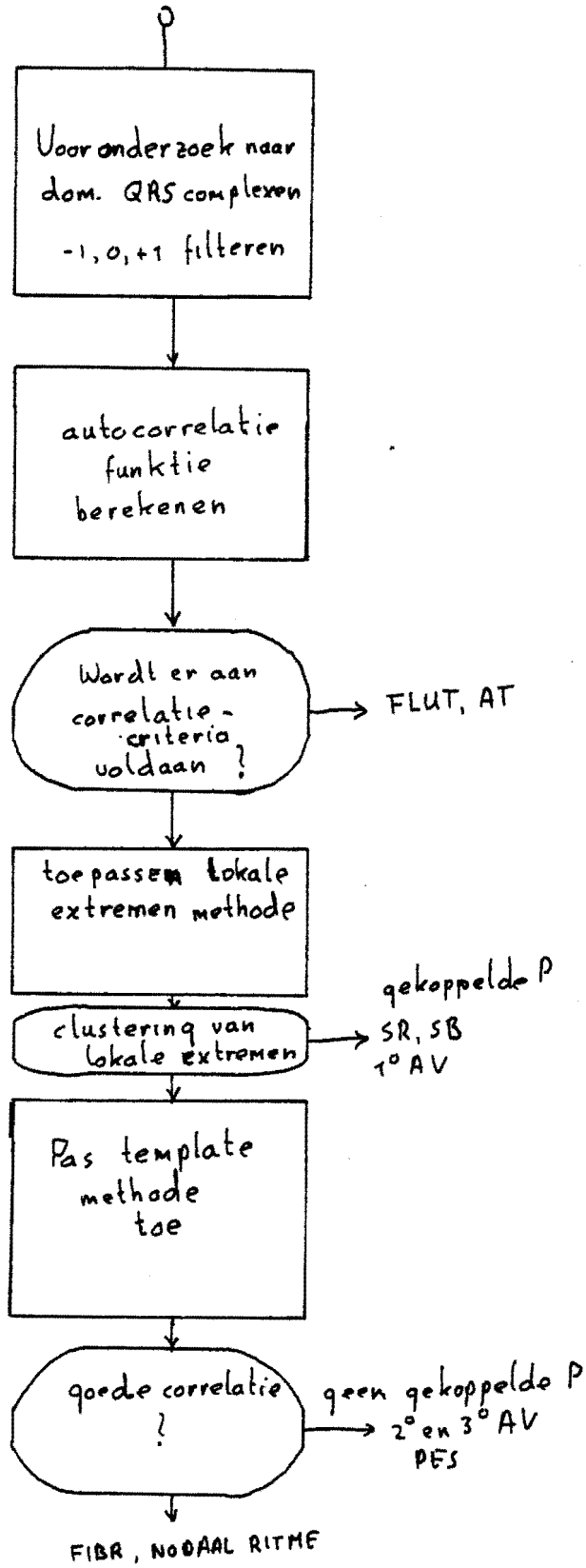
De basisgedachte voor het invoeren van de autocorrelatie methode is dat deze functie berekend voor quasi-periodieke signalen, een lokaal extremum zal vertonen bij een lag, gelijk aan de periodetijd van het periodiek verschijnsel. Omdat flutter een (quasi-) periodiek verschijnsel is, zou deze methode geschikt moeten zijn voor detektie. Het onderzoek is erop gericht na te gaan in hoeverre deze periodiciteit aanwezig is, en of op snelle wijze een autocorrelatie functie berekend kan worden. Dit laatste is nodig om niet teveel tijd kwijt te

OVERZICHT PGOLF-EVALUATIE

KOLON 1	KOLON 2	KOLON 3	KOLON 4	KOLON 5	KOLON 6
				DOORSPRONKELIJK BESTAND	
				PATIENTNUMMER	
				V-LOKALE EXTREMEN	
				F-FLUTTER	
				FIFL-FIBRILLO-FLUTTER	
				6 <sup>o</sup> GEEN PGOLF VOLGENS OLPD	
				7 <sup>o</sup> 2 <sup>o</sup> 3 <sup>o</sup> P GEVONDEN MET TEMPLATE	
				UITSPRAAK ARTS	
ANT001	313092318732			6 FIBR	
	608852018743			6 FIBR	
	2086175 308	V		6 ST	
	209110818923			6 FIBR	
	102019 306	V		6 SR + VES	
	523129218958			6 FIBR	
	601112618959			6 FIBR	
ANT002	418011319006			6 SR	
	329069819036	F		6 FIBR	
ANT003	206055919056	V		9 ECT	
	311092819089	V		6 SR	
	323011319106			9 ATP	EIGENHINZE
	3181 119109			9 FIBR	
	308062619117			6 FIBR	
	425013119127			6 SR + SVES	
ANT004	320820619159			9 SR + SVES	
	58801219157			9 SR ARITHMIE	
	803249 336			7 TE KORT	
ANT005	784109 366			6 FIBR	
	401892319214			6 FIBR	
	203112719232	V		9 SR	
	61512119255			7 SR	
	621890319265	V		9 SR	
	526021019281			6 FIBR	
	418045719286			9 2 <sup>o</sup> 2 <sup>o</sup> AV-BLOK, IDIOVENTR. RITME	
	6181 3019298			6 FIBR	
IGLOIV	529078811194	F		9 VAR. AV	
	518092711315			6 FIBR	
	316825711368			9 COMPL. AV-BLOK	
	403122312278	V		9 2 <sup>o</sup> AV	
	516116812681			6 AV-DISSOCIATIE	
	619092112633	V		9 SR	
	727042212794	F		9 AF	
	403030312869			7 2 <sup>o</sup> AV-BLOK	
	62802212908			9 COMPL. BLOK	
	318011313525			6 FIBR	
	320040613037	V		9 SR + SVES	
	618072814040			6 FIBR	
	418011314404			6 FIBR	
	505051114409			6 FIBR	
	624071314612			6 FIBR	
	725093614806			7 COMPL. BLOK	
	421839314886			9 1 <sup>o</sup> AV-BLOK	
	50907161 8			6 FIBR	
	33108001 143			9 ST + VES	
	310071412640			6 FIBR	
	218094713727			7 COMPL. BLOK	
	409042713932			6 IDIOVENTR. RITME	
	326092513625			6 FIBR	
	304062413639			6 FIBR + VES	
	703020613743	V		6 AF	
	328092613826			6 FIFL	
	224032613809	F		6 FIBR	
	404095213921			6 FIBR	
	403051813924	F		9 AF	
	520014114063			6 FIBR	
	318032614139			6 FIBR	
FLUT2	624092014234	F		6 AF	
	524011414705	F		6 AF	
	304020614958	F		6 AF	
	104094615296	F		6 AF	
	416062413470			6 TE KORT	
	21011734271			7 COMPL. BLOK	
	405071615847	F		9 AF	
	313092318732			6 FIBR	
	5160432 346			6 FIFL	
	31103432 433	FIFL		6 FIFL	
	316042621841	F		9 AF	
	213124021174			9 FIBR	
	50301 20521280	F		9 AF	
	221022021407	F		6 AF	
	410042019331	FIFL		9 FIFL	
	20403202 58	F		6 AF	
	42607342 58	F		6 AF	
	410010018058	F		9 AF	
	1519317127			6 SR + 1 <sup>o</sup> AV-BLOK	
	036317017	V		6 FIBR	
	03902 17			6 AF	
	147007037	F		6 AF	
	2240474 621			6 FIBR	
	1612989 499			6 FIBR	
	51004302376	F		6 FIBR	
	131 35 466			6 FIBR	
	85019 467			6 FIFL	

