

**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 4

# MÈTODES D'ALINEAMENT PER A SENYALS ECG

### 4.1 INTRODUCCIÓ

En el capítol 2 s'ha descrit l'aplicació de tècniques d'estimació de la mitjana de processos aleatoris no estacionaris, per a la detecció de la component determinista present. Per tal d'obtenir una precisa estimació d'aquesta component, determinista mitjançant aquestes tècniques, cal efectuar una bona sincronització de totes les realitzacions disponibles d'un procés aleatori. Aquesta és la funció dels mètodes d'alineament que es presenten i s'estudien al llarg d'aquest capítol.

Els errors en l'alineament dels senyals provoquen una estimació de la mitjana del procés que es veu afectada per un efecte de filtrat passa-baix. L'estudi, formalització i quantificació d'aquest efecte va ésser presentat en detall en l'apartat 2.5. La necessitat d'una bona sincronització assoleix, per aquest motiu, una gran importància en el cas de l'obtenció de micropotencials presents en senyals electrocardiogràfics. Això és degut a les característiques d'aquests potencials de baixa amplitud i altes freqüències, que només es poden detectar i recuperar correctament quan la sincronització és molt precisa.

Així doncs només s'aconsegueix una estimació fidel dels micropotencials si els mètodes d'alineament han definit amb exactitud els punts de sincronització, i si és manté constant l'interval temporal entre aquest punt i el senyal determinista a extreure.

L'aplicació de mètodes d'alineament a senyals electrocardiogràfics per a l'obtenció de micropotencials cardíacs ha de complir els requisits esmentats. El tipus de micropotencials estudiats, i per tant l'ona de l'ECG clàssic (QRS, P o T) a la que estan vinculats, defineix les prestacions necessàries i les condicions d'aplicabilitat dels mètodes d'alineament a considerar en cada cas. Així la detecció de micropotencials vinculats al complex QRS ve afavorida perquè normalment l'ona QRS és la que presenta una millor SNR dins l'ECG. Això facilita l'aplicació de mètodes amb bones prestacions per a altes SNR, encara que les seves característiques empitjorin fortament per a baixes SNR. Per contra, l'estudi dels micropotencials relacionats fisiològicament a les ones P o T, obliga a l'ús de mètodes d'alineament robustos per a baixes SNR que permetin l'alineament directe respecte a aquestes ones. Aquesta és l'única possibilitat d'estudi de l'activitat vinculada a les ones P i T, ja que la variabilitat dels intervals PR i RT descarta la viabilitat d'una sincronització directa sobre l'ona R del mateix batec.

La correcta sincronització de senyals ECG mitjançant mètodes d'alineament és, doncs, un aspecte clau en la qualitat dels micropotencials estimats. Encara que freqüentment ha estat descuidat en nombroses aplicacions presentades en la literatura mèdica. Recentment alguns estudis (Craelius i altres, 1986) han destacat que aquesta pot ésser probablement una de les causes importants en la baixa coincidència dels resultats d'estudis multicèntrics, i en la pobra especificitat d'alguns dels paràmetres mèdics deduïts.

En aquest capítol es presenta un estudi sobre els mètodes d'alineament de senyals des d'un punt de vista general. En primer lloc es descriuen els conceptes bàsics de l'alineament de senyals i les seves aplicacions habituals. Tot seguit s'insisteix en les característiques pròpies de l'aplicació a senyals ECG.

A continuació es proposen tres mètodes d'alineament de senyals: doble nivell, coincidència d'integrals normalitzades i filtrat adaptat. Es fa una descripció dels mètodes i es proposa un enfocament original per a la seva aplicació a senyals ECG. A partir d'ells es presenten diferents algorismes aplicant directament els mètodes o fent una combinació d'ells.

Seguidament s'exposa un estudi de les prestacions d'aquests mètodes aplicats a ones simulades, definides com un senyal real i soroll aleatori additiu, per a diferents SNR. Com a resultat d'aquest estudi es presenta la relació entre la desviació tipus dels errors

de sincronització i la SNR. Això tant per a ones QRS com P, estudiant així la influència de la morfologia de l'ona.

Posteriorment s'ha realitzat una aplicació d'aquests mètodes a senyals ECG reals de diferents pacients. Anàlogament s'han considerat diverses morfologies d'ones QRS i P. S'ha comparat els resultats obtinguts amb els de simulació prèviament comentats. També s'ha tingut en compte la influència de l'espectre del soroll present en els senyals reals objecte d'estudi, per als resultats obtinguts. Els resultats trobats en aquests estudis han permès la definició d'uns criteris d'aplicació d'aquests mètodes per tal d'obtenir diversos micropotencials mitjançant el processat de senyals reals.

