

**ESCOLA TÈCNICA SUPERIOR D'ENGINYERS
INDUSTRIALS DE BARCELONA (UPC)**

Institut de Cibernètica

**NOVES TÈCNIQUES EN L'ANÀLISI DEL
SENYAL ELECTROCARDIOGRÀFIC:
APLICACIÓ A L'ECG D'ALTA
RESOLUCIÓ.**

Autor: Raimon Jané Campos
Director: Antonio Bayes

Juny 1989

Capítol 3

DETECCIÓ DE COMPLEXOS QRS EN SENYALS ECG

3.1 INTRODUCCIÓ

Una de les fases essencials en qualsevol sistema d'anàlisi del senyal electrocardiogràfic mitjançant ordinador és la detecció dels complexos QRS. Resulta especialment important el reconeixement del QRS, perquè és el conjunt d'ones més característic del cicle cardíac i per tant permet la determinació fiable de l'activitat corresponent a cada batec.

L'acurada detecció del QRS és un problema molt general, ja que en diversos instruments clínics és una de les etapes de processat fonamental. Entre ells es poden destacar els equips de mesura del ritme cardíac, marcapassos implantables, dispositius de detecció d'arrítmies i equips d'anàlisi de senyals ECG de Holter.

L'existència de totes aquestes aplicacions ha fet que en els darrers anys s'hagin efectuat unes aportacions valuoses en aquest sentit, i que en l'actualitat continui essent un important tema de recerca.

La detecció del QRS és un problema difícil, degut a la variabilitat de morfologia d'aquest complex tant en els subjectes normals com en els patològics. A més a més el senyal es troba freqüentment contaminat per soroll d'origen biològic, com l'activitat

electromiogràfica deguda al moviment muscular, i d'altres orígens: interferència de 50 Hz, artefactes generats pel moviment relatiu entre els elèctrodes i la pell, o la interferència de radio-freqüència generada pels equips d'electrocirurgia (Thakor i altres, 1984). Addicionalment altres ones de l'ECG (P i T) poden presentar en ocasions una gran magnitud i alta freqüència, de manera que la seva morfologia sigui molt similar a la del QRS.

Recentment s'ha publicat una proposta de classificació dels algorismes de detecció del QRS (Gritzali, 1988) en tres grups:

- (a) no sintàctis (Fraden i Neuman, 1980; Delvin i altres, 1982).
- (b) sintàctis (Udupa i Murthy, 1980; Belforte i altres, 1979; Papakonstantinou i altres, 1986).
- (c) híbrids (Birman, 1982; Birman, 1983).

En el present estudi s'està especialment interessat en disposar d'algorismes que permetin el processat de gran quantitat de batecs en un temps raonablement curt. Per això s'han escollit els algorismes de tipus no sintàctic, ja que en la majoria de casos presenten una senzillesa superior que permet una major velocitat de processat.

Diversos autors han estudiat el problema en aquesta línia, i han proposat diferents algorismes realitzats en *hardware* o *software*. Es poden distingir dos grans grups de detectors. Uns pretenen la determinació d'un punt de referència molt precís, encara que només puguin aplicar-se amb garantia a senyals obtinguts en situació gairebé òptima (en repòs i amb una bona relació senyal-soroll). Aquest tipus de detectors, que formarien part dels mètodes d'alineament, no es consideraran en aquest capítol ja que es desitja un altre tipus de detector més robust. No obstant es descriuran detalladament en el proper capítol. Els detectors de l'altre grup tenen per objectiu principal la detecció del senyal; encara que sigui menor la precisió en la definició de l'instant concret de presència del senyal. Per contra permeten el reconeixement dels QRS també en situacions menys favorables (existència d'activitat muscular, artefactes de moviment i important nivell de soroll).

En aquest capítol es presenta una descripció de l'esquema habitual d'un detector d'aquestes característiques, indicant les solucions escollides més freqüentment. A

continuació es descriu el detector de complexos QRS proposat, detallant els punts més significatius. Finalment es mostra una aplicació a diversos senyals electrocardiogràfics reals, per tal de comprovar les prestacions del detector en diverses situacions d'ECG patològics amb morfologies diferents.

3.2 DESCRIPCIÓ DELS MÈTODES DE DETECCIÓ

La majoria dels sistemes detectors de QRS realitzats en *software*, que segueixen l'aproximació no sintàctica, consten de dos subsistemes: preprocessat i regla de decisió (Pahlm i Sörnmo, 1984).

El propòsit del preprocessat és emfasitzar els complexos QRS mentre que el soroll i els artefactes es veuen reduïts. Normalment aquest subsistema es pot dividir en dues etapes: filtrat lineal i transformació no lineal (figura 3.1).

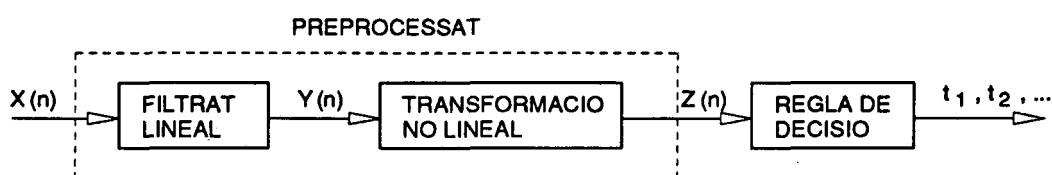


Figura 3.1: Diagrama de blocs d'un detector de complexos QRS.

La sortida del detector t_1, t_2, \dots indica les estimacions dels instants temporals de presència dels QRS detectats.

A continuació es fa una revisió de les opcions proposades en diversos estudis per a cadascuna d'aquestes etapes.

3.2.1 Filtrat lineal

Els primers intents d'obtenció d'un senyal més apropiat, per a l'aplicació de la regla de decisió, han emprat la derivada primera de l'ECG (Holsinger i altres, 1971; Bolton i Coleman, 1981). L'objectiu de l'aplicació de la derivada és remarcar les components del QRS, que són de major freqüència que les altres ones de l'ECG. No obstant aquest planteig comporta limitacions importants, ja que la derivada realça les altes freqüències i per tant també el soroll present. Per això, aquesta elecció només serà adequada pels ECG obtinguts en repòs i que tinguin una bona relació senyal-soroll.

L'altra solució considerada és la realització d'un filtrat passa-banda. Com que el contingut freqüencial del QRS està bàsicament entre 5 i 30 Hz (Thakor i altres, 1984), un filtre amb una banda de pas dins d'aquest interval compliria els objectius d'aquesta etapa. Cal destacar que altres ones característiques de l'ECG, com les ones P i T, tenen una banda freqüencial que s'estén fonamentalment de 0.05 fins a 8 Hz.

Un filtre lineal passa-banda per a aquesta aplicació no ha de presentar unes especials característiques en la banda de transició. De totes maneres en les baixes freqüències, ha de combinar l'èmfasi en la detecció dels QRS, encara que siguin de baixa amplitud, minimitzant la detecció de les ones P i T de gran amplitud. En les altes freqüències ha de suprimir els artefactes de moviment sense perdre els QRS d'alta freqüència.

Amb aquestes restriccions s'han publicat diversos tipus de filtres amb estructures senzilles que permeten un temps curt de processat. Això és imprescindible quan es consideren aplicacions de visualització d'ECG en temps real o quan el nombre de batecs a processar és molt elevat.

La majoria de filtres passa-banda proposats són de tipus FIR (resposta impulsional finita). Entre ells destaca el suggerit per Börjesson i altres (1982) que ha estat emprat posteriorment per diversos autors (Pahlm i Sörnmo, 1984). La resposta impulsional d'aquests filtres és

$$h(n) = Z^{-1} \{ (1 - z^{-K})(1 + z^{-1})^L \} \quad (3.1)$$

on K i L són dos paràmetres enters i $Z^{-1} \{ \}$ és la transformada Z inversa. El primer terme d'aquest filtre efectua una acció derivativa, mentre que la segona realitza un filtrat passa-baix. Amb la selecció dels paràmetres K i L es pot ajustar la banda de pas i adaptar el filtre per a cada freqüència de mostreig.

Un altre filtre passa-banda per al preprocessat de l'ECG és el presentat per Kunt i altres (1982). Aquest consisteix en dos filtres en cascada, el primer per reduir les variacions de la línia de base, i eliminar la freqüència de 50 Hz, i el segon per emfasitzar el pendent del complex QRS. El primer està compost per quatre filtres de mitjana mòbil. Així el senyal de sortida $y(n)$, corresponent al primer filtre, per a un senyal d'entrada $x(n)$ ve donat per

$$y(n) = \frac{1}{K_1^2} \left(\sum_{m=n-K_1+1}^n \sum_{k=m-K_1+1}^m x(k) \right) - \frac{1}{L_1^2} \left(\sum_{m=n-L_1+1}^n \sum_{k=m-L_1+1}^m x(k) \right) \quad (3.2)$$

on K_1 i L_1 són dos paràmetres enters que defineixen la longitud del filtre. El segon filtre segueix una estructura de filtre derivatiu.

3.2.2 Transformació no lineal

L'objectiu a assolir en aquesta etapa és l'obtenció d'un pic positiu per a cada QRS. D'aquesta manera, l'existència d'un lliandar o un detector de pics en una etapa posterior permetrà el reconeixement de la presència d'un QRS. Caldrà tenir en compte que també en aquesta etapa els QRS hauran de quedar remarcats enfront les ones P i T, i el soroll o els artefactes.

S'han publicat certes aproximacions a les transformacions no lineals, de caràcter específic (Murthy i Rangaraj, 1979; Okada, 1979). Sembla interessant, però, fer un plantejament més general.

En aquest sentit s'ha suggerit la consideració d'una certa similitud entre el problema de detecció del QRS en l'ECG i la separació de segments sonors de segments de silenci en senyals de veu (Pahlm i Sörnmo, 1984). Una bona revisió d'aquest problema de processat es pot trobar a Rabiner i Shafer (1978) on, entre altres, es proposen tècniques d'anàlisi de senyals de curta durada.

Amb aquesta idea s'ha considerat pel cas de la detecció del complex QRS la següent transformació

$$z(n) = \sum_{k=n-N+1}^n y^2(k) h_e(n-k) \quad (3.3)$$

on $h_e(n)$ és la resposta impulsional finita d'un filtre de durada N , i $y(n)$ pot ésser el senyal ECG original o després de filtrar. Aquest nou senyal $z(n)$, obtingut a partir del

senyal quadràtic filtrat pot interpretar-se com una expressió de l'energia de senyals de curta durada.

