

**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 5

PROCESSAT DE SENYALS ECG D'ALTA RESOLUCIÓ

5.1 INTRODUCCIÓ

L'Electrocardiografia d'alta resolució té per objectiu la detecció i quantificació de potencials cardíacs de baixa amplitud, que no es poden captar amb els procediments de l'ECG convencional.

L'estudi de les components fonamentals del senyal electrocardiogràfic s'ha fet tradicionalment mitjançant l'anàlisi visual de l'ECG obtingut en la superfície del cos. Per contra, l'examen dels febles potencials cardíacs s'ha vist circumscrit a les proves electrofisiològiques invasives. Aquestes intenten captar el senyal directament en el cor, amb l'ús d'elèctrodes basats en catèters intracardíacs.

L'Electrocardiografia d'alta resolució pretén, amb l'aplicació de tècniques de processat de senyal en el domini temporal, la recuperació de l'activitat cardíaca de baix nivell en les mesures de superfície.

L'interès clínic d'aquesta aplicació biomèdica és evident, ja que permet la realització d'exàmens mèdics no invasius que facilitin informació cardiològica de gran utilitat. Els avantatges que aquesta tècnica comporta són importants, tant des del punt de vista de seguretat del pacient, rapidesa en l'examen, així com economia del cost de l'exploració.

La complexitat del problema ve donada per les característiques pròpies dels potencials cardíacs de baixa amplitud, presents en el senyal electrocardiogràfic. Entre elles es poden destacar:

- baixa relació senyal-soroll.
- morfologia desconeguda, ja que depèn de la patologia específica de cada pacient.
- contingut espectral variable en cada pacient, que s'estén més enllà de la banda freqüencial de l'ECG convencional.
- vinculació temporal, degut al seu origen fisiològic, a certes ones de l'ECG convencional que poden ser fortament contaminades per soroll.

La resolució d'aquest problema precisa l'aplicació de tècniques d'estimació de senyals de baixa relació senyal-soroll, que considerin el caràcter transitori dels potencials cercats.

Una estimació directa dels potencials febles de l'ECG, sense considerar més informació *a priori*, resulta inabordable per les pròpies característiques dels potencials, citades anteriorment.

Una manera d'aproximar-se a la solució del problema és l'explotació del vincle temporal entre els potencials cardíacs de baixa amplitud i les ones principals de l'ECG convencional (P, QRS i T). Aquest enfocament permet la utilització de tècniques de recuperació de senyals deterministes immerses en soroll, i que tenen una referència temporal comuna. Aquestes tècniques, que s'emmarquen dins del camp dels processos aleatoris, ja s'han presentat en el capítol segon, detallant les hipòtesis fonamentals, la seva formulació i les limitacions en el cas de no complir-se certes presumpcions.

Una correcta aplicació d'aquesta tècnica al problema, considerat en el present treball, obliga a disposar d'unes prèvies etapes de processat robustes i fiables. En aquest sentit la consideració d'un detector de complexos QRS, per a un correcte reconeixement de cada batec cardíac, resulta fonamental. En el capítol tercer s'ha presentat una discussió detallada sobre aquest tema, i s'ha indicat una proposta concreta.

Un cop descompost el problema en l'anàlisi del senyal per a cada batec, cal precisar quins són els potencials cercats o quin és l'interval temporal on s'espera que estiguin

presentes. Això porta a seleccionar una de les ones principals de l'ECG com referència temporal, en funció dels potencials objecte d'estudi. Seguidament, l'aplicació de mètodes d'alineament permet una precisa sincronització de tots els batecs considerats, que facilita una satisfactòria estimació dels potencials de baixa amplitud. En el capítol quart s'han mostrat diferents mètodes d'alineament. L'estudi efectuat tant en simulació com amb senyals reals s'han proposat els criteris d'aplicabilitat apropiats.

Posteriorment la realització d'un filtrat passa-banda permet la emfasització de les components freqüencials dels potencials de baixa amplitud, enfront de les components de l'ECG convencional.

En aquest treball s'ha desenvolupat una metodologia de tractament de senyals ECG d'alta resolució basada en tècniques de processat en el domini temporal. Les aportacions més notables, respecte a altres treballs presentats, consisteixen en diverses millores en cadascuna de les etapes de processat. La detecció robusta i selectiva dels complexos QRS, l'aplicació de mètodes d'alineament precisos i el filtrat selectiu mitjançant un banc de filtres passa-banda constitueixen els aspectes més destacables.

En primer lloc, es presenta una caracterització del problema del processat de l'ECG d'alta resolució tant a nivell del sistema d'adquisició com de l'estructura de processat. Seguidament es mostren diversos resultats d'aquesta aplicació orientada a l'estimació de diferents potencials cardíacs de baixa amplitud: els potencials ventriculars tardans, així com els vinculats a les ones P i T. També s'ha contemplat l'aplicació a l'ECG, amb variacions de forma rítmiques.

5.2 CARACTERITZACIÓ DE L'APLICACIÓ

5.2.1 Configuració del sistema d'adquisició

L'adquisició del senyal electrocardiogràfic, en el cas de l'ECG d'alta resolució, té unes característiques especials. El tipus de potencials cardíacs cercats en aquestes aplicacions fa que la instrumentació emprada hagi de ser de prestacions molt superiors a les de l'electrocardiografia convencional.

Certs paràmetres habituals en els electrocardiògrafs convencionals són, entre altres¹:

- Impedància d'entrada: $> 5M\Omega$
- Guany: 250, 500 o 1000
- Banda freqüencial: 0.05 - 100 Hz

Aquests paràmetres, que són els més significatius pel que afecta a l'adquisició dels potencials de petita amplitud, resulten clarament insuficients per a aquestes aplicacions. Especialment la banda freqüencial resulta massa estreta i el guany poc elevat.

En base a les característiques descrites, queda clar que no és possible l'ús d'un electrocardiògraf convencional per a l'obtenció de l'ECG d'alta resolució. Llavors, ha estat necessària la configuració d'un sistema d'adquisició específicament dissenyat per a aquesta aplicació. Consta de dos canals (figura 5.1):

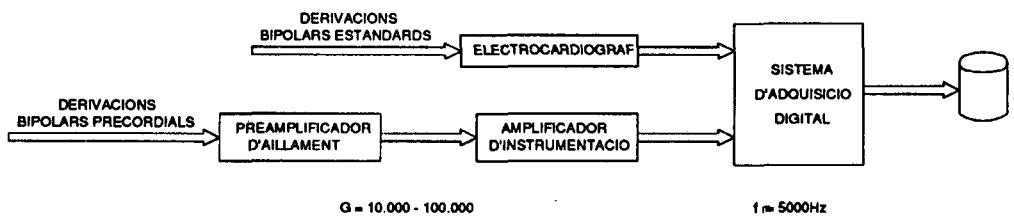


Figura 5.1: *Esquema de blocs del sistema d'adquisició de senyals ECG d'alta resolució.*

(a) *Baixa amplificació.* Està constituït per un electrocardiògraf convencional (*Mingograf* de *Siemens*) de molt bones prestacions. Destaquen especialment:

- Guany: 1000.
- Soroll referit a l'entrada: $< 30\mu V_{pp}$ (tensió pic a pic).
- Banda freqüencial: 0.05-500 Hz.

Té per objectiu l'obtenció de qualsevol de les 12 derivacions estàndards, que puguin servir com a referència dels senyals d'alta resolució.

¹Aquestes dades corresponen a les recomanacions de la American Heart Association (AHA).

(b) *Alta amplificació.* Està configurat per un amplificador d'instrumentació biomèdic *Gould* d'alta amplificació i baix soroll, que consta d'una etapa preamplificadora d'aïllament i una amplificadora d'alt guany. Destaquen les següents característiques:

- Guany: seleccionable entre 1 i 100000.
- Soroll referit a l'entrada : $< 2\mu V_{pp}$.
- Impedància d'entrada: $> 100M\Omega$.
- Banda de pas seleccionable des de contínua a fins a 10 KHz.

Els senyals analògics així obtinguts són enregistrats pel sistema d'adquisició digital, ja descrit en l'apartat 3.4.1, basat en un ordinador personal i dotat d'un convertidor analògic-digital de 12 bits, amb un fons d'escala de $\pm 10V$. Posteriorment les dades s'han tramès a un VAX 11-785 pel seu processat.

En general els paràmetres emprats en l'adquisició de senyals han estat els següents:

- $G_{baixa} = 4000$ a 8000
- $G_{alta} = 10000$ a 40000
- $f_m = 5000$ Hz
- $BP_{alta} = 0.1 - 1000$ Hz

on G_{baixa} i G_{alta} són els guanys corresponents als canals de baixa i alta amplificació respectivament, BP_{alta} és la banda de pas del canal d'alta amplificació i f_m és la freqüència de mostreig.

Cal precisar el motiu de la selecció d'aquests paràmetres. En primer lloc s'ha pres aquest valor elevat de banda de pas, per tal de detectar els potencials cardíacs de baixa amplitud i de freqüències més elevades que l'ECG convencional. Per això s'ha seleccionat una freqüència de mostreig apropiada a aquesta banda de pas, i que a més permeti assolir una bona resolució temporal ($T = 200\mu s$) per a l'alineament precís dels batecs.

La selecció dels guanys s'ha fet amb els següents criteris. En el canal de baixa amplificació s'ha pres un guany superior al d'un electrocardiograma convencional, però

evitant en tot moment la possibilitat de saturació del senyal a l'entrada del convertidor A/D. Quant al canal d'alta amplificació, la selecció ha estat completament a l'inrevés. Així s'ha amplificat el màxim possible per tal de magnificar l'interval d'interès, tot i que es provoquin saturacions del senyal en els fragments restants.

5.2.2 Derivacions

La selecció de les derivacions en l'aplicació de l'electrocardiografia d'alta resolució és un problema en el que no existeixen criteris unificats. Així com l'electrocardiografia convencional disposa d'una estandardització universalment acceptada des de fa molts anys, per a l'ECG d'alta resolució no hi ha cap estàndard.

Tenint en compte aquesta situació s'han seleccionat en aquest treball les següents derivacions per a cada canal:

- (a) Baixa amplificació. S'ha pres una de les 12 derivacions estàndards. En general s'ha escollit la bipolar D2 del triangle d'Eindhoven, captada en les extremitats (figura 1.3).
- (b) Alta amplificació: S'ha emprat la proposta suggerida per Breithardt i altres (1981), que es caracteritza per l'ús de quatre elèctrodes situats en la superfície pectoral, i que permeten la configuració de diverses derivacions bipolars precordials. Un conjunt de quatre derivacions (B1, B2, B3 i B4) s'ha emprat en aquest treball (figura 5.2)

El motiu de la selecció d'aquestes derivacions és que la seva proximitat a la zona cardíaca, afavoreix l'enregistrament de l'activitat de baixa amplitud, enfront d'altra activitat muscular de la resta del cos.

5.2.3 Estructura del processat de senyal

L'estructura del processat de senyals ECG d'alta resolució consta dels següents blocs (figura 5.3):

1. *Detecció del complex QRS*. Aplicació del detector al senyal baixa-amplificació per al reconeixement de cada batec cardíac.

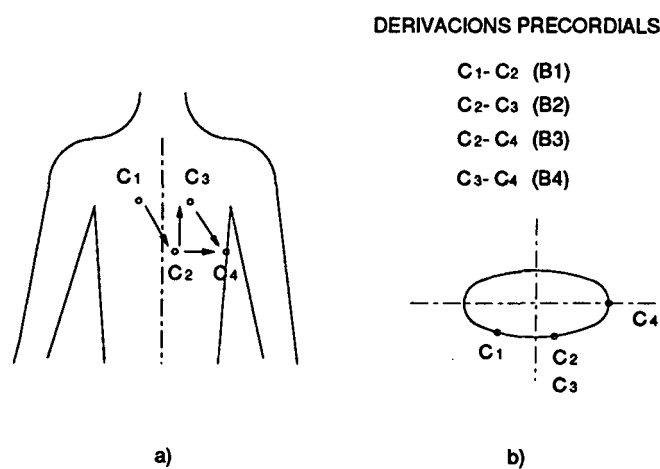


Figura 5.2: Derivacions precordials bipolars emprades per a l'obtenció dels senyals d'alta amplificació. a)Vista frontal. b)Vista transversal.

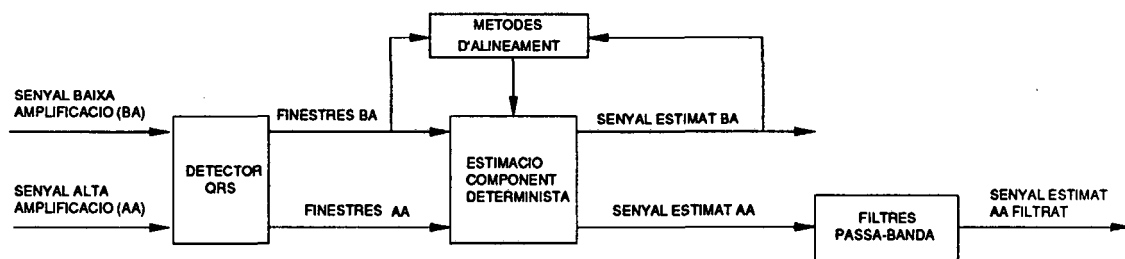


Figura 5.3: Esquema de blocs del processat de senyals ECG d'alta resolució.

2. *Definició de finestres temporals.* Selecció de les finestres corresponents als senyals obtinguts amb baixa i alta amplificació, segons l'instant temporal definit en el bloc anterior. La primera finestra recull l'ona de l'ECG que es pren com a referència i que té vinculats temporalment els potencials de baixa amplitud objecte d'estudi. La segona comprèn l'interval temporal que recull la posició dels potencials d'interés.
3. *Aplicació dels mètodes d'alineament.* Sincronització dels batecs cardíacs, aplicant els diversos mètodes d'alineament a les finestres baixa-amplificació, que permet l'estudi dels senyals alta-amplificació convenientment alineats.
4. *Estimació de la component determinista del senyal.* Obtenció d'aquesta component tant en baixa com en alta amplificació. La primera servirà de referència i s'emprarà també en l'alineament mitjançant filtrat adaptat. La segona s'emprarà per a l'estudi dels potencials cardíacs febles.
5. *Filtrat passa-banda.* Filtrat que emfasitza la banda freqüencial pròpia d'aquests potencials, enfront de la resta de l'ECG. Depenent de l'aplicació concreta, es selecciona un valor específic de les freqüències de tall del filtre.

En els següents apartats es mostraran diverses aplicacions, on es detallarà la realització concreta de cadascuna d'aquestes etapes particularitzades convenientment.

5.2.4 Filtrat del senyal

En aquest subapartat es descriu el tipus de filtre emprat en l'última etapa de l'estructura del processat de senyal, presentada anteriorment.

L'objectiu és la realització d'un filtrat passa-banda que remarqui les freqüències característiques dels potencials objecte d'estudi, davant de les altres components de l'ECG.

En funció de l'aplicació considerada, es seleccionen uns valors apropiats de la banda de pas del filtre, específics per a cada circumstància. La descripció del tema que es presenta tot seguit es limita, per això, a indicar el tipus de filtre i la metodologia

seguida per a la seva síntesi. Seguidament s'indiquen les principals característiques i es mostren un exemples concrets d'aplicació.

Els filtres considerats són de resposta impulsional finita (FIR) i amb una resposta de fase lineal. Per al seu disseny s'ha considerat el mètode de síntesi de filtres FIR mitjançant finestres (Oppenheim i Schafer, 1975).

Aquests procediment consisteix en la selecció inicial d'una resposta impulsional infinita, associada a la resposta ideal, que ve definida per les especificacions del filtre. Posteriorment, l'aplicació d'una finestra de durada finita permet l'obtenció d'una resposta impulsional finita. Això s'efectua per truncament de l'anterior resposta, mitjançant la ponderació de la finestra.

D'aquesta manera, un cop especificada una resposta freqüencial ideal $H_I(\omega)$, que es pot expressar com

$$H_I(\omega) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} h_I(n)e^{-j\omega n} \quad (5.1)$$

la resposta impulsional $h_I(n)$ per a aquest filtre, es pot calcular amb la següent expressió

$$h_I(n) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\pi}^{\pi} H_I(\omega)e^{j\omega n} d\omega \quad (5.2)$$

Freqüentment $H_I(\omega)$ es caracteritza per ser plana en la banda de pas, i presentar unes discontinuïtats en les freqüències de tall. Això provoca que, efectivament, la durada de $h_I(n)$ sigui infinita.

Llavors l'obtenció d'una resposta impulsional finita ve donada per

$$h(n) = h_I(n)W(n) \quad (5.3)$$

on $W(n)$ és la finestra de duració finita, que està representada genèricament per:

$$W(n) = \begin{cases} f(n) & 0 \leq n \leq N - 1 \\ 0 & \text{altres valors de } n \end{cases} \quad (5.4)$$

on $f(n)$ es una determinada funció que caracteritza la finestra, i N és el nombre de coeficients proposats, per al filtre que es desitja dissenyar.

Nombroses finestres s'han presentat en la literatura. Entre elles destaquen les finestres Rectangulars, Bartlett, Hann, Hamming, Blackman i Kaiser. Una interessant i exhaustiva revisió d'aquest tema es pot trobar a (Harris, 1978). En la present aplicació s'ha considerat la utilització d'una finestra Hamming, ja que presenta unes bones qualitats quant a l'atenuació i una baixa amplitud dels lòbuls secundaris. A més a més permet una senzilla realització.

Aquesta finestra ve expressada per

$$W(n) = 0.54 - 0.46 \cos\left(\frac{2\pi n}{N-1}\right) \quad 0 \leq n \leq N-1 \quad (5.5)$$

A continuació es presenta l'aplicació d'aquesta metodologia a un disseny concret de filtre passa-banda, amb la següent resposta ideal

$$H_I(w) = \begin{cases} 1 & w_{tb} < w < w_{ta} \\ 0 & \text{altres valors de } w \end{cases} \quad (5.6)$$

on w_{tb} i w_{ta} corresponen a les freqüències de tall del filtre per a la baixa i l'alta freqüència, respectivament.

Per a aquest cas particular s'obté fàcilment una expressió de $h_I(n)$:

$$h_I(n) = \frac{\sin(nw_{tb})}{\pi n} - \frac{\sin(nw_{ta})}{\pi n} \quad (5.7)$$

En els propers apartats es mostraran diverses aplicacions de filtres dissenyats amb aquesta metodologia. A continuació es mostren dos casos concrets per a filtres de longitud $N=100$ coeficients i per a una freqüència de mostreig de $f_c = 5000$ Hz.

En concret es representa la resposta impulsional dels filtres (figura 5.4) així com la resposta freqüencial (figura 5.5) pels casos de banda de pas 100-300 Hz i 100-150 Hz, respectivament.

S'han considerat uns filtres amb $N=100$ coeficients, perquè permeten una acceptable velocitat de procés. A més queda garantit que en presència d'un fort transitori tipus impuls a l'entrada del filtre, la sortida quedarà estabilitzada 100 mostres després. Aquesta característica és força important pel tipus de senyals que es consideren en

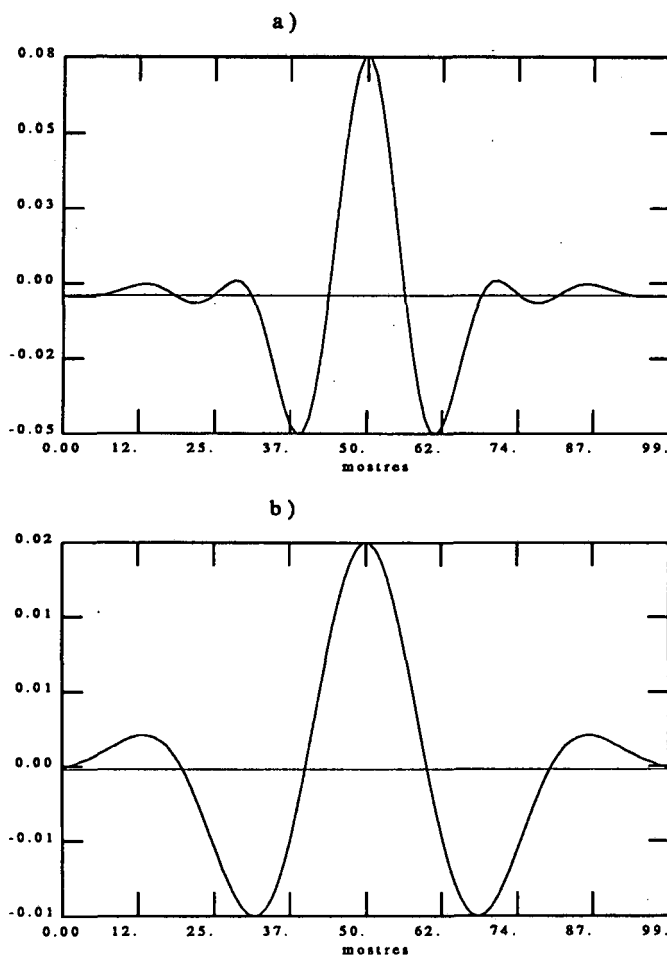


Figura 5.4: Resposta impulsional dels filtres FIR de $N=100$ coeficients, d'una banda de pas: a) 100-300 Hz. b) 100-150.

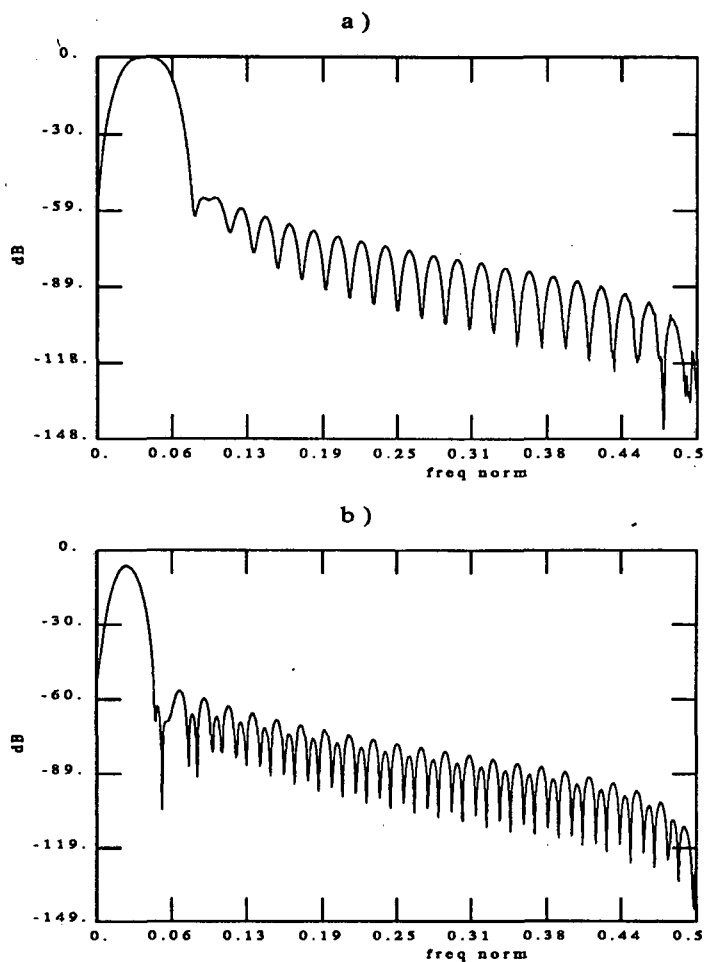


Figura 5.5: Resposta freqüencial dels filtres FIR de $N=100$ coeficients, d'una banda de pas: a) 100-300 Hz. b) 100-150.

aquest treball, ja que sovint presenten saturacions seguides de flancs molt sobtats, deguts als abruptes pendents dels QRS.

Interessa especialment limitar la durada dels possibles artefactes generats per aquestes discontinuïtats, per tal de poder reconèixer l'activitat de baixa amplitud pròpia del senyal.

5.3 APLICACIÓ A L'OBTENCIÓ DE POTENCIALS TARDANS

5.3.1 Descripció i interès del problema

Una de les aplicacions més importants de l'Electrocardiografia d'alta resolució, i sense dubte la de més interès clínic és l'obtenció de potencials ventriculars tardans (PVT).

Els potencials tardans són generats per petites àrees danyades del cor i es presenten en l'última part de la despolarització ventricular² o en posterioritat a ella. La petita magnitud d'aquests potencials no permet la seva obtenció mitjantçant l'ECG convencional.

L'interès fonamental dels potencials tardans és degut a la presumible vinculació que tenen amb els mecanismes generadors d'arrítmies. D'aquesta manera els PVT poden contemplar-se com uns indicadors del risc dels pacients a patir arrítmies ventriculars malignes, per exemple taquicàrdia ventricular.

Una revisió dels treballs més importants publicats en aquesta línia es pot trobar a (Berbari i Lazzara, 1988), on es descriu l'evolució històrica d'aquestes conclusions mèdiques. Les més destacables es recorden a continuació.

Els primers treballs que documenten l'existència de potencials tardans van ser realitzats en laboratori d'experimentació animal i van utilitzar elèctrodes situats directament en la superfície de l'epicardi o l'endocardi (Boineau i Cox, 1973). Els estudis inicials efectuats en humans (Josephson i altres, 1978; Fontaine i altres, 1978) van

²Aquesta fase del cicle cardíac genera el complex QRS de l'ECG

constatar la presència de potencials tardans en mesures endocàrdiques i epicàrdiques, respectivament, practicades a pacients amb taquicàrdia ventricular. En aquests treballs va quedar demostrat que els PVT estan associats a zones del miocardi on la propagació de l'activitat cardíaca es realitza de forma lenta i irregular, per exemple en les zones infartades. Microelèctrodes situats en aquestes precises àrees van indicar la generació de senyals de baixa amplitud que s'extenien en les darreres parts del complex QRS de l'ECG convencional. Freqüentment aquest tipus d'activitat ha rebut, per això, el nom de *potencials fraccionats*. També s'ha constatat que a més de presentar una baixa amplitud, el contingut freqüencial dels PVT és de freqüències superiors a les del segment ST i l'ona T.

Posteriorment les aplicacions inicials de tècniques d'electrocardiografia d'alta resolució en experimentació animal van permetre l'obtenció de PVT en superfície i la seva comparació amb registres epicàrdics (Berbari i altres, 1978).

Un primer treball rellevant des del punt de vista clínic va detectar la presència de PVT en pacients amb taquicàrdia ventricular recurrent i aneurisme ventricular, i va mostrar com un cop corregida aquesta quirúrgicament, els PVT desapareixien (Rozanski i altres, 1981)

Més recentment s'han publicat uns estudis on ha quedat patent la relació entre els PVT i la taquicàrdia ventricular (Denes i altres, 1983; Breithardt i altres, 1983; Dennis i altres, 1986). D'altra banda la manifestació de PVT en pacients que han sofert infart de miocardi ha mostrat un interessant valor predictiu en la possible aparició de taquicàrdia ventricular.

Darrerament s'han efectuat estudis comparatius multicèntrics on es comparen resultats obtinguts per diferents grups de recerca (Oeff i altres, 1986). En ells queda palesa la discrepància de resultats, així com la baixa especificitat dels resultats. Aquesta situació es deu probablement a problemes tècnics en l'obtenció, processat i avaluació dels potencials tardans.