Finalment s'enumeren les conclusions deduïdes d'aquests estudis.

## 4.2 MÈTODES D'ALINEAMENT DE SENYALS

### 4.2.1 Conceptes bàsics de l'alineament de senyals

A continuació es descriuen els conceptes bàsics de l'alineament de senyals, així com els enfocaments més habituals en diverses aplicacions de processat de senyals.

El plantejament general dels problemes d'alineament de senyals s'ha fet sovint a través de dues aproximacions: l'estimació dels temps de retard<sup>1</sup> i la detecció de senyals en presència de soroll. En diversos camps del processat de senyals s'han aplicat repetidament aquestes aproximacions, de les quals s'han desenvolupat nombrosos mètodes orientats a cada situació concreta.

L'estimació del temps de retard entre senyals està basada en la següent caracterització del problema. Donades dues funcions temporals

$$\begin{aligned}x(t) &= s(t) + n_1(t) \\ y(t) &= s(t - D) + n_2(t)\end{aligned}\tag{4.1}$$

on  $s(t)$  és el senyal determinista, i  $n_1(t)$  i  $n_2(t)$  són processos aleatoris estacionaris no correlats i de mitjana zero, es preten trobar el retard  $D$  entre ambdós senyals.

---

<sup>1</sup>*Time delay estimation*, segons la terminologia anglesa

Generalment  $x(t)$  i  $y(t)$  corresponen als senyals de sortida de dos sensors que mesuren el mateix procés que genera el senyal  $s(t)$ . La solució d'aquest problema és de gran interès en acústica subaquàtica, per exemple en aplicacions de sonar passiu (Carter, 1981 a), on es calcula la posició d'un punt emissor mitjançant el processat de la informació de tres o més sensors.

Diversos mètodes s'han desenvolupat per a aquestes situacions. Entre ells destaquen la utilització de la correlació creuada (Knapp i Carter, 1976), (Ianniello, 1982). Una bona revisió de les tècniques d'estimació del temps de retard es pot trobar en (Carter, 1981 b). En l'esmentat estudi cal destacar una aplicació a senyals biomèdics (Rodríguez i altres, 1981), on es proposa l'ús de funcions de fase en el domini freqüencial per a l'alineament de potencials evocats visuals, encara que requereix un algorisme complex. Altres aplicacions han emprat les funcions de retard de grup (Yegnanarayana i altres, 1985), que també és un procediment en el domini freqüencial. Recentment s'han aplicat nous mètodes en el domini temporal, que estan basats en el càlcul del cepstrum diferencial (Reddy i Rao, 1987).

L'alineament de senyals es pot abordar amb un altre enfocament que no és el clàssic, com l'exposat anteriorment. Aquesta aproximació està fonamentada en l'aplicació de tècniques de detecció de senyals en presència de soroll, que han estat molt aplicades en problemes de processat de senyals en comunicacions i en radar. Les tècniques de detecció s'utilitzaran en aquest treball per a una definició precisa de l'instant de presència de cada senyal. El coneixement exacte d'aquests instants permetrà efectuar l'alineament dels senyals.

La formulació del problema es presenta seguidament. Donat el conjunt de realitzacions  $x_i(t)$ ,  $i = 1, \dots, M$ , d'un procés aleatori  $\{x(t)\}$ , definides per

$$x_i(t) = s(t - D_i) + n_i(t) \quad \left\{ \begin{array}{l} i = 1, 2, \dots, M \\ 0 \leq t \leq T \end{array} \right\} \quad (4.2)$$

on  $s(t)$  és un senyal determinista  $D_i$  és un retard aleatori i  $n_i(t)$  és soroll aleatori. Es tracta, doncs, de detectar la presència de  $s(t)$  en cada registre  $r_i(t)$  de forma precisa, de manera que permeti avaluar convenientment els diferents  $D_i$ .

Aquest planteig ens porta al problema general de detecció d'un senyal determinista contaminat per soroll, que pot ésser d'una banda freqüencial similar a la del senyal

i d'una baixa SNR. El processat necessari per a la detecció d'un senyal depèn completament del coneixement de les característiques del senyal i del soroll.

Una situació no gaire favorable és aquella en la qual el soroll és gaussià i additiu amb mitjana zero, i el senyal és determinista, però la seva forma és completament desconeguda. En aquests casos cal emprar un detector d'energia per a determinar la presència del senyal (Urkowitz, 1967).

Una situació diferent que permet la consideració d'altres mètodes és aquella en la qual el soroll segueix les hipòtesis anteriors, però el senyal té una forma coneguda, encara que els seus paràmetres siguin desconeguts. En aquests casos, un processat basat en filtrat adaptat pot ésser molt més convenient.