Seguint aquest planteig general, s'han publicat diverses alternatives respecte a la selecció del senyal $y(n)$ i al filtre aplicat $h_e(n)$. Ligtenberg i Kunt (1983) van proposar el càlcul de $z(n)$ emprant un filtre

$$h_{e_1}(n) = \begin{cases} 1 & n = 0, \dots, N-1 \\ 0 & \text{altres valors de } n \end{cases} \quad (3.4)$$

Murthy i Rangaraj (1979) van considerar com senyal la primera derivada elevada al quadrat i com filtre

$$h_{e_2}(n) = \begin{cases} N - n & n = 0, \dots, N-1 \\ 0 & \text{altres valors de } n \end{cases} \quad (3.5)$$

Amb aquesta proposta el detector resulta excessivament sensible al soroll d'altres freqüències. Per això van modificar la seva proposta inicial, prenent un filtre:

$$h_{e_3} = h_{e_1} * h_{e_2} \quad (3.6)$$

Entre altres tipus d'aproximacions considerades per a la transformació no lineal de l'ECG es poden citar, per exemple, la representació de l'envolvent de l'ECG basada en la transformada de Hilbert discreta (Nygards i Sörnmo, 1983), o la formulació d'un model paramètric de l'ECG, considerant la detecció com un problema d'estimació òptima (Börjesson i altres, 1982).

Comparant els diversos mètodes que s'han presentat en aquest apartat, es pot afirmar que l'obtenció d'energia de senyals de curta durada és la tècnica que millor elimina el soroll de fons present en l'ECG (Pahlm i Sörnmo, 1984). Per contra, en cas de presència d'ones T de gran magnitud també queden realçades.

Aquesta aproximació sembla doncs, la més interessant segons el compromís entre les prestacions obtingudes i la seva complexitat. Caldria però, incorporar un cert mecanisme de discriminació de les ones T per tal d'evitar falses deteccions.

3.2.3 Regla de decisió

En els detectors de QRS sempre cal una etapa on s'aplica la regla de decisió després del preprocessat. Per a determinar la presència o no d'un complex QRS es considera

habitualment un llindar d'amplitud, que pot ésser fix o adaptatiu. La solució adoptada és, en general, la dels llindars adaptatius, ja que la morfologia i amplitud del QRS són variables en el temps, i poden canviar ràpidament en breus instants.

Sovint la durada temporal de l'ona a detectar també es té en compte per a la decisió. Hi ha altres aspectes addicionals que s'han emprat així mateix en la detecció de QRS.

En primer lloc el fet que els batecs segueixin un ritme cardíac fa que un cop detectat un QRS, el proper no pugui presentar-se en qualsevol instant. Per això certs detectors utilitzen llindars variables en el temps, que permeten rebutjar ones T de gran amplitud, i per contra detectar QRS de petita amplitud. Una selecció d'aquests llindars variables porta a l'establiment de períodes refractaris¹ on no es considera la detecció del QRS (Shah i altres, 1977; Dillman i altres, 1978).

Altres tipus d'informació a tenir en compte per a una millor detecció és l'estudi del nivell de soroll. Amb la mesura d'aquest nivell es pot localitzar, i ocasionalment excloure, els fragments amb excessiu soroll; o bé indicar que les deteccions seran en aquests segments menys fiables de lo habitual (Pahlm i altres, 1981). Una alternativa més elaborada és la utilització de les mesures de soroll i del senyal en l'actualització dels llindars (Ligtenberg i Kunt, 1983; Pan i Tompkins, 1985) que fan més robusta la regla de decisió.

Un altre refinament de certs detectors és la possibilitat de fer cerques retrospectives² (Devlin i altres, 1982). Aquesta tècnica està basada en la hipòtesi que l'interval R-R té certes variacions, però no augmenta sobtadament. Aleshores un increment molt gran de l'interval R-R s'interpreta com una possible errada en la detecció en els instants anteriors. Llavors s'inicia un nou procés de detecció amb valors menors dels llindars, que permetin el reconeixement d'un possible QRS de menor amplitud que hauria quedat ignorat.

¹Anomenats períodes "eye-closing", segons la notació anglesa

²També es citen com cerques de tipus "search-back"

3.3 CARACTERITZACIÓ I REALITZACIÓ DEL DETECTOR

A continuació es descriu el detector de complexos QRS proposat i desenvolupat en aquest treball. Aquest detector està basat en els treballs previs de Ligtenberg i Kunt (1983), i Pan i Tompkins (1985). Es fa especial èmfasi en la descripció de l'algorisme, detallant les millores introduïdes tant en el plantejament com en l'aplicació, per tal d'adaptar-ho a les necessitats de l'electrocardiografia d'alta resolució.

3.3.1 Característiques de l'algorisme de detecció

El detector de QRS considerat en aquest treball és de tipus no sintàctic i realitzat en *software*. Consta dels dos subsistemes de processat habituals: preprocessat i regla de decisió. A més a més s'ha incorporat una etapa addicional de postprocessat, on s'efectua una selecció dels QRS detectats, en funció de la seva morfologia. A continuació es descriuen els diferents subsistemes que componen el sistema de detecció, seguint aquest esquema general, i es detallen les fases d'aplicació d'aquest algorisme a un cas real.

3.3.1.1 Preprocessat

Consta d'una primera etapa de filtrat lineal (figura 3.2), formada per dos blocs:

- filtrat passa-banda, configurat com un filtre passa-alt i un filtre passa-baix en cascada.
- derivació.

D'aquesta manera amb el filtrat passa-banda es redueix la banda de pas a uns valors propers al contingut freqüencial del QRS. Posteriorment amb la derivació es remarca la informació pròpia del pendent del QRS.

En una segona etapa s'efectua una transformació no lineal (figura 3.3), que consta dels següents blocs:

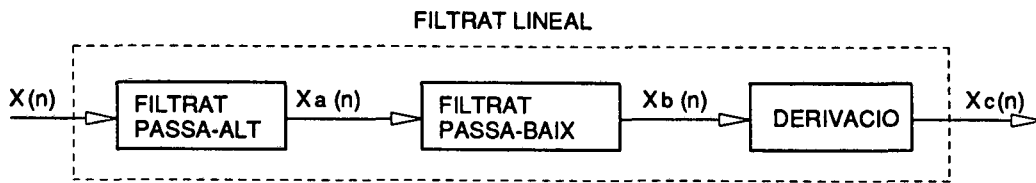


Figura 3.2: Diagrama de blocs de l'etapa de filtrat lineal del detector de QRS

- càlcul del valor quadràtic.
- filtrat de mitjana mòbil.
- derivació.

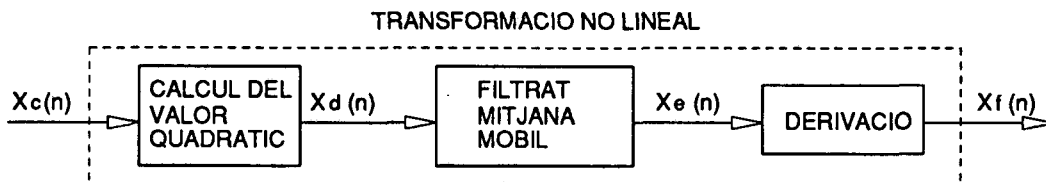


Figura 3.3: Diagrama de blocs de l'etapa de transformació no lineal del detector de QRS

Els dos primers recullen la idea apuntada en l'apartat anterior de l'ús de la transformació d'energia de senyals de curta durada, mentre que el bloc de derivació s'utilitza per facilitar la cerca dels màxims del senyal generat pels blocs anteriors.

El procés de càlcul del valor quadràtic intensifica els pendents i per tant permet una millor discriminació dels QRS respecte a les ones T. Quant al filtrat de mitjana mòbil, facilita l'extracció d'informació del pendent i l'amplada del QRS.

En la figura 3.4 es mostra un fragment d'un senyal ECG real i els senyals obtinguts després de cadascuna de les etapes de processat citades. Pot observar-se com el senyal recollit a les últimes etapes del bloc de preprocessat no conté pràcticament altra informació que la relativa als complexos QRS. En l'apartat 3.4 es mostraran diferents casos on es comprovaran les prestacions d'aquest detector en situacions més desfavorables.

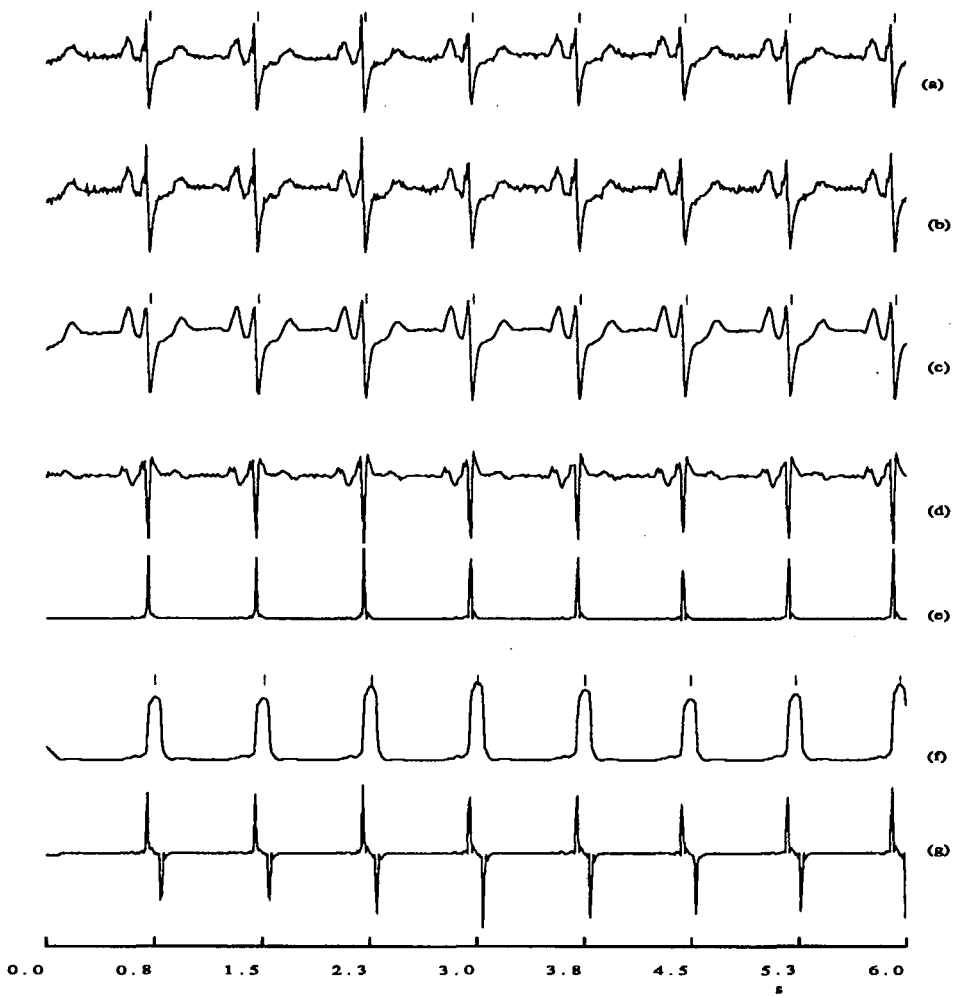


Figura 3.4: Senyals obtinguts en les diferents etapes de processat del detector de QRS aplicat a un ECG normal.