Aquesta limitació en els resultats obtinguts, així com el fet que la majoria d'estudis publicats siguin fonamentalment empírics, ha provocat que l'Electrocardiografia d'alta resolució sigui un tema de recerca d'interès en l'actualitat. D'aquesta manera tant la millora de les tècniques de processat com l'estandardització en l'adquisició i

interpretació del senyal són temes oberts.

5.3.2 Característiques de l'aplicació

En els anteriors apartats s'han revisat les característiques pròpies dels potencials ventriculars tardans. Aquestes porten a considerar una configuració particular de l'estructura del processat en un sistema d'electrocardiografia d'alta resolució.

La baixa amplitud dels PVT i la seva vinculació temporal als complexos QRS ha definit la selecció dels senyals emprats. Cal recordar que l'aparició dels potencials tardans està relacionada amb l'existència de zones danyades del ventricle, que presenten problemes de conducció. És per això que es trobaran relacionats i retardats respecte a la despolarització ventricular (complex QRS).

Així doncs s'han seleccionat finestres temporals en el senyal de baixa amplificació, que recullen el complex QRS. Aquestes finestres seran utilitzades per a la sincronització de cada batec, mitjançant l'aplicació dels mètodes d'alineament.

Les finestres corresponents als senyals d'alta amplificació han estat escollides, de manera que quedi comprès tant el QRS com el segment ST.

Tot seguit s'han aplicat els tres mètodes d'alineament, considerats en aquest estudi, per a l'estimació de la component determinista del senyal (veure l'apartat 4.2). Aleshores s'ha fet una anàlisi comparativa dels potencials obtinguts en cada cas.

Per tal d'obtenir un senyal on els potencials tardans quedin més realçats, s'ha efectuat un filtrat passa-banda tal i com s'ha indicat a la figura 5.3. Donat que el contingut espectral d'aquests potencials no és ben conegut, ja que varia en cada pacient, s'ha assajat un filtrat amb un banc de filtres. D'aquesta manera es pretén un estudi del senyal en bandes freqüencials selectives que permeti un millor reconeixement dels potencials.

En els següents apartats es mostren els resultats obtinguts en diversos casos de senyals ECG reals. Tal i com s'ha indicat, s'insisteix en la comparació dels potencials estimats amb els diferents mètodes d'alineament, així com dels diferents filtres emprats.

Cal indicar que tots els senyals han estat enregistrats a la Unitat Coronària del Servei de Cardiologia de l'Hospital de la Santa Creu i Sant Pau de Barcelona.

5.3.3 Resultats

En aquest apartat es presenten els resultats del processat de senyals ECG d'alta resolució aplicat als electrocardiogrames de diversos pacients, amb l'objectiu d'obtenir potencials ventriculars tardans.

Per tal d'il·lustrar els diversos blocs de processat s'indiquen els senyals obtinguts després de cadascuna d'aquestes etapes. Així es mostren els senyals originals, l'acció del detector de QRS que identifica i reconeix cada batec cardíac, i les finestres temporals tant pel canal de baixa com d'alta amplificació. Posteriorment es representen els senyals deterministes estimats en ambdós canals, abans i després del filtrat passa-banda selectiu.

Com a exemple s'han seleccionat uns senyals ECG pertanyents a tres pacients que han sofert episodis de taquicàrdia ventricular, i a un subjecte sense antecedents de malalties cardíques. Per tal de referir-se a aquests senyals s'utilitzarà en aquest apartat la notació P1, P2, P3 i C1, respectivament.

S'han escollit els tres pacients amb aquest tipus de patologia, ja que els situa en el grup de persones amb una elevada probabilitat de manifestar potencials ventriculars tardans en els electrocardiogrames d'alta amplificació obtinguts en superfície. Per contra la selecció d'un subjecte sa, permet la consideració d'un senyal ECG control en el que no hi hagi presència de PVT, i així posi en evidència la diferència amb els senyals del grup anterior.

A continuació es detallen els resultats aconseguits per a cada pacient, on queden paleses les prestacions dels programes corresponents als blocs de processat descrits.

5.3.3.1 Pacient P1

En primer lloc es mostra un fragment dels senyals ECG obtinguts amb baixa i alta amplificació (figura 5.6), corresponent a aquest pacient. La representació s'ha fet amb una escala arbitrària, i s'ha indicat la posició de cada batec definida pel detector de QRS.

Els guanys emprats en els canals d'adquisició han estat $G_{baixa} = 4000$ i $G_{alta} =$

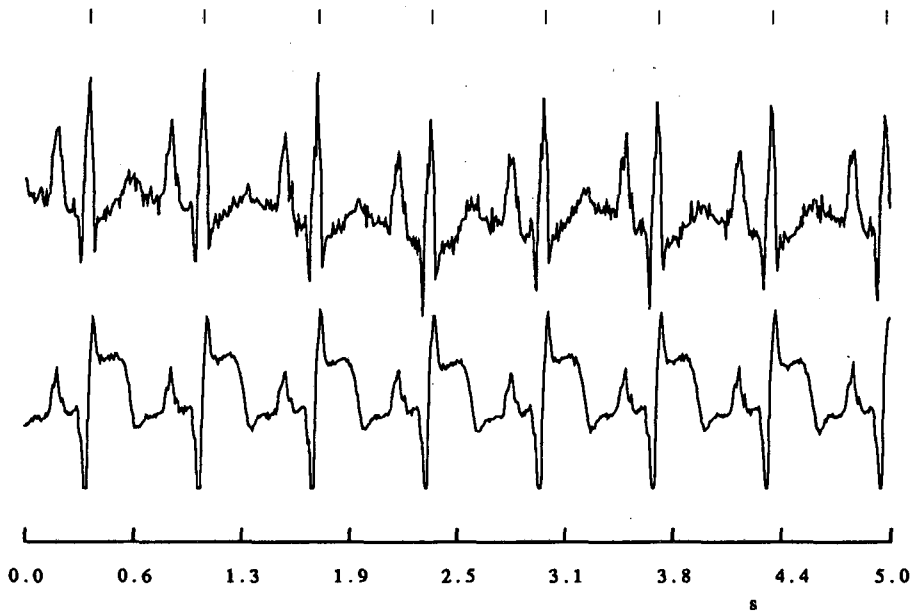


Figura 5.6: Senyal baixa-amplificació i alta-amplificació (derivació B1) del pacient P1, amb la indicació dels complexos QRS detectats.

20000 pel canal de baixa i alta amplificació, respectivament. En les figures 5.7 i 5.8 es representen les finestres temporals de baixa i alta amplificació, per a un batec. Aquestes s'han definit després de l'etapa de detecció dels QRS. En aquest cas l'escalat ja correspon a la magnitud del senyal recollit a la superfície del cos³.

Una mostra dels senyals deterministes, estimats amb la tècnica del càlcul de la mitjana i emprant una sincronització amb filtrat adaptat, s'exposa a les figures 5.9 a 5.12.

Cadascuna d'aquestes figures correspon als resultats de cada derivació precordial seleccionades (B1 a B4) definides a l'apartat 5.2.2 i inclou l'estimació per als senyals baixa-amplificació, i alta-amplificació sense filtrar i filtrat passa-banda (100-300 Hz).

En aquests últims pot observar-se la presència d'una activitat de baixa amplitud que es perllonga en la fase terminal del QRS, i que constitueix la contribució dels potencials ventriculars tardans a l'ECG altament amplificat.

En aquest pacient la manifestació dels PVT en les diferents derivacions és desigual. Això és perfectament lògic, ja que cada derivació capta una projecció de l'activitat

³A partir d'ara sempre s'utilitzarà aquest escalat en aquest tipus de senyal

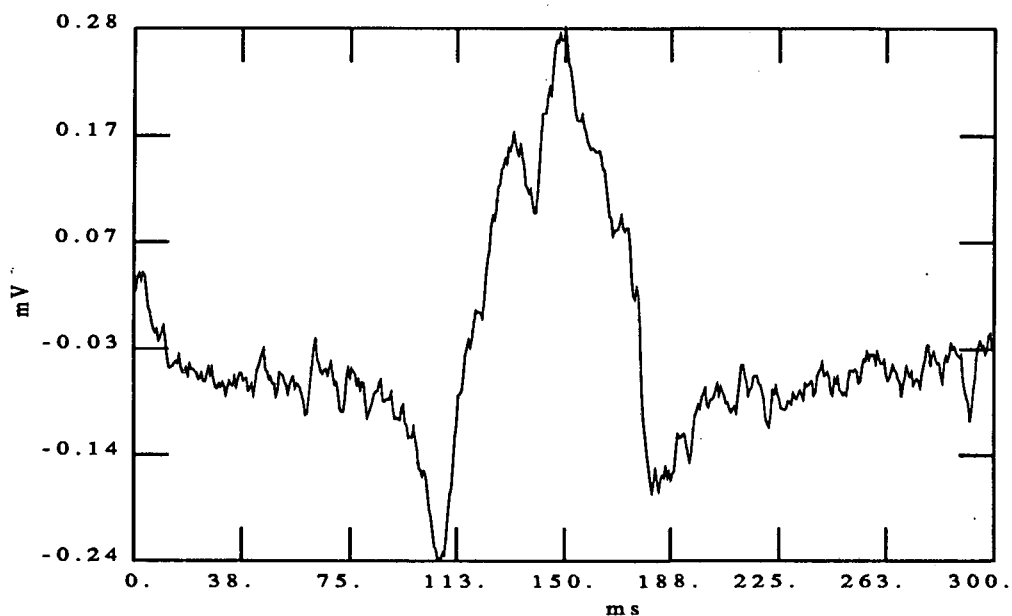


Figura 5.7: Finestra baixa amplificació per a un batec del pacient P1.

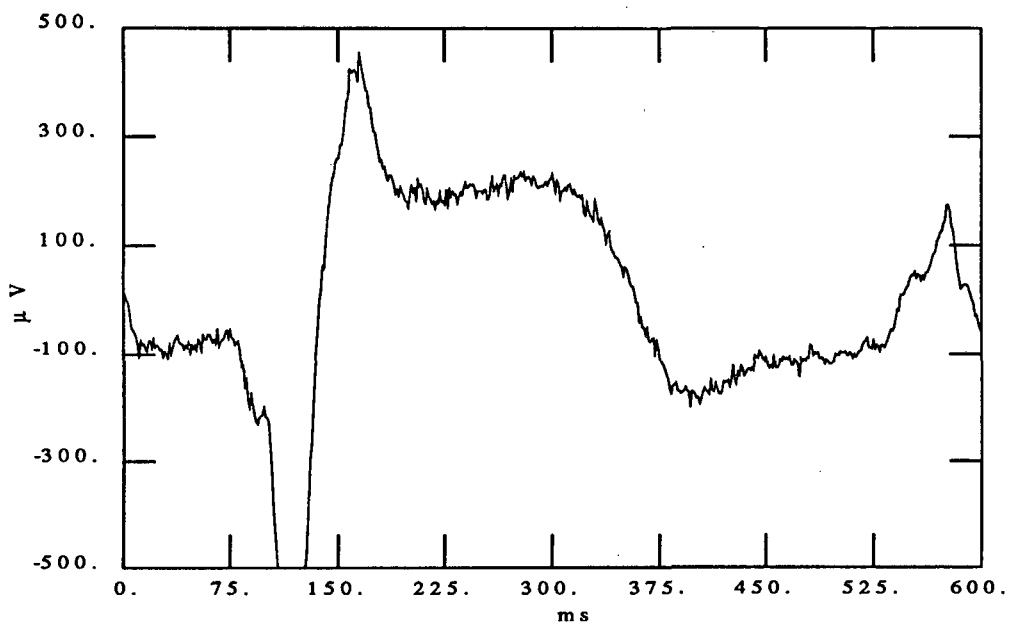


Figura 5.8: Finestra alta amplificació per a un batec del pacient P1.

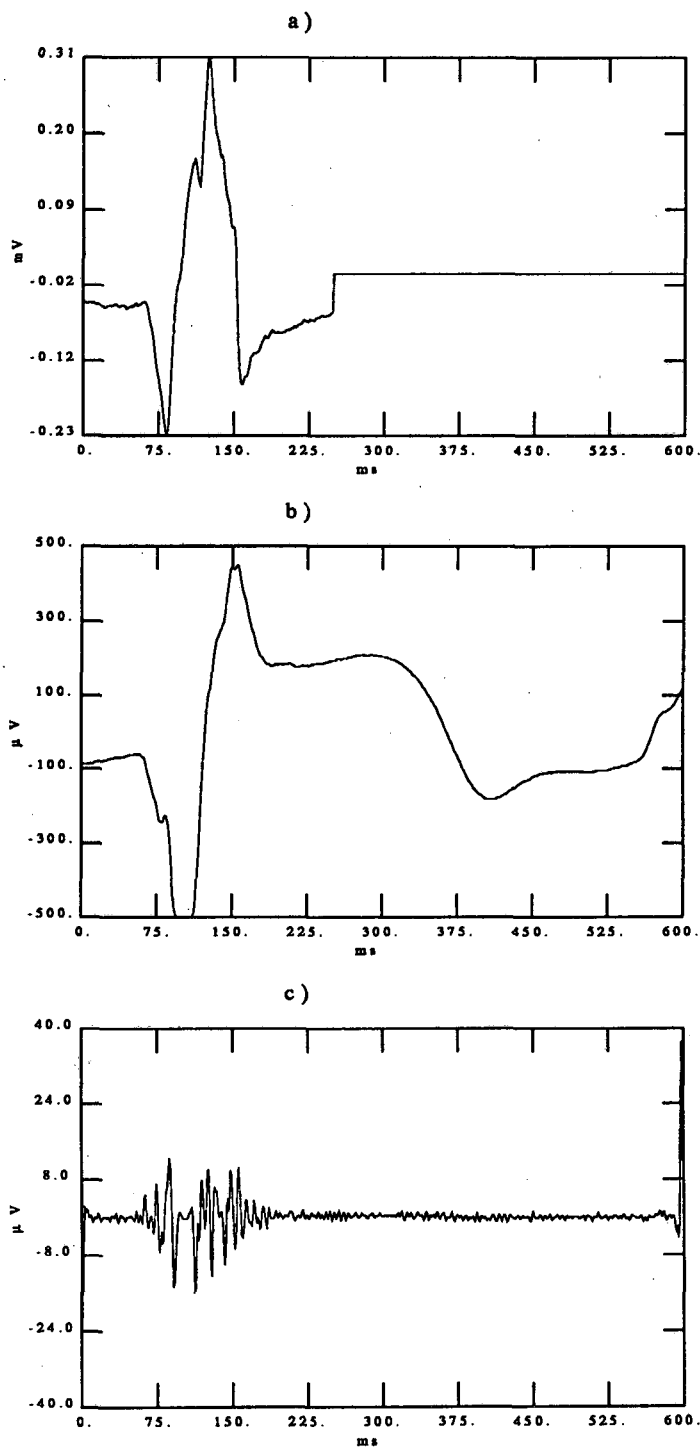


Figura 5.9: Estimació de les components deterministes mitjançant FA (pacient P1): a) baixa amplificació. b) alta amplificació (derivació B1). c) alta amplificació filtrat passa-banda (100-300 Hz).

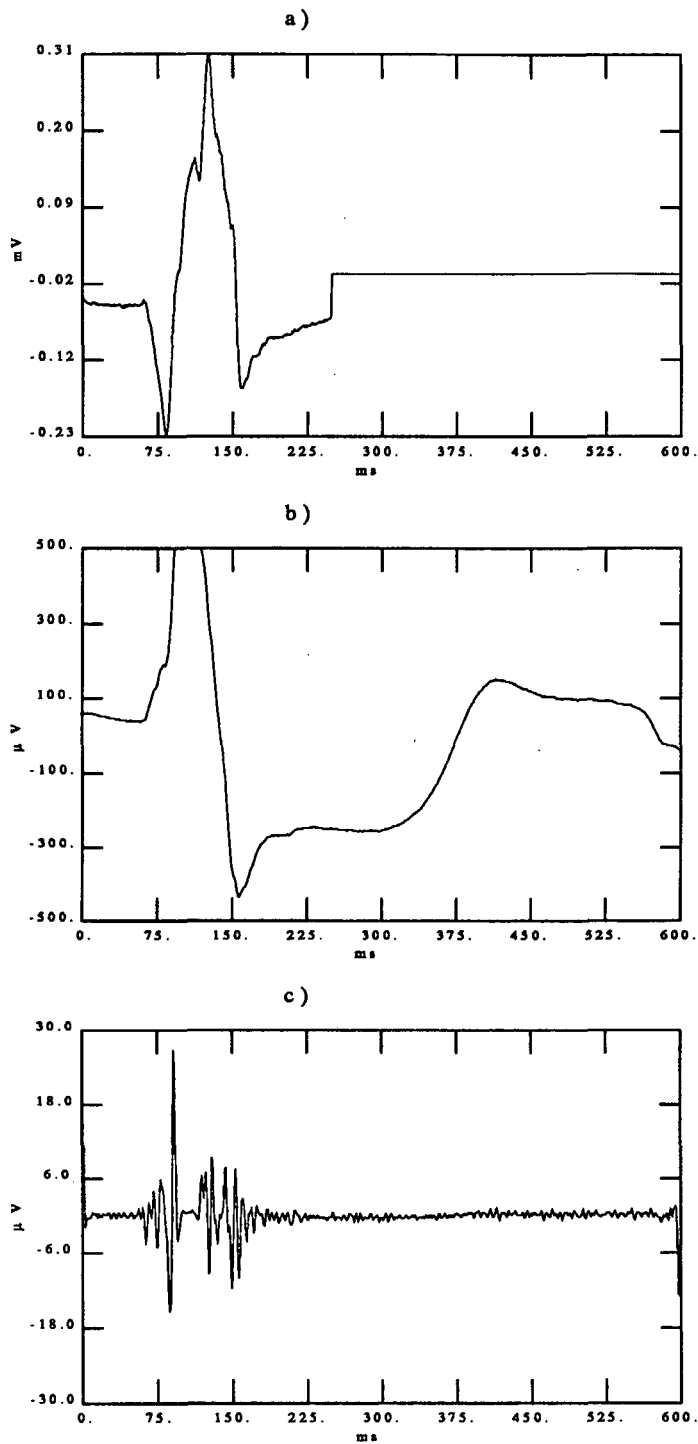


Figura 5.10: Estimació de les components deterministes mitjançant FA (pacient P1): a) baixa amplificació. b) alta amplificació (derivació B2). c) alta amplificació filtrat passa-banda (100-300 Hz).

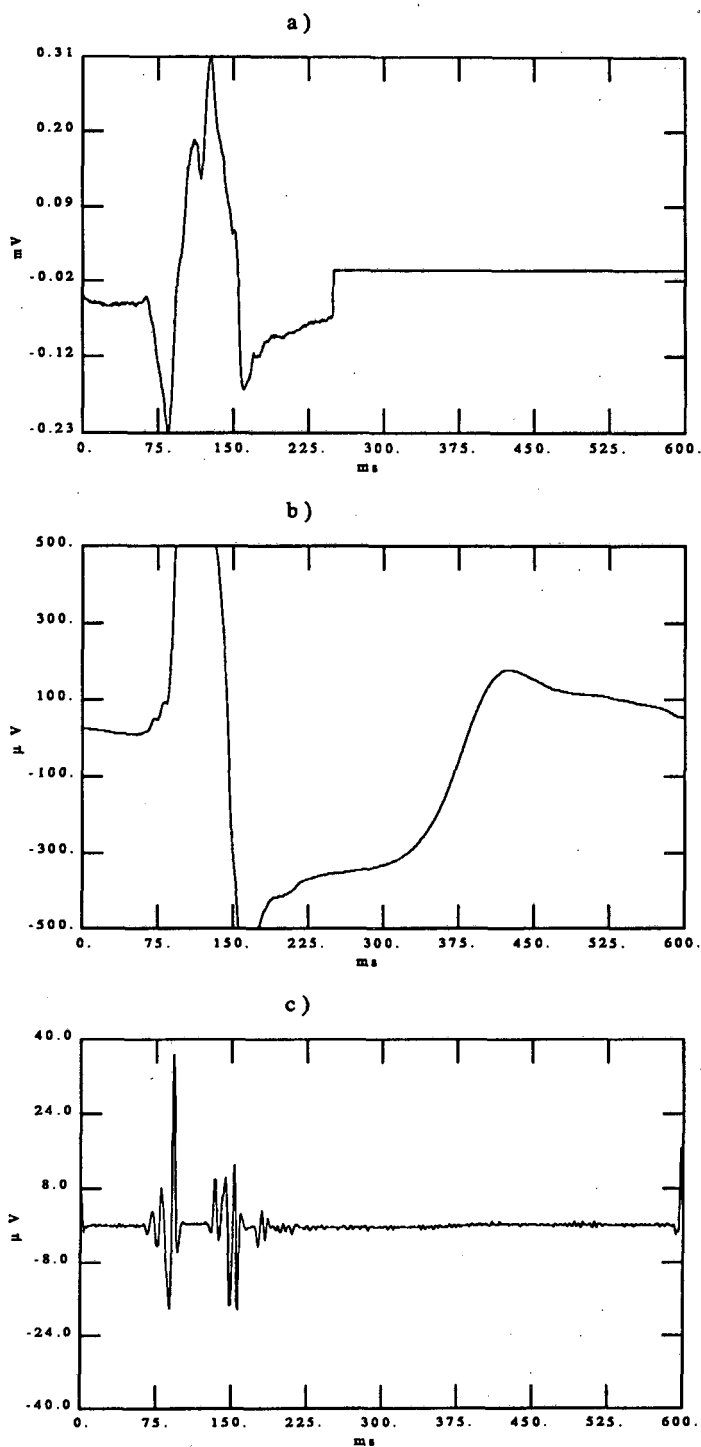


Figura 5.11: Estimació de les components deterministes mitjançant FA (pacient P1):
a) baixa amplificació. b) alta amplificació (derivació B3). c) alta amplificació filtrat
passa-banda (100-300 Hz).

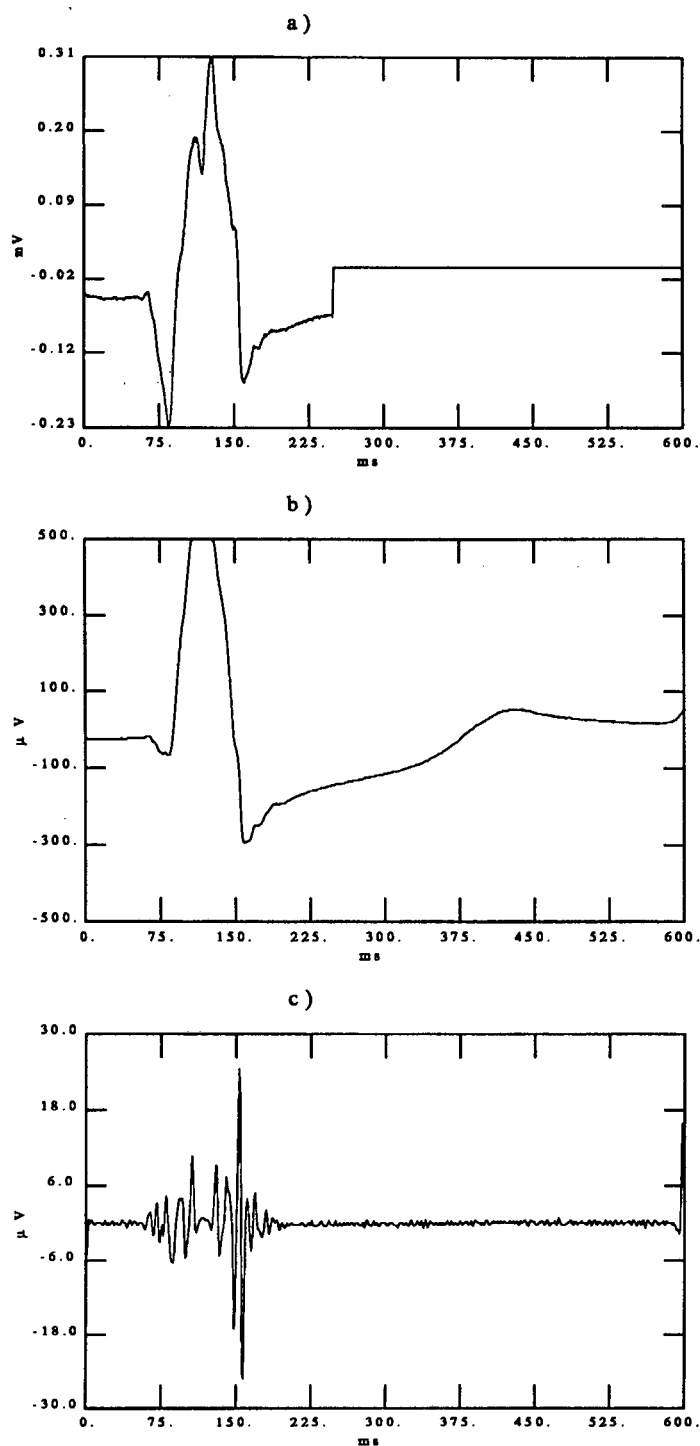


Figura 5.12: Estimació de les components deterministes mitjançant FA (pacient P1):
a) baixa amplificació. b) alta amplificació (derivació B4). c) alta amplificació filtrat
passa-banda (100-300 Hz).

elèctrica cardíaca en els punts de mesura. Simplificant molt, aquesta activitat pot modelar-se com un dipol elèctric, i per tant el senyal recollit serà de major o menor magnitud en funció de l'ortogonalitat de la projecció. Pel cas del pacient P1 els PVT són patents en les derivacions B1 i B2, mentre que en B4 presenten una magnitud menor. En la derivació B3, la contribució dels PVT no és pràcticament distingible.

A continuació es presenta una comparació dels senyals obtinguts després de filtrar el senyal alta-amplificació amb un banc de filtres. L'objectiu és l'estudi de l'aportació dels PVT a diverses bandes freqüencials, de manera que permeti seleccionar un rang freqüencial on els PVT quedin més realçats.

En concret s'han escollit els següents valors de banda de pas:

50-100 Hz 200-250 Hz
100-150 Hz 250-300 Hz
150-200 Hz 300-350 Hz

En les figures 5.13 a 5.16 es mostren els resultats. Les finestres temporals que es representen són un detall de les anteriors, en la zona terminal de l'activació ventricular. Es pot comprovar com a partir de 200 Hz ja no resta pràcticament activitat cardíaca, i a més, la banda 100-150 Hz recull la major part de l'energia dels PVT d'aquest pacient.

També s'han assajat altres filtres amb amples de banda més grans, per tal de recollir la màxima energia possible dels PVT, i així facilitar la seva discriminació del soroll de fons. Així s'han pres tres bandes:

80-300 Hz
150-250 Hz
300-500 Hz

En la figura 5.17 es representen els senyals obtinguts. Pel que respecte al primer filtre s'arriba a resultats comparatius amb els del filtre 100-300 Hz, encara que com era d'esperar els senyals presenten una contribució major de les baixes freqüències. Quant al segon filtre, es comprova que l'aportació dels PVT en aquesta banda, és més petita i per tant el fa menys desitjable per l'anàlisi dels PVT. Finalment el darrer filtre evidencia que la contribució de l'ECG és gairebé despreciable per les freqüències superiors a 300 Hz.