Tabel 5.1  
BESTAND PGOLF

Fig 5.1:  
Nieuwe structuur  
van PFIND



raken aan een klein onderdeel in de gehele VCG analyse.

Bij de detectie van gekoppelde P-golven m.b.v. lokale extremen wordt gebruik gemaakt van het feit dat door de konstante vertragingstijd in het AV-geleidingssysteem, de P-golf zich op vaste afstand van het QRS-complex bevindt. Bovendien is de vorm van de P-golf bij sinusritmen karakteristiek. Door naar lokale extrema te kijken, is men minder afhankelijk van verstoringen in het signaal. Deze verstoringen geven aanleiding tot extrema die niet samenvallen met de lokatie van de P-golf.

## Hoofdstuk 6: Detektie van fluttergolven

### Inleiding

In dit hoofdstuk wordt aandacht besteed aan de detektie van fluttergolven in het VCG. Fluttergolven worden gekenmerkt door regelmatige (bifasische) oscillaties van gelijke vorm met een periodetijd van 150 tot 300 msec ( NYHA, [2]).

### Flutterdetektie in de module PFIND.

Voor de eerste 10 RR intervallen wordt het signaal beschouwd tussen het einde van een QRS-complex en het begin van het volgende QRS-complex.

In de Y en Z afleiding wordt het maximum van het voorbewerkte signaal bepaald. Vervolgens worden de tijdstippen bepaald waarop het signaal in positieve richting het 50% nivo van het maximum, en in negatieve richting het -50% nivo doorsnijdt. Daarna worden histogrammen gemaakt van de afstanden tussen twee opeenvolgende nivo doorsnijdingen in dezelfde richting.

Flutter wordt verondersteld aanwezig te zijn, als in een van de vier histogrammen een piek optreedt voor een afstand tussen de doorsnijdingen die ligt tussen de 150 en 300 msec. De piek in het histogram dient tenminste betrekking te hebben op vijf afstanden. Tevens wordt het aantal afstanden geteld die buiten deze piek vallen en die geen veelvoud zijn van de afstand behorende bij de gevonden piek. Hiervan mogen er niet teveel (5) gevonden worden.

Voor twee bestanden is deze methode geevalueerd. Plokker [5] merkt op dat het verschil tussen flutter enerzijds en AT en fibrilloflutter anderzijds arbitrair is. Daarom is in eerste instantie het resultaat van de flutterdetektor voor een VCG met AT of fibrilloflutter als correct beschouwd.

De bestanden waarop geevalueerd is, zijn FLUT en IGLOIV.

FLUT bestaat uit 63 VCG's:

27 flutters

11 fibrilleren

3 AT

4 fibrilloflutter

18 sinusritmen e.a. (hiervan is een VCG erg kort, 6 sec).

Het resultaat van PFIND op dit bestand is weergegeven in tabel 6.1.

Deze tabel toont een sensitiviteit die gelijk is aan  $28\% \left( \frac{CP}{CP+FN} \right)$ . De specificiteit bedraagt  $100\% \left( \frac{CN}{CN+FP} \right)$ .

		comp	
		+	-
r	+	11	18
	-	0	34

Tabel 6.1: Resultaat van PFIND op FLUT

IGLOIV bestaat uit 79 VCG's:

- 5 flutters
- 13 fibrilleren
- 3 AT
- 2 fibrilloflutter
- 56 sinusritmen e.a.

Tabel 6.2 geeft de resultaten weer, bereikt met PFIND.

		comp	
		+	-
r	+	3	3
	-	0	73

Tabel 6.2: Resultaat van PFIND op IGLOIV-bestand.

Worden de VCG's met AT en fibrilloflutter buiten beschouwing gelaten, dan ontstaan de tabellen 6.3 en 6.4 voor resp. FLUT en IGLOIV. Hierbij is ook het korte VCG in FLUT buiten beschouwing gelaten.