### 4.2.2 Propostes de mètodes d'alineament per a senyals ECG

Un cop revisats els conceptes bàsics de l'alineament de senyals i la formulació de les aproximacions més usuals, considerarem en aquest apartat les peculiaritats específiques del senyal electrocardiogràfic i la proposta de mètodes d'alineament adients a aquest senyal.

Recordem que l'objectiu perseguit és la recuperació de micropotencials ocults pel soroll i vinculats a ones de l'ECG (QRS, P o T) que normalment són visibles en els senyals ECG convencionals. Per això s'efectua un alineament dels batecs cardíacs, referits a aquestes ones, per tal de realitzar l'estimació dels micropotencials a través de l'aplicació de tècniques de càlcul de la mitjana.

Aquest plantejament ens porta a una situació on els senyals que cal alinear tenen una forma que es pot conèixer amb cert detall en cada cas, i on la relació senyal-soroll depèn molt del tipus d'ona i de les condicions d'enregistrament.

Per a la selecció de mètodes d'alineament s'ha tingut en compte les dues aproximacions considerades en l'apartat anterior. És a dir, mètodes basats en l'estimació dels temps de retard, i mètodes que realitzen la detecció de senyals deterministes coneguts, en presència de soroll. Una revisió interessant dels mètodes de detecció d'ones, orientada a la mesura d'interval temporal en l'anàlisi d'arrítmies cardíaca, es pot trobar a Tremblay i LeBlanc, 1985.

Seguint els criteris anteriors, s'ha proposat l'ús de tres mètodes d'alineament orientats a aquesta aplicació. Aquests mètodes, tot i que no han estat ideats específicament per a senyals ECG, s'han seleccionat perquè poden assolir molt bones prestacions en la situació que ens ocupa.

En els següents apartats es presenten els diferents mètodes proposats per a l'alineament de senyals. En primer lloc es comenta el mètode de doble nivell, que és un mètode de detecció de propòsit específic, basat en les característiques temporals del senyal a detectar. A continuació es descriu el mètode de les integrals normalitzades en coincidència, que efectua la mesura del temps de retard entre senyals de la mateixa forma. Finalment es presenta el mètode de filtrat adaptat, que està basat en la detecció de senyals immerses en soroll. Així doncs, tant el primer com el tercer mètode proposat segueixen l'aproximació de la detecció de senyals en presència de soroll, mentre que el segon segueix l'aproximació de l'estimació del temps de retard.

A continuació en els apartats següents es fa una descripció del principi en el que estan basats els tres mètodes. Especialment s'emfasitza l'enfocament i les aportacions originals desenvolupades, així com la seva aplicabilitat als senyals ECG.

### 4.2.3 Mètode de doble nivell

El mètode d'alineament de doble nivell (DN) és un mètode de detecció de propòsit específic, que utilitza el coneixement *a priori* de l'ona a detectar, així com de tot el senyal electrocardiogràfic. La definició de l'instant de presència del senyal està basada en un nivell fix prèviament seleccionat ( $l$ ), relatiu a la magnitud del senyal (Uijen i altres, 1979).

D'aquesta manera el punt d'alineament  $t_a$  per a cada batec  $x(t)$  ve definit pel punt mig entre el primer encreuament ( $t_1$ ) del flanc de pujada del senyal i l'últim encreuament ( $t_2$ ) del flanc de baixada, a través del nivell de referència  $l$  (figura 4.1). Així  $t_a$  queda definit per

$$t_a = (t_1 + t_2)/2 \quad (4.3)$$

on  $x(t_1) = x(t_2) = l$

Aquest mètode ha estat escollit per la seva senzillesa, que permet uns temps de càlcul

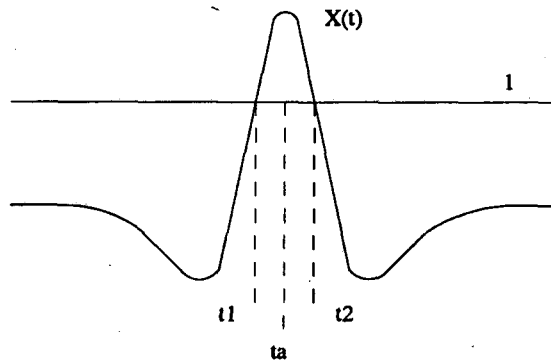


Figura 4.1: Definició del punt d'alineament  $t_a$  pel mètode de doble nivell.

molt reduïts. També s'ha seleccionat per les millors prestacions que presenta respecte a altres mètodes senzills com el de simple nivell (Uijen i altres, 1979), en el que només s'estudia un únic pas del senyal a través d'un nivell fix de referència. Comparat amb aquest últim, el mètode DN és més robust enfront de les variacions del senyal degudes a la respiració.