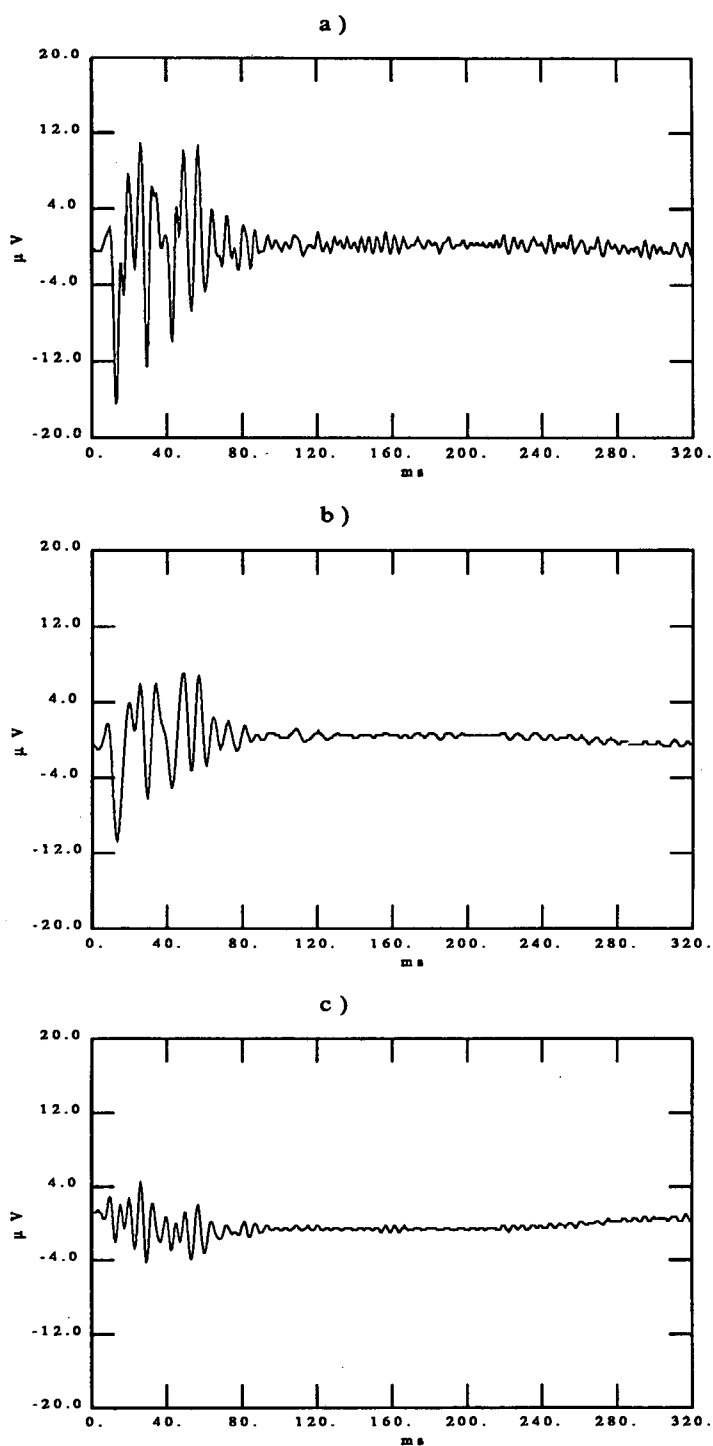


Figura 5.13: Detall del senyal d'alta amplificació (derivació B1) del pacient P1, estimat mitjançant FA i filtrat amb les bandes: a) 100-300 Hz. b) 100-150 Hz. c) 150-200 Hz.

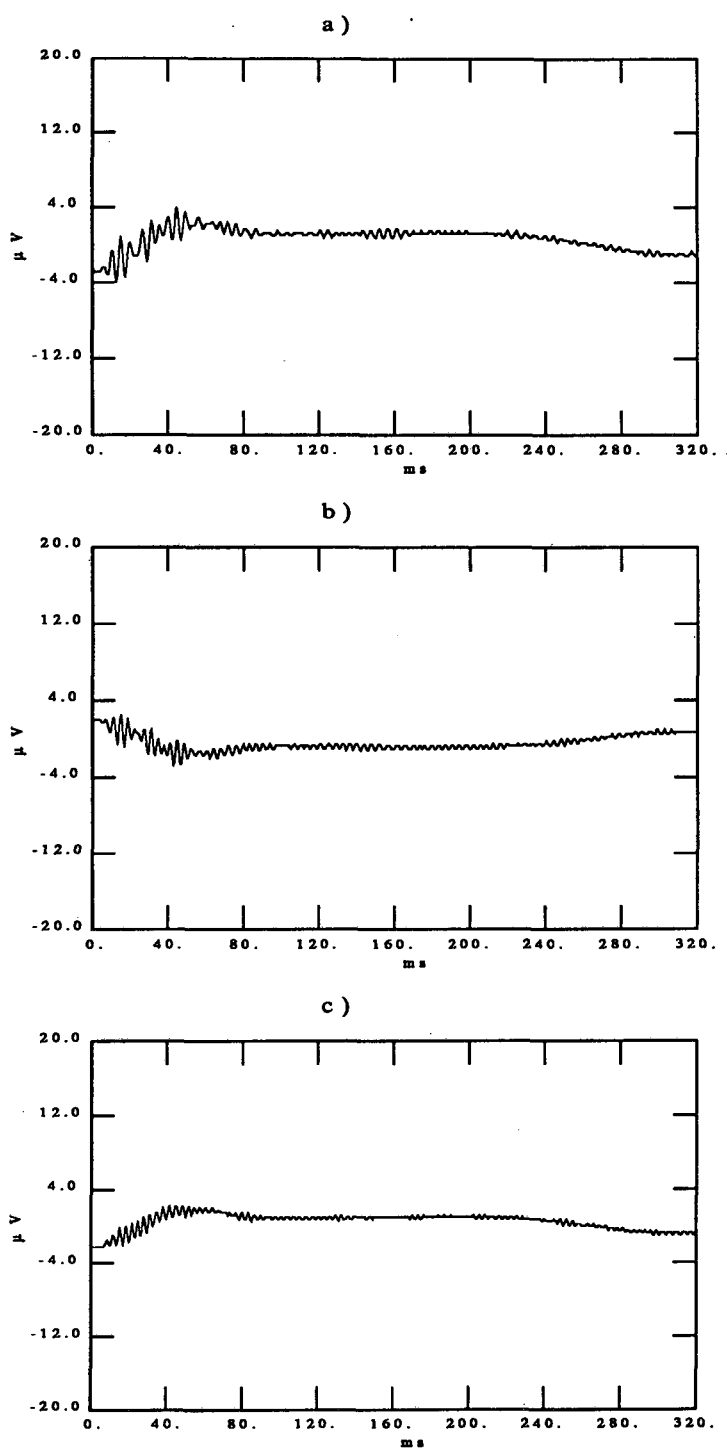


Figura 5.14: *Detall del senyal d'alta amplificació (derivació B1) del pacient P1, estimat mitjançant FA i filtrat amb les bandes: a) 200-250 Hz. b) 250-300 Hz. c) 300-350 Hz.*

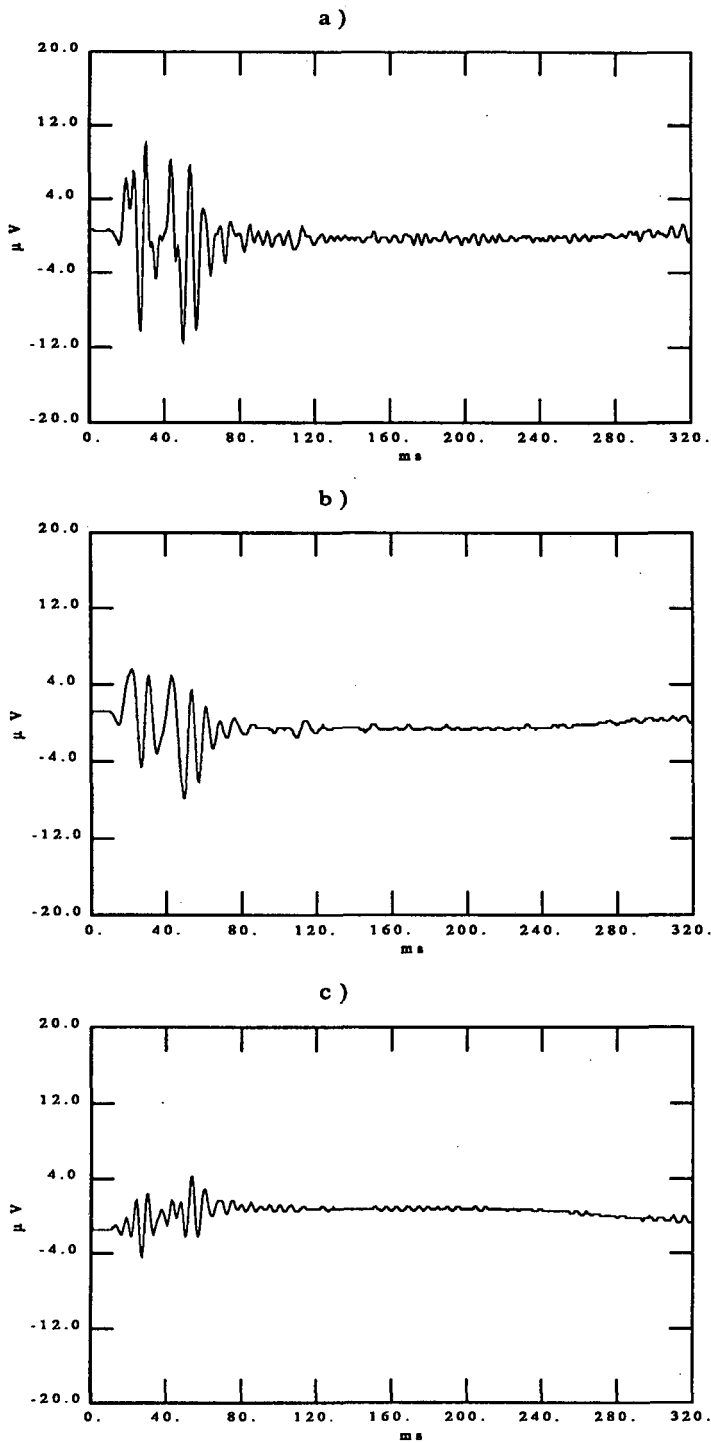


Figura 5.15: Detall del senyal d'alta amplificació (derivació B2) del pacient P1, estimat mitjançant FA i filtrat amb les bandes: a) 100-300 Hz. b) 100-150 Hz. c) 150-200 Hz.

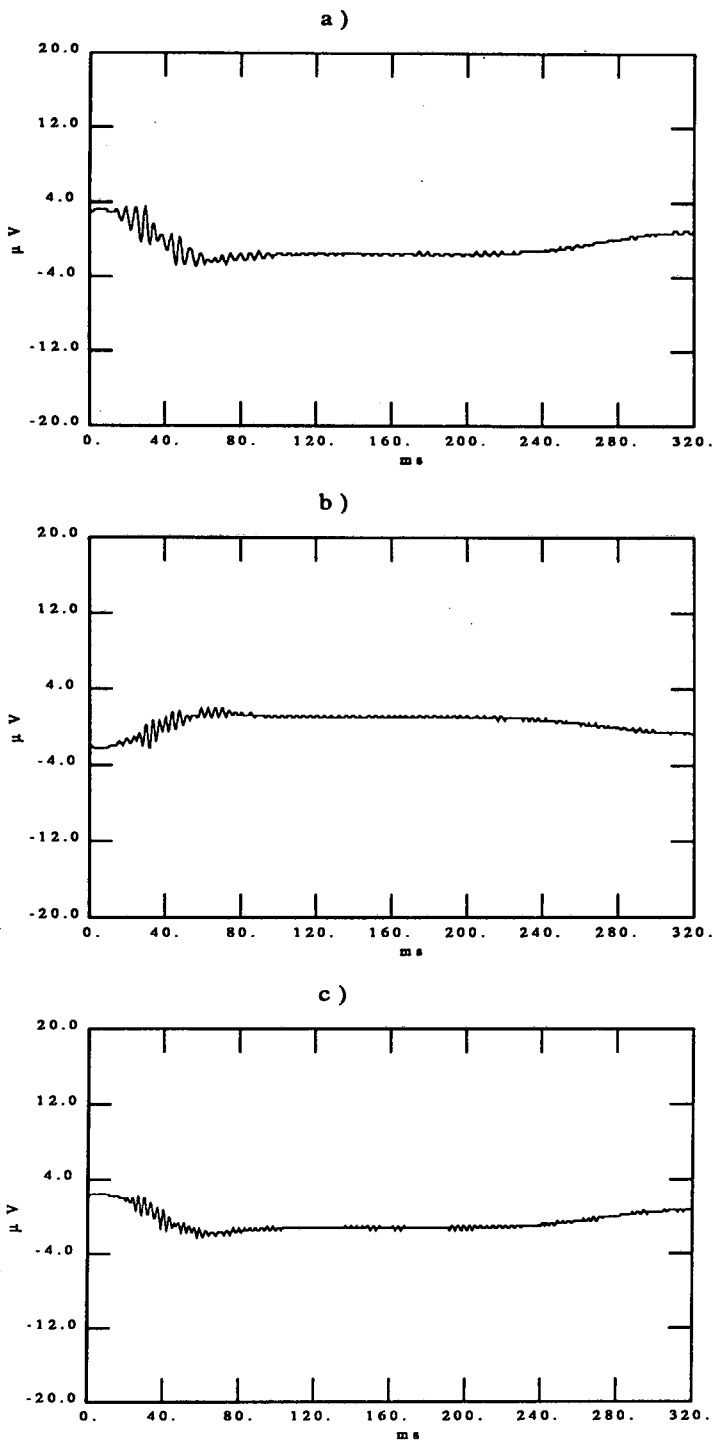


Figura 5.16: Detall del senyal d'alta amplificació (derivació B2) del pacient P1, estimat mitjançant FA i filtrat amb les bandes: a) 200-250 Hz. b) 250-300 Hz. c) 300-350 Hz.

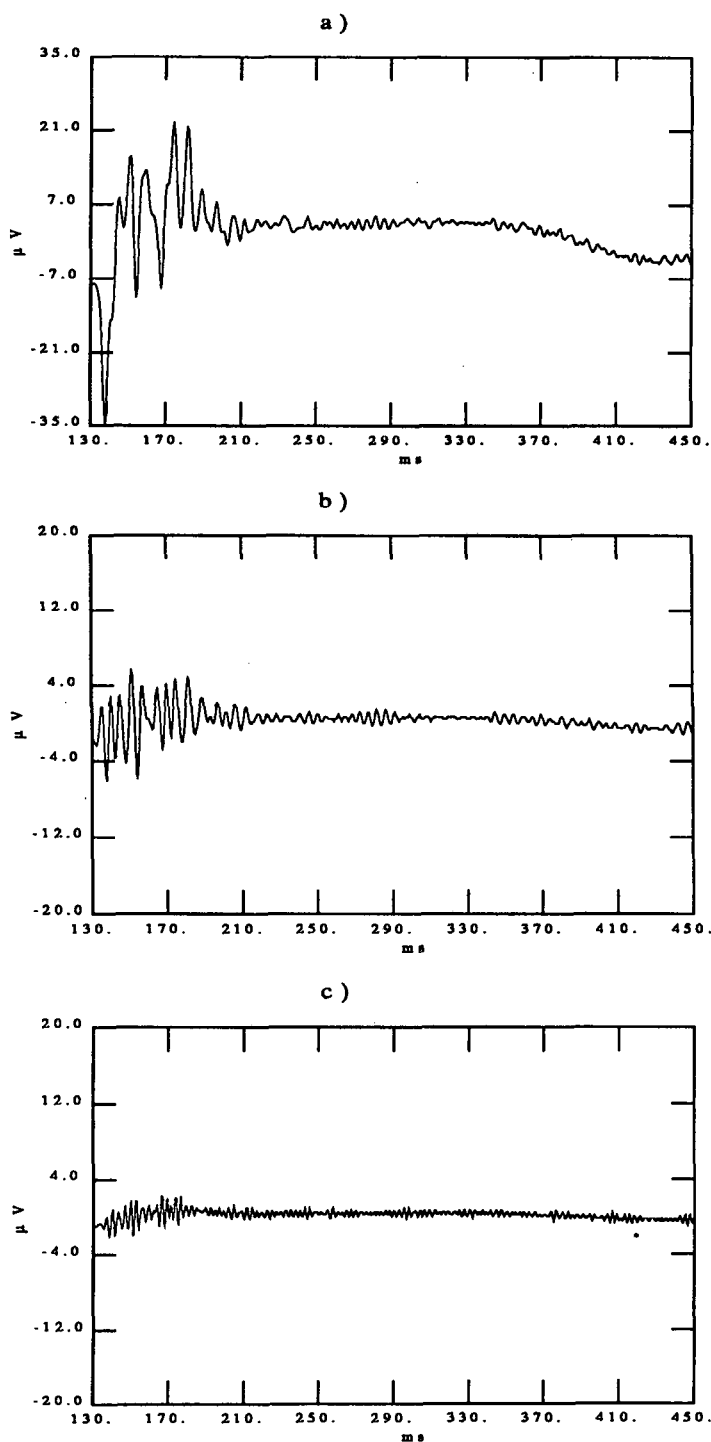


Figura 5.17: Detall del senyal d'alta amplificació (derivació B1) del pacient P1, estimat mitjançant FA i filtrat amb les bandes: a) 80-300 Hz. b) 150-250 Hz. c) 300-500 Hz.

Com a conclusió d'aquesta comparació sembla interessant prendre com a banda freqüencial habitual 100-300 Hz, que és la que ha mostrat una major emfasització dels PVT respecte al soroll de fons.

En la figura 5.18 es presenta una comparació d'aquests potencials tardans estimats amb els diferents mètodes d'alineament, recollits en la banda seleccionada 100-300 Hz.

Tal i com es despenia dels estudis presentats en el capítol anterior, el mètode de filtrat adaptat és el que ha arribat a una millor estimació dels PVT. Destaca especialment la magnitud dels potencials aconseguida, respecte a la dels altres mètodes, així com el contingut freqüencial més alt. L'estimació mitjançant l'aplicació del mètode de les integrals normalitzades en coincidència ha mostrat uns resultats de menor qualitat, tot i que la recuperació de les altes freqüències és notablement superior a l'aconseguida amb el mètode de doble nivell.

5.3.3.2 Pacient P2

En la descripció dels resultats d'aquest pacient es segueix idèntic ordre que el considerat en el cas anterior. L'interès es centra en comprovar la metodologia proposada en un altre senyal de morfologia diferent, i veure si és possible confirmar les mateixes conclusions de l'anàlisi anterior.

En primer lloc es pot observar un fragment de l'ECG d'aquest pacient en baixa i alta amplificació (figura 5.19), així com les posicions definides pel detector de QRS.

Els guanys considerats en els canals d'adquisició per a aquest pacient han estat

$$G_{baixa} = 8000$$

$$G_{alta} = 40000$$

En la figura 5.20 es representen les finestres temporals corresponents a un batec d'aquest senyal. Seguidament les figures 5.21 a 5.22 mostren les estimacions respectives a les derivacions B1 i B2, respectivament. En aquest cas l'activitat de l'última part del QRS és de menor magnitud que la del pacient anterior.

A continuació s'ha fet l'estudi del senyal filtrat mitjançant l'aplicació de filtres passa-

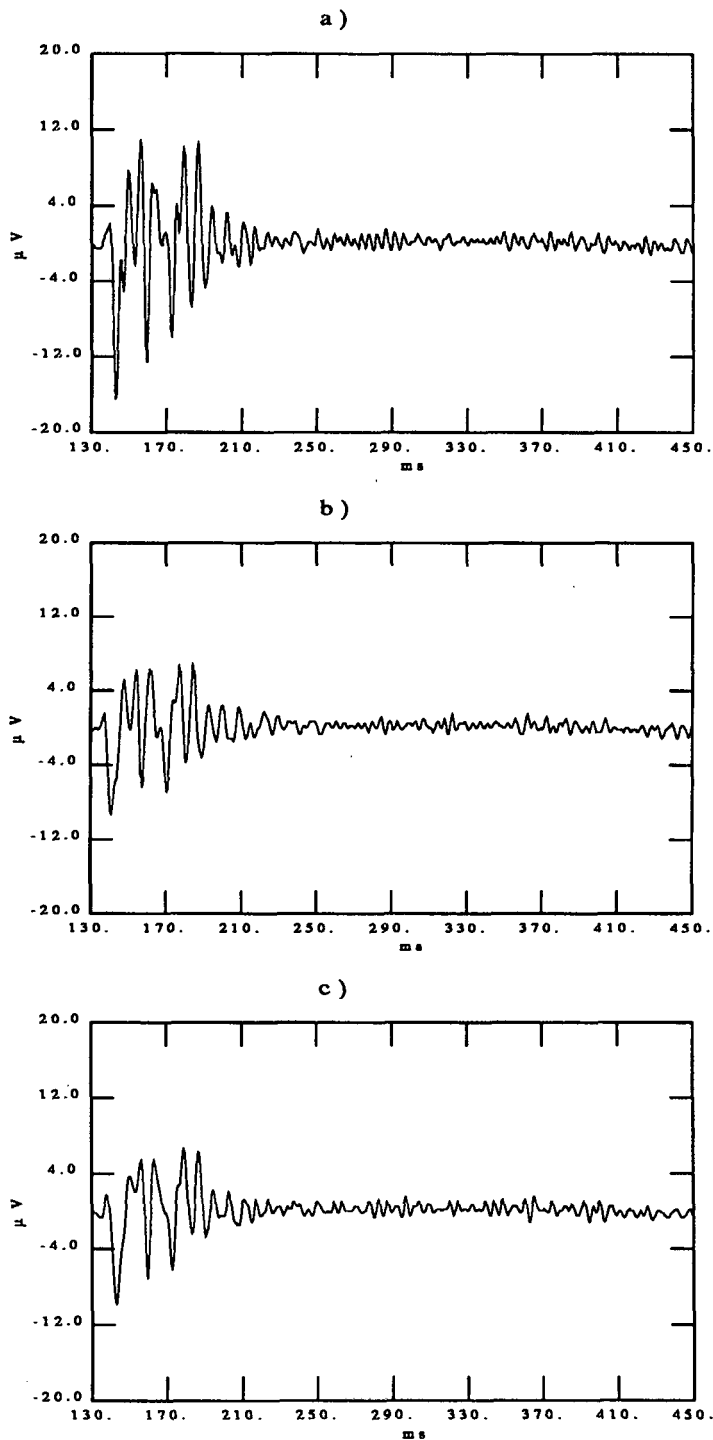


Figura 5.18: Comparació de les estimacions de les components deterministes del pacient P1 (derivació B1) filtrades passa-banda (100-300 Hz) i obtingudes amb els mètodes: a) filtrat adaptat. b) integrals normalitzades en coincidència. c) doble nivell.

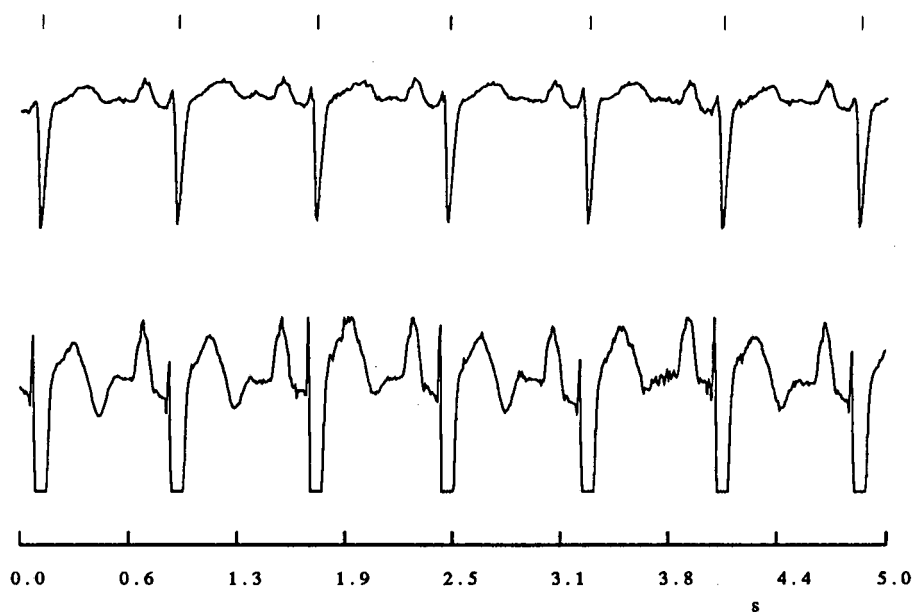


Figura 5.19: *Senyal baixa-amplificació i alta-amplificació (derivació B1) del pacient P2, amb la indicació dels complexos QRS detectats.*

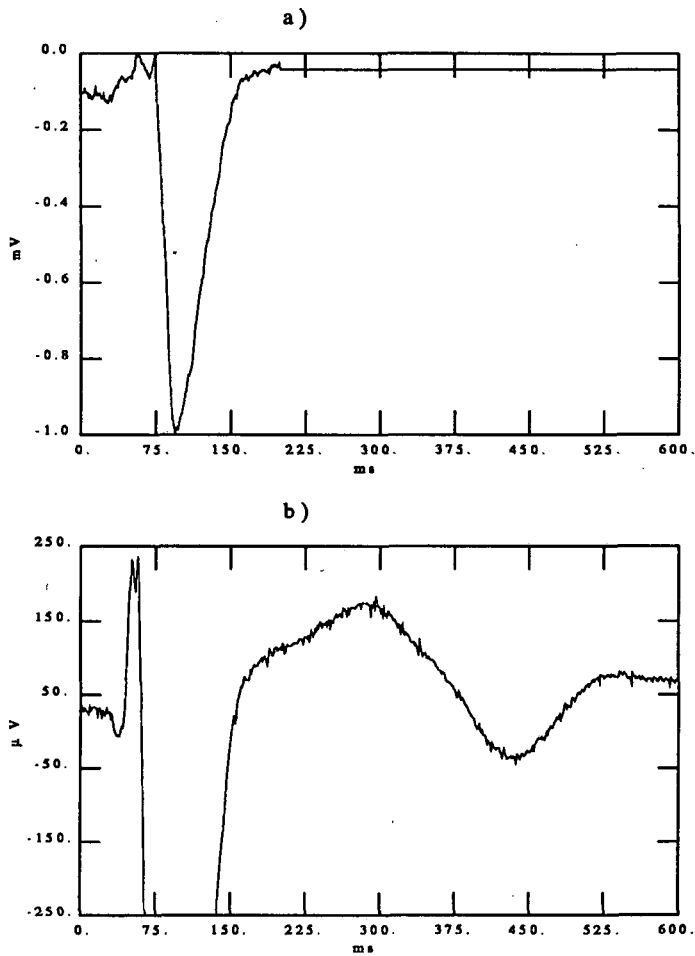


Figura 5.20: Finestres per a un batec del pacient P2: a) baixa amplificació. b) alta amplificació.