- a) ECG original ($X(n)$). b) Sortida del filtre passa-alt ($X_a(n)$).
 c) Sortida del filtre passa-baix ($X_b(n)$). d) Sortida del bloc de derivació ($X_c(n)$). e) Sortida del bloc de càlcul del valor quadràtic ($X_d(n)$). f) Sortida del bloc de filtrat de mitjana mòbil ($X_e(n)$).
 g) Sortida del bloc de derivació ($X_f(n)$).

Els segments verticals indicats en els senyals (a), (c) i (f), representen l'instant on s'ha produït la detecció

3.3.1.2 Regla de decisió

En la caracterització de la regla de decisió s'ha adoptat l'ús de lindars adaptatius, que ajusten automàticament la seva amplitud en funció de les característiques del senyal.

Per tal de fer més robust i fiable l'algorisme de detecció s'ha optat per una estructura de dues sèries de lindars. Una aplicada al senyal ECG filtrat passa-banda, i l'altra al senyal obtingut amb la transformació no lineal després del filtrat de mitjana mòbil.

Les dues sèries de lindars segueixen un procés d'adaptació que té en compte els successius valors dels pics, tant de senyal com de soroll, que han estat detectats en els instants processats anteriorment. Aquesta capacitat d'adaptació és fonamental, perquè l'algorisme de detecció de QRS tingui un funcionament correcte en senyals ECG de pacients amb diferents morfologies, i també en canvis ràpids del senyal en un mateix pacient.

Interessa especialment disposar d'un algorisme amb una bona sensibilitat de detecció, per tal de reduir al màxim el nombre de falsos negatius (QRS presents, però no detectats). Per això s'han incorporat a l'algorisme diversos mecanismes per tal de recuperar batecs no detectats en una primera iteració.

En primer lloc, cada sèrie de lindars en consta de dos, l'un de doble amplitud que l'altre. Ambdós s'adapten simultàniament al llarg del temps, però només el d'amplitud major és l'emprat habitualment en la decisió. Quan s'ha superat àmpliament la durada mitjana de l'interval R-R actual, i no s'ha detectat un nou batec, l'algorisme inicia un procés "search-back". Aleshores s'efectua una cerca retrospectiva d'un QRS, però emprant el lindar de menor amplitud. S'ha comprovat experimentalment que la realització d'aquesta segona iteració permet la recuperació de gran quantitat de QRS no detectats en un primer moment.

Addicionalment es realitza un seguiment dels valors de l'interval R-R, considerant el valor mig i la tendència mostrada en els darrers batecs. Així es pot seguir la variabilitat del ritme cardíac, tot i en cas de sobtades variacions, a més a més de tenir un bon criteri a l'hora d'activar el procés de cerca retrospectiva.

Tots aquests mecanismes descrits augmenten la sensibilitat de l'algorisme. Cal incorporar certs controls per tal que això no porti a la detecció de falsos positius

(pics detectats com a QRS, però que no ho són realment). En aquest sentit s'ha considerat la presència d'un període refractari de 200 ms en la detecció dels QRS. Això permet la inhibició de la detecció en un fragment de temps, després d'un QRS detectat correctament, on no és possible fisiològicament l'aparició d'un nou complex. D'aquesta manera s'evita el cas que un mateix QRS de llarga durada doni lloc a dues deteccions, o bé que altres artefactes en generin també una. Un cop superat el període refractari, el mecanisme de detecció queda habilitat per a la resta de temps fins a un nou QRS.

Finalment cal remarcar que s'ha incorporat a l'algorisme un altre procés de confirmació dels complexos QRS, per tal de discriminar-los d'ones P o T de gran amplitud. Així, per a cada pic detectat i proposat com a possible QRS, es realitza un test de pendent per verificar el tipus d'ona que es tracta. Cal recordar que les ones P i T es caracteritzen per tenir un pendent menor que els QRS, tot i que puguin tenir una amplitud comparable.

3.3.1.3 Postprocessat

Els dos subsistemes de processat descrits anteriorment constitueixen el que seria un detector de QRS de propòsit general, que tingüés per objectiu la detecció de tots els batecs presents en un senyal ECG real. En l'aplicació d'aquest treball la situació és ben diferent, ja que es pretén el processat d'ECG d'alta resolució.

L'objectiu és la discriminació dels batecs normals dels que presenten formes molt diferents (extrasístoles ventriculars, batecs en presència d'un artefacte de moviment), ja que com s'ha comentat en capítols anteriors interessa rebutjar els batecs que presenten una forma substancialment diferent.

Amb aquest propòsit s'ha incorporat una etapa de selecció de batecs a cadascun dels senyals processats pels lliminars: el senyal filtrat passa-banda i el senyal obtingut després del filtrat de mitjana mòbil. En aquests blocs es fa una avaluació de l'amplitud del senyal, i es rebutgen en tots dos casos els batecs que presenten una amplitud que discrepa més del 30% de l'amplitud de la mitjana.

Complementàriament, es verifica un altra característica pel senyal filtrat amb una mitjana mòbil. Així el bloc de selecció incorpora una valoració de la durada d'aquest senyal quan pren valors no nuls, que és un indicatiu de l'energia del batec detectat.

Desviacions del valor mitjà en més d'un 15% fan que el batec en qüestió sigui també rebutjat.

Un cop s'ha fet la selecció dels QRS en tots dos senyals, seguint els criteris descrits, s'aplica un bloc de confirmació de l'existència del complex QRS detectat. Per això es valida que la posició temporal trobada en ambdós senyals no discrepi en més d'un cert interval. Si s'arriba a aquesta coincidència, el complex QRS queda finalment acceptat.

En la figura 3.4. s'ha mostrat un senyal ECG real on s'indicaven les posicions dels QRS detectats en els dos senyals processats, i les posicions finalment detectades després del postprocessat.

3.3.1.4 Fases d'aplicació de l'algorisme

A l'hora de considerar l'algorisme de detecció descrit, cal destacar les diferents fases d'aplicació:

- (a) *Fase d'aprenentatge inicial.* L'algorisme tracta un fragment inicial del senyal després del preprocessat. Es calculen els valors inicials dels llindars, així com dels pendents de les ones QRS, que serviran de referència pels propers pics detectats.
- (b) *Fase d'aprenentatge-de-l'interval R-R.* Després de les primeres deteccions s'efectua una definició inicial del ritme cardíac. Per això cal detectar un mínim de batecs correctes.
- (c) *Fase de detecció.* És la fase on realment s'efectua la detecció, mitjançant l'aplicació dels diferents blocs de processat descrits en apartats anteriors.

3.3.2 Descripció de l'algorisme

Un cop descrites les característiques generals de l'algorisme de detecció, es descriuen detalladament en aquest apartat els aspectes tècnics d'aplicació.

Així es mostren els filtres digitals seleccionats en el subsistema de preprocessat, i es formalitza l'algorisme tant per la regla de decisió com pel postprocessat.

3.3.2.1 Preprocessat

Filtrat passa-banda

Per a aquest bloc s'ha proposat el disseny d'un filtre passa-banda que maximitzi l'energia del complex QRS en relació al soroll, tot i mantenint la forma del senyal. L'ECG convencional s'estudia habitualment entre les freqüències 0.05 i 100 Hz, mentre que el QRS s'estén bàsicament entre 5 i 30 Hz (Thakor i altres, 1984), amb un pic situat al voltant de 12 Hz. Aquest interval recull bona part de l'energia del QRS, però aquesta encara es prolonga de forma notable per a freqüències menors. Cal remarcar que en la banda 0.05 i 5 Hz es produeix també la major aportació de les ones P i T a l'espectre de l'ECG.

En el present treball es desitja emfasitzar la presència del QRS, però sense que això porti a una distorsió excessiva del senyal ECG. El motiu és que aquest senyal s'emprarà per a posteriors processats.

Amb aquestes especificacions s'ha optat per la selecció d'una banda de pas de 0.5 a 18 Hz. D'aquesta manera s'obté una bona reducció de la influència del soroll muscular i de 50 Hz, així com de les variacions de la línia de base. L'efecte de posteriors etapes de processat i la introducció de mecanismes de discriminació farà que es rebutgin les ones P i T, encara presents en aquesta banda freqüencial.

La selecció del tipus de filtre emprat i la seva síntesi ha estat un motiu important de discussió. Es desitja que el filtre s'ajusti a les especificacions freqüencials, però permetent una gran velocitat de processat.

Una altra característica que ha de complir el filtre és la linealitat de fase en la banda de pas, per tal d'aconseguir una distorsió de fase nul·la. Aquesta especificació limita també la selecció del tipus de filtre digital.

Una classificació dels filtres digitals molt freqüent (Oppenheim i Schaffer, 1975) és la que diferencia els filtres en funció de la durada de la seva resposta impulsional. Així es contraposen els filtres FIR (de resposta impulsional finita) dels filtres IIR (de resposta impulsional infinita). Els IIR són recursius, mentre que, en general, els FIR presenten una estructura no recursiva.

Els filtres digitals causals no recursius presenten una fase lineal quan la resposta impulsional compleix la següent condició de simetria:

$$h(n) = h(N - 1 - n) \quad (3.7)$$

on $h(n)$ correspon a un filtre causal FIR amb $(N - 1)$ zeros del tipus

$$H(z) = \sum_{n=0}^{N-1} h(n)z^{-n} \quad (3.8)$$

Per contrapartida aquests filtres requereixen gran quantitat de coeficients per obtenir una bona resposta freqüencial, que obliga a uns temps de processat importants. Els filtres recursius, per contra, permeten l'obtenció de respostes freqüencials abruptes en la banda de transició, emprant només un nombre reduït de coeficients. La contrapartida és la impossibilitat d'assolir habitualment una resposta de fase lineal.