A continuació es descriuen certs detalls de la realització pràctica d'aquest mètode. En primer lloc, la definició del nivell seleccionat  $l$  es fa a partir del valor pic a pic del senyal ( $V_{pp}$ ). Per a la morfologia habitual de les ones, s'ha trobat experimentalment que un bon valor del nivell és

$$l = 0.6V_{pp} \quad (4.4)$$

Aleshores els instants  $t_1$  i  $t_2$  es defineixen com els punts d'encreuament del senyal amb el nivell  $l$ , mitjançant una cerca simètrica des dels extrems d'una finestra temporal centrada en el màxim del senyal (ones QRS, P i T). Aquest procediment millora la definició del punt  $t_a$  per a morfologies especialment crítiques en la selecció d'aquest punt, tal i com havia estat remarcat en publicacions recents (Koeleman i altres, 1984), així com en situacions de baixa relació senyal-soroll (figura 4.2), on es presenten múltiples punts de pas del senyal a través del nivell  $l$ .



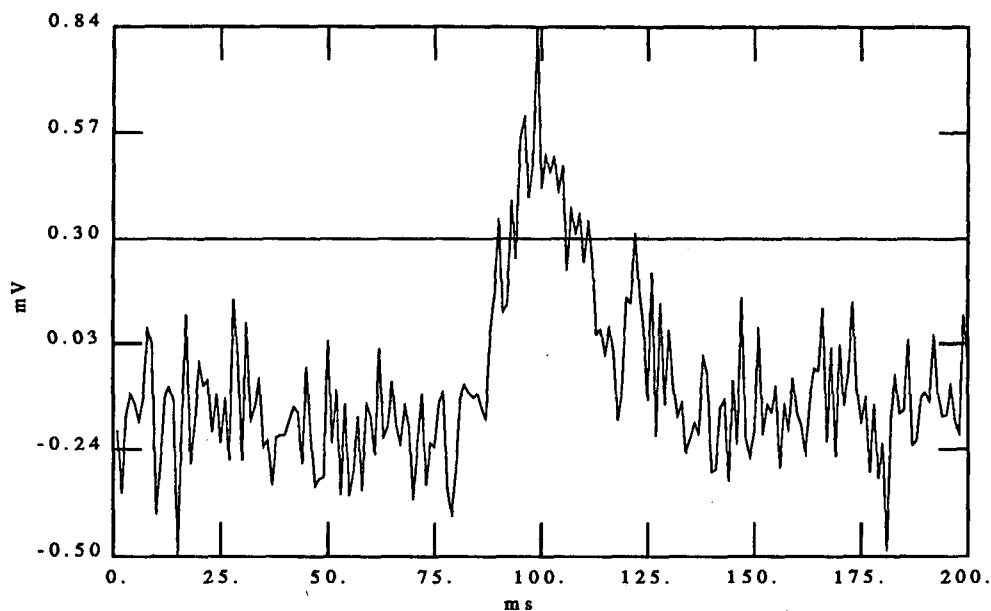


Figura 4.2: Aplicació del mètode de DN a senyals amb baixa SNR.

#### 4.2.4 Mètode de les integrals normalitzades en coincidència

Aquest mètode va ésser proposat per a la mesura del retard entre senyals de la mateixa forma (Rix i Jesus, 1984) i ha estat aplicat posteriorment a senyals ECG (Jesus i Rix, 1985). Està basat en el càlcul del retard entre dos senyals mitjançant la mesura de la integral de la diferència entre les seves integrals normalitzades. Tot el processat s'efectua en el domini temporal, i malgrat la complexitat de la formulació i el desenvolupament d'aquest mètode, cal remarcar que finalment l'estimació del retard es realitza detectant el pas per zero d'una recta.

El principi del mètode es presenta a continuació. Donat un senyal positiu  $s(t)$ , integrable i d'integral no nul·la

$$\int_{-\infty}^{+\infty} s(t) dt = A \neq 0 \quad (4.5)$$

la seva integral normalitzada es defineix com

$$S(t) = \left(\frac{1}{A}\right) \int_{-\infty}^t s(\alpha) d\alpha \quad (4.6)$$

Si  $s(t)$  és un senyal de referència i  $v(t)$  és un altre de la mateixa forma, decalat una quantitat  $D$  i afectat per un factor d'escala  $k$

$$v(t) = k \cdot s(t - D) \quad (4.7)$$

on  $k$  i  $D$  són dues constants, evidentment es compleix que

$$V(t) = S(t - D) \quad (4.8)$$

on  $V(t)$  és la integral normalitzada de  $v(t)$ .