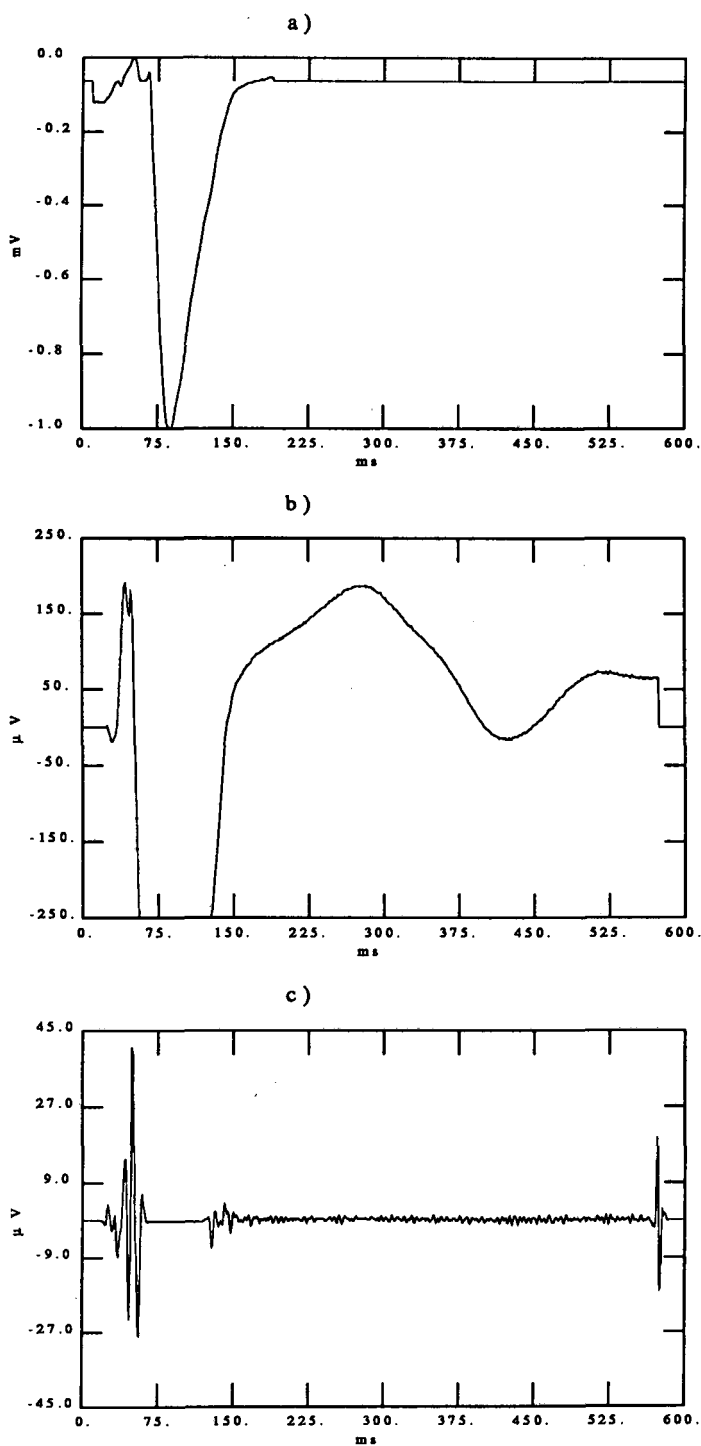


Figura 5.21: Estimació de les components deterministes mitjançant FA (pacient P2):
a) baixa amplificació. b) alta amplificació (derivació B1). c) alta amplificació filtrat
passa-banda (100-300 Hz).

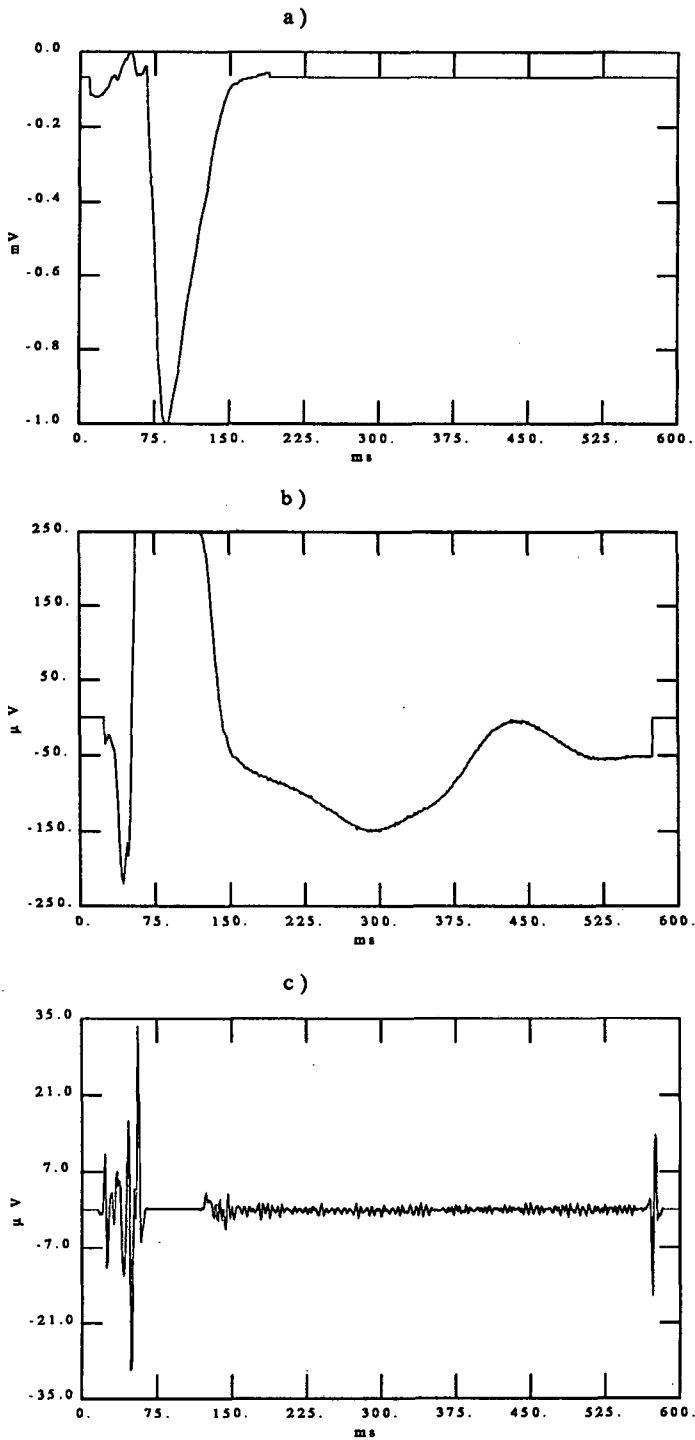


Figura 5.22: Estimació de les components deterministes mitjançant FA (pacient P2):
a) baixa amplificació. b) alta amplificació (derivació B2). c) alta amplificació filtrat
passa-banda (100-300 Hz).

banda. De l'examen detallat de les figures 5.23, 5.24, i 5.25 s'arriba a conclusions similars a les de l'estudi del pacient P1. Aquestes són, en resum, que la banda més apropiada per l'estudi dels PVT és la 100-300 Hz, i que la majoria de l'energia del senyal està present principalment en l'interval 100-150 Hz.

5.3.3.3 Pacient P3

Un cop verificats els valors de la banda freqüencial més adients amb les característiques dels PVT, així com la metodologia que porta a la millor estimació dels potencials, s'apliquen les conclusions anteriors a un senyal d'un altre pacient que presenta una morfologia diferent.

En primer lloc es mostren els senyals i la detecció QRS (figura 5.26), i les finestres de baixa i alta amplificació (figures 5.27 i 5.28). Tot seguit es representen les estimacions obtingudes per a dos derivacions diferents (figures 5.29 i 5.30). En el cas del senyal filtrat passa-banda queda palesa la presència d'activitat cardíaca de baixa amplitud en la zona terminal del QRS.

Altres figures complementàries s'han omès, ja que no aportaven informació addicional a les conclusions deduïdes dels apartats anteriors.

5.3.3.4 Subjecte sa C1

A continuació es mostren uns senyals ECG corresponents a un subjecte sa, sense antecedents de malalties cardíques. L'objectiu és l'anàlisi del senyal alta-amplificació filtrat, per tal de comprovar l'absència de PVT i tenir un model de referència respecte als casos patològics.

Així doncs, s'han aplicat a aquest senyal idèntiques etapes de processat que als pacients anteriors. En les següents figures es mostra el senyal obtingut després d'algunes d'aquestes etapes. En la figura 5.31 es pot veure el senyal de baixa i alta amplificació, a més de la detecció del QRS efectuada.

Seguidament en la figura 5.32 i 5.33 es mostra una finestra temporal de cadascuna d'elles. Finalment a les figures 5.34 i 5.35 es representa l'estimació del senyal per a

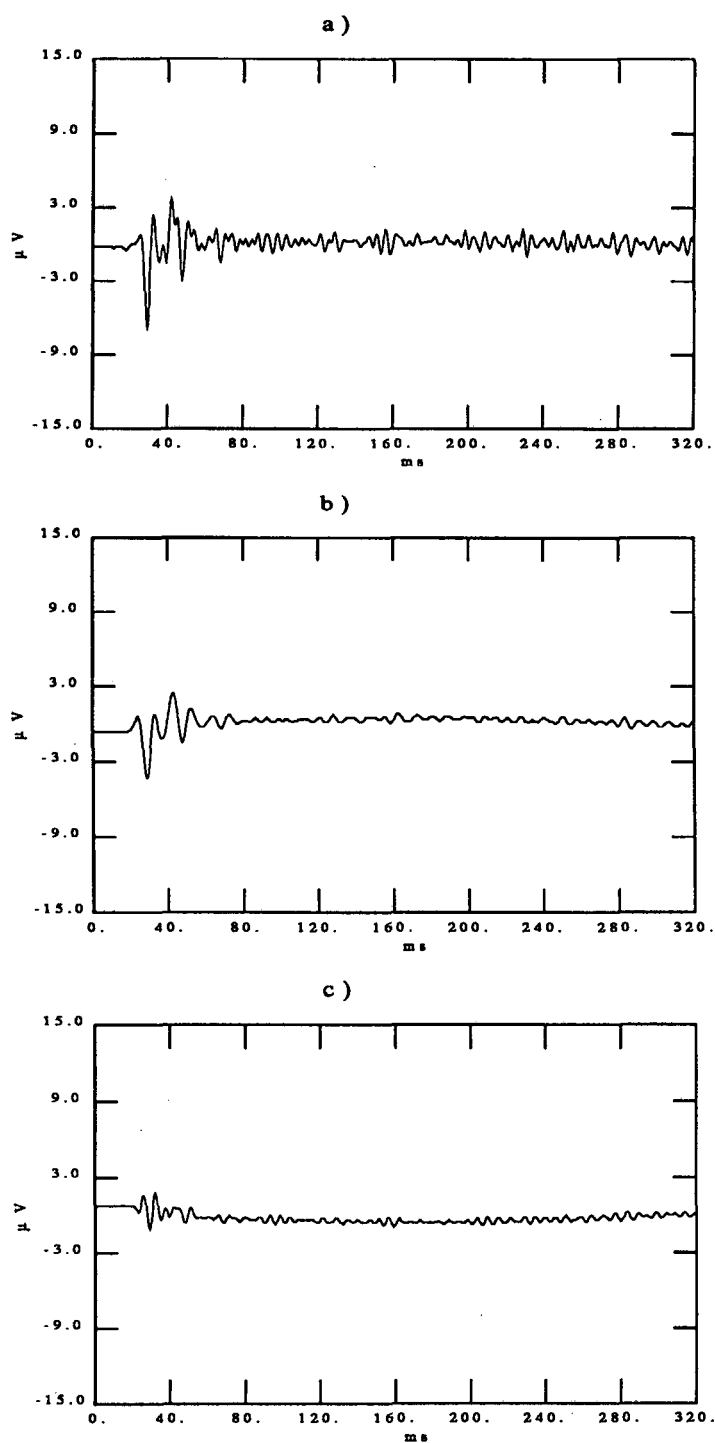


Figura 5.23: Detall del senyal d'alta amplificació (derivació B1) del pacient P2, estimat mitjançant FA i filtrat amb les bandes: a) 100-300 Hz. b) 100-150 Hz. c) 150-200 Hz.

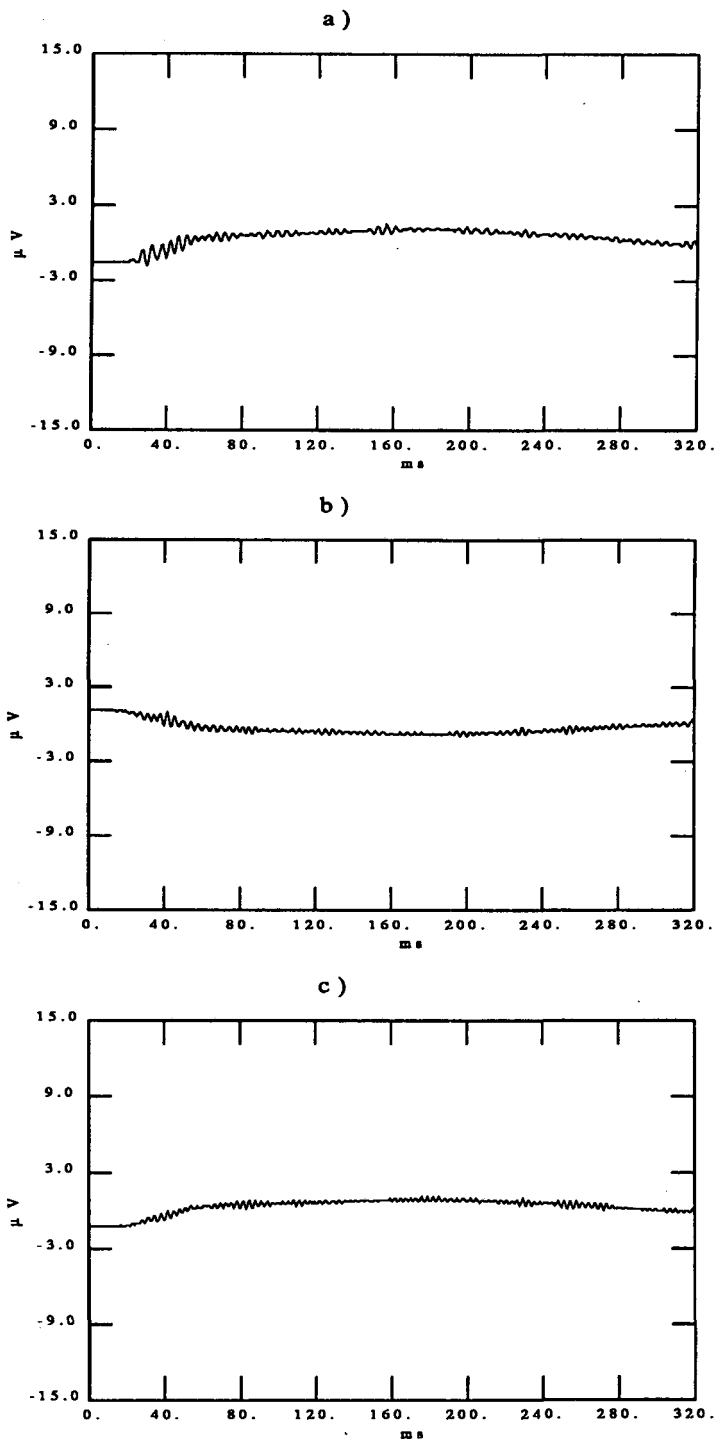


Figura 5.24: Detall del senyal d'alta amplificació (derivació B1) del pacient P2, estimat mitjançant FA i filtrat amb les bandes: a) 200-250 Hz. b) 250-300 Hz. c) 300-350 Hz.

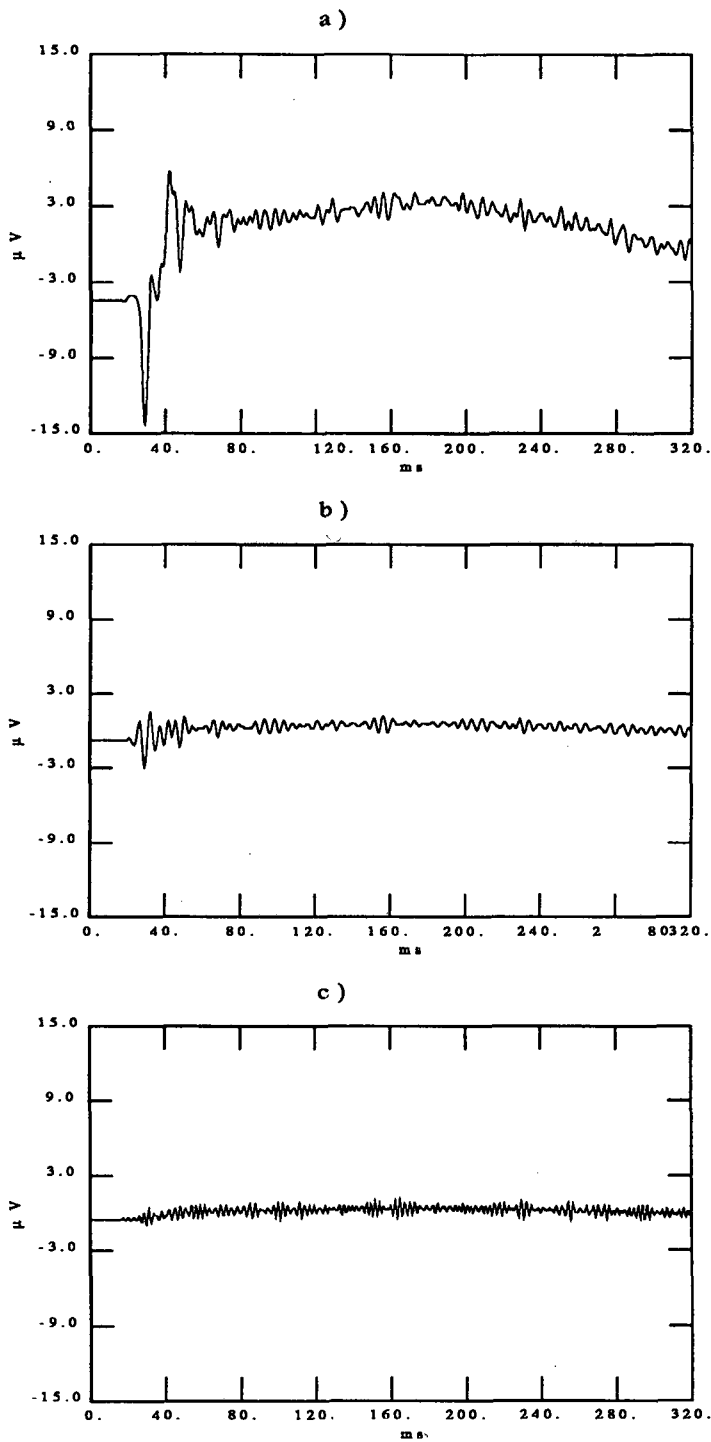


Figura 5.25: Detall del senyal d'alta amplificació (derivació B1) del pacient P2, estimat mitjançant FA i filtrat amb les bandes: a) 80-300 Hz. b) 150-250 Hz. c) 300-500 Hz.

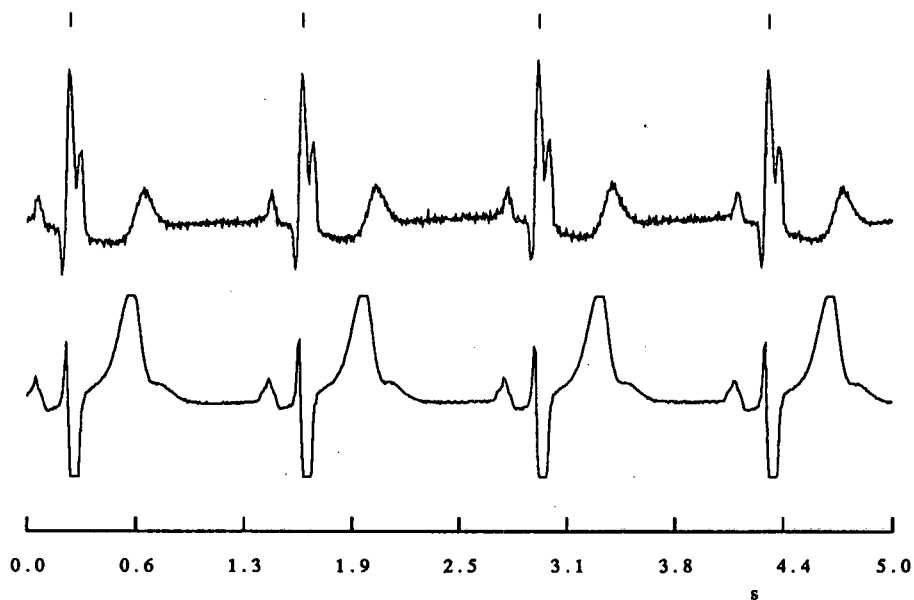


Figura 5.26: Senyal baixa-amplificació (derivació B1) del pacient P3, amb la indicació dels complexos QRS.

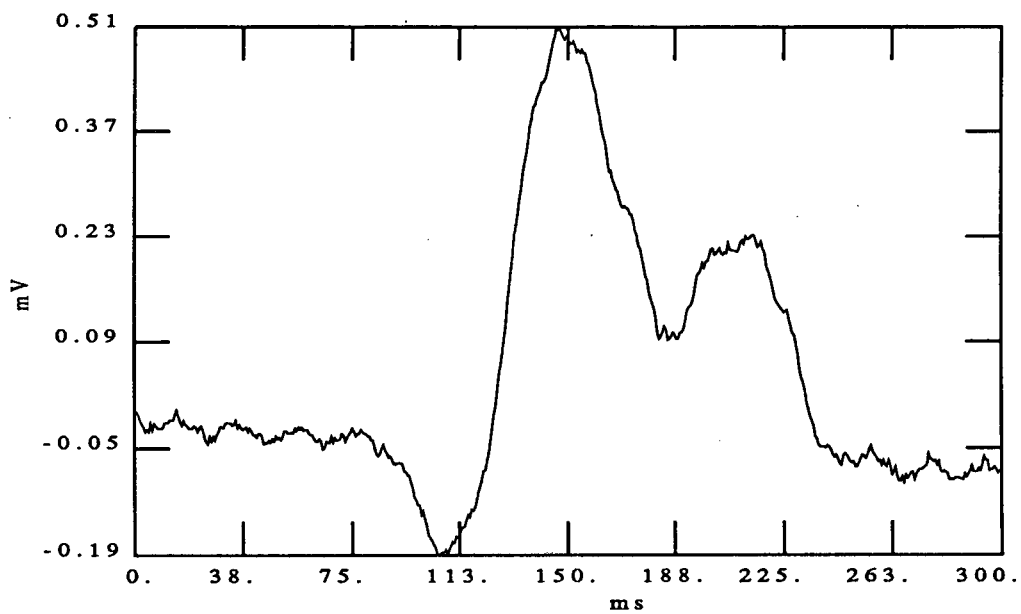


Figura 5.27: Finestra baixa amplificació per a un batec del pacient P3.

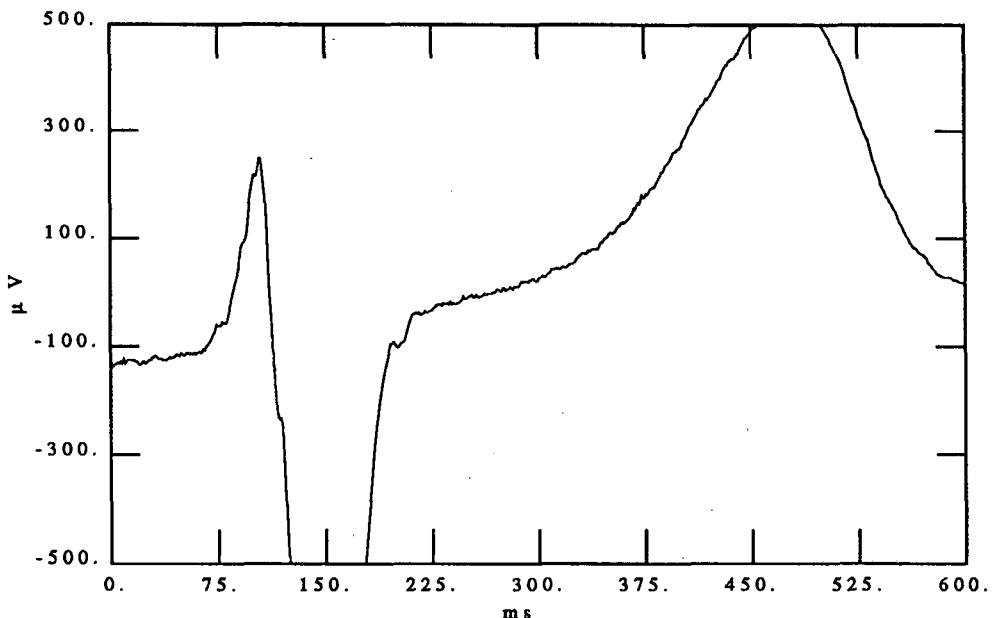


Figura 5.28: Finestra alta amplificació per a un batec del pacient P3.

dues derivacions diferents (B_2 i B_3 , respectivament).

Cal destacar que els senyals filtrats passa-banda no mostren indicis d'activitat de baixa amplitud en la part final del QRS. Una comparació amb els senyals dels pacients presentats anteriorment, deixa clara la diferència entre ambdues situacions.

5.4 APLICACIÓ A L'ECG AMB VARIACIONS DE FORMA RÍTMIQUES

5.4.1 Descripció del problema

L'activitat cardíaca presenta una variabilitat al llarg del temps, que té el seu origen en una sèrie de factors fisiològics. Així, per exemple, el nivell d'esforç físic i l'estat emocional provoquen una forta incidència en les característiques de l'electrocardiograma corresponent. Entre elles es poden destacar la modificació del ritme cardíac, la variació de certs intervals temporals (PQ, QT) i l'alteració de la forma de les ones principals de l'ECG (P, QRS, T).