Als resultaat voor de beide bestanden samen - met uitzondering van AT, fibrilloflutter en het korte VCG uit het FLUT bestand - geldt tabel 6.5.

Samenvattend kan gezegd worden dat de flutterdetectie matig functioneert. In totaal worden 21 van de 32 flutters gemist. De specificiteit van 100% is in overeenstemming met de eis die daaraan gesteld wordt.

In het ritme diagnostiek programma zijn echter voorzieningen getroffen om in speciale gevallen toch de uitspraak "flutter" te kunnen doen. Van de 18 fout-negatieve VCG's uit het FLUT-bestand werden er 9 alsnog benoemd als flutter.

		comp	
		+	-
r e	+	9	18
	-	0	28

Tabel 6.3: Resultaat van PFIND op FLUT-bestand, zonder AT en fibrilloflutter.

		comp	
		+	-
r e	+	2	3
	-	0	69

Tabel 6.4: Resultaat van PFIND op IGLOIV-bestand, zonder AT en fibrilloflutter.

		comp	
		+	-
r e	+	11	21
	-	0	97

Tabel 6.5: Totaal testresultaat van PFIND.

Het percentage fout-negatieve flutterdetekties door PFIND is aanleiding geweest om een nieuwe methode te ontwikkelen. Deze methode is gebaseerd op de autocorrelatiefunctie.

$$\varphi_{xx}(k) = \frac{\sum_{i=0}^{N-1} x(i+k)x(i)}{\sum_{i=0}^{N-1} x^2(i)} \quad (6.1)$$

Met ( 6.1 ) wordt de zuivere schatter (unbiased) weergegeven van de genormeerde, niet-gecentreerde autocorrelatiefunctie (ACF) van het signaal  $x(i)$  (gemiddelde waarde nul) bij een vertraging (lag)  $k$ . Als het signaal  $x(i)$  periodiek is met periodetijd  $T$ , dan is de ACF bij een lag  $T$  en veelvouden hiervan gelijk aan 1.

Aangezien fluttergolven een periodiek karakter hebben, zal in de ACF van een (gefilterde) VCG een lokaal maximum optreden. Dit gebeurt bij een lag die overeenkomt met de periodetijd van de fluttergolven. In het verdere onderzoek is nagegaan aan welke voorwaarden dit lokale maximum moet voldoen om een betrouwbare detektie van fluttergolven te verkrijgen.

Na decimering van de bemonsterfrequentie tot 100 Hz wordt het signaal door een banddoorlaatfilter gevoerd (coeff.  $-1,0,+1$ ). Dit filter heeft 3 dB-punten bij 12.5 en 37.5 Hz. Dit filter wordt toegepast vanwege het differentierend karakter. Hierdoor wordt de gelijkspanning verwijderd, en kan de niet-gecentreerde ACF gebruikt worden.

#### Berekening ACF.

De QRS complexen in het VCG signaal leveren een grote bijdrage tot de variantie van het signaal. Door de QRS complexen weg te snijden, wordt de noemer in uitdrukking (6.1) kleiner. Het gevolg is dat de ACF dan meer informatie over de fluttergolven oplevert.

Het wegsnijden wordt bereikt door in het gedecimeerde en gefilterde signaal vanaf 30 msec voor het begin van een QRS complex, tot 30 msec na het einde van het QRS complex het signaal de waarde nul te geven. In principe is door dit wegsnijden de gemiddelde signaal amplitude niet meer gelijk aan nul. Het zal echter niet veel van nul verschillen, zodat de niet gecentreerde ACF een voldoende betrouwbare schatter zal zijn voor de werkelijke ACF.

Door het wegsnijden van de QRS complexen moet de ACF gecorrigeerd worden voor het verschillende aantal bemonsteringen dat in de teller en de noemer van (6.1) wordt gebruikt. Dit wordt bereikt door de zuivere (unbiased) schatter van de ACF te gebruiken (6.2a)

$$\varphi_{xx}(k) = \frac{R(k)}{N(k)} / \frac{R(0)}{N(0)} \quad (6.2a)$$

Hierin is:

$$R(k) = \sum_{i=0}^{N-1} x(k+i) x(i) \quad (6.2b)$$

en  $x(i)$  en  $x(i+k)$  niet in een QRS complex.



$$N(k) = \sum_{i=0}^{N-1} 1 \quad (6.2c)$$

waarbij  $i$  en  $i+k$  niet in een QRS complex.

$R(0)$  en  $N(0)$  als boven, maar met  $k=0$ .

Omdat het rekentechnisch sneller werkt is de onzuivere (biased) schatter van de ACF gebruikt volgens (6.3).

$$\varphi_{xx}(k) = R(k)/R(0) \quad (6.3)$$

Hierin wordt  $R(k)$  volgens (6.2b) berekend.

Voor een VCG met een konstante QRS-duur (QS) en een konstant RR-interval (RR) geldt voor de verhouding  $N(k)/N(0)$ :

$$N(k)/N(0) = 1 - QS/(RR-QS), \text{ met } QS < k < RR-QS$$

Als de hartfrequentie 90 pm bedraagt ( $RR=670$  msec) en  $QS=100$  msec dan is de verhouding  $N(k)/N(0)$  gelijk aan 0.8 .

Met de ACF volgens (6.3) is nagegaan aan welke voorwaarden het lokale maximum moet voldoen om een betrouwbare detektie van fluttergolven te krijgen.

#### Leerfase

Dit onderzoek richt zich op het zoeken naar drempelwaarden op grond waarvan gezegd kan worden of een VCG al dan niet flutter bezit. De parameters die bij deze beslissing worden gebruikt zijn de hoogten van de lokale maxima van de ACF. Omdat flutter een quasi-periodiek verschijnsel is, met meestal twee of drie F-golven in een hartcyclus, bezit de ACF hiervan minstens twee lokale maxima. Het eerste maximum dat van belang is, ligt in het interval tussen de 130 msec en de 300 msec. De hoogte ervan wordt CF1 genoemd.