LLavors el retard  $D$  de  $v(t)$  respecte a  $s(t)$  pot calcular-se a partir de les funcions  $S(t)$  i  $V(t)$ , integrant la seva diferència. Efectivament

$$S(t) - V(t) = S(t) - S(t - D) = \left(\frac{1}{A}\right) \int_{t-D}^t s(\alpha) d\alpha \quad (4.9)$$

Aleshores, considerant l'expressió 4.5 obtenim que

$$\int_{-\infty}^{+\infty} (S(t) - V(t)) dt = D \quad (4.10)$$

Aquesta relació constitueix la base del mètode.

L'expressió anterior pot considerar-se d'una altra manera. Sigui

$$v_{\tau}(t) = v(t - \tau) \quad (4.11)$$

on  $v_{\tau}(t)$  és el senyal  $v(t)$  traslladat una quantitat  $\tau$ , aleshores la relació 4.10 permet definir una funció  $Q(\tau)$ :

$$Q(\tau) = \int_{-\infty}^{+\infty} (S(t) - V_{\tau}(t)) dt = D + \tau \quad (4.12)$$

$Q(\tau)$  és una recta que passa per zero per a  $\tau = -D$ . Aquesta relació lineal és la base del mètode quan s'aplica a senyals contaminats per soroll.

En presència de soroll, els senyals  $s(t)$  i  $v(t)$  passen a ésser  $x(t)$  i  $y(t)$  respectivament

$$\begin{aligned} x(t) &= s(t) + n_1(t) \\ y(t) &= v(t) + n_2(t) \end{aligned} \quad (4.13)$$

on  $n_1(t)$  i  $n_2(t)$  són sorolls aleatoris estacionaris. Llavors no es pot calcular directament el decalatge  $D$ , segons l'expressió 4.10, degut a la forta influència del soroll. Cal doncs definir un estimador  $\hat{D}$  de  $D$ . Es pot obtenir una bona estimació  $\hat{D}$  efectuant un decalatge  $\tau$ , conegut *a priori*, de la funció  $y(t)$ . Així

$$y_{\tau}(t) = y(t - \tau) \quad (4.14)$$

$$v_{\tau}(t) = v(t - \tau) = s(t - D - \tau) \quad (4.15)$$

Aleshores es pot calcular per a un interval d'observació finit  $[a, b]$

$$Q(\tau_i) = \int_a^b (X(t) - Y(t - \tau_i)) dt \quad (4.16)$$

per a una sèrie de valors discrets  $\tau_i$ ,  $i = 1, \dots, L$ ,

on  $X(t)$  i  $Y(t - \tau_i)$  són les integrals normalitzades de  $x(t)$  i  $y_{\tau_i}(t)$  respectivament. Amb el càlcul de la recta de regressió de  $Q(\tau_i)$  respecte  $\tau_i$ , que podem formular com

$$\hat{Q}(\tau) = \mu\tau + \beta \quad (4.17)$$

es disposa d'una expressió similar a la indicada en 4.12.

Lavors es pot obtenir la següent estimació de  $D$

$$\hat{D} = \frac{\beta}{\mu} \quad (4.18)$$

En una aplicació pràctica els senyals  $x(t)$  i  $y(t)$  poden no ser positius i per tant l'àrea  $A$  definida segons l'expressió 4.5 pot ésser nul·la. La hipòtesi inicial del mètode considera que tant el senyal  $s(t)$  com  $v(t)$  eren positius. Efectivament aquesta restricció és molt forta, i en general, difícilment seguida pels ECG reals. Per tal de solucionar aquesta limitació en el cas que el senyal  $x(t)$  no sigui positiu per a tot  $t$ , el mètode pot aplicar-se a una funció positiva de  $s(t)$ . Tradicionalment aquest mètode s'ha aplicat (Rix i Jesus, 1984) prenent com senyal la part positiva de  $x(t)$  definida per

$$x^+(t) = \max(x(t), 0) \quad (4.19)$$

Aquesta selecció pot ésser poc apropiada per a morfologies que estiguin distribuïdes a ambdós cantons de la línia de base (fig 4.3), ja que es perdria molta informació del senyal pel càlcul de la sincronització.

Per això es proposa una altra funció de  $x(t)$  per a l'aplicació del mètode, que millori aquesta limitació important. La funció seleccionada ha estat  $x^2(t)$ , que tindrà en compte tota la informació present en el senyal original  $x(t)$ . Els algorismes basats en aquest mètode s'anomenaran per les sigles<sup>2</sup> IN-P i IN-Q, segons la funció seleccionada: part positiva o valor quadràtic, respectivament.