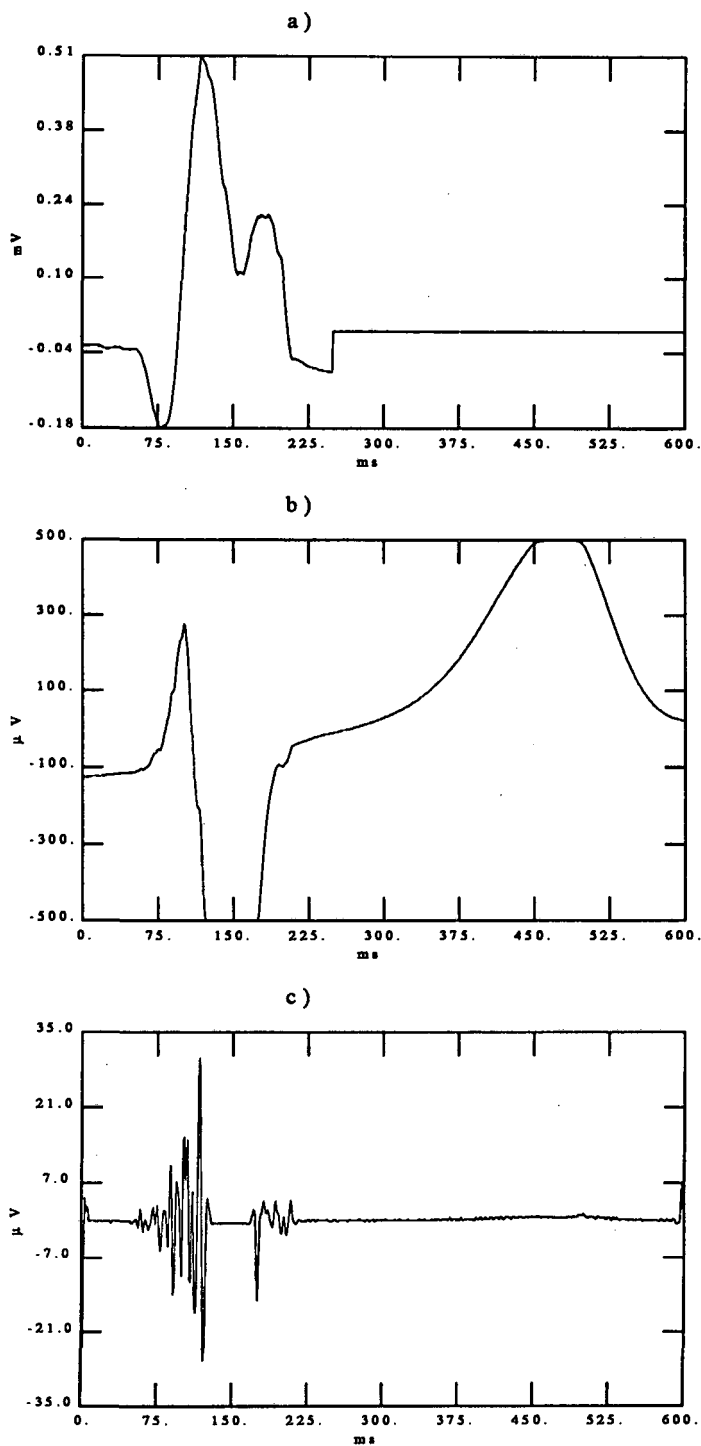


Figura 5.29: Estimació de les components deterministes mitjançant FA (pacient P3):
 a) baixa amplificació. b) alta amplificació (derivació B1). c) alta amplificació filtrat
 passa-banda (100-300 Hz).

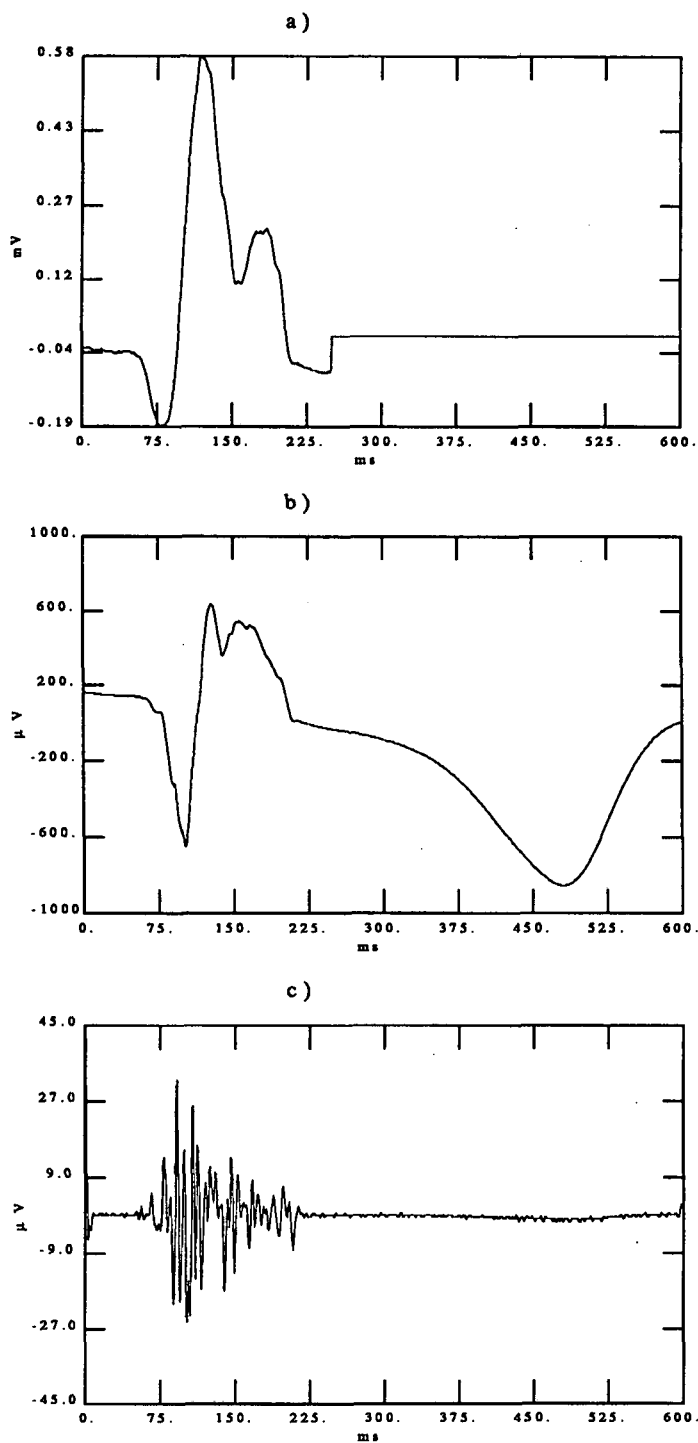


Figura 5.30: Estimació de les components deterministes mitjançant FA (pacient P3):
a) baixa amplificació. b) alta amplificació (derivació B3). c) alta amplificació filtrat
passa-banda (100-300 Hz).

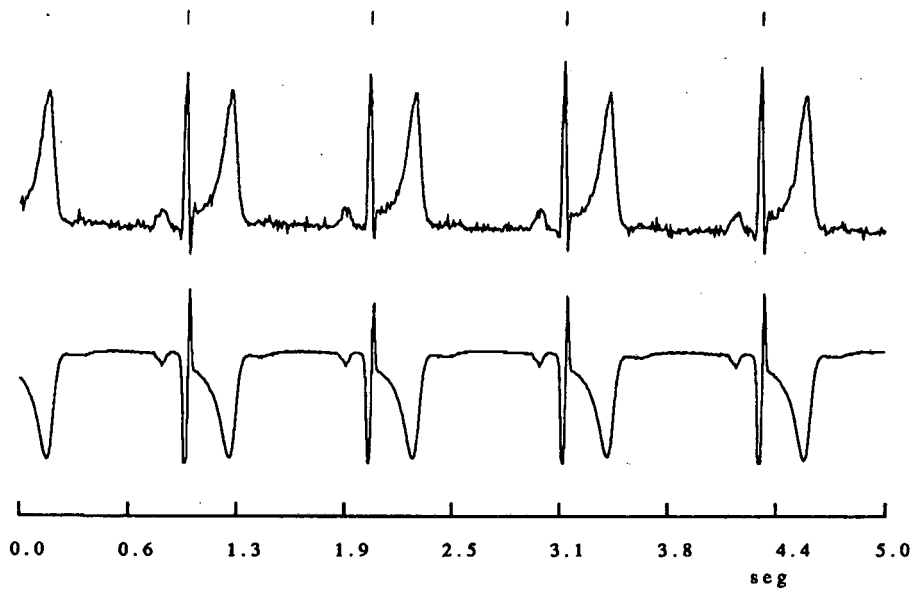


Figura 5.31: Senyal baixa-amplificació (derivació B1) del pacient C1, amb la indicació dels complexos QRS.

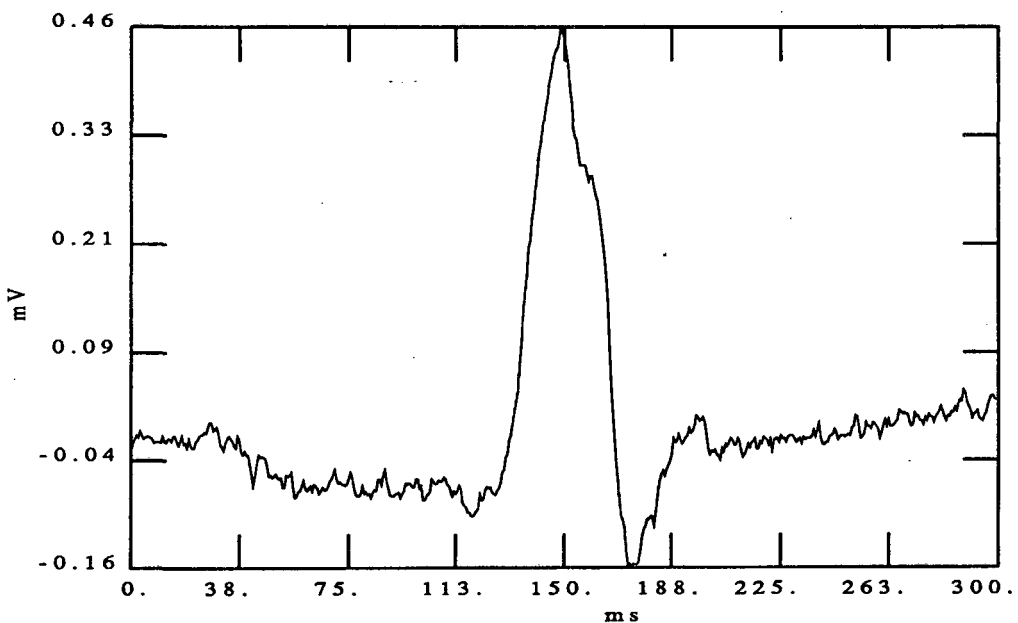


Figura 5.32: Finestra baixa amplificació per a un batec del pacient C1.

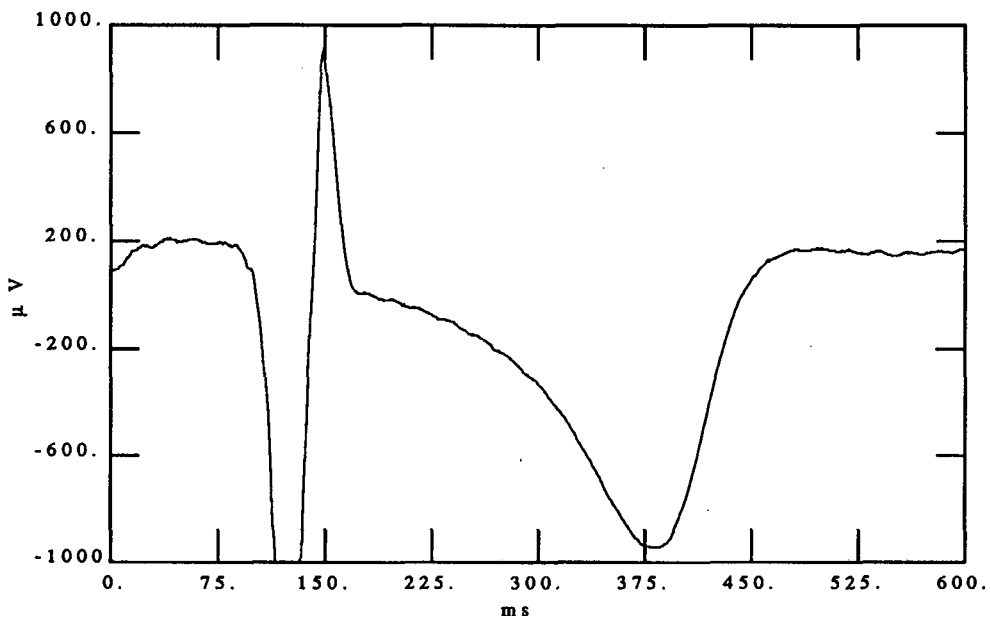


Figura 5.33: Finestra alta amplificació per a un batec del pacient C1.

En la variació de la forma de l'electrocardiograma poden intervenir també altres factors externs. Per exemple, l'acció de drogues antiarrítmiques, administrades pel tractament de malalties cardíaca, originen notables alteracions del ritme cardíac, així com modificacions en la morfologia de l'ECG.

Una altra causa que provoca lleugeres variacions en l'ECG és la interacció del sistema respiratori en l'activitat cardíaca. Normalment es concreta en una certa modulació de l'amplitud de les ones de l'ECG i una possible variació de la línia de base. Aquesta interacció queda reflectida en una contribució a les baixes freqüències de l'espectre de l'electrocardiograma.

Totes les causes descrites tenen gran importància quan s'estudien registres electrocardiogràfics de llarga durada, com per exemple els registres ECG Holter de 24 hores. En aquests casos són freqüents el canvis de l'activitat muscular i de l'estat emocional. Tot això fa que per a un mateix pacient s'aprecii una variació important de forma de l'ECG al llarg del temps.

La situació és ben diferent quan es tracta de l'enregistrament de senyals d'una durada molt més reduïda (uns pocs minuts) i adquirida en una situació de repòs. Aquest és el cas comú en els senyals ECG d'alta resolució.

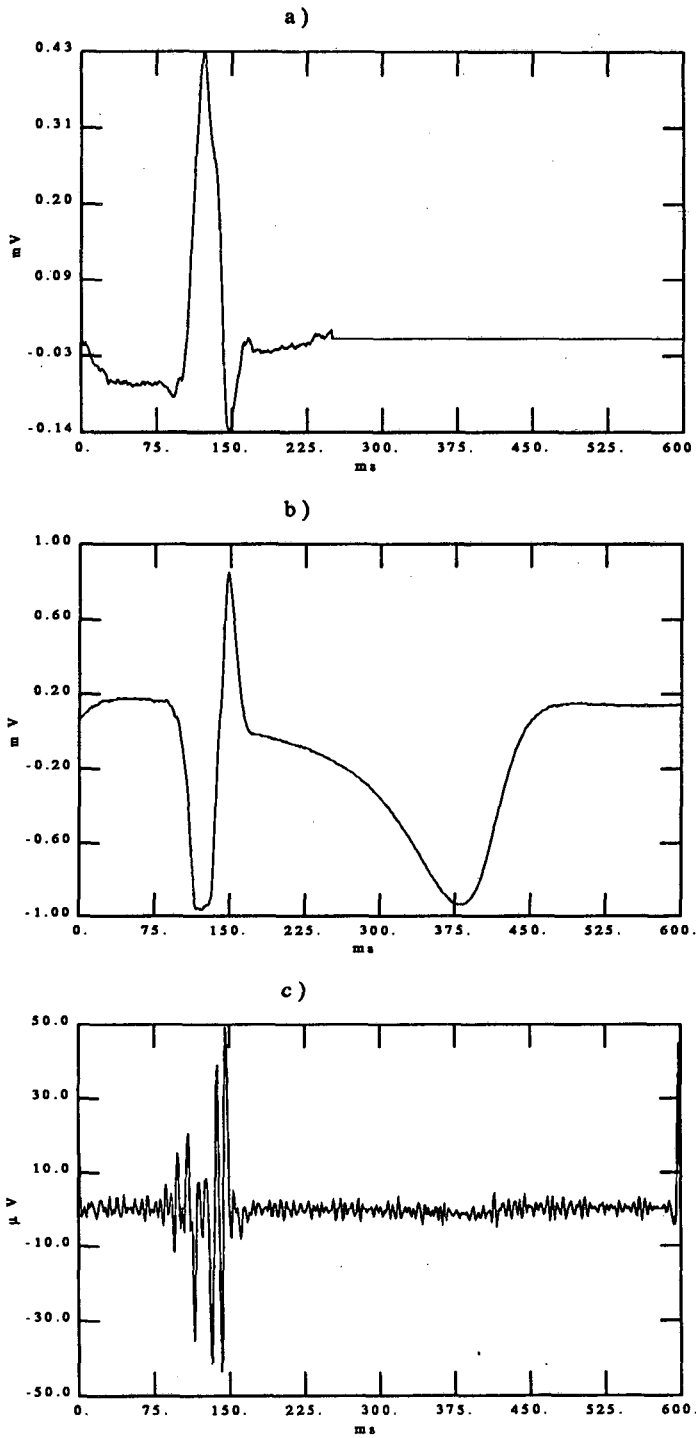


Figura 5.34: Estimació de les components deterministes mitjançant FA (pacient C1):
 a) baixa amplificació. b) alta amplificació (derivació B2). c) alta amplificació filtrat
 passa-banda (100-300 Hz).

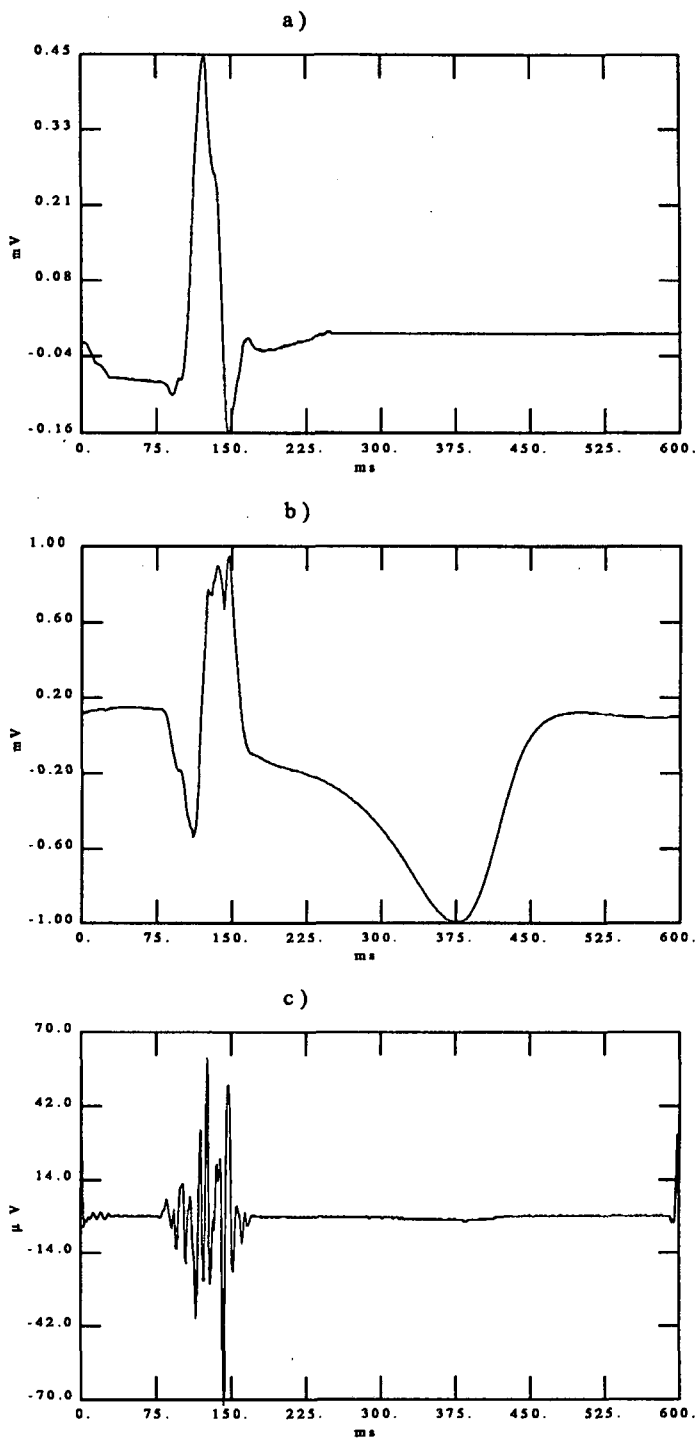


Figura 5.35: Estimació de les components deterministes mitjançant FA (pacient C1):
a) baixa amplificació. b) alta amplificació (derivació B3). c) alta amplificació filtrat
passa-banda (100-300 Hz).

Per aquest tipus de senyals, l'efecte de l'activitat respiratòria motiva només una lleugera variació de la forma. També l'activitat muscular és molt feble, comparada amb la dels registres citats anteriorment. En general presenten solament certs episodis puntuals d'artefactes de moviment i d'activitat muscular, deguts a algun desplaçament esporàdic del pacient.

Una causa habitual d'importants variacions de forma en els senyals ECG d'alta resolució és la presència d'arrítmies. Això es concreta en l'aparició de canvis de morfologia sobtats, i en general aïllats, respecte a la forma que presenta l'ECG normalment. Per exemple, l'aparició d'extrasístoles ventriculars.

En aquest estudi de processat de senyals ECG d'alta resolució s'han tingut en compte aquestes variacions de formes brusques, en l'etapa de detecció del QRS. Així en el capítol 3 es van mostrar diversos casos on el detector de QRS rebutjava tant extrasístoles ventriculars (figura 3.14) com episodis puntuals d'artefactes de moviment (figura 3.15). D'aquesta manera es garanteix la consideració dels batecs que manifesten una similar morfologia, i s'assegura el rebuig de batecs d'origen ventricular o els afectats per un fort artefacte.

Un cas molt interessant és aquell en el qual l'aparició d'extrasístoles no és un fet esporàdic, si no que es presenten de forma rítmica. Aquest és, per exemple, el cas de les arrítmies que reben el nom de bigeminisme. Es caracteritzen per alternar una seqüència d'un batec normal d'origen sinusal amb una extrasístole d'origen ventricular. Aquest tipus d'arrítmies provoquen una variació important de la forma de cada batec, que es reproduïx rítmicament.

En aquest apartat es presenta un senyal corresponent a un pacient que pateix aquest tipus d'arrítmia. Es descriu la metodologia emprada, que permet l'estimació de l'activitat cardíaca per a cada tipus de batec, tant en baixa com en alta amplificació.

Cal destacar que la majoria d'aplicacions d'electrocardiografia d'alta resolució no poden tractar aquest tipus de situacions, degut a la variació de forma que presenten els batecs.

En aquest treball l'acció del detector de QRS i les seves prestacions per discriminar els batecs cardíacs sinusals de les extrasístoles han permès el tractament d'aquest problema.

5.4.2 Resultats

En aquest apartat es presenten els resultats del processat del senyal ECG d'alta resolució corresponents a la derivació B1 d'un pacient que presenta una arrítmia del tipus bigeminat. Aquest pacient se l'anomenarà a partir d'ara pacient PB1.

En la figura 5.36 s'observen els senyals de baixa i alta ampliació. Efectivament es pot comprovar com apareix alternadament un complex QRS d'origen sinusal (l'ona P és ben notòria) i un d'origen ventricular, seguit d'una pausa compensatòria. S'observa com només els QRS del primer tipus han estat detectats. Aquest comportament del detector permet la selecció i l'aïllament de cada parell de batecs d'una manera fiable.

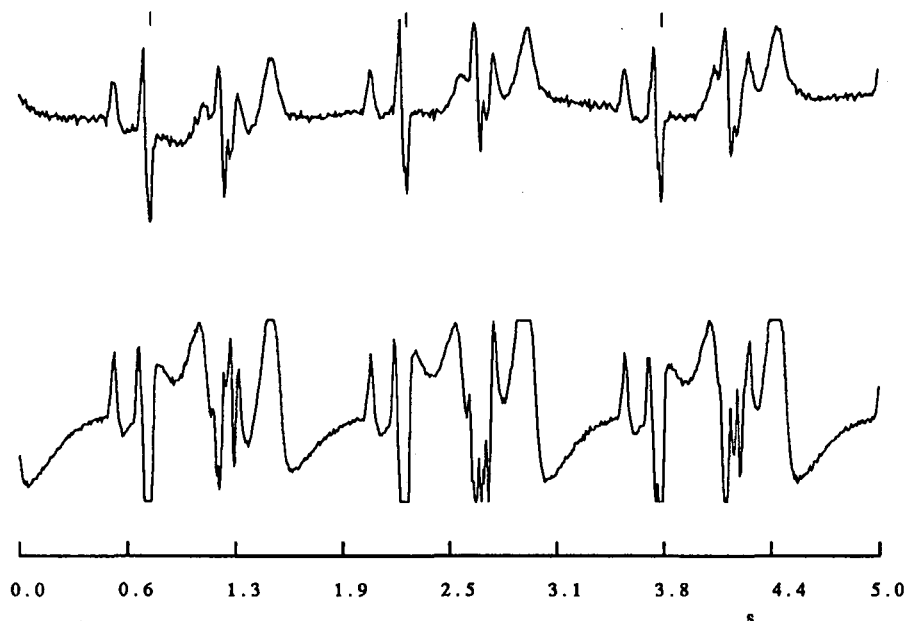


Figura 5.36: *Senyal baixa-amplificació i alta-amplificació (derivació B1) del pacient PB1, amb la indicació dels complexos QRS detectats.*

Per tal de visualitzar com s'ha efectuat la detecció dels QRS, seguint aquests criteris, es pot veure en la figura 5.37 els senyals corresponents a les etapes intermèdies del processat. En el senyal obtingut després de l'aplicació d'un filtre de mitjana mòbil es veu clarament com per criteris d'amplitud les extrasístoles queden rebutjades. Addicionalment, el detector de QRS s'ha configurat per a aquesta aplicació, amb l'augment del període refractari fins a 500 ms. Amb aquest valor se'l fa més robust davant de possibles variacions d'amplitud relatives, dels batecs sinusals respecte a les

extrasístoles. Efectivament en aquest cas s'ha comprovat que la selecció dels batecs ha estat correcta en tot moment, ja que cap vegada s'han detectat les extrasístoles ventriculars.

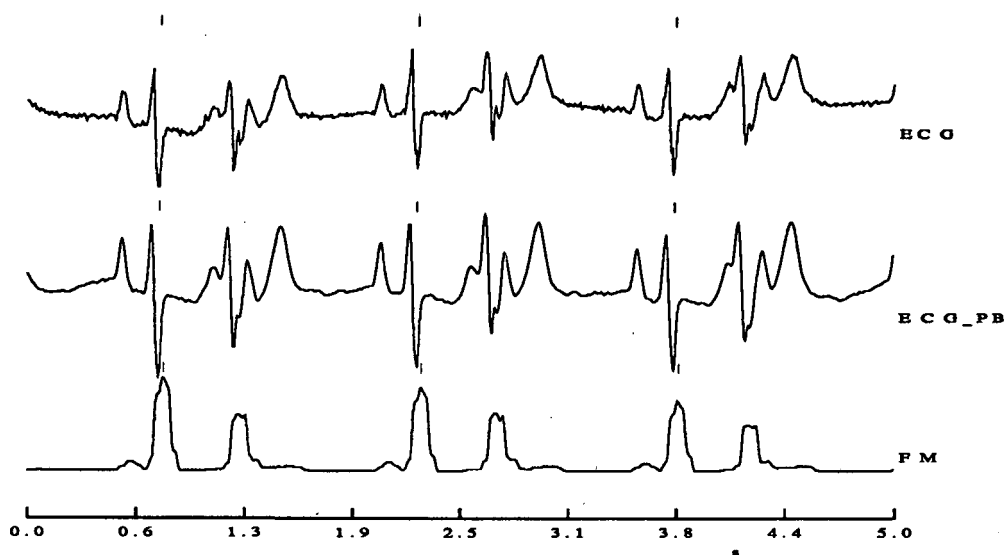


Figura 5.37: Senyals obtinguts en les diferents etapes de detecció de QRS. a) ECG original. b) ECG filtrat passa-banda. c) Sortida del bloc de filtrat de mitjana mòbil.