In de buurt van tweemaal de lag waarbij CF1 optreedt, wordt het tweede lokale maximum gevonden. Dit wordt CF2 genoemd. De detektieparameters zijn de drempelhoogten die door de lokale maxima moeten worden overschreden, om tot de uitspraak flutter te komen.

Een derde parameter is de signaal lengte  $N$  in (6.2b) en (6.2c).

Er is onderzocht bij welke signaal lengte en drempelwaarde voor CF1 de beste scheiding tussen flutter en niet flutter wordt bereikt. Dit is gedaan op het boven beschreven bestand FLUT. Tabel 6.6 geeft de resultaten weer voor  $CF1=.2, .4, .5, .6, .7$  bij 15 sec signaal lengte.

Worden AT, fibrilloflutter en het korte VCG uitgezonderd dan ontstaat tabel 6.7 bij dezelfde parameter waarden als in tabel 6.6.

		+	COMP	-
r e f	+	20, 18, 15, 9, 4	8, 9, 12, 18, 23	
	-	0	34, 36, 36, 36, 36	

Tabel 6.6: Resultaat leerfase op FLUT  
CF1=.3,.4,.5,.6,.7; 15 sec signaal.

		+	COMP	-
r e f	+	19, 18, 15, 9, 4	8, 9, 12, 18, 23	
	-	0	28	

Tabel 6.7: Resultaat leerfase op FLUT  
CF1=.3,.4,.5,.6,.7; 15 sec signaal  
Geen AT of fibrilloflutter.

Vervolgens is het leerbestand uitgebreid met het IGLOIV bestand, om een groter aantal niet-flutters in het leerbestand te krijgen.

Het bestand FLUT is gedurende het onderzoek vervangen door het bestand FLUT2 omdat verschillende VCG's van FLUT verloren zijn gegaan.

Het bestand FLUT2 is een gedeelte van FLUT en bestaat uit 53 VCG's:

24 flutters

9 fibrilleren

3 AT

4 fibrilloflutter

13 sinusritmen e.a. (ook het korte VCG van 6 sec)

Allereerst is aan de hand van receiver-operator characteristic (ROC) curven nagegaan welke invloed de signaalengte heeft.

Het is gebleken dat er een optimale signaalengte bestaat voor de detektie van flutter m.b.v. CF1. Deze optimale signaalengte bedraagt 11 sec voor het leerbestand IGLOIV en FLUT2.

Dat er een optimale signaalengte bestaat, wordt veroorzaakt

door twee effecten. Door een langer signaal te gebruiken wordt de variantie in de golfvorm verminderd. De variantie in het flutterritme gaat dan sterker meespelen, hetgeen aanleiding geeft tot een uitsmering van de piek in de ACF.

In fig 6.1 is een scatterplot (verstrooiingsdiagram) weergegeven om de beslissingsgrenzen voor CF1 en CF2 te kunnen vaststellen. Hierbij is de signaallengte 11 sec.

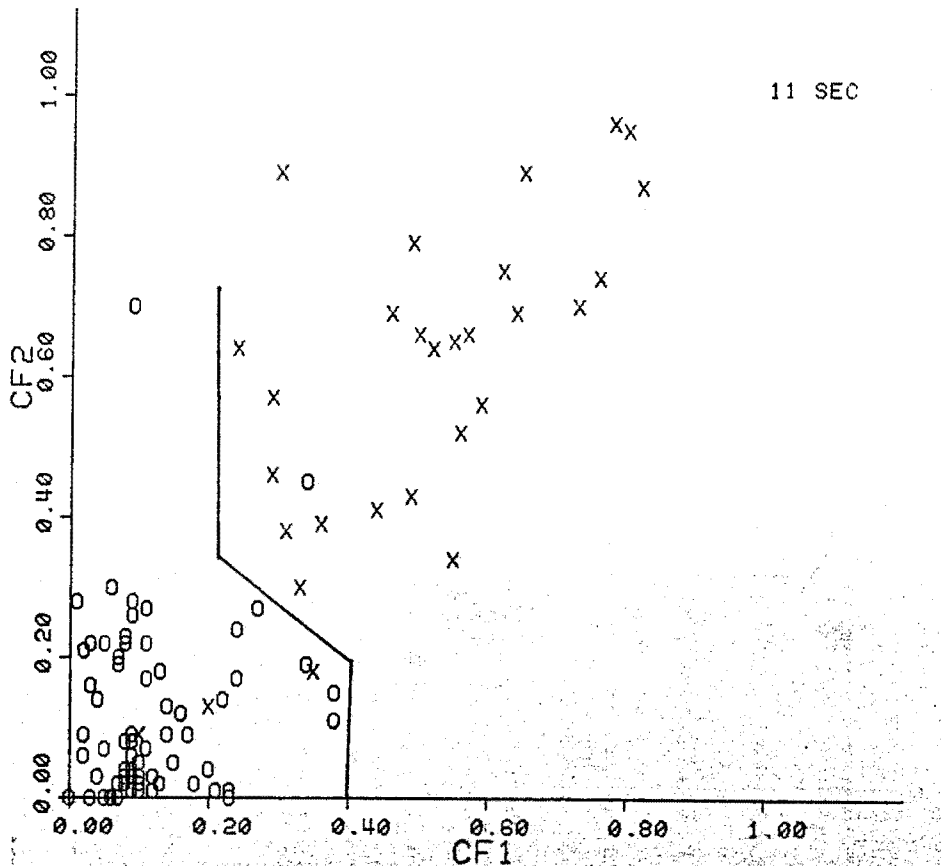


Fig 6.1: Resultaat leerfase op IGLOIV en FLUT2.