Un tipus de filtre que és una bona solució de compromís per les limitacions descrites, és el proposat per Lynn (1977). Aquests filtres es caracteritzen per ser uns filtres recursius que operen amb aritmètica entera. Tenen la particularitat de posseir el conjunt de zeros, de la funció de transferència, situats equidistantment al llarg del cercle unitat en el pla Z . Tots els pols també estan col·locats en el cercle unitat. Aquest plantejament sense més restriccions portaria a dissenys inestables. Però cal precisar que en aquest cas es realitza una cancel·lació pols-zeros, per tal de seleccionar la banda de pas del filtre i garantir l'estabilitat.

A continuació es presenta el disseny d'un filtre passa-banda d'aquestes característiques, configurat com un filtre passa-baix i un passa-alt en cascada.

Filtre passa-baix

Un filtre de primer ordre d'aquest tipus, per a una resposta passa-baix, presenta la següent funció de transferència:

$$H(z) = \frac{(1 - z^{-m})}{(1 - z^{-1})} \quad (3.9)$$

i l'equació en diferències corresponent s'expressa com

$$y(nT) = y(nT - T) + x(nT) - x(nT - mT) \quad (3.10)$$

on T és el període de mostreig i n és un enter arbitrari³. En aquest cas hi ha m zeros distribuïts de forma equidistant al llarg del cercle unitat, i un pol col·locat a $z = (1,0)$, que és cancel·lat pel zero corresponent (figura 3.5). Aquesta cancel·lació provoca la resposta freqüencial passa-baix del filtre. Un filtre recursiu que compleixi aquestes característiques, sí que presenta una resposta de fase lineal, i mostra una resposta impulsional finita. Això es fa evident al destacar que cadascun d'aquests filtres recursius pot ésser expressat amb una formulació equivalent no recursiva.

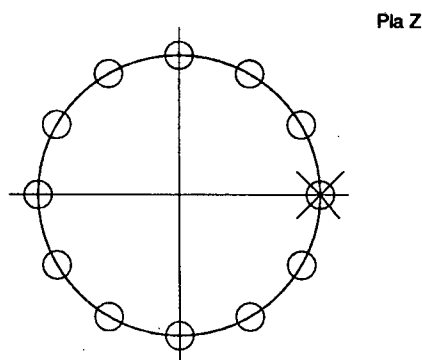


Figura 3.5: Representació en el pla Z del filtre passa baix de primer ordre, per al cas de $m=12$

D'aquesta manera l'equació 3.9 pot representar-se com

$$G(z) = 1 + z^{-1} + z^{-2} + \dots + z^{-m+1} \quad (3.11)$$

Cal destacar, però, que l'expressió no recursiva planteja un filtre molt menys ràpid en temps de processat que la versió recursiva.

D'altra banda les característiques freqüencials d'aquests filtres no són massa bones, ja que per exemple el primer lòbul secundari només efectua una atenuació de -13,5 dB (21%) respecte al lòbul principal (Lynn, 1977). Una possible millora és la definició d'un filtre de segon ordre. Aleshores el primer lòbul secundari presenta una atenuació de -27 dB (4,5%). Lògicament aquesta millora va en detriment del temps de càlcul.

Un cop feta aquesta valoració va semblar apropiat seleccionar per al detector de QRS

³Aquesta notació s'utilitzarà a partir d'ara en totes les equacions en diferències

un filtre passa-baix d'aquest tipus amb la següent funció de transferència:

$$H(z) = \frac{(1 - z^{-m})^2}{(1 - z^{-1})^2} \quad (3.12)$$

Aleshores l'equació en diferències per aquest cas és

$$y(nT) = 2y(nT - T) - y(nT - 2T) + x(nT) - 2x(nT - mT) + x(nT - 2mT) \quad (3.13)$$

Aquest filtre té m zeros dobles i un pol, també doble, situat a $z = (1,0)$.

La resposta freqüencial es pot calcular avaluant l'equació 3.12 en el cercle unitat, fent la substitució $z = e^{j\omega T}$. Aleshores s'obté

$$H(\omega T) = \frac{(1 - e^{-jm\omega T})^2}{(1 - e^{-j\omega T})^2} \quad (3.14)$$

Desenvolupant aquesta expressió s'arriba a

$$H(\omega T) = \frac{\sin^2\left(\frac{m\omega T}{2}\right)}{\sin^2\left(\frac{\omega T}{2}\right)} e^{-j(m-1)\omega T} \quad (3.15)$$

Llavors la resposta en amplitud es pot representar com

$$|H(\omega T)| = \frac{\sin^2\left(\frac{m\omega T}{2}\right)}{\sin^2\left(\frac{\omega T}{2}\right)} \quad (3.16)$$

La resposta de fase corresponent és la funció lineal

$$\phi(\omega T) = -(m-1)\omega T \quad (3.17)$$

tal i com s'havia considerat en les especificacions.

En conseqüència, el retard de grup⁴ introduït amb el processat d'aquest filtre és de $(m-1)$ mostres, i el guany en contínua es pot avaluar com

$$\lim_{\omega T \rightarrow 0} |H(\omega T)| = \frac{\sin^2\left(\frac{m\omega T}{2}\right)}{\sin^2\left(\frac{\omega T}{2}\right)} = m^2 \quad (3.18)$$

Aleshores el guany introduït pel filtre és m^2 .

Tal i com s'ha descrit, el filtre presenta una resposta freqüencial (equació 3.16), que és funció de m i de la freqüència de mostreig ($f_m = 1/T$), tenint en compte que el

⁴També anomenat "group delay"

primer zero està situat en una freqüència $f_0 = f_m/m$. En la realització concreta del filtre s'ha considerat aquesta situació, de manera que m s'ha escollit un cop definida la freqüència de mostreig. Així amb l'ajust de m s'ha aconseguit que el filtre operi en diferents f_m mantenint similar resposta freqüencial.

En concret s'ha seleccionat un valor de $f_0 = 60$ Hz, ja que és un valor que permet obtenir una freqüència de tall a -3 dB de $f_c(-3dB) \simeq 18$ Hz, tal i com s'havia especificat. En la figura 3.6 es representa la resposta freqüencial del filtre per a una $f_m = 1000$ Hz.

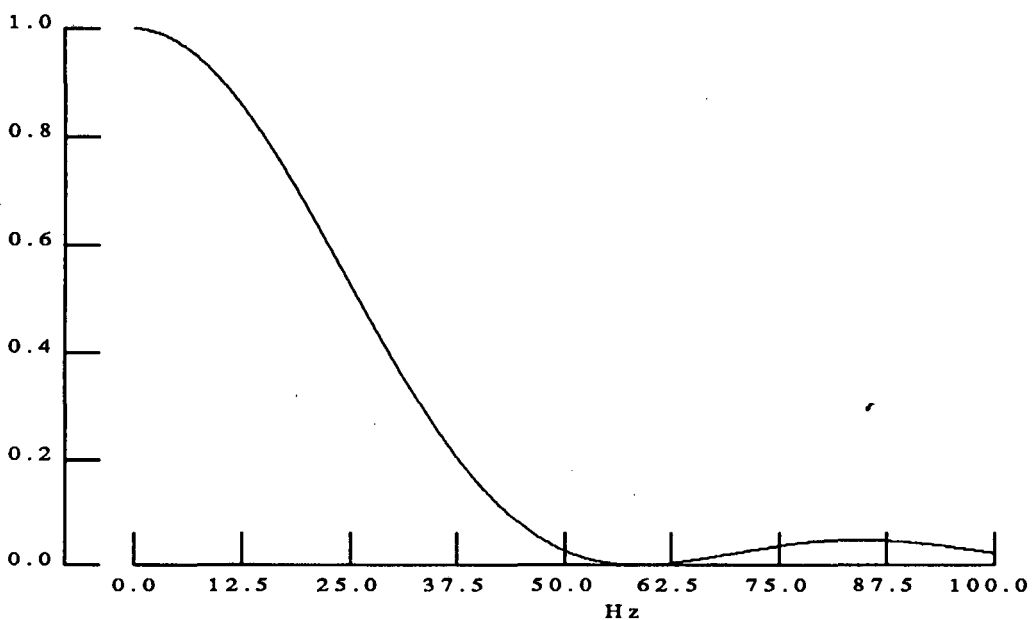


Figura 3.6: Resposta freqüencial del filtre passa-baix, per a una $f_m = 1000$ Hz.

Filtre passa-alt

Un cop descrites les característiques i avantatges del filtre passa-baix seleccionat anteriorment, sembla convenient considerar un filtre passa-alt de tipus similar. Les especificacions del filtre fixen una freqüència de tall al voltant de $f_c(-3\text{ dB}) = 0.5$ Hz.

Els filtres passa-alt basats en la cancel·lació de pols i zeros (Lynn, 1977), tenen un o més pols en el punt $z = (-1,0)$. Donat que en les aplicacions presents la freqüència de mostreig serà de l'ordre de $f_m = 1000$ Hz, aquest tipus de disseny per a una $f_c(-3\text{ dB}) = 0.5$ Hz no resulta possible.

Una alternativa per resoldre aquesta limitació, emprant aquest tipus d'estructura, és la

proposta d'un filtre passa-alt obtingut amb una configuració en paral·lel de dos filtres: un passa-baix i un passa-tot (figura 3.7). Així s'ha considerat un filtre passa-baix de

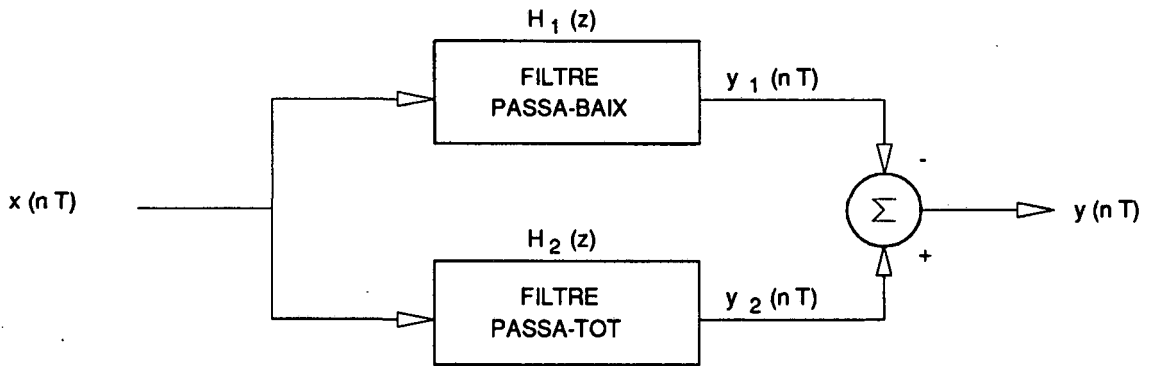


Figura 3.7: Esquema de blocs del filtre passa-banda, obtingut a partir d'una combinació en paral·lel de dos filtres.

primer ordre amb una funció de transferència com la indicada a l'equació 3.9

$$H_1(z) = \frac{(1 - z^{-m})}{(1 - z^{-1})} \quad (3.19)$$

Efectuant una anàlisi similar a la realitzada pel filtre passa-baix anterior s'obté que el guany introduït pel filtre és m , el retard $(m - 1)/2$ mostres, i la resposta freqüencial en amplitud ve expressada per

$$|H(\omega T)| = \frac{\sin\left(\frac{m\omega T}{2}\right)}{\sin\left(\frac{\omega T}{2}\right)} \quad (3.20)$$

El filtre passa-tot corresponent al filtre anterior hauria de ser un retard pur, que provoqués també una dilació de $(m - 1)/2$ mostres.