---

<sup>2</sup>Aquesta notació s'utilitzarà a partir d'ara per fer referència a aquests algorismes

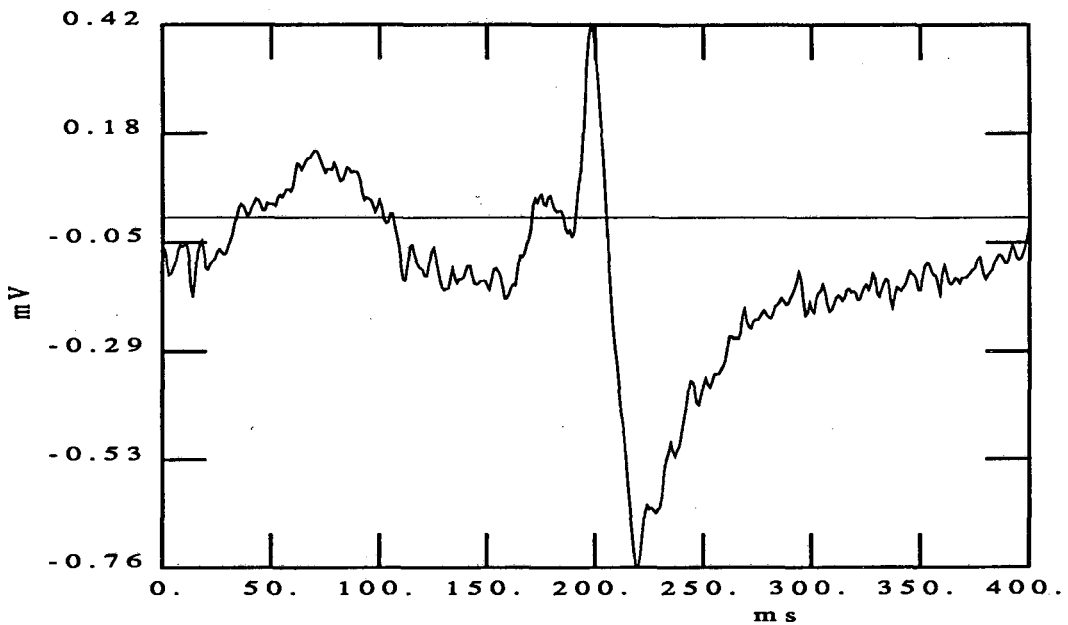


Figura 4.3: Ona denominada "bifàsica", segons la terminologia mèdica

#### 4.2.5 Mètode de filtrat adaptat

El filtrat adaptat (FA) és un mètode clàssic de detecció de senyals ocults en soroll blanc (Helstrom, 1968). Aquest mètode tracta de determinar la presència i el moment precís d'aparició d'un senyal conegut immers en soroll, mitjançant l'aplicació d'un filtre lineal. Com que es desitja obtenir la posició temporal del senyal, i no la seva recuperació, no cal plantejar un filtre que processi el senyal sense distorsionar la seva forma. Per això un millor criteri per a la definició d'aquest tipus de filtre és el criteri de fer màxima la relació senyal - soroll.

La resposta impulsional  $h(t)$  d'un filtre adaptat per a la detecció de la presència d'un senyal ideal  $s(t)$  és

$$h(t) = s(-t) \quad (4.20)$$

Donat un senyal real  $x(t)$  expressat per

$$x(t) = s(t) + n(t) \quad (4.21)$$

on  $n(t)$  és soroll aleatori, el punt de referència temporal  $t_a$  per a la sincronització de cada ona es defineix com el màxim del senyal de sortida  $y(t)$  del filtre adaptat, on  $y(t)$

és la convolució de  $x(t)$  i  $h(t)$ :

$$y(t) = (x * h)(t) \quad (4.22)$$

Així,  $t_a$  és una solució de l'equació

$$\frac{dy(t)}{dt} = 0 \quad (4.23)$$

L'operació de filtrat lineal la podem expressar també mitjançant la integral de convolució

$$y(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(\tau)h(t - \tau) d\tau \quad (4.24)$$

Pel cas de filtrat adaptat, la resposta impulsional ve definida per ( 4.20 ), llavors

$$y(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(\tau)s(\tau - t) d\tau \quad (4.25)$$

Podem doncs interpretar també el filtrat adaptat de  $x(t)$  per  $s(t)$ , com la convolució de  $x(t)$  i  $s(-t)$ , o bé com la correlació de  $s(t)$  i  $x(t)$ . Com es pot veure els conceptes de filtrat adaptat, convolució i correlació estan fortament vinculats.