De beste scheiding tussen flutter en niet-flutter is eveneens aangegeven.

### Conclusie

Het is mogelijk om met de onzuivere schatter voor de ACF te detekteren of flutter in een VCG aanwezig is. Deze detektie berust op het onderzoeken of de lokale maxima in het interval tussen 150 en 300 msec en het maximum in de buurt van tweemaal de lag van het eerste maximum de drempelwaarden overschrijden. Het is gebleken dat er een optimale signaallengte bestaat als deze methode wordt toegepast. Op het gebruikte leerbestand is de methode toegepast en de resultaten zijn weergegeven in tabel

6.8.

		COMP	
		+	-
ref	+	26	3
	-	1	100

Tabel 6.8: Eindresultaat leerbestand IGL0IV en FLUT2.

Er zijn drie foutnegatieve detekties. Alle zijn het gevolg van een T-golf die de flutter golfvorm verdoezelt. Dit effect treedt op bij hoge hartritmen, en dan is er maar een fluttergolf zichtbaar. De foutpositieve detektie treedt op in een VCG met een konstant ritme van 150 slagen per minuut. Hier is er een zeer regelmatig patroon van T- en P-golven, zodat er een hoge correlatie ontstaat in het interval van 130 msec tot 300 msec.

#### Tekencorrelatie

Het nadeel van de boven beschreven methode is dat er veel rekentijd nodig is. Een snellere methode is het berekenen van de ACF van een ternair signaal, dat van het VCG signaal wordt afgeleid. Als dit ternaire signaal alleen de amplituden -1,0 en +1 bezit kunnen vermenigvuldigingen vervangen worden door optellen en aftrekken. De ontstane ACF wordt teken-ACF genoemd. Het probleem bij het maken van een ternair signaal is het vaststellen van een dode zone. Als het VCG amplituden bezit, die in deze zone vallen, dan krijgt het ternaire signaal hiervoor de waarde nul. Buiten de dode zone krijgt het ternaire signaal de waarde 1 als de amplitude van het digitale signaal boven de dode zone uit komt. Als de amplitude onder de dode zone ligt, krijgt het ternaire signaal de waarde -1. Als de dode zone om de nul ligt, is het teken van het ternaire signaal gelijk aan het teken van het gebruikte signaal, als de amplitude voldoende groot is.

Er is onderzocht hoe de dode zone moet worden gekozen om dezelfde detektie methode als bij de amplitude ACF te kunnen toepassen.

#### Bepaling dode zone.

Als de dode zone symmetrisch rond de nullijn wordt genomen, dan treden er problemen op bij de berekening van de ACF. Aangezien in het algemeen niet geldt dat

$P(x(i) > d) = P(x(i) < -d)$ , zal de gemiddelde waarde van het ternair signaal ongelijk aan nul zijn. Hierdoor kan een aanzienlijke bias in de schatter van de ACF optreden. De dode zone zal dus bepaald moeten worden aan de hand van de amplitude distributie van het banddoorlaat- gefilterde signaal, na wegsnijden van de QRS complexen.

Als leerbestand is weer de combinatie van FLUT2 en IGL0IV genomen.

Voor alle VCG's zijn de amplitude histogrammen bepaald.

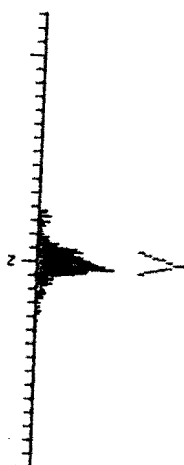


Fig.6.2: Het amplituden-histogram.

Fig 6.2 toont zo'n amplitude histogram. Vertikaal staat de amplitude uit, horizontaal het aantal malen dat een amplitude voorkomt. Voorts is met korte streepjes (markers) de cumulatieve amplitude verdeling weergegeven. Elke marker geeft een bepaald percentage van het totaal aantal amplituden aan. Van onder naar boven zijn weergegeven: 20%, 25%, 30%, 35%, 40%, 50%, 60%, 65%, 70%, 75% en 80%.

Door bijv. het 25% en 75% nivo van de amplituden te nemen als grenzen van de dode zone, kan het ternaire signaal worden bepaald.

Voor de vijf combinaties, 20%-80% t/m 40%-60%, is van elk VCG in het leerbestand de teken-AFC berekend. Vervolgens is met CF1, CF2 en de signaallengte N zoals gebruikt bij de amplitude ACF nagegaan, welke dode zone de beste scheiding tussen flutter en niet-flutter oplevert.

Het is gebleken dat met het 35% en het 65% nivo van de cumulatieve amplitude verdeling, nagenoeg dezelfde detektie resultaten worden verkregen als bij amplitude correlatie.

Conclusie teken correlatie

Het is mogelijk de correlatie techniek voor de detektie van flutter te versnellen, door het gedecimeerde en banddoorlaat gefilterde signaal om te vormen in een ternair signaal. De hierbij gebruikte dode zone grenzen moeten dan de 35ste en 65ste percentielen zijn uit de cumulatieve verdeling van de amplituden.

## Hoofdstuk 7: Detektie gekoppelde P-golven

In dit hoofdstuk wordt aandacht besteed aan het detekteren van gekoppelde P-golven. In de oude module PFIND wordt in het vooronderzoek gezocht naar absolute extremen in het interval van einde T tot begin QRS in het 100 Hz bandgefilterde signaal. Dit gebeurt in de subroutine EXTER. Indien de intervaltijden van deze extremen tot begin QRS clusteren (CLSPQ) worden gekoppel P-golven verondersteld (zie Hfd. 4).