Aleshores el filtre passa-tot suggerit consisteix en un retard pur, que ve representat per

$$H_2(z) = m z^{-\frac{m-1}{2}} \quad (3.21)$$

Aquest filtre és realitzable pràcticament quan m és senar. En cas contrari es pot prendre l'aproximació

$$\frac{m}{2} \approx \frac{m-1}{2} \quad (3.22)$$

La funció de transferència resultant del filtre passa-alt queda

$$H(z) = H_2(z) - H_1(z) = mz^{-\frac{m-1}{2}} - \frac{1 - z^{-m}}{1 - z^{-1}} = \frac{-1 + mz^{-\frac{m-1}{2}} - mz^{-\frac{m-1}{2}-1} + z^{-m}}{1 - z^{-1}} \quad (3.23)$$

L'equació en diferències corresponent és

$$y(nT) = y(nT - T) - x(nT) + m x\left(nT - \frac{m-1}{2}T\right) - m x\left(nT - \left(\frac{m-1}{2} + 1\right)T\right) + x(nT - mT) \quad (3.24)$$

En la realització del filtre passa-alt s'ha seleccionat un zero a $f_0 \simeq 1\text{Hz}$, per a qualsevol freqüència de mostreig f_m . En la figura 3.8 es representa la resposta freqüencial del filtre per a una $f_m = 1000\text{ Hz}$.

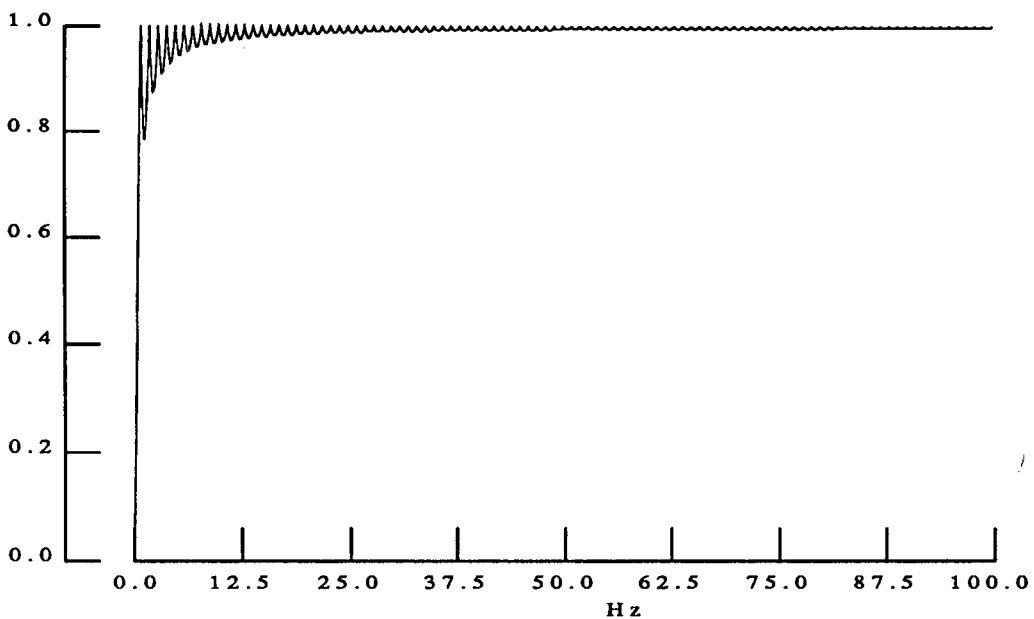


Figura 3.8: Resposta freqüencial del filtre passa-alt, per a una $f_m = 1000\text{ Hz}$.

De la combinació dels filtres passa-baix (equació 3.12) i passa-alt (equació 3.23) en cascada, en resulta un filtre passa-banda que segueix les especificacions desitjades (figura 3.9).

Derivada

Hi ha diferents mètodes que permeten l'aproximació de la derivada en processat digital de senyals. Una revisió del tema es pot trobar a (Tompkins i Webster, 1981), i a (Usui i

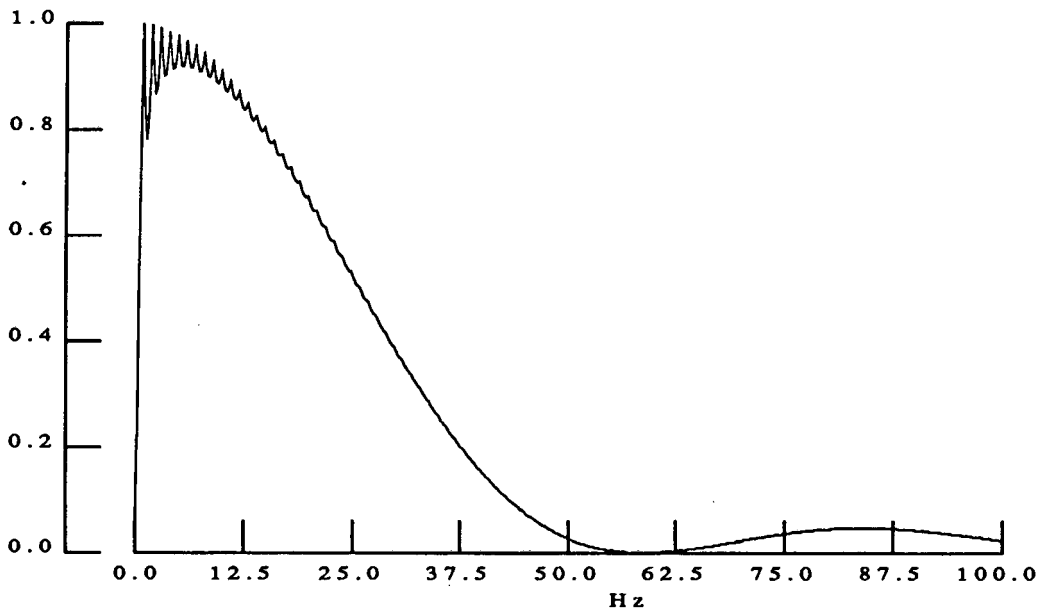


Figura 3.9: Resposta freqüencial del filtre passa-banda, per a una $f_m = 1000$ Hz.

Amidror, 1982). Entre els algorismes presentats n'hi ha de menor i major complexitat, segons la qualitat de l'aproximació a la resposta de la derivada ideal.

Un filtre que segueixi molt bé la resposta ideal en tota la banda de pas no és convenient per aquesta aplicació, ja que el contingut freqüencial de l'ECG és limitat, i a partir de certes freqüències només s'amplificaria el soroll.

Per aquestes raons s'ha seleccionat un algorisme senzill de derivació de 5 punts, que aproxima bé la resposta ideal de la derivada en la banda de pas de l'ECG, encara que a partir d'una freqüència de l'ordre de $f_m/8$ provoca un efecte de filtrat passa-baix. La funció de transferència per a aquest filtre derivatiu és

$$H(z) = \frac{1}{8T} (1 + 2z^{-1} - 2z^{-3} - z^{-4}) \quad (3.25)$$

Aquest filtre ve, doncs, expressat per la següent equació en diferències

$$y(nT) = \frac{1}{8T} (x(nT) + 2x(nT - T) - 2x(nT - 3T) - x(nT - 4T)) \quad (3.26)$$

La resposta en freqüència corresponent és

$$H(\omega T) = j \frac{1}{4T} (\sin(2\omega T) + 2 \sin(\omega T)) e^{-j2\omega T} \quad (3.27)$$

Llavors la resposta en amplitud es pot representar com

$$|H(\omega T)| = \frac{1}{4T} (\sin(2\omega T) + 2 \sin(\omega T)) \quad (3.28)$$

La resposta de fase corresponent és

$$\phi(\omega T) = -2\omega T \quad (3.29)$$

Aleshores el retard de grup és de 2 mostres. Es pot comprovar com la resposta d'aquest filtre s'aproxima perfectament a la resposta de la derivada ideal per a les baixes freqüències. Així

$$\left. \frac{dH(\omega T)}{d\omega} \right|_{\omega T=0} = j \quad (3.30)$$

En la figura 3.10 es representa la resposta freqüencial del filtre derivatiu per a una $f_m = 1000$ Hz, on es pot comprovar que fins a una $f \simeq 30$ Hz segueix la resposta de la derivada ideal.

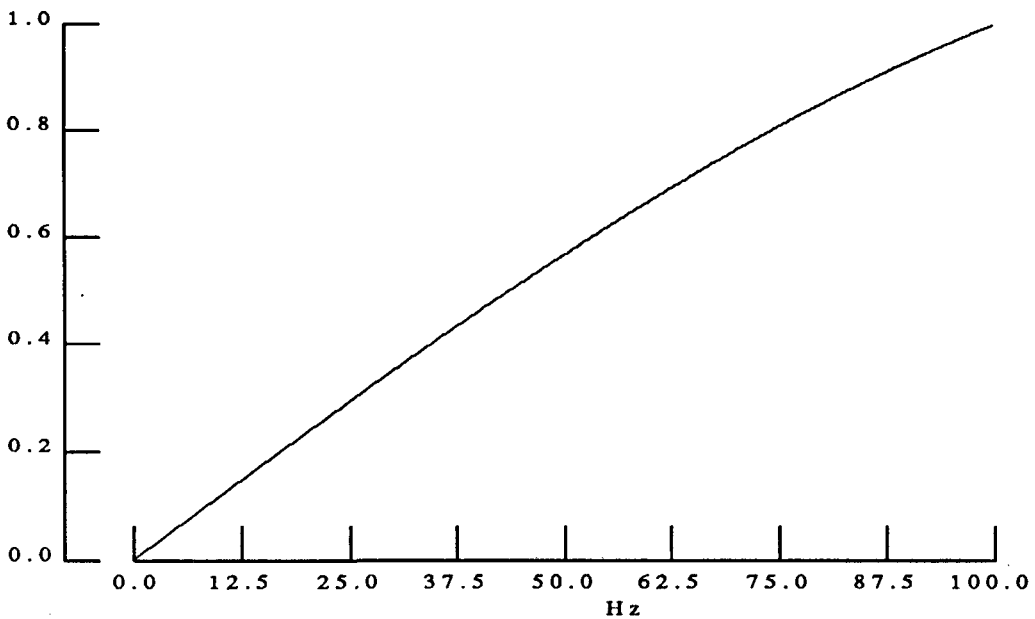


Figura 3.10: Resposta freqüencial del filtre derivatiu per a una $f_m = 1000$ Hz.