A continuació es representen com exemple les finestres seleccionades per a un batec d'origen sinusal en el canal de baixa amplificació (figura 5.38) i en el d'alta amplificació (figura 5.39).

Donada la seqüència rítmica de les extrasístoles, respecte als batecs d'origen sinusal, s'ha obert un altre conjunt de finestres centrades 440 ms després de la detecció del QRS, per tal de seleccionar les extrasístoles. Les figures 5.40 i 5.41 mostren unes finestres per a aquest tipus de batec concret.

Amb aquest conjunt de finestres, s'ha considerat l'estudi de l'activitat de baixa amplitud present en l'electrocardiograma, i vinculada a cadascuna dels dos tipus de QRS.

Com a primera fase es presenta l'estimació dels complexos QRS en cada cas, emprant l'alineament obtingut amb l'aplicació dels tres mètodes considerats en aquest treball. En la figura 5.42 es comparen les tres estimacions obtingudes pel cas del QRS sinusal.

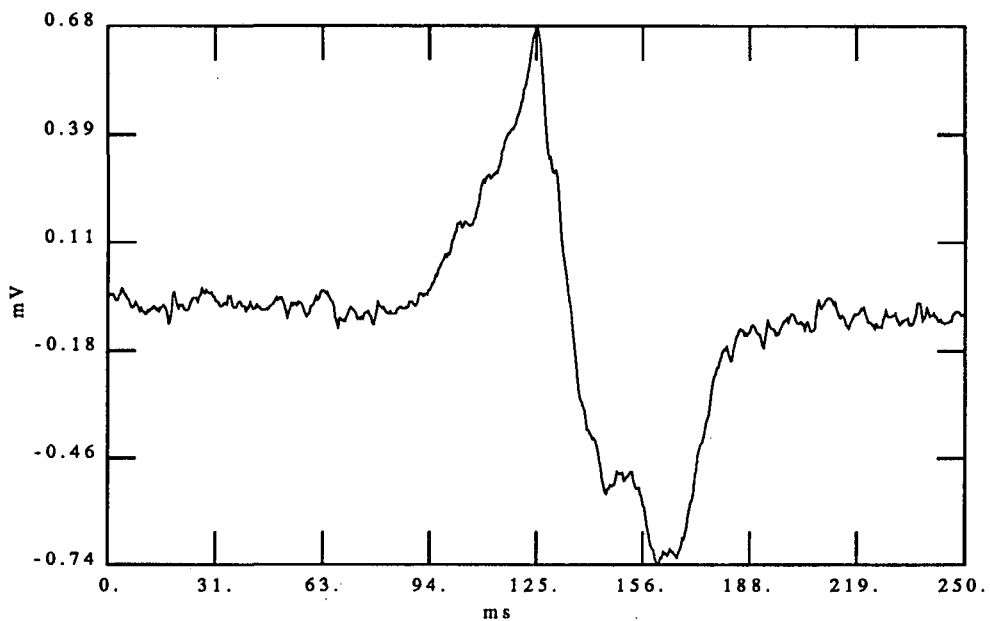


Figura 5.38: Finestra baixa amplificació per a un batec sinusal del pacient PB1.

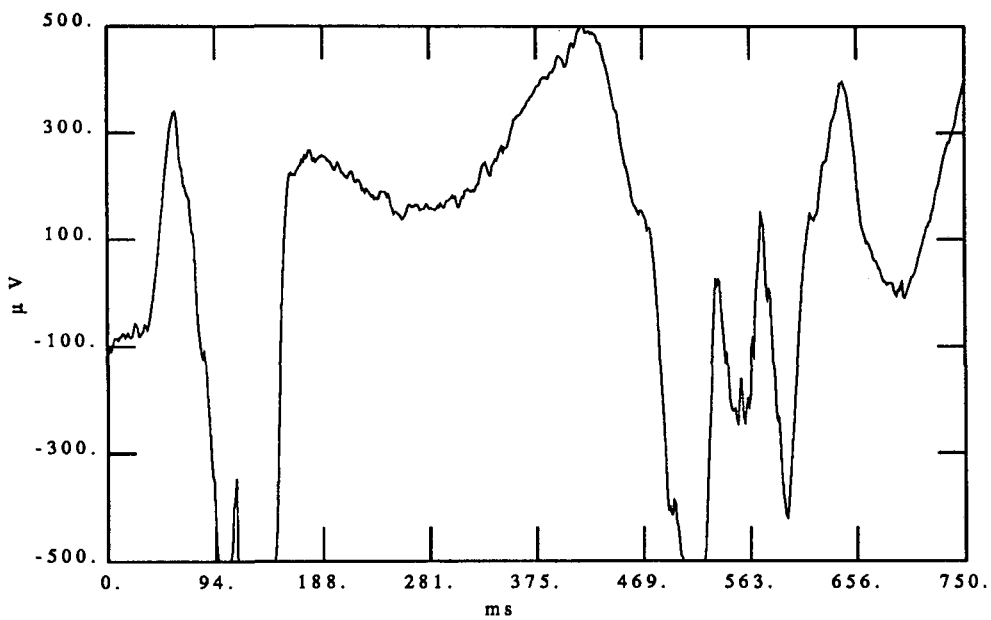


Figura 5.39: Finestra alta amplificació per a un batec sinusal del pacient PB1.

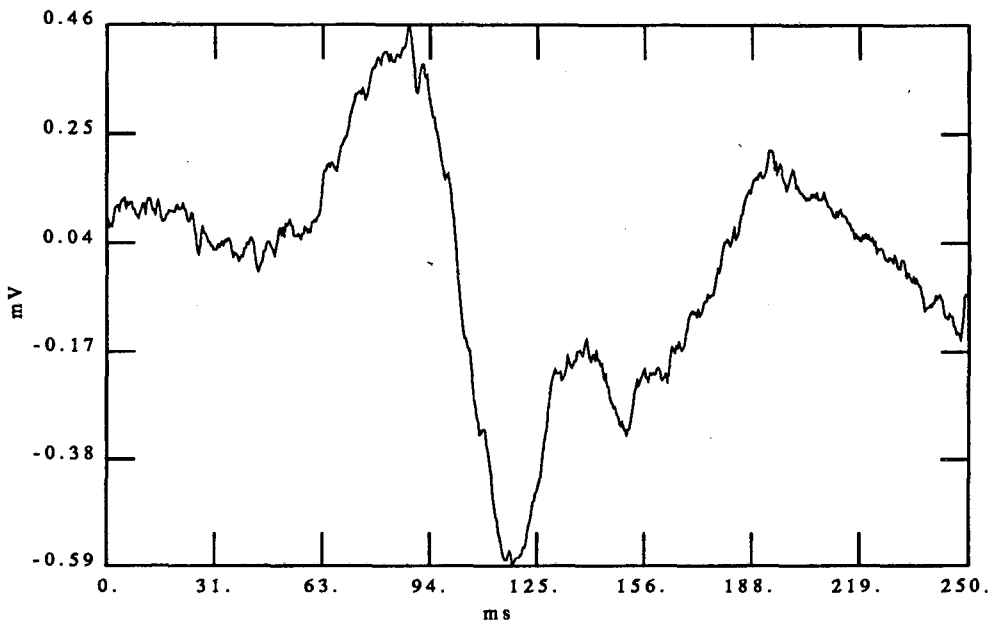


Figura 5.40: Finestra baixa amplificació per a una extrasístole del pacient PB1.

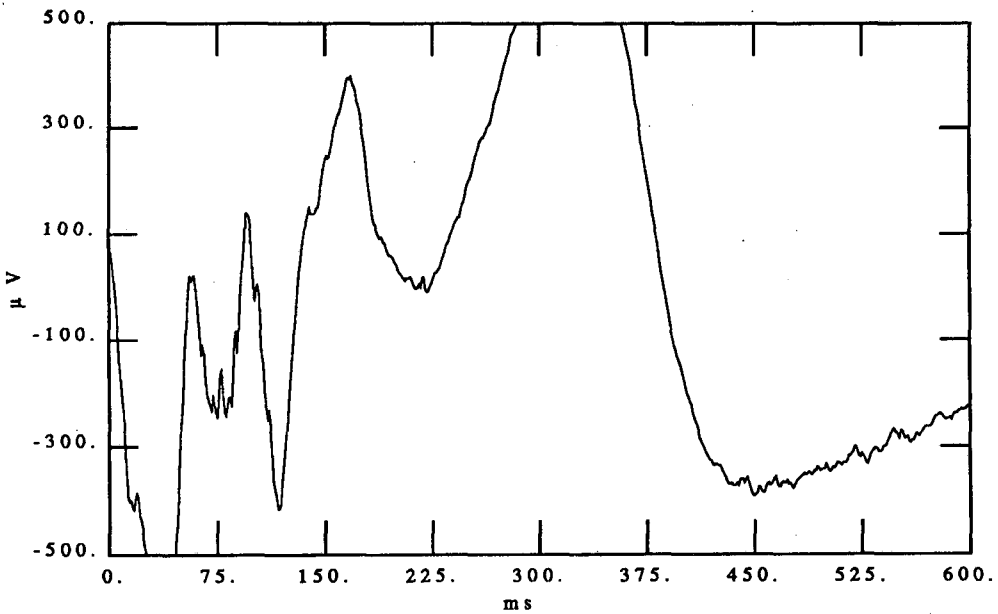


Figura 5.41: Finestra alta amplificació per a una extrasístole del pacient PB1.

Pot observar-se que els resultats són similars, tot i que el mètode de filtrat adaptat és lleugerament superior. El cas de les extrasístoles és ben diferent. En efecte es pot comprovar a la figura 5.43 com l'estimació efectuada mitjantçant filtrat adaptat recupera molt bé la morfologia del senyal, mentre que els altres dos mètodes arriben a una estimació molt allisada, especialment amb doble nivell.

A continuació es mostren les estimacions assolides en el canal d'alta amplificació, emprant l'alineament calculat en les finestres de baixa amplificació anteriors. En primer lloc es mostren les finestres que inclouen l'activitat de tots dos complexos QRS, però amb un alineament amb el batec sinusal. La figura 5.44 indica que les tres estimacions són força similars, tal i com ja s'havia vist als resultats de baixa amplificació corresponents (figura 5.42).

Molt interessant resulta la comparació de les estimacions en alta amplificació per a les finestres associades a les extrasístoles (figura 5.45). En aquest cas el mètode de filtrat adaptat aconsegueix una estimació notablement superior a la dels altres dos mètodes, com ja s'havia avançat a la figura 5.43. A més a més es pot fer una útil comparació amb les estimacions presentades a la figura 5.44, ja que aquestes inclouen l'activitat corresponent al QRS sinusal, però també a l'extrasístole.

D'aquesta manera es pot comparar l'estimació de les extrasístoles en alta amplificació amb l'alineament efectuat en baixa amplificació tant en la pròpia extrasístole com en el QRS sinusal. Les estimacions amb les integrals normalitzades en coincidència, així com amb doble nivell arriben a resultats comparables, sincronitzant en les dues ones diferents. Per contra el filtrat adaptat mostra una remarcable millora al sincronitzar amb la pròpia extrasístole.

Es desprèn d'aquests resultats, que la variabilitat de l'interval R-R entre els QRS diferents és del mateix ordre que l'error d'alineament amb DN o IN, en aquest cas. I per tant no suposa una millora l'alineament específic a l'extrasístole. Per contra, amb el filtrat adaptat s'ha assolit un sincronisme que presenta uns errors molt menors que la variabilitat R-R mencionada, i per això la millora ha estat notable.

Finalment es mostren els senyal estimats d'alta amplificació filtrats en la banda 100-300 Hz. Així es representen a la figura 5.46 les finestres sincronitzades amb els QRS sinusals, que corresponen als senyals sense filtrar de la figura 5.44. Analògament la

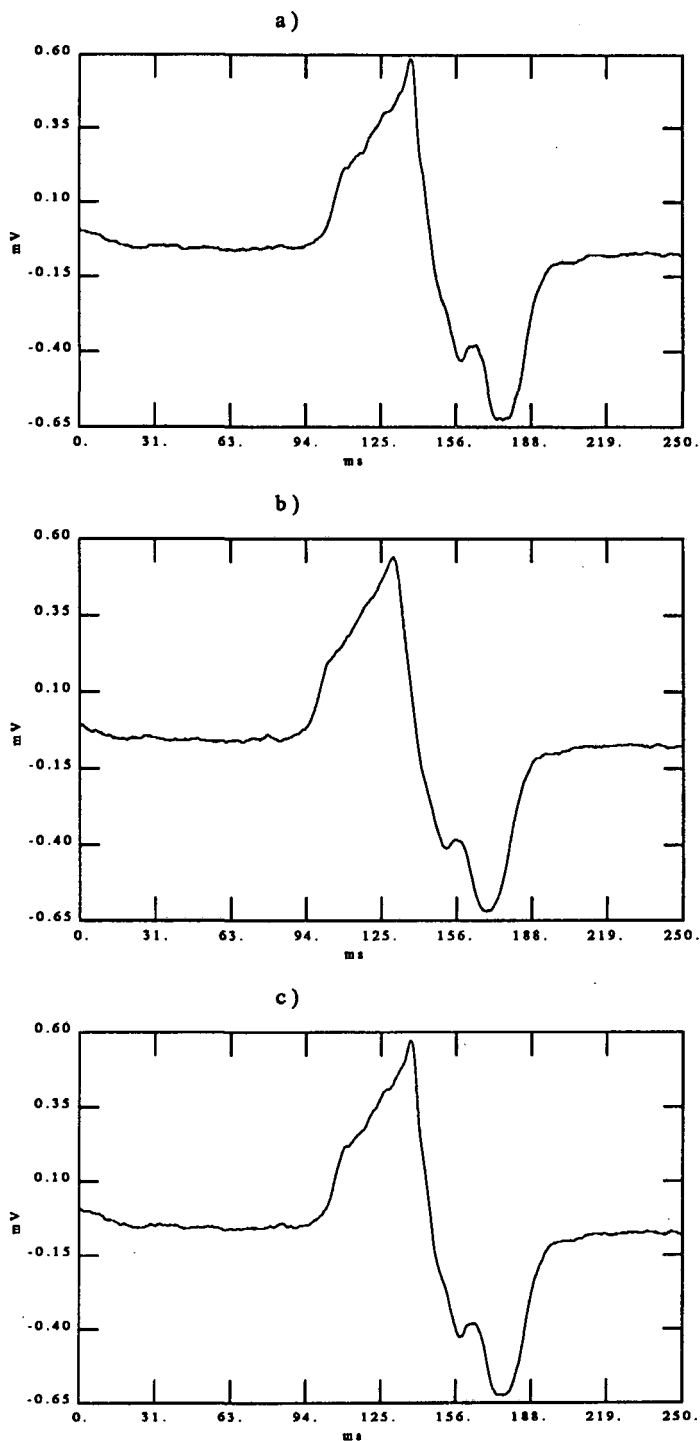


Figura 5.42: Estimacions de les components deterministes del pacient PB1 en el senyal de baixa amplificació, i per al QRS sinusal. S'han obtingut amb els mètodes: a) filtrat adaptat. b) integrals normalitzades en coincidència. c) doble nivell.

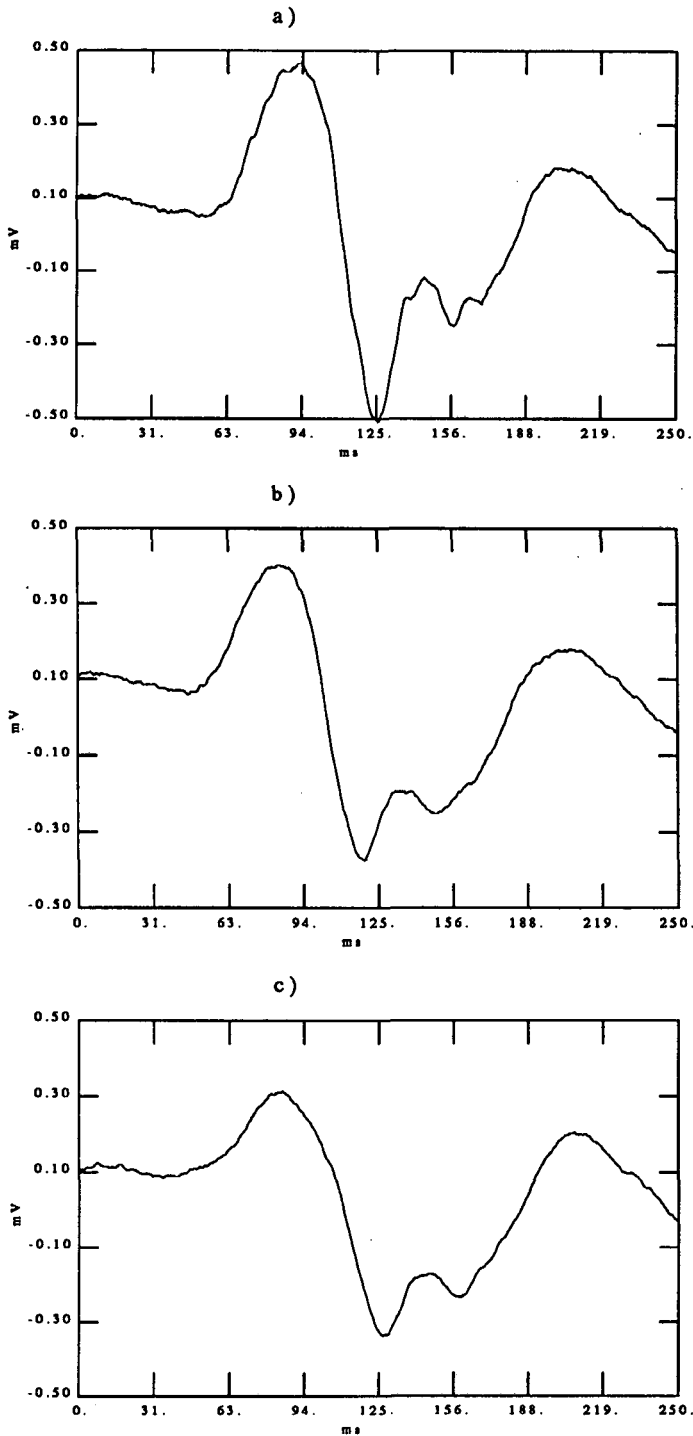


Figura 5.43: Estimacions de les components deterministes del pacient PB1 en el senyal de baixa amplificació, i per a l'extrasístole. S'han obtingut amb els mètodes: a) filtrat adaptat. b) integrals normalitzades en coincidència. c) doble nivell.

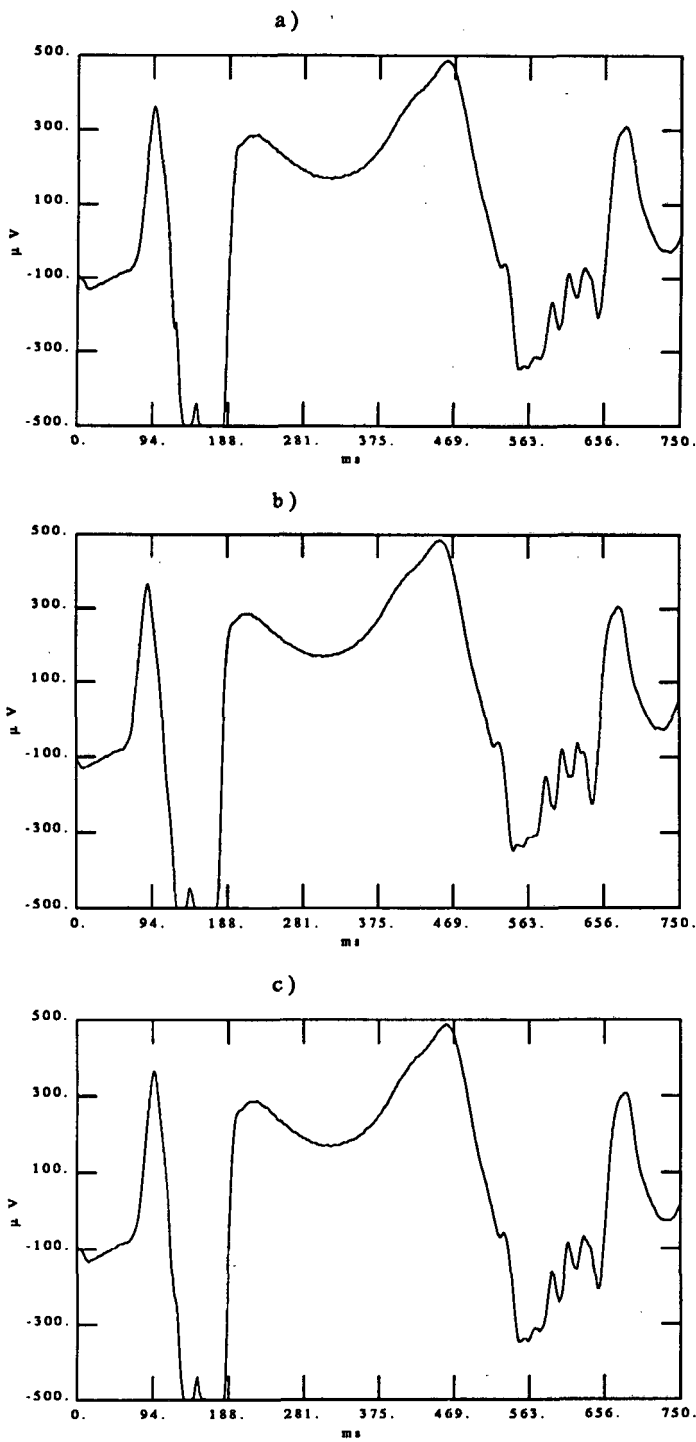


Figura 5.44: Estimacions de les components deterministes del (pac. PBI) en el senyal d'alta amplificació (der. B1), sincronitzades respecte al QRS sinusal amb: a) filtrat adaptat. b) integrals normalitzades en coincidència. c) doble nivell.

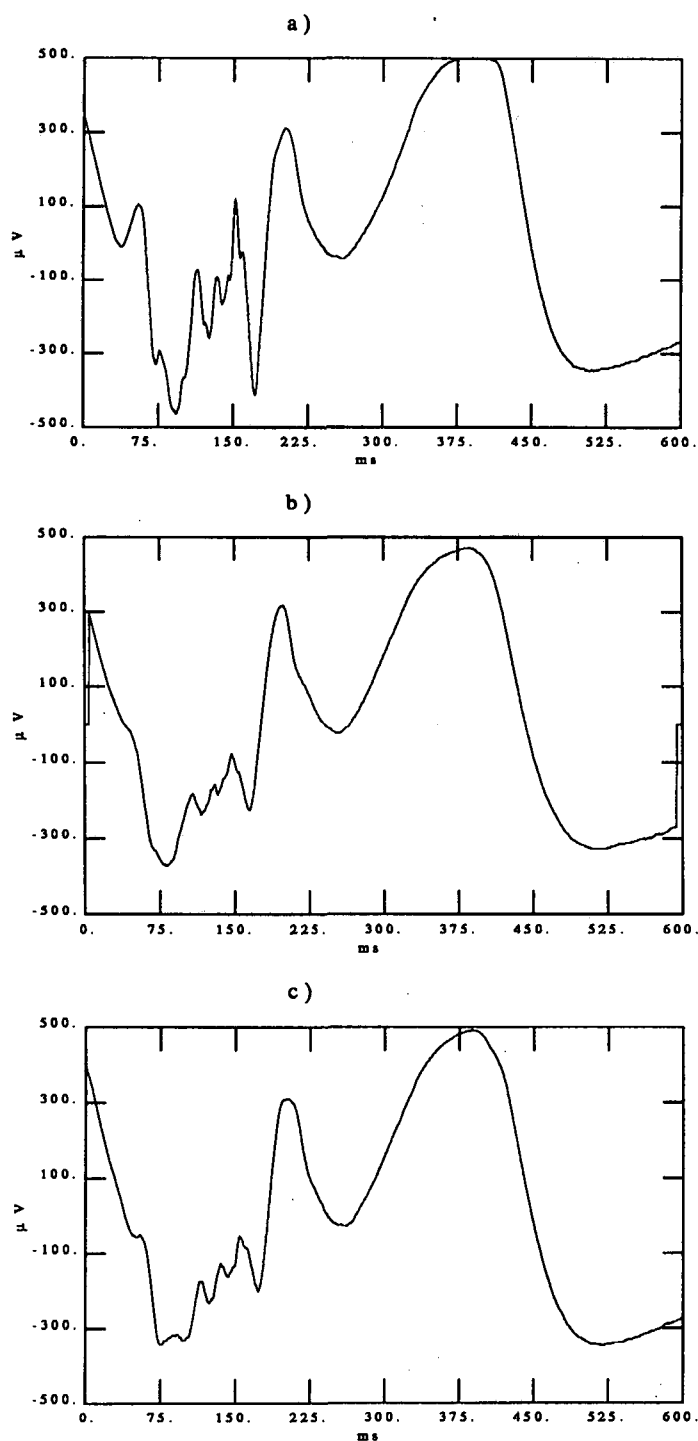


Figura 5.45: Estimacions de les components deterministes del (pac. PB1) en el senyal d'alta amplificació (der. B1), sincronitzades respecte a l'extrasístole amb: a) filtrat adaptat. b) integrals normalitzades en coincidència. c) doble nivell.

figura 5.47 mostra una comparació dels senyals estimats amb sincronització sobre les extrasístoles (figura 5.45 després d'un filtrat passa-banda 100-300 Hz).

Respecte a la qualitat de les estimacions dels senyals filtrats es pot arribar a similars conclusions que les obtingudes en els senyals sense filtrar.

Cal afegir que pels batecs d'origen sinusal no s'ha observat cap activitat ventricular tardana. Quant als batecs d'origen ventricular s'ha detectat una perllongació de l'activitat ventricular de baixa amplitud. Tot i que la morfologia específica d'aquests batecs i la manca d'experiència clínica en aquests casos, fa que sigui difícil la catalogació d'aquests potencials com a potencials tardans. Probablement uns estudis mèdics posteriors serviren per validar aquest tipus de situacions i per donar uns criteris d'avaluació en casos similars.

5.5 APLICACIÓ A L'ESTUDI DE L'ONA P

5.5.1 Descripció de l'aplicació

En aquest apartat es presenta l'aplicació del processat de senyal ECG d'alta resolució a l'estudi de les ones P de l'electrocardiograma. L'objectiu és estimar amb precisió l'estructura de l'ona P, aïllant les components deterministes dels senyals enfront del soroll que embruta cadascun dels batecs. Cal recordar que l'ona P està generada per la despolarització de l'aurícula. Per tant un coneixement detallat d'aquesta ona pot il·lustrar el mecanisme de generació de cada batec cardíac, al disposar de molta més informació que en un ECG convencional.

Un altre aspecte interessant és l'estudi dels potencials de petita amplitud vinculats a l'ona P, així com els presents en l'interval P-R. Entre aquests últims es troben els potencials deguts al sistema de His-Purkinje (Sherlag i altres, 1969) que també van ser objecte dels primers estudis d'electrocardiografia d'alta resolució.