In de bestanden ANT001 t/m ANT005, IGLOIV en FLUT (totaal 588 VCG's) zijn 84 VCG's gevonden (opgeslagen in PGOLF bestand), waarin de oude module PFIND geen gekoppelde P-golven kon detekteren. Van deze 84 uit het PGOLF bestand werden er 12 door een cardioloog beoordeeld als zijnde VCG's met gekoppelde P-golven. Het percentage foutnegatieve detekties bedraagt dus  $12/(544-84)=2.4\%$ .

Daarnaast treden er ook nog fouten op bij de lokalisatie van P-golven. In sommige VCG's wordt de indicatie van de P-golven gegeven op het einde van de voorgaande T-golf.

Beide fouten, het niet detekteren en het verkeerd lokaliseren, leveren uiteindelijk een verkeerde ritme uitspraak op. Plokker '55 konkludeert bij het testen van het interpretatie systeem op een ziekenhuis populatie, bestaande uit 1996 ECG's dat in 144 gevallen (=3%) een foute ritme uitspraak is gedaan welke werd veroorzaakt door fouten gemaakt door PFIND.

### De nieuwe methode.

Tijdens het vooronderzoek op de eerste 10 dominante QRS complexen worden lokale extremen bepaald in het TR segment. Hierbij is een nieuwe regressie formule toegepast:

$$IET = 25 + (IBQ12 - IBQ11)/6 + IBQ11.$$

Dit was :  $IET = 18 + 2*(IBQ12 - IBQ11)/9 + IBQ11$

Hierin is IET, einde Tgolf

IBQ11, begin van voorgaand QRS complex

IBQ12, begin actuele QRS complex

De regressie formule is bepaald aan de hand van ongeveer 300 VCG's. In deze VCG's is de QT-tijd bepaald voor het gemiddelde QRS complex.

Bovenstaande tijdindices hebben alle betrekking op het 100Hz systeem. Dit ontstaat na decimeren en toepassen van een bandfilter (4-12Hz). Gevolg van deze verandering is dat bij een hartfrequentie groter dan 48 pm het einde van de Tgolf voorafgaand aan het actuele QRS complex later wordt gedefinieerd dan eerst het geval was.

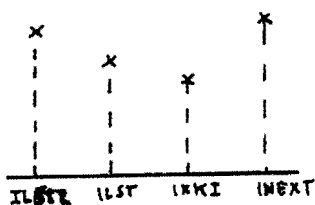


Fig. 7.1: Lokaal minimum

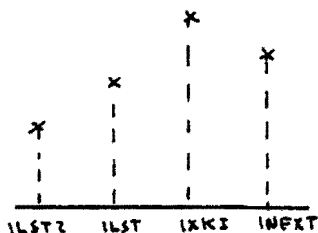


Fig. 7.2: Lokaal maximum

Een lokaal minimum is gedefinieerd door een bepaalde configuratie van sample-amplituden (fig. 7.1): als  $ILST2 > ILST$ , en  $ILST > IXKI$  en  $INEXT > IXKI$  dan is  $IXKI$  lokaal minimum.

Voor een lokaal maximum geldt (fig. 7.2): als  $ILST2 < ILST$ , en  $ILST < IXKI$  en  $INEXT < IXKI$  dan is  $IXKI$  lokaal maximum.

Door deze definitie worden extremen alleen als zodanig herkend als de afstand tussen twee extremen van hetzelfde type groter of gelijk aan 30msec is. De afstand tussen twee extremen van verschillend type moet groter of gelijk aan 20msec zijn. Als er in het gedifferentieerde signaal blokvormige pulsen voorkomen, wordt dat punt gekozen met de grootste tijdindex.

Als alle lokale extremen behorende bij de eerste 6 tot 10 dominante QRS complexen zijn gevonden, worden de afstanden van het lokaal extremum tot referentie punt (R-indikatie) uitgezet in een histogram. Dit gebeurt zowel voor elke afleiding als voor positieve als negatieve extrema afzonderlijk. Fig. 7.3a geeft een voorbeeld van zo'n histogram.

Op dit histogram wordt een window toegepast. De gevonden extremen kunnen van allerlei aard zijn. Het signaal is digitaal en het VCG is behept met storingen zoals spieractiviteiten. Als de P-golven werkelijk gekoppeld zijn, moeten de betreffende extremen in het bandpass-gefilterde signaal allemaal op een vaste afstand van het referentie punt liggen. Door afrondingen bij het decimeren kan er een spreiding in de positie van het extremum van een sample optreden. Daarom wordt er een window van 3 samples breed genomen om op het histogram toe te passen. Er worden minimaal 6 dominante QRS complexen meegenomen in het