No obstant cal fer unes precisions importants que detallin certes diferències entre ells (Max, 1972). Normalment la formulació de la funció de correlació creuada entre dos registres  $x(t)$  i  $y(t)$  de dos processos aleatoris  $\{x(t)\}$  i  $\{y(t)\}$ , respectivament, és la següent

$$R_{xy}(\tau) = \frac{1}{T} \int_0^T x(t)y(t - \tau) dt \quad (4.26)$$

on l'interval d'integració  $T$  és gran, i el retard  $\tau$ , per al qual la correlació és màxima, és petit enfront  $T$ .

D'altra banda pel cas de filtrat adaptat es pot expressar també

$$F_a(\tau) = \int_T^{T+u} x(t)s(t - \tau) dt \quad (4.27)$$

En aquest cas el temps d'integració  $u$  és curt, ja que correspon a la durada de  $s(t)$ , mentre que  $\tau$  pot pendre qualsevol dels valors de 0 a  $T$ , on  $T$  és la durada del senyal  $x(t)$ , que acostuma a ésser llarga.

Cal remarcar que si la densitat espectral de potència del soroll és constant en la banda freqüencial del senyal, llavors el filtrat adaptat és òptim i per tant produeix la millora més gran possible de la relació senyal- soroll, produïda per un filtre lineal (Lynn, 1982).

### 4.3. ESTUDI DE LES PRESTACIONS EN SIMULACIÓ PER ORDINADOR 75

El soroll present en el senyal ECG compleix aquesta condició freqüentment, sempre que no hi hagi una apreciable interferència de 50 Hz.

Un requisit important d'aquest mètode és la necessitat de posseir un bon coneixement *a priori* del senyal ideal  $s(t)$  a detectar, per tal de fer una exacta definició de  $h(t)$ , ja que l'interval d'integració és curt tal i com hem vist a l'expressió 4.27 . Només d'aquesta manera es poden obtenir amb precisió els instants de sincronització.

En aquest treball, el mètode de filtrat adaptat s'ha aplicat efectuant una estimació del senyal ideal gràcies al càlcul de la mitjana de tots els batecs de la sèrie estudiada. La sincronització en aquest càlcul previ s'ha realitzat successivament amb els algorismes descrits anteriorment (DN, IN-P i IN-Q). Aquestes combinacions d'algorismes les anomenarem per les sigles<sup>3</sup> FA-DN, FA-IN-P i FA-IN-Q respectivament.

## 4.3 ESTUDI DE LES PRESTACIONS EN SIMULACIÓ PER ORDINADOR

### 4.3.1 Plantejament de la simulació. Definició del senyal i el soroll

En aquest apartat es presenta un estudi de les prestacions dels mètodes de sincronització proposats, avaluades a través d'una simulació per ordinador. Els mètodes han estat aplicats a batecs simulats de diverses morfologies i per a diferents relacions senyal-soroll. L'objectiu és l'establiment d'uns criteris d'aplicabilitat dels mètodes d'alineament en funció de la SNR i el tipus d'ona considerada.

Per tal de seleccionar el senyal i el soroll emprats en la simulació s'han seguit criteris basats en la situació real. Això és especialment important ja que la morfologia dels senyals pot incidir fortament en el comportament dels mètodes considerats. Segons aquest parer s'ha pres com senyal determinista un batec corresponent a un senyal real, i com soroll additiu el simulat amb característiques aleatòries i espectrals properes a la realitat.

---

<sup>3</sup>Aquesta notació s'utilitzarà a partir d'ara per fer referència a aquests algorismes

Així s'han seleccionat dos senyals ECG corresponents a pacients amb malalties cardíaques (figura 4.4 i figura 4.5), dels quals s'ha escollit un complex QRS (figura 4.6) i una ona P (figura 4.7) respectivament.