Per a l'estudi d'ambdós tipus de potencials s'han considerat senyals ECG obtinguts amb baixa i alta amplificació. Llavors s'ha assajat una sincronització aplicada tant a les ones P com als complexos QRS, per tal d'estudiar comparativament les estimacions dels potencials vinculats a les ones P, i dels que són presents a l'interval P-R. Seguint

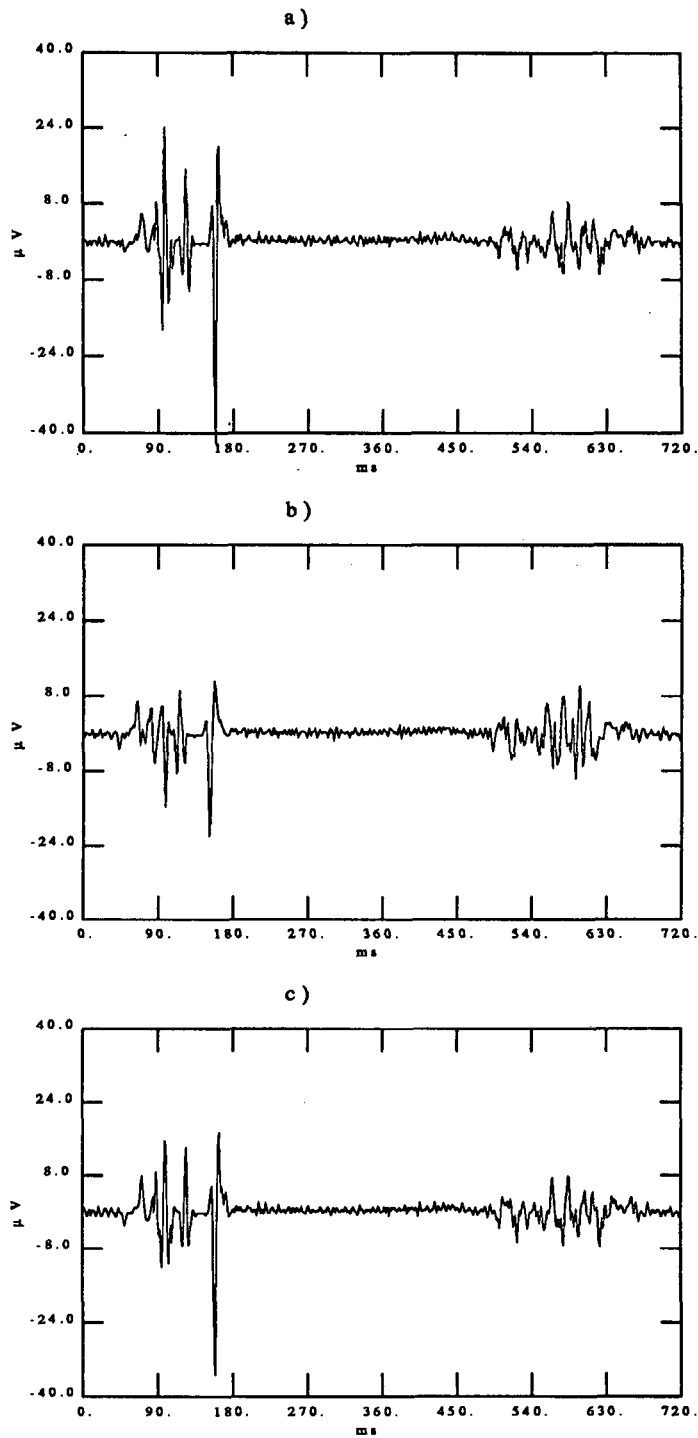


Figura 5.46: Estimacions de les components deterministes (pac. PBI i der. B1), en la banda 100-300 Hz i sincronitzades amb el QRS sinusal, amb : a) filtrat adaptat. b) integrals normalitzades en coincidència. c) doble nivell.

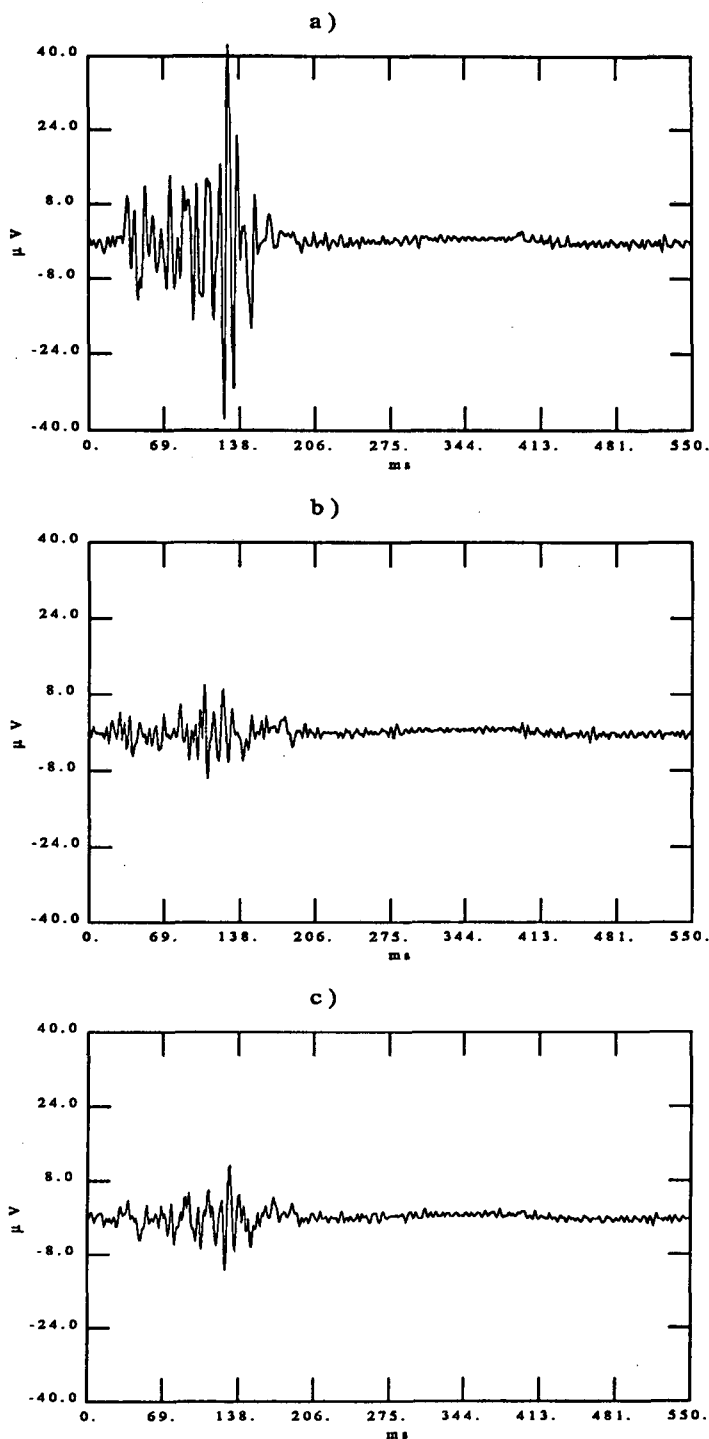


Figura 5.47: Estimacions de les components deterministes (pac. PB1 i der. B1), en la banda 100-300 Hz i sincronitzades amb l'extrasístole, amb: a) filtrat adaptat. b) integrals normalitzades en coincidència. c) doble nivell.

la metodologia emprada en aquest treball, s'han aplicat els tres mètodes d'alineament proposats, i posteriorment s'ha fet una discussió respecte a la comparació dels resultats obtinguts.

A continuació es presenta un cas concret on s'ha efectuat el processat indicat, per tal d'exemplificar aquest tipus d'aplicació. Per això s'ha escollit el pacient P1, ja presentat en l'apartat 5.3.3.1. D'aquesta manera aquest estudi serà més interessant, perquè es podran fer comparacions amb els resultats anteriors.

5.5.2 Resultats

Els senyals corresponents al pacient P1 ja van ser mostrats a la figura 5.6. En aquest apartat s'ha considerat només el senyal obtingut en la derivació B1.

Després de l'etapa de detecció dels complexos QRS, s'han seleccionat per a aquesta aplicació un conjunt de finestres a més a més de les del cas presentat a l'apartat 5.3.3.1.

En concret, per al canal de baixa amplificació, s'han pres unes finestres que recullen l'ona P (figura 5.48). Aquestes s'empraran quan s'hagi de sincronitzar respecte a l'ona P. Anàlogament, s'ha seleccionat una nova finestra en alta amplificació que pren l'ona P, l'interval P-R i el complex QRS (figura 5.49). Aquesta finestra permet l'estudi dels potencials de baixa amplitud, presents en aquesta zona.

Adicionalment s'han considerat les finestres baixa-amplificació que recullen el complex QRS, com les mostrades a la figura 5.7. Aquestes facilitaran la sincronització de les finestres alta amplificació citades anteriorment, respecte els complexos QRS.

A continuació es mostren els resultats aconseguits en l'anàlisi de l'ona P. Es poden classificar en tres grups:

- estimació de l'ona P en baixa amplificació, per tal d'obtenir la seva estructura detallada.
- estimació de l'ona P en alta amplificació.
- estimació dels potencials de baixa amplitud presents en l'interval P-R, estiguin o no vinculats a l'ona P.

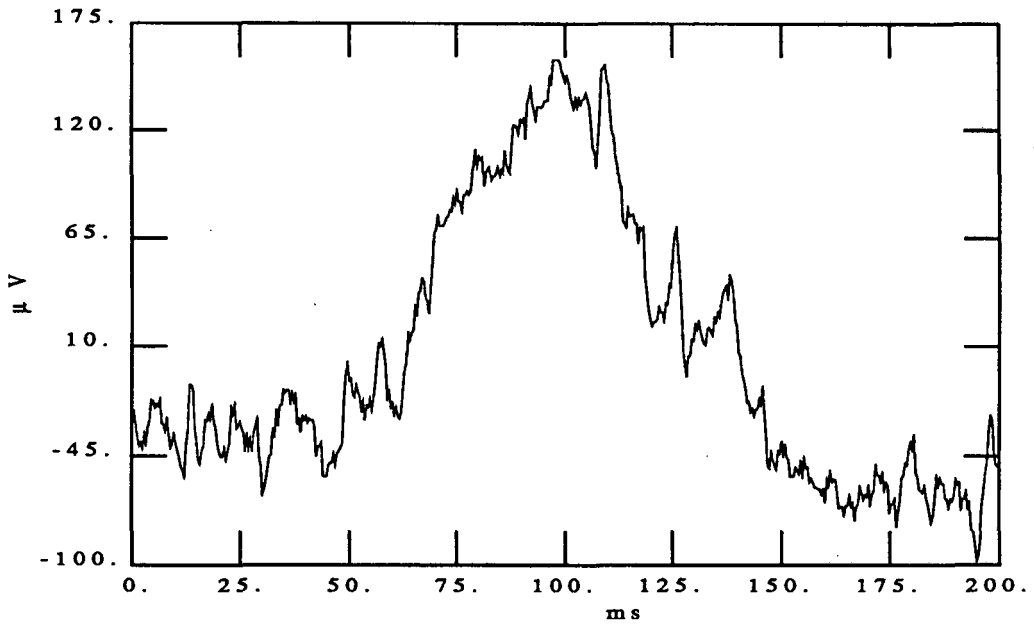


Figura 5.48: Finestra baixa amplificació per a l'ona P del pacient P1.

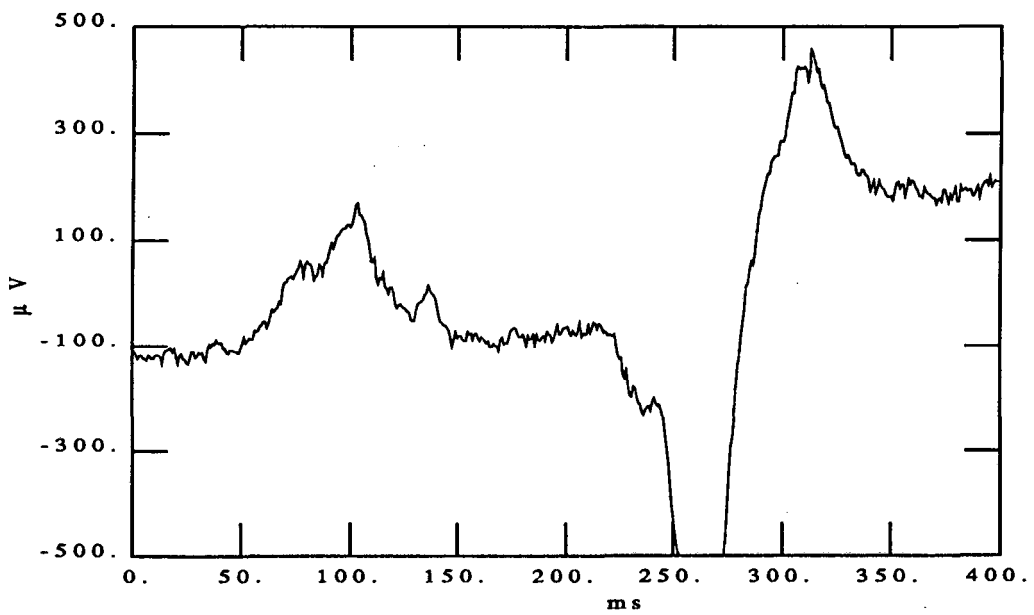


Figura 5.49: Finestra alta amplificació per a l'ona P, l'interval P-R i el complex QRS, del pacient P1

En cada grup s'han aplicat els tres mètodes d'alineament per a l'obtenció de les estimacions dels senyals. Es presenta seguidament un estudi comparatiu dels resultats assolits en cada cas. A més per a cada grup s'ha assajat la sincronització respecte a l'ona P i també respecte al complex QRS. La comparació d'ambdós també permetrà treure conclusions clarificadores. Tot seguit es presenten els resultats corresponents a cadascun dels grups citats.

En primer lloc es mostra l'estimació de l'ona P en baixa amplificació, amb una sincronització en la pròpia ona (figura 5.50). Es representen les estimacions realitzades pels tres mètodes d'alineament, on pot comprovar-se com l'estimació mitjançant filtrat adaptat és, efectivament, la de major qualitat. L'estimació efectuada amb el mètode IN mostra un resultat similar, mentre que l'obtingut amb doble nivell presenta ja els efectes d'un allisament notable.

Aquesta comparació s'ha repetit al considerar una sincronització respecte al complex QRS figura 5.51. Les tres estimacions obtingudes són molt similars i comparatives amb la millor del cas anterior, encara que aquesta última aconseguia resultats lleugerament superiors. Queda doncs patent que la variabilitat P-R, en aquest senyal és petita, i si més no comparable amb els errors d'alineament dels mètodes amb millors prestacions. Per això no s'han trobat excessives diferències en ambdós casos. Per contra els resultats de l'aplicació del doble nivell sí que han estat sensibles a l'ona on s'ha sincronitzat.

Aquests resultats permeten extrapolar l'aplicabilitat dels mètodes FA i IN a ones P en senyals on la variació del interval P-R sigui important, i per tant no sigui possible una estimació amb sincronització sobre el complex QRS.

Idèntiques conclusions poden extreure's de la detallada anàlisi de les figures 5.52 i 5.53. En elles es representa la comparació de les estimacions de l'ona P d'alta amplificació, obtingudes amb sincronització sobre l'ona P i respecte al complex QRS, respectivament.

A continuació es presenten les estimacions dels potencials de baixa amplitud presents en l'ona P i el interval P-R, pels senyals d'alta amplificació en la banda de freqüències 100-300 Hz. Seguint la mateixa metodologia s'ha efectuat la comparació entre els tres mètodes d'alineament, i s'ha assajat la sincronització respecte a l'ona P (figura 5.54) i respecte al complex QRS (figura 5.55).

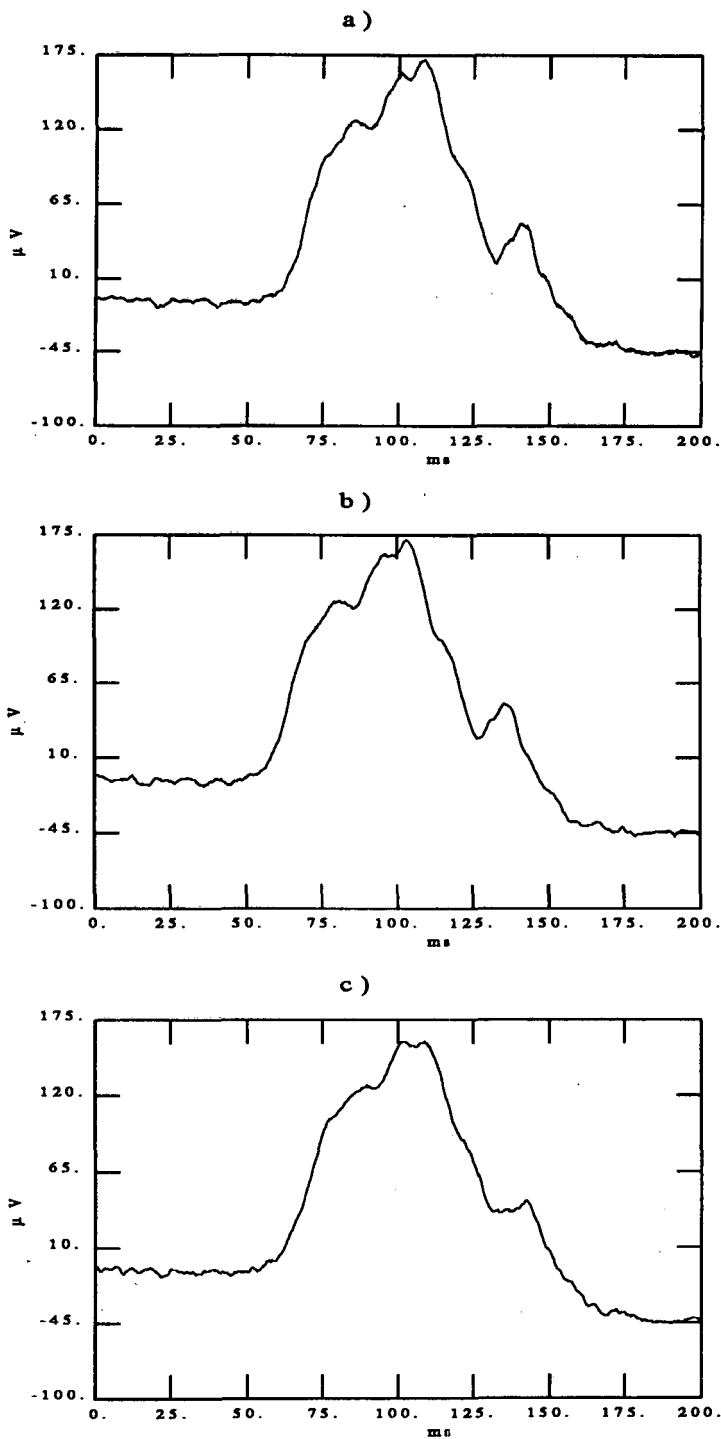


Figura 5.50: Estimacions de l'ona P de baixa amplificació (pac. P1), sincronitzades respecte a la pròpia ona P, amb els mètodes: a) filtrat adaptat. b) integrals normalitzades en coincidència. c) doble nivell.

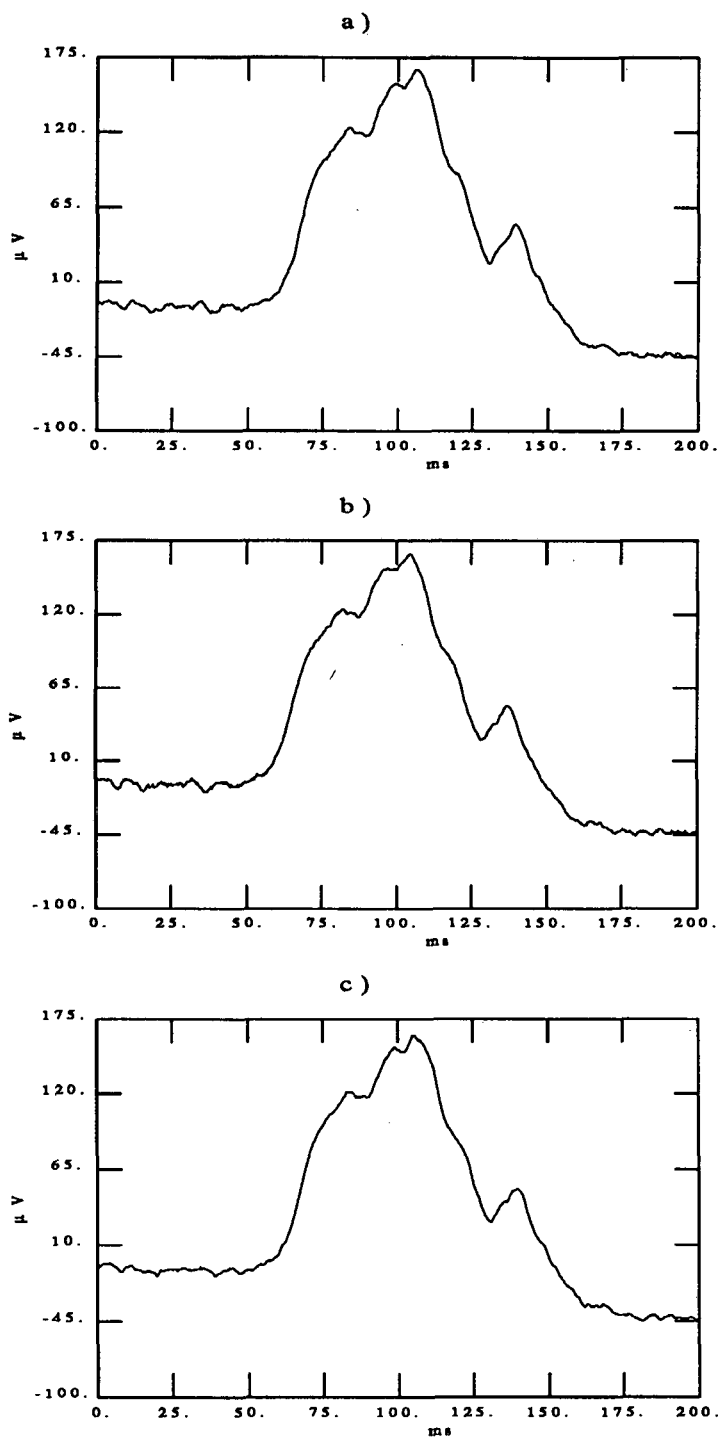


Figura 5.51: Estimacions de l'ona P de baixa amplificació (pac. P1) sincronitzades respecte al QRS del mateix batec, amb els mètodes: a) filtrat adaptat. b) integrals normalitzades en coincidència. c) doble nivell.

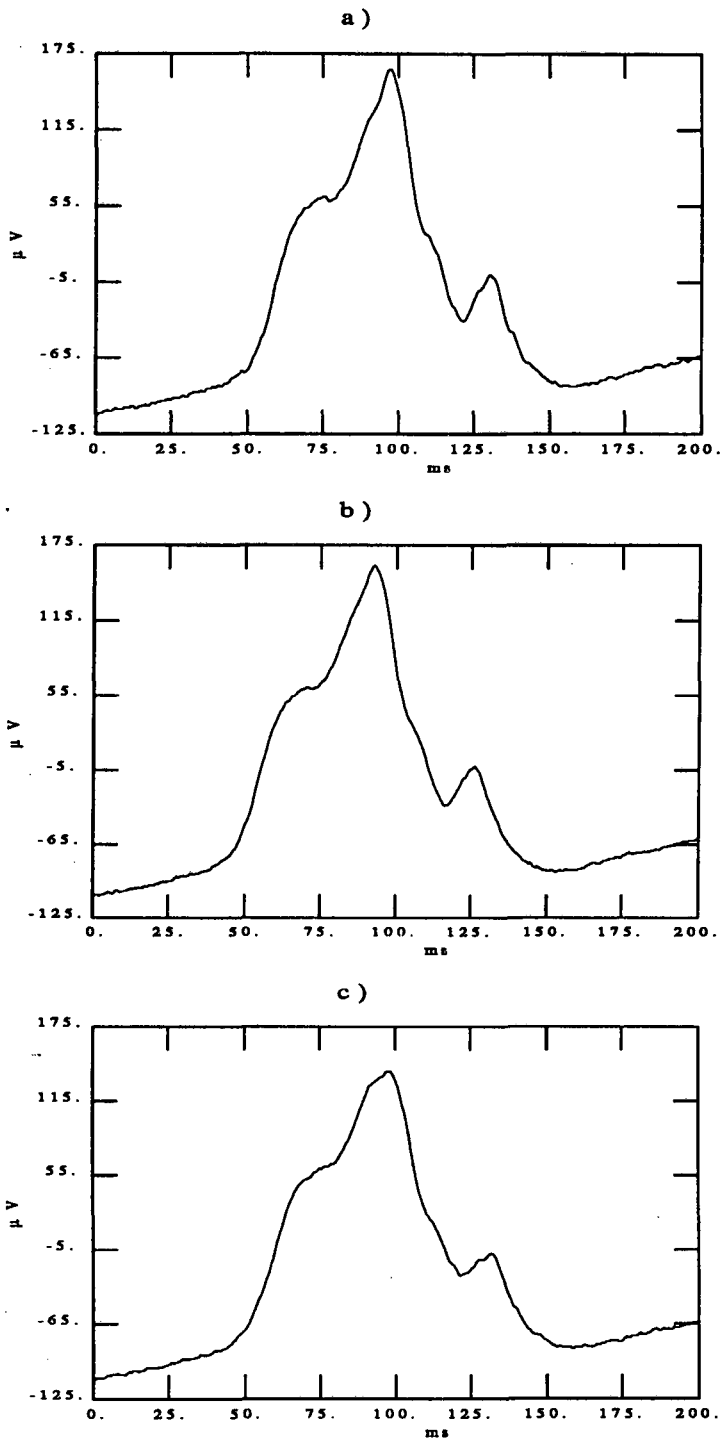


Figura 5.52: Estimacions de l'ona P d'alta amplificació (pac. P1 i der. B1), sincronitzades respecte a la pròpia ona P, amb els mètodes: a) filtrat adaptat. b) integrals normalitzades en coincidència. c) doble nivell.