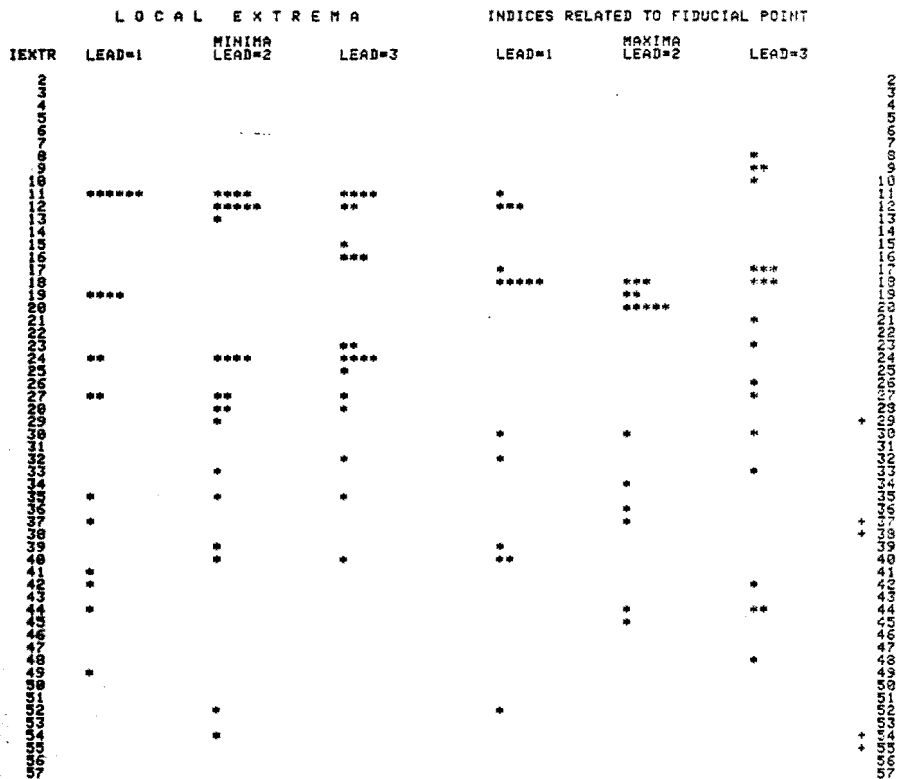


Fig. 7.3a: Histogram van lokale extremen vooronderzoek. Als er sprake is van gekoppelde P-golven, dienen er binnen het window evenveel elementen als QRS complexen aanwezig te zijn.

Nadat dit window voor elk type extremum en in elke lead is toegepast, resteert een geschoond histogram voor elke afleiding en elk type extremum. Fig. 7.3b toont zo'n histogram. Dit histogram geeft aan of er bij een bepaalde positie IEXTR (t.o.v. het referentie punt) een clustering optreedt van lokale extremen in de TR-intervallen van de gebruikte dominante QRS complexen.

Als er bij een positie IEXTR in het histogram een cluster optreedt van N (>5) elementen, dan betekent dit dat voor elk van de N dominante QRS complexen een lokaal extremum optreedt. De afstand van het werkelijke extremum tot referentiepunt (R-top) bedraagt dan:

$$( IEXTR +/- 1 ) * 10msec$$

In de TR intervallen van de overige dominante QRS complexen vindt de P-golf detectie plaats in de afleiding waarvoor het histogram aan de gestelde voorwaarden voldoet. Indien op de

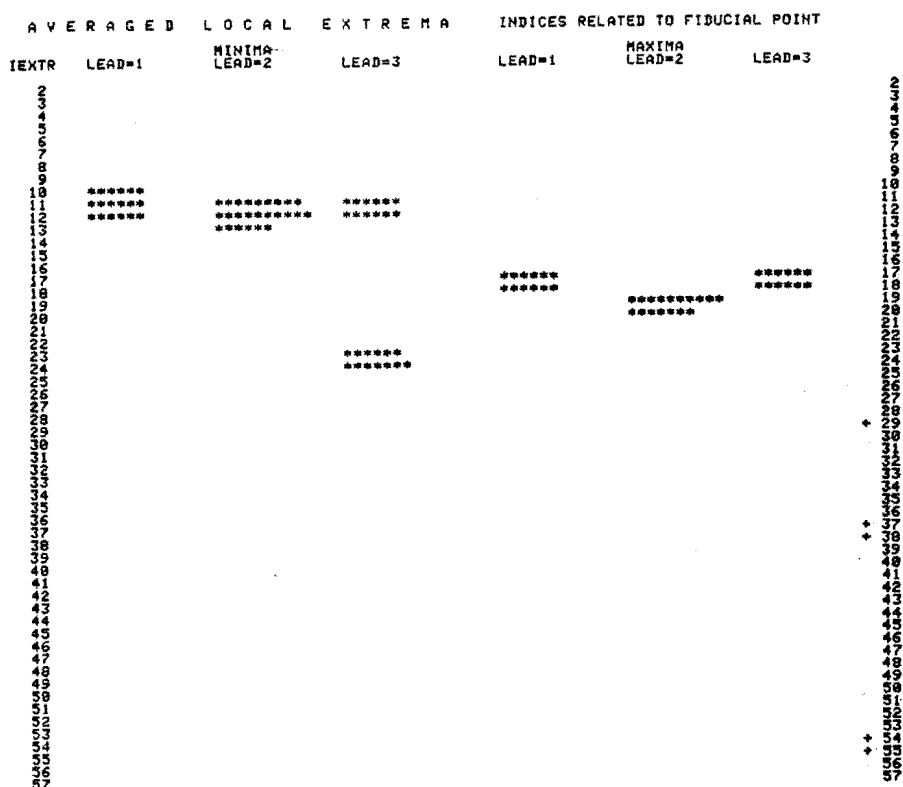


Fig. 7.3b: Histogram (fig. 7.3a) na toepassen van het window.

afstand IEXTR +/- 1 een lokaal extremum wordt gevonden, wordt ook in dat TR interval een P-golf gedetekteerd.

Resultaten

Er is een bestand samengesteld (PGOLF) van 84 VCG's, waarin de oude module PFIND geen gekoppelde P-golven kon detekteren. Hiervan zijn er 12 foutnegatief geweest. Op dit PGOLF-bestand is de nieuwe methode van lokale extremen toegepast, evenals op de bestanden waarin de oude PFIND wel gekoppelde P-golven detekteerde. Het resultaat hiervan was (tabel 7.2) dat de P-golven die wel door de oude module werden gedetekteerd, ook met de nieuwe methode werden gedetekteerd. De P-golven die niet door de oude module werden gedetekteerd, werden wel gedetekteerd door de nieuwe methode.