Transformació no lineal

Com a etapa no lineal del detector de QRS s'ha seleccionat la transformació d'energia de senyals de curta durada, que ja va ser discutida en l'apartat 3.2.2. Així la transformació pot expressar-se com

$$z(n) = \sum_{k=n-N+1}^n y^2(k) h(n-k) \quad (3.31)$$

on $y(n)$ és el senyal obtingut després de l'etapa de filtrat lineal i $h(n)$ és la resposta impulsional d'un filtre de mitjana mòbil:

$$h(n) = \begin{cases} 1 & n = 0, \dots, N-1 \\ 0 & \text{altres valors de } n \end{cases} \quad (3.32)$$

D'aquesta manera després del bloc de càlcul del valor quadràtic on es fa

$$y_Q(nT) = (y(nT))^2 \quad (3.33)$$

s'aplica el filtre $h(n)$ que farà una mena d'integració dins d'una finestra mòbil. L'equació en diferències per a aquesta operació ve expressada per

$$z(nT) = \frac{1}{N} [y_Q(nT - (N-1)T) + y_Q(nT - (N-2)T) + \dots + y_Q(nT)] \quad (3.34)$$

on N és el nombre de mostres de la finestra d'observació.

La selecció de N és important, ja que cal que sigui d'una durada similar a la dels QRS. La integració produïda per aquest filtre no hauria d'anar molt més enllà de la durada de l'ona, ni ser gaire més curta perquè s'obtindria més d'una detecció per a una sola ona. En la present aplicació s'ha seleccionat una durada equivalent a 95 ms, que recull la durada habitual dels QRS.

3.3.2.2 Regla de decisió

En l'aplicació de la regla de decisió s'ha adoptat una doble estructura de procés: una pel senyal ECG filtrat passa-banda i l'altra pel senyal filtrat amb una finestra mòbil (senyals $X_b(n)$ i $X_e(n)$ respectivament)⁵

Per al processat de cadascun d'ells s'ha emprat un conjunt de dos llinars (*LLIND1* i *LLIND2*), l'un d'amplitud meitat que l'altre. Pel seu càlcul s'han considerat les mesures dels pics de QRS (*PSENYAL*) i d'altres pics (*PSOROLL*). També s'ha considerat el valor mig del pendent del QRS (*PENDQRS*) i de l'interval R-R ($\overline{R-R}$).

Amb aquesta notació, s'expressa seguidament l'algorisme de detecció, que s'aplica al tractament d'ambdós senyals:

⁵Veure la notació definida a l'apartat 3.3.1.1, a les figures 3.2 i 3.3

I Seleccionar els valors inicials dels llindars LLIND1 i LLIND2.

$PSENYAL = \text{pic màxim en 4.5 segons.}$

$PSOROLL = \text{pic màxim} \leq 0.75 PSENYAL.$

$LLIND1 = PSOROLL + 0.25(PSENYAL - PSOROLL).$

$LLIND2 = 1/2 LLIND1.$

II Seleccionar el pendent inicial del QRS (PENDQRS).

$PENDQRS = \text{pendent màxim dels pics de senyal en 4.5 segons.}$

III Seleccionar el valor inicial de l'interval $\overline{R - R}$.

$\overline{R - R}_{\text{inicial}} = \text{distància entre els primers pics} > LLIND1.$

IV Cercar un pic (PICACTUAL).

V Si PICACTUAL no es troba dins l'interval $1.66 * \overline{R - R}$ llavors

Reduir a la meitat LLIND1 i LLIND2.

Activar la cerca retrospectiva des de IV.

VI Si pic $> LLIND1$ i $\frac{|PENDPIC - PENDQRS|}{PENDQRS} \leq 0.3$. llavors

Seleccionar QRS detectat.

altrament

Si PICACTUAL $> PSOROLL$ llavors Actualitzar PSOROLL.

Repetir des de IV.

VII Actualitzar LLIND1, LLIND2, PENDQRS i interval $\overline{R - R}$:

$PENDQRS = 0.8PENDQRS + 0.2 \text{ pendent PICACTUAL.}$

$\overline{R - R} = \text{mitjana dels últims 5 QRS detectats.}$

Actualització de PSENYAL = $0.125PICACTUAL + 0.875PSENYAL$

Actualització de LLIND1 = $PSOROLL + 0.25 (PSENYAL - PSOROLL)$

VIII Avançar 200 ms (període refractari).

IX Repetir des de IV.

3.3.2.3 Postprocessat

L'etapa de processat té en compte una sèrie de paràmetres que descriuen la tendència mitjana dels complexos QRS. Aquests fan referència al senyal filtrat passa-banda ($X_b(n)$) i al senyal obtingut després del filtrat amb una finestra mòbil ($X_e(n)$)⁶

Els paràmetres considerats són:

- A_s : amplitud mitjana del senyal
- D_s : durada mitjana del senyal

on el subíndex s indica el senyal al que fa referència aquesta mesura, i pot ésser:

- PB pels senyals $X_b(n)$
- FM pels senyals $X_e(n)$

L'objectiu d'aquesta etapa és la discriminació dels batecs normals dels que presentin formes molt diferents. Per això es realitza la mesura per a cada batec (i), dels paràmetres $(A_s)_i$ i $(D_s)_i$, que són l'amplitud i la durada respectivament, i es comparen amb els valors mitjans. Aleshores els QRS seran rebutjats quan els seus paràmetres prenguin un valor més enllà d'una certa desviació de la tendència mitjana. Després d'aquesta etapa s'efectua una comparació de la posició detectada del QRS en cada senyal (P_{PB} i P_{FM}), per confirmar que no hi hagi gran diferència entre elles.

Així doncs l'algorisme proposat és el següent:

I Fer $i \leftarrow 1$.

II Seleccionar els paràmetres inicials mitjans: $\overline{A_{PB}}$, $\overline{A_{FM}}$ i $\overline{D_{FM}}$.

III Si $\frac{|(A_{PB})_i - \overline{A_{PB}}|}{\overline{A_{PB}}} \geq 0.3$ o $\frac{|(A_{FM})_i - \overline{A_{FM}}|}{\overline{A_{FM}}} \geq 0.3$ llavors Rebutjar QRS.

IV Si $\frac{|(D_{FM})_i - \overline{D_{FM}}|}{\overline{D_{FM}}} \geq 0.15$ llavors Rebutjar QRS.

V Si $(P_{FM})_i - (P_{PB})_i \leq -50$ ms o $(P_{FM})_i - (P_{PB})_i \geq 90$ ms llavors Rebutjar QRS.

⁶Idèntica notació que en l'apartat anterior

VI Acceptar QRS.

VII Actualitzar paràmetres $\overline{A_{PB}}$, $\overline{A_{FM}}$ i $\overline{D_{FM}}$

VIII $i \leftarrow i + 1$. Prendre un nou QRS i Repetir des de III.

3.4 APLICACIONS

El detector de complexos QRS s'ha aplicat a nombrosos senyals ECG reals, corresponents a subjectes sans i a pacients amb patologies cardíques, obtenint unes bones prestacions en la detecció.

En aquest apartat es presenta la instrumentació emprada per a l'obtenció dels senyals ECG així com el sistema d'adquisició utilitzat per a l'enregistrament dels senyals.

Tot seguit es mostren diferents casos d'aplicació del detector on queden paleses les seves característiques de funcionament en situacions desfavorables.

3.4.1 Descripció del sistema d'adquisició de senyals ECG

La instrumentació emprada per a l'adquisició dels senyals ECG consta d'un electrocardiògraf Mingograf de *Siemens*, que és un equip convencional que permet l'obtenció de les dotze derivacions clàssiques de l'ECG. A continuació s'ha incorporat un filtre analògic passa-baix limitador de banda, amb una freqüència de tall de 200 Hz.

El senyal analògic així obtingut ha estat enregistrat per un sistema d'adquisició digital basat en un *IBM-AT*, dotat d'una tarja de conversió analògic-digital de 12 bits DT-2801-A de *Data Translation*. Per a la gestió de l'adquisició de dades i la representació gràfica dels senyals s'han desenvolupat uns programes específics basats en el *software* científic *ASYST*.

La freqüència de mostreig seleccionada en l'adquisició ha estat $f_m = 1000$ Hz i el guany total del sistema $G = 8000$. Un cop els senyals han estat digitalitzats, s'han transmès a un VAX 11/785 per al seu processat.

3.4.2 Detecció de complexos QRS en senyals reals

En primer lloc es mostren uns exemples on el senyal ECG presenta batecs de la mateixa forma, encara que hi ha certes peculiaritats en les característiques del senyal.

En la figura 3.11 es pot veure la detecció dels QRS en un senyal que pateix una variació de la línia de base. Gràcies al filtrat passa-banda, aquesta situació queda millorada sense més problemes. En aquesta figura s'ha representat el senyal ECG original (*ECG*), el filtrat passa-banda (*ECG - PB*) i l'obtingut del filtrat de mitjana mòbil (*FM*). A més a més s'ha indicat la posició de la detecció del QRS en cadascun d'ells, mitjançant un segment vertical⁷.