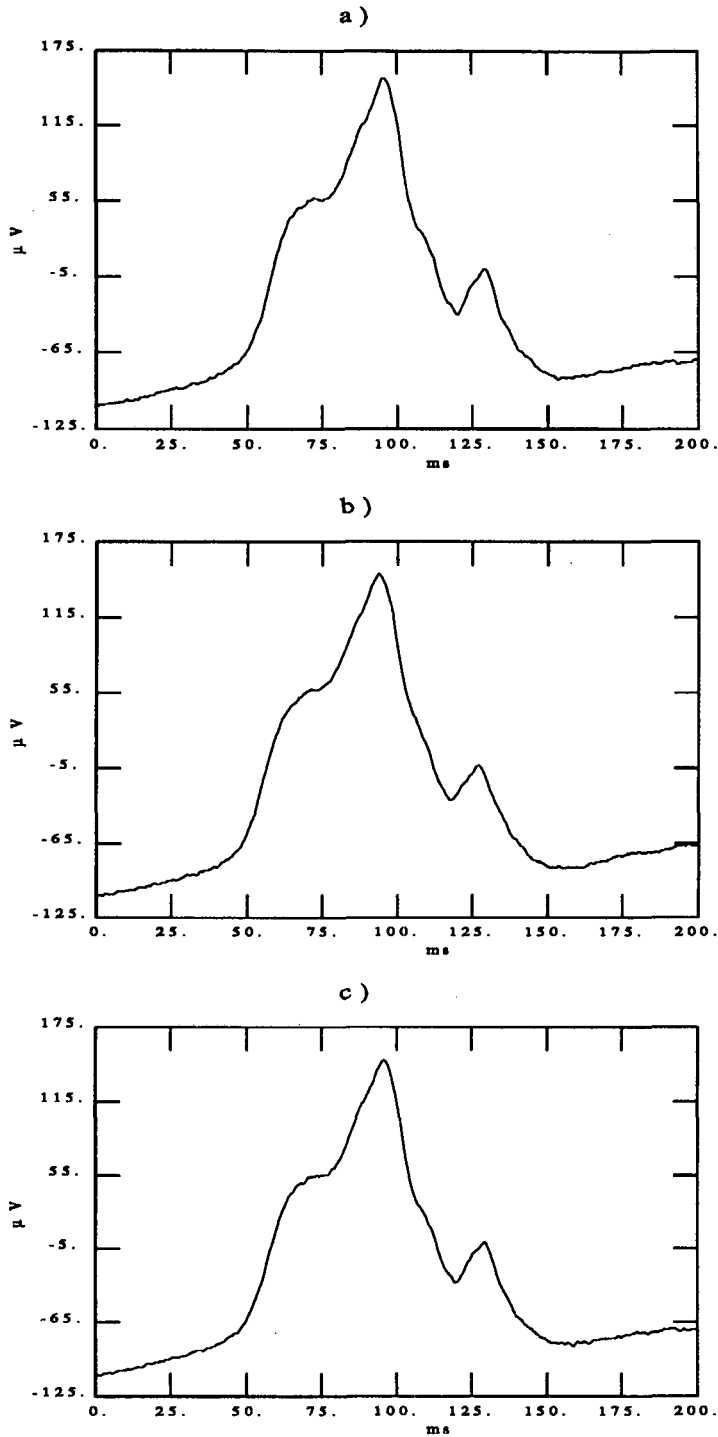


Figura 5.53: Estimacions de l'ona P de baixa amplificació (pac. P1) sincronitzades respecte al QRS del mateix batec amb els mètodes: a) filtrat adaptat. b) integrals normalitzades en coincidència. c) doble nivell.

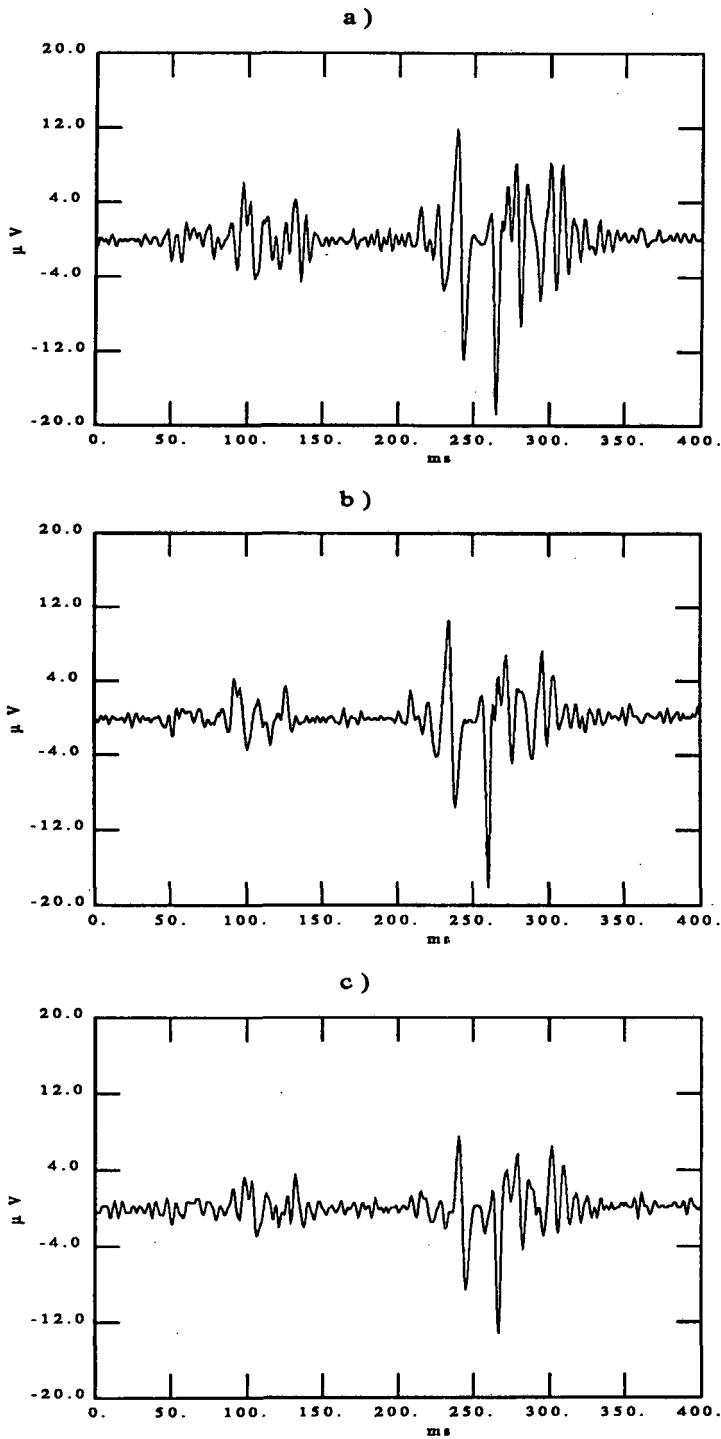


Figura 5.54: Estimacions de les components deterministes (finestres alta amplificació), en la banda 100-300 Hz, sincronitzades respecte a l'ona P amb els mètodes: a) filtrat adaptat. b) integrals normalitzades en coincidència. c) doble nivell.

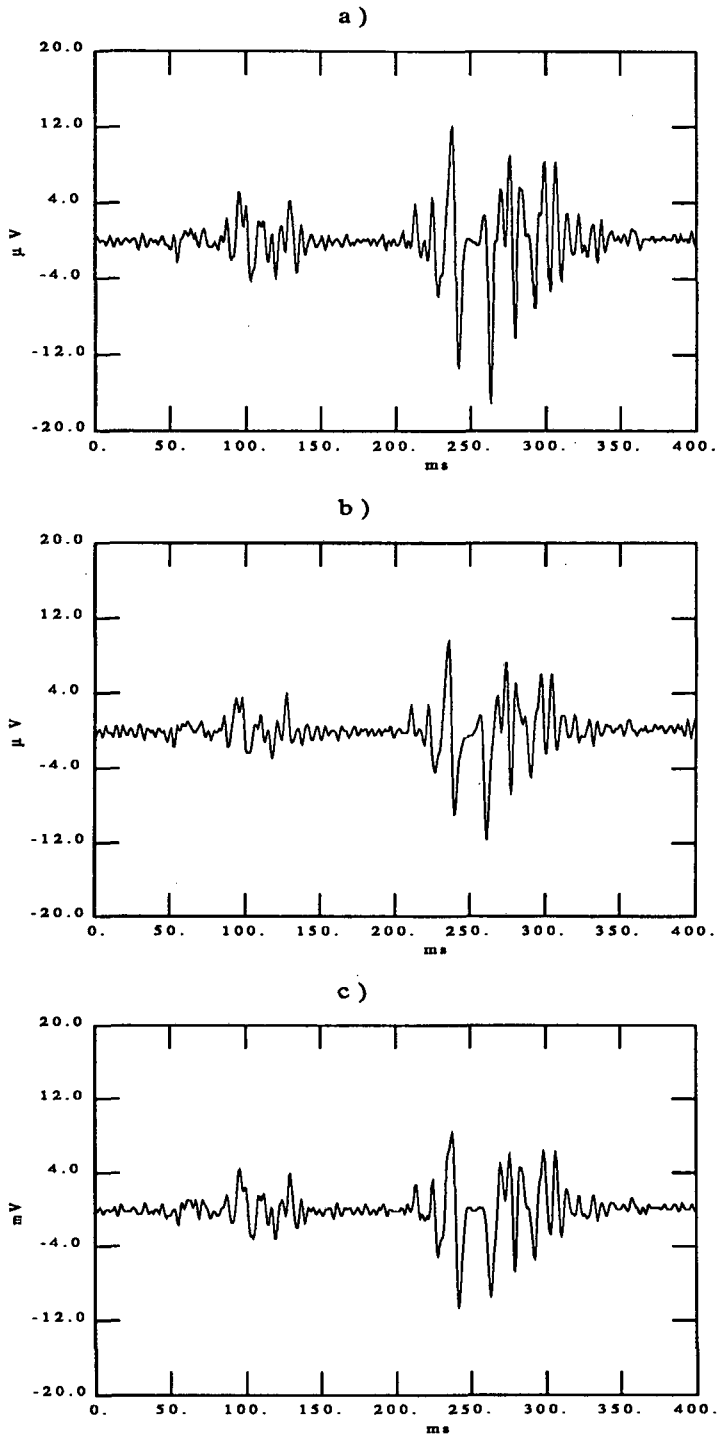


Figura 5.55: *Estimacions de les components deterministes (finestres alta amplificació), en la banda 100-300 Hz, sincronitzades respecte al QRS amb els mètodes: a) filtrat adaptat. b) integrals normalitzades en coincidència. c) doble nivell.*

En aquestes finestres s'ha representat el QRS a més del fragment corresponent a les ones P i a l'interval P-R. S'ha escollit aquesta representació per facilitar la comparació amb les finestres ja mostrades a les figures 5.9 i 5.18.

De l'anàlisi d'aquests resultats es desprenen diverses conclusions d'interès. Unes són de tipus general i serveixen per verificar les conseqüències dels resultats anteriors. Així, en primer lloc es confirma que l'estimació de l'activitat d'alta freqüència de l'ona P presenta una notable major magnitud, quan s'apliquen els mètodes d'alineament de millors prestacions sobre l'ona P. La petita variabilitat de l'interval P-R ja comentada anteriorment ha permès també l'ús de la sincronització sobre el complex QRS, encara que amb pitjors resultats.

Hi ha certes conclusions específiques a l'interval P-R, que cal destacar. Així la sincronització sobre l'ona P ha permès la millor estimació dels potencials de l'ona P, però a més ha facilitat una millor recuperació dels potencials de l'inici del QRS. Per contra els potencials de la part central i final del QRS s'han recuperat de forma més eficient amb la sincronització sobre el QRS, tal i com era d'esperar. Aquest raonament servirà per comprendre els resultats comentats a continuació.

Una anàlisi detallada de l'interval P-R a la figura 5.54 permet observar la presència d'uns petits pics que coincideixen temporalment tant en l'estimació mitjançant FA com IN, i que no han estat recuperats en cap altre cas. La magnitud i posició temporal d'aquests potencials així com la persistència provada amb els dos mètodes d'alineament, fan pensar que es tracta de l'activitat de His (Vincent i altres, 1981).

És conegut que l'activitat del sistema de His-Purkinje està vinculada temporalment a l'inici de l'activitat ventricular, i que la variació de la durada de l'interval P-R no influeix ni sobre la forma del potencial de His ni sobre la relació temporal entre aquest i l'inici del QRS, (Berbari i altres, 1975). Aquesta propietat ha estat suggerida com a criteri de separació de potencials de His, respecte a senyals auriculars coincidents (Peper i altres, 1982)

En el present treball s'ha recuperat aquesta activitat mitjançant l'alineament amb l'ona P. Això pot semblar un contrasentit amb lo comentat anteriorment. Cal recordar, però, que amb aquesta opció s'havia aconseguit la millor recuperació dels potencials de l'inici del complex QRS, que són en definitiva els vinculats amb el potencial de His.

5.6 APLICACIÓ A L'ESTUDI DE L'ONA T

5.6.1 Descripció de l'aplicació

L'objectiu d'aquest apartat es mostrar l'aplicació de la metodologia del processat de senyals ECG d'alta resolució a les ones T. Es desitja estimar amb precisió la seva morfologia i estudiar la presència de potencials en el segment S-T, vinculats temporalment a l'ona T. Cal recordar que l'ona T de l'ECG correspon a la repolarització ventricular.

Per comparar resultats, s'ha escollit el pacient P1 ja descrit en l'apartat 5.3.3.1, i del que s'havia estudiat aquest segment amb sincronització respecte al complex QRS.

A continuació es presenten els resultats obtinguts amb la sincronització respecte a l'ona T. Es representen tant les estimacions en baixa com en alta amplificació.

5.6.2 Resultats

En primer lloc es mostra una finestra del canal baixa amplificació, que recull l'activitat de l'ona T (figura 5.56). Es pot comprovar la baixa relació senyal-soroll, i alhora la baixa freqüència d'aquesta ona. Aquesta darrera característica fa que l'allisament provocat per un alineament incorrecte en l'estimació, sigui menys notable.

Tot seguit es mostra una comparació de les estimacions assolides en baixa amplificació pels tres mètodes d'alineament (figura 5.57). La recuperació del senyal és comparable en els tres casos per a les baixes freqüències. Quant a la presència d'altres freqüències, la situació és ben diferent. Només en l'estimació amb FA es distingeix la presència de nombrosos pics. Un d'ells, en la part inicial, és especialment significatiu.

Amb aquesta sincronització s'ha estimat el senyal corresponent al canal d'alta amplificació (figura 5.58). Aquestes estimacions són comparables a les presentades a la figura 5.9, que es van sincronitzar respecte al QRS.

Finalment es representa el senyal estimat d'alta amplificació i filtrat passa-banda (100-300 Hz) a la figura 5.59. Tot i que els senyals són diferents, en cap d'ells s'han trobat

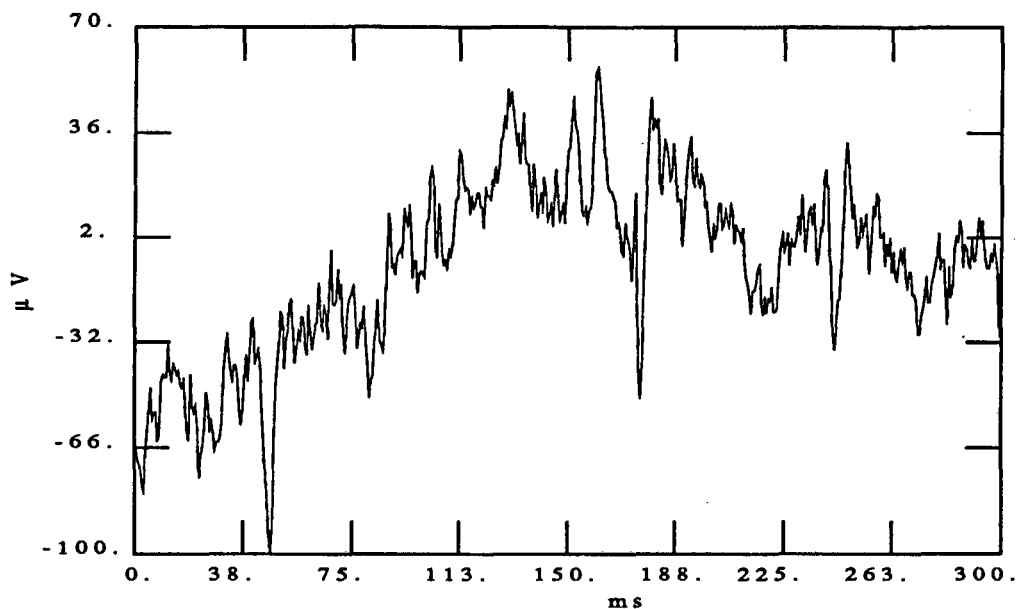


Figura 5.56: Finestra baixa amplificació per a l'ona T del pacient P1

indicis d'una activitat d'alta freqüència vinculats amb l'ona T.

Una anàlisi interessant és la comparació de la figura 5.59 amb les 5.9 i 5.18. Es pot comprovar com en la sincronització amb l'ona T no s'ha recuperat pràcticament gens de l'activitat del QRS ni dels potencials tardans.

Això mostra per una banda la important variabilitat de l'interval Q-T, i per una altra l'estreta vinculació temporal dels potencials tardans amb el complex QRS.

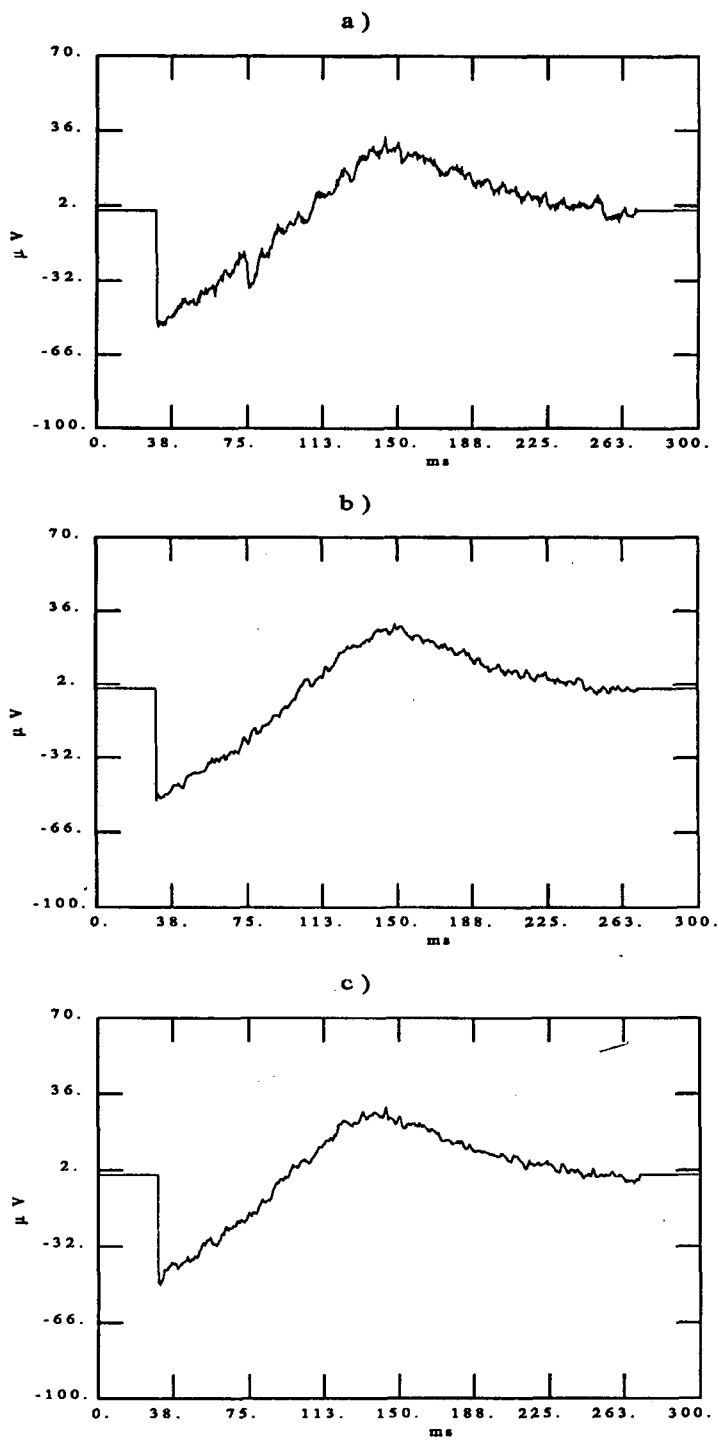


Figura 5.57: Estimacions de l'ona T de baixa amplificació, sincronitzades respecte a la pròpia ona T, amb els mètodes: a) filtrat adaptat. b) integrals normalitzades en coincidència. c) doble nivell.

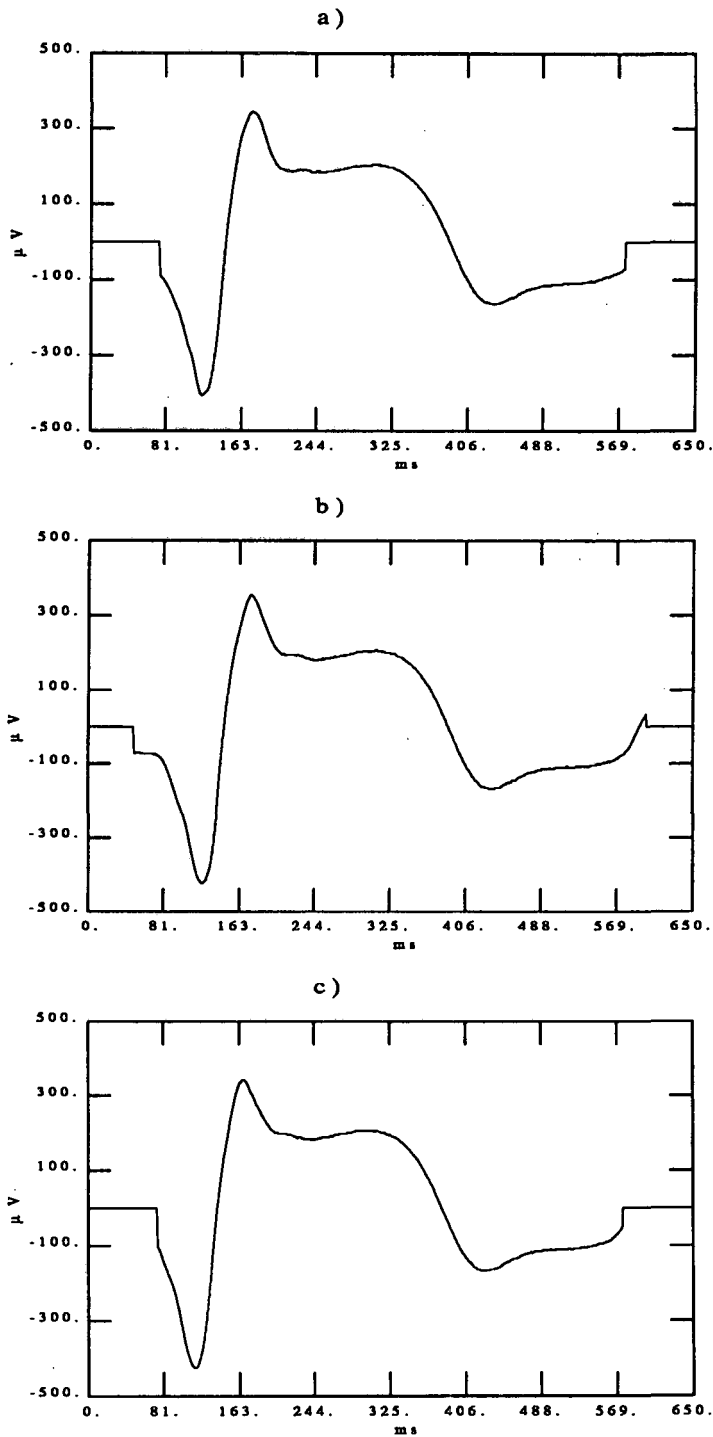


Figura 5.58: Estimacions del QRS i l'ona T d'alta amplificació (derivació B1), sincronitzades respecte a la pròpia ona T, amb els mètodes: a) filtrat adaptat. b) integrals normalitzades en coincidència. c) doble nivell.

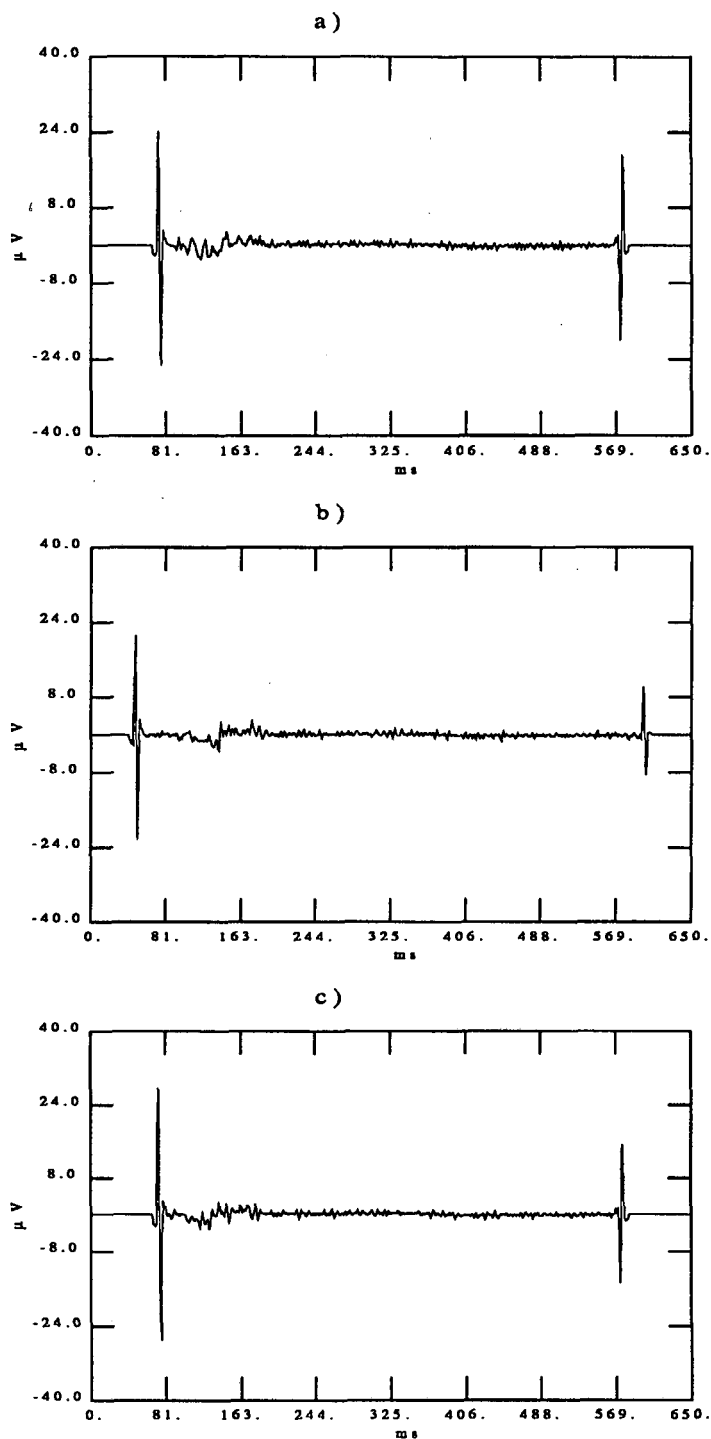


Figura 5.59: Estimacions de les components deterministes (finestres alta amplificació), en la banda 100-300 Hz, sincronitzades respecte a l'ona T amb els mètodes: a) filtrat adaptat. b) integrals normalitzades en coincidència. c) doble nivell.