Pat.	computer	referentie	verandering
300	Fibr	ST	++
306	AF	SR + VES	++
314	SB + SVES	SR	++
9056	Ect.+SVES	Ect	++
9089	Fibr	SR	++
9232	SR/Blok	SR	?
	QRS mis		
9265	SR	SR	==
2278	2:1 blok	2:1 blok	==
2794	AF	AF	==
7017	Fibr	SR + 1'AV	++
3837	SR+ multf.VES	SR + VES	==
3743	AF	AF	-- *

( ++: beter ; ==: gelijk ; --: slechter ; ?: onbekend )

\* : Het verschil tussen 2794 en 3743 is dat het laatste VCG nog net aan de criteria voor flutter voldoet, terwijl met de oude PFIND ruim aan de criteria werd voldaan.

Tabel 7. 1: Foutnegatieve detekties van PFIND.

Tabel 7. 1 geeft een overzicht van deze 12 foutnegatief geïnterpreteerde VCG's. De kolom "verandering" geeft aan hoe de diagnose verandert als de P-golf wel wordt gedetekteerd. In een geval is deze verandering niet bekend omdat de foute interpretatie tevens veroorzaakt werd door gemiste QRS complexen.

	oud		NIEUW	
	+	-	+	-
r	504	10	514	0
e				
f	0	42	0	42

Tabel 7. 2: Resultaat P-golf detektie.

In tabel 7.2 is het resultaat weergegeven wanneer de lokale extremen methode wordt toegepast bij detektie van P-golven. Hierbij zijn de VCG's met flutter niet meegenomen, omdat de flutter detektie los staat van de detektie van gekoppelde P-golven.

De invloed van de P-golf detektie op de diagnose wordt weergegeven in tabel 7.3.

Ook hier zijn de VCG's met flutter niet betrokken bij de evaluatie van de P-golf detektie.

		nieuwe methode *	
		+	-
Oude meth.	+	3	1
	-	6	1

\*) Een onbekende diagnose verandering

Tabel 7. 3: Invloed van gekoppelde P-golf detektie op de diagnose.

## Literatuur

---

- 1 S.J. Hengeveld, and J.H. van Bommel  
Computer detection of P-waves  
Comp. Biomed. Res. 9:125 (1976)
- 2 New York Heart Association:  
Nomenclature and criteria for the diagnosis of  
diseases of the heart and great vessels.  
Little, Brown and Company, Boston,  
7th edition (1973)
- 3 R.E. Phillips and M.K. Feeney,  
The cardiac rhythms: a systematic approach to  
interpretation  
W.B. Saunders Company, Philadelphia (1973)
- 4 H.W.M. Plokker, J.L. Talmon, S.J. Hengeveld and  
R.A.F. Pronk:  
The modular ECG/VCG interpretation system:  
some evaluation results  
Progress report, dec. '78 no.6
- 5 H.W.M. Plokker:  
Cardiac rhythm diagnoses by digital computer  
Ph.D-thesis, 1978
- 6 B. Widrow, J.R. Glover, J.M. McCool, J. Kaunitz,  
C.S. Williams, R.H. Hearn, J.R. Ziedler,  
E. Dong, Jr and R.C. Goodlin  
Adaptive noise cancelling: Principles and applications  
Proceedings of the IEEE, vol. 63, No. 12, december 1975

BIJLAGE 1

FLOWDIAGRAMMEN MODULE PFIND

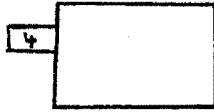
BEHORENDE BIJ HOOFDSTUK 4

AFSTUDEERVERSLAG

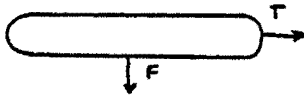
A. VAN LINGEN

GEBRUIKTE SYMBOLEN :

LABEL AANDUIDING



IF STATEMENT



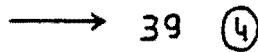
SUBROUTINE CALL



onderstreept argument: output-variabele

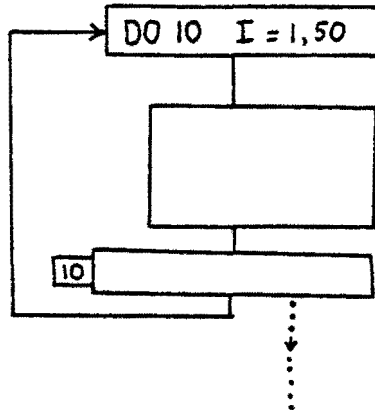
niet onderstreept argument: input-variabele

CONTINUERING



vervolg: label 39, op pagina 4

DO-LOOP



vervolg als do-loop is beëindigd

```

N3=3
IGROUP = ISYST(4)
PLINQ = .FALSE.
    
```

```

DO 5 MP=1,50
  5 IP(MP) = 0
    
```

```

DO 6 I=1,6
  6 IRELY(I) = 0
    
```

```

MQ1=1 ; MQ2 = ILAST(2*IGROUP)
LIMIT = MQ1 + 49
    
```

```

MQ2 > LIMIT ?
  T → MQ2 = LIMIT
  F →
    
```

```

DATIN( IBQRS, MQ1, MQ2, IGROUP )
DATIN( IQRS, MQ1, MQ2, IGROUP )
DATIN( IEQRS, MQ1, MQ2, IGROUP )
    
```

```

7 IBQRS(MQ2) ≠ 0 ?
  T → MQ2 = MQ2 - 1
  F →
    
```

```

8 MQ1 = MQ1 + 1
  IBQ1 = IBQRS(MQ1 - 1)
    
```

```

IBQ = 0 ?
  T →
  F →
    
```

```

ICODE = 0
    
```

```

MQ1 > MQ2 ?
  T → 200
  F →
    
```

```

CONSEX = .FALSE.
IRR = (IBQRS(MQ2) - IBQ1) / (MQ2 - MQ1) * N3
    
```

```

LVHIS(ICRS, 0, IHIST)
    
```



BEPALING EXTREMEN  
EN NIVO-OVERSCHRIJDINGEN