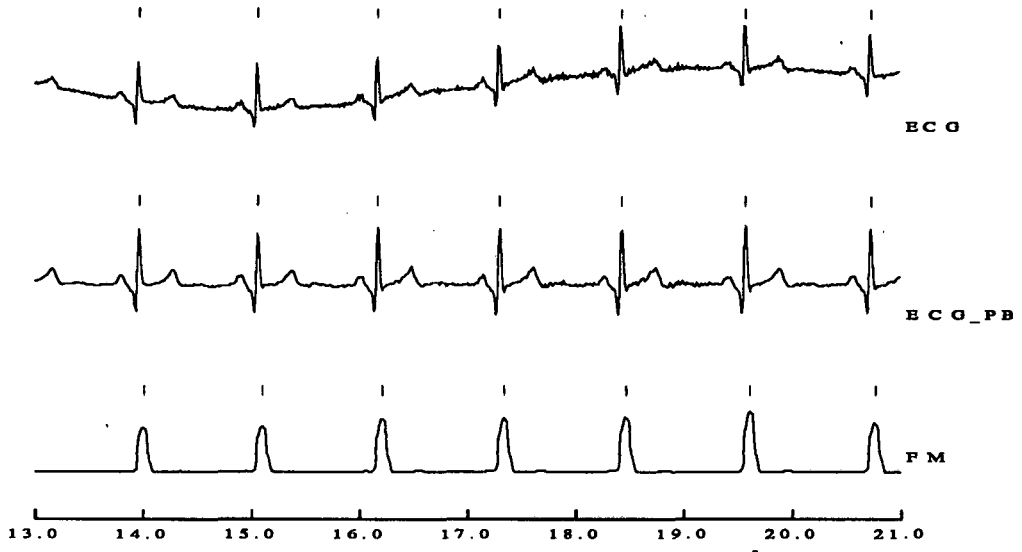


Figura 3.11: *Detecció dels complexos QRS en un senyal amb variació de la línia base.*

La detecció de batecs en *ECG - PB* i *FM* s'efectua després d'aplicar la regla de decisió, mentre que la selecció final en el senyal ECG es realitza després de l'etapa de postprocessat. Un altre cas usual és la presència de sobtades i puntuals variacions del ritme cardíac, encara que es mantingui la forma del QRS, com en el cas d'una extrasístole auricular. En la figura 3.12 es pot contemplar aquesta situació. S'observa que la detecció també s'efectua correctament.

Finalment pot considerar-se en aquest grup el cas d'un senyal que manté la forma dels

⁷Aquest tipus de representació es mantindrà per a tots els exemples mostrats.

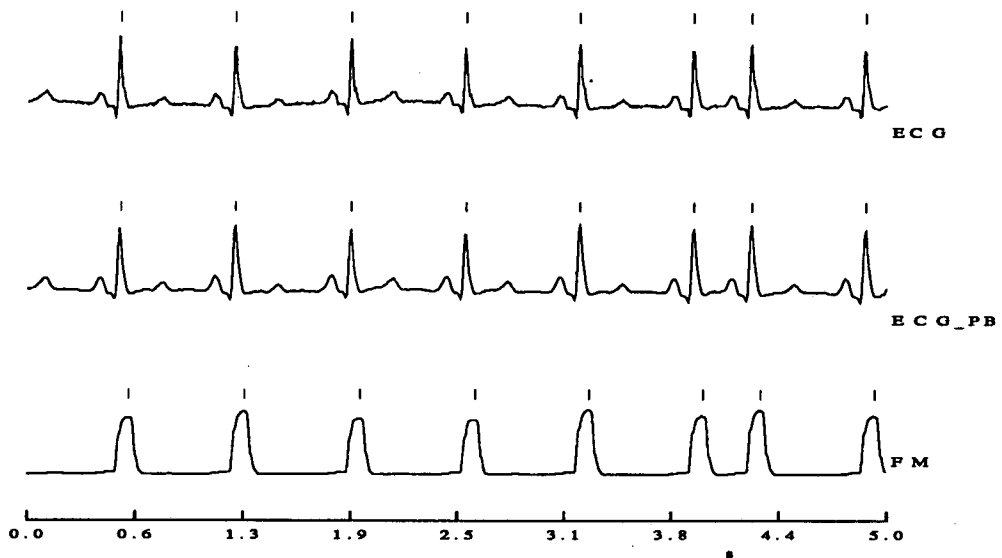


Figura 3.12: *Detecció dels complexos QRS en un senyal amb una extrasístole auricular en el setè batec.*

batecs, però amb una morfologia poc habitual respecte al clàssic QRS. En la figura 3.13 es mostra un senyal d'aquest tipus, on la detecció es realitza correctament.

Cal remarcar que en aquests tres exemples la detecció final dels QRS correspon directament a l'obtinguda prèviament en cadascun dels senyals *ECG - PB* i *FM*. És a dir, l'etapa de postprocessat no ha fet més que ratificar la detecció inicial. Més endavant s'indicaran casos més crítics on la situació és ben diferent.

Un altre cas habitual en el senyals ECG és aquell on els batecs tenen formes similars, però puntualment n'hi ha que presenten un canvi important de morfologia. Aquests batecs interessa rebutjar-los. A continuació es presenten dos casos d'aquest tipus.

En la figura 3.14 es mostra un cas on la variació és deguda al propi ECG. Així s'ha produït una extrasístole ventricular en el cinquè batec, degut que aquest ha iniciat l'activitat en el ventricle. En aquest cas el bloc de postprocessat ha discriminat el QRS que havia sigut reconegut en les etapes prèvies, degut al test d'amplitud.

Una situació similar pot presentar-se quan apareix un episodi sobtat d'artefactes de moviment en un senyal ECG estable. En la figura 3.15 es mostra aquesta situació. Es pot comprovar com dos batecs que tenien artefactes de moviment han estat rebutjats en l'etapa de postprocessat, ja que no han superat el criteri d'amplada del senyal.

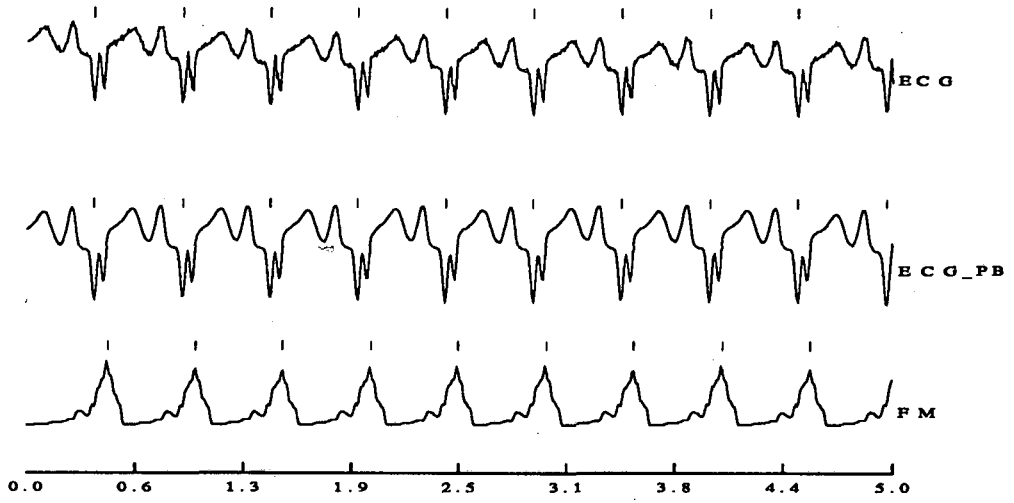


Figura 3.13: *Detecció dels complexos QRS en un senyal amb una morfologia de QRS no convencional.*

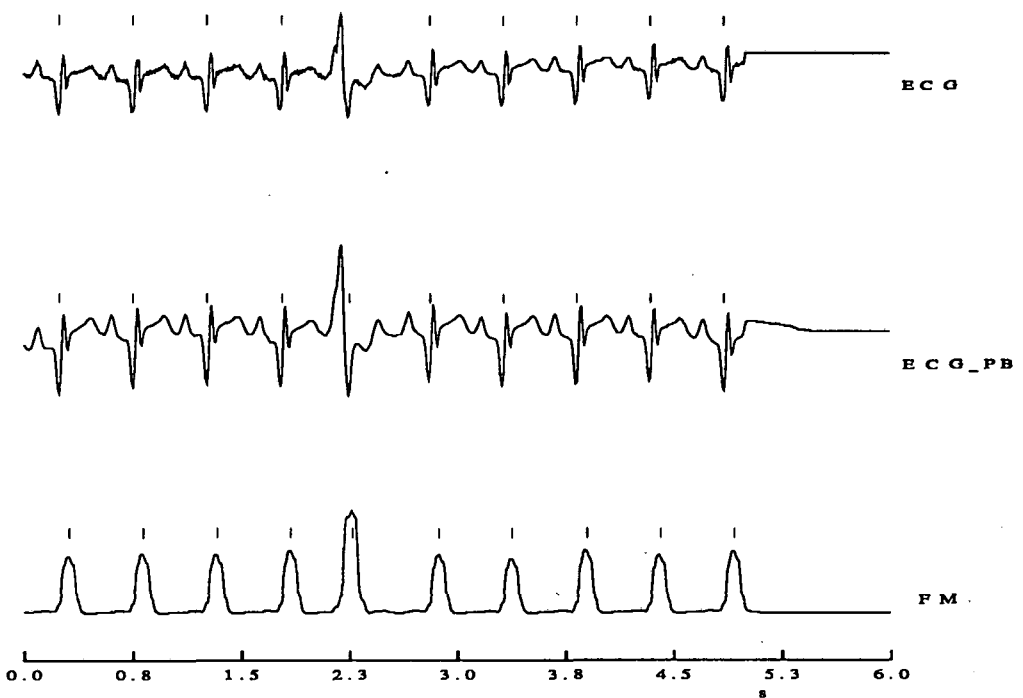


Figura 3.14: *Detecció dels complexos QRS en un senyal amb una extrasístole ventricular en el cinquè batec*

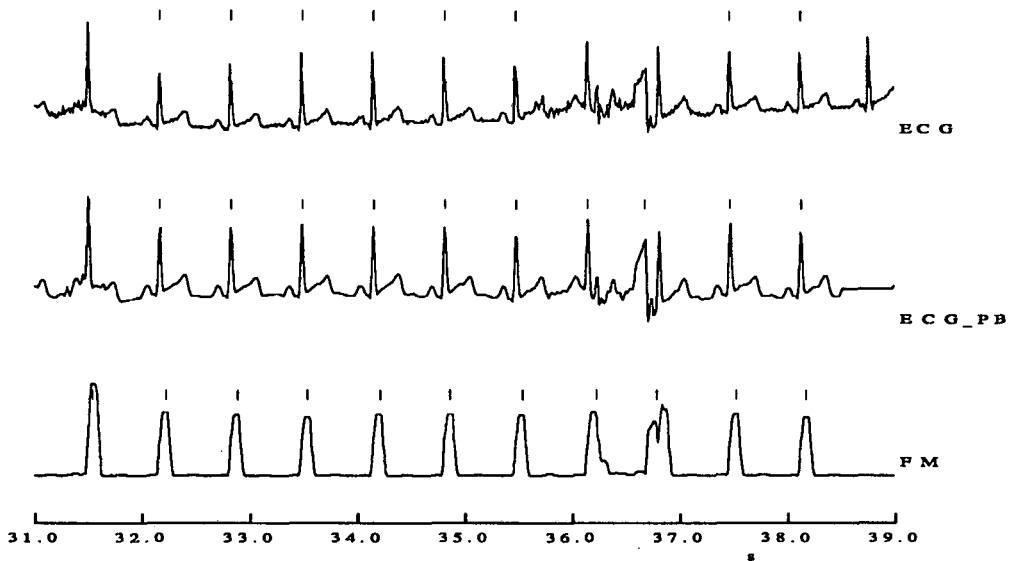


Figura 3.15: *Detecció dels complexos QRS en un senyal amb un episodi puntual d'artefacte de moviment.*

Un detector d'aquestes característiques permet el reconeixement dels QRS en senyals que no han estat enregistrats amb el pacient en repòs. Així en les figures 3.16 i 3.17 es mostren senyals que presenten la influència d'una activitat muscular moderada. Es pot observar com s'assoleix la detecció en tots els batecs, encara que es distingeixen lleugeres variacions de forma imputables a l'activitat muscular.

És destacable la correcta detecció obtenida en el cas de la figura 3.16. En aquest senyal la presència d'ones T de gran amplitud, superior a la del QRS en molts casos, i la variació de la línia de base compliquen especialment la detecció. En aquesta situació la verificació del pendent en el senyal *ECG - PB* ha possibilitat la correcta detecció dels QRS enfront de les ones T.

Finalment es mostren dos casos on l'activitat muscular és forta i per tant hi ha una important contribució de senyal electromiogràfic (EMG), a més d'una presència notable d'artefactes de moviment. (figures 3.18 i 3.19). En ambdós senyals només es detecten els QRS que presenten una morfologia acceptable, enfront d'altra activitat que pot considerar-se espúria.

En aquest cas hi ha dos mecanismes que s'han mostrat especialment robustos en la detecció: la integració amb una finestra mòbil i l'etapa de postprocessat on s'avalua la

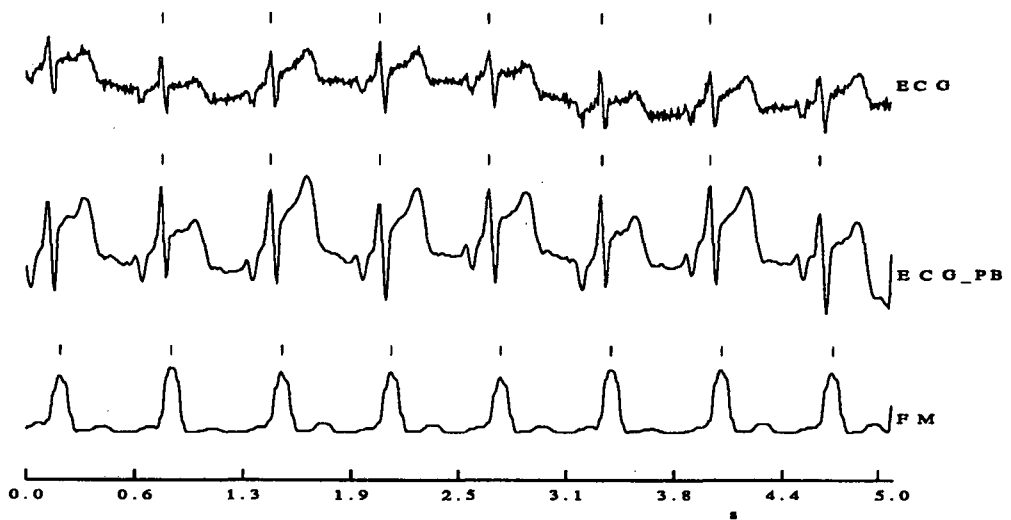


Figura 3.16: *Detecció dels complexos QRS en un senyal amb una activitat muscular moderada.*

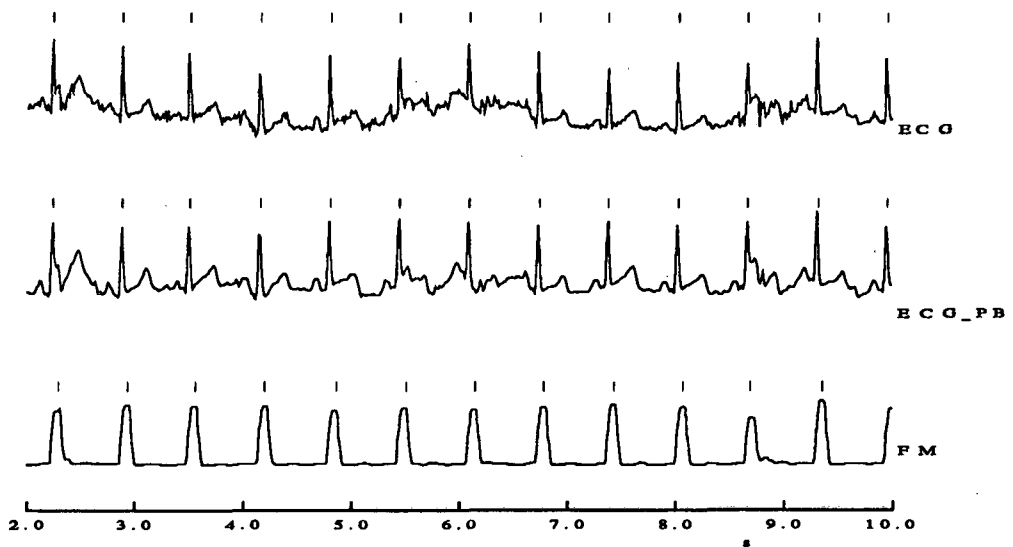


Figura 3.17: *Detecció dels complexos QRS en un senyal amb una activitat muscular moderada.*

detecció. Amb aquesta combinació s'ha aconseguit una acurada detecció tot i que les característiques del senyal eren les menys favorables.

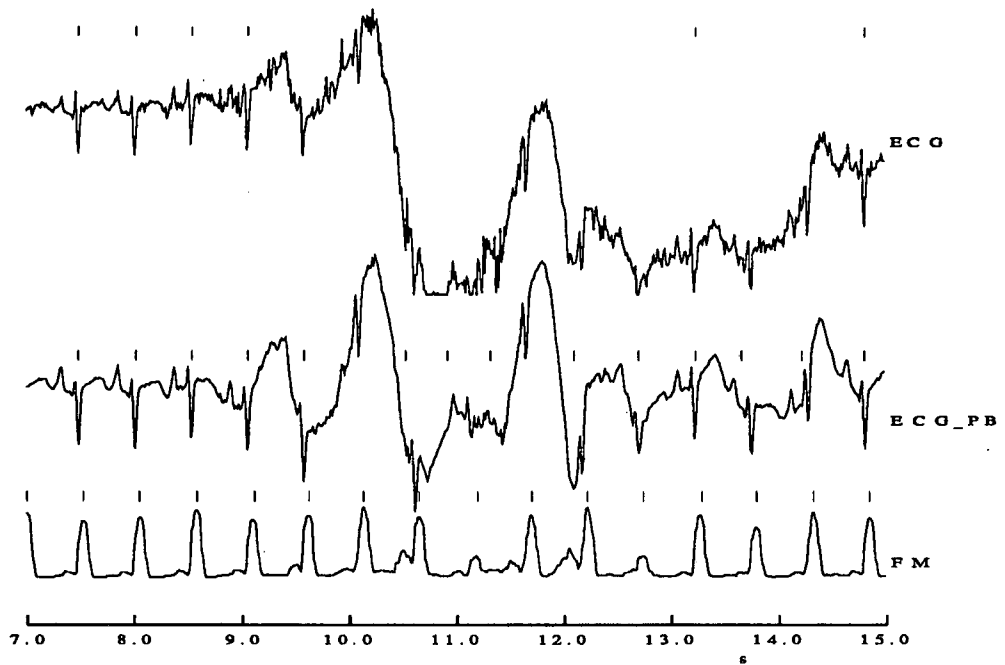


Figura 3.18: *Detecció dels complexos QRS en un senyal amb una forta activitat muscular.*

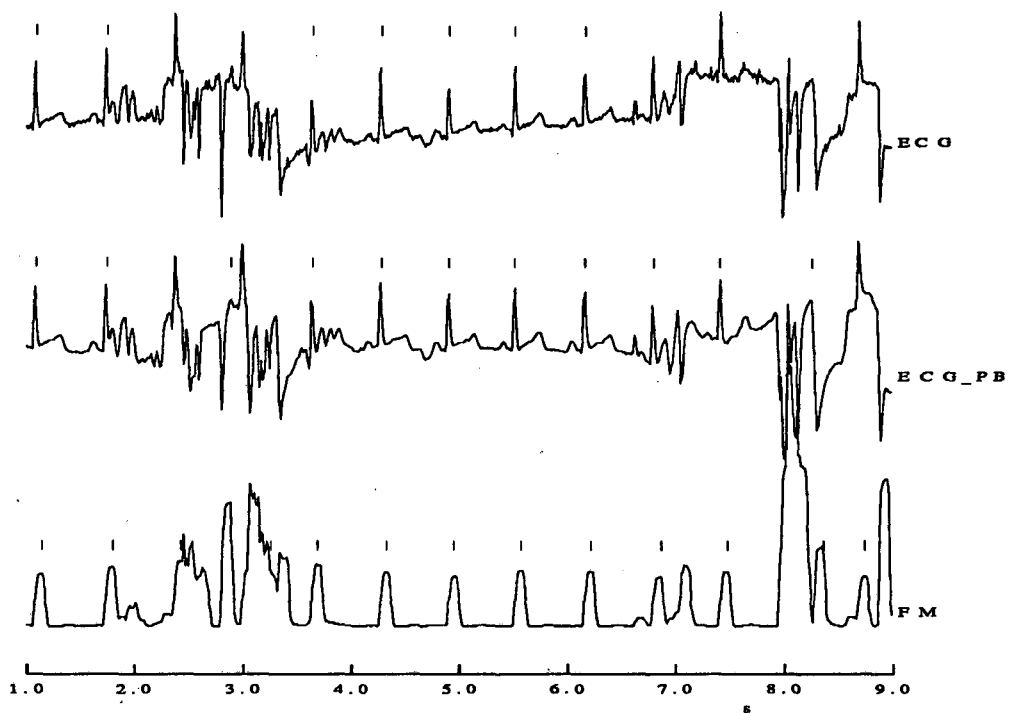


Figura 3.19: *Detecció dels complexos QRS en un senyal amb una forta activitat muscular.*