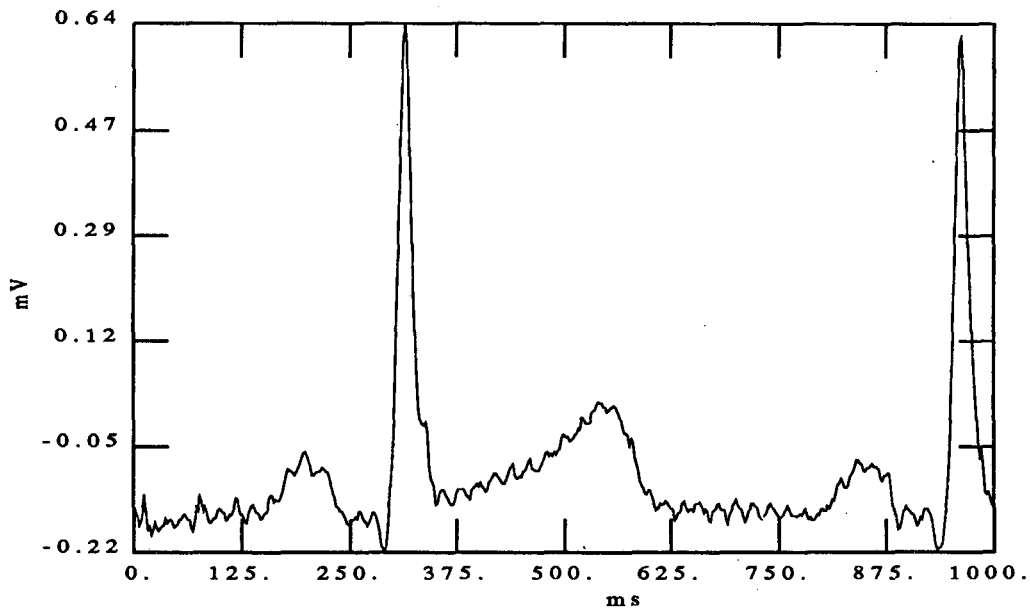


Figura 4.4: Senyal ECG seleccionat per extreure el complex QRS de referència per a la simulació i per a l'anàlisi en el cas de senyals reals (Pacient P1).

Ambdós senyals presenten unes components d'alta freqüència degut al soroll que mostraven els senyals reals originals (figures 4.4 i 4.5). Podem verificar l'existència de soroll fonamentalment de 50 Hz en el senyal de la figura 4.6, així com soroll d'origen muscular amb components de més altes freqüències en la figura 4.7. En l'estudi de simulació s'ha considerat aquesta activitat com ficticis micropotencials vinculats als senyals de referència. La recuperació d'aquests potencials mitjançant l'aplicació dels diversos mètodes d'alineament constituirà, doncs, un índex de qualitat de la bondat de l'estimació del senyal efectuat.

Un cop definida la metodologia a emprar en la simulació, s'ha generat una col·lecció de batecs formats per una component determinista definida anteriorment, i contaminats per soroll aleatori additiu per a diferents SNR. El soroll considerat en la simulació és no correlat amb el senyal, i gaussià de mitjana zero i desviació tipus ( $\sigma_i$ ) dependent de la SNR seleccionada. Així doncs, s'ha comprovat que després de considerar nombroses

### 4.3. ESTUDI DE LES PRESTACIONS EN SIMULACIÓ PER ORDINADOR 77

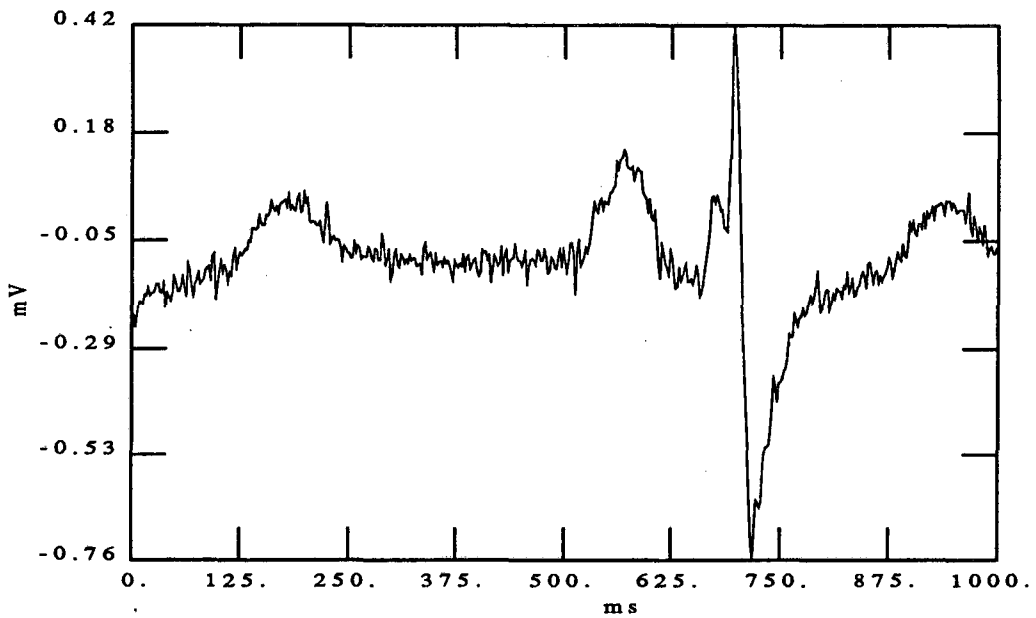


Figura 4.5: Senyal ECG seleccionat per extreure l'ona P de referència per a la simulació i per a l'anàlisi en el cas de senyals reals (Pacient P2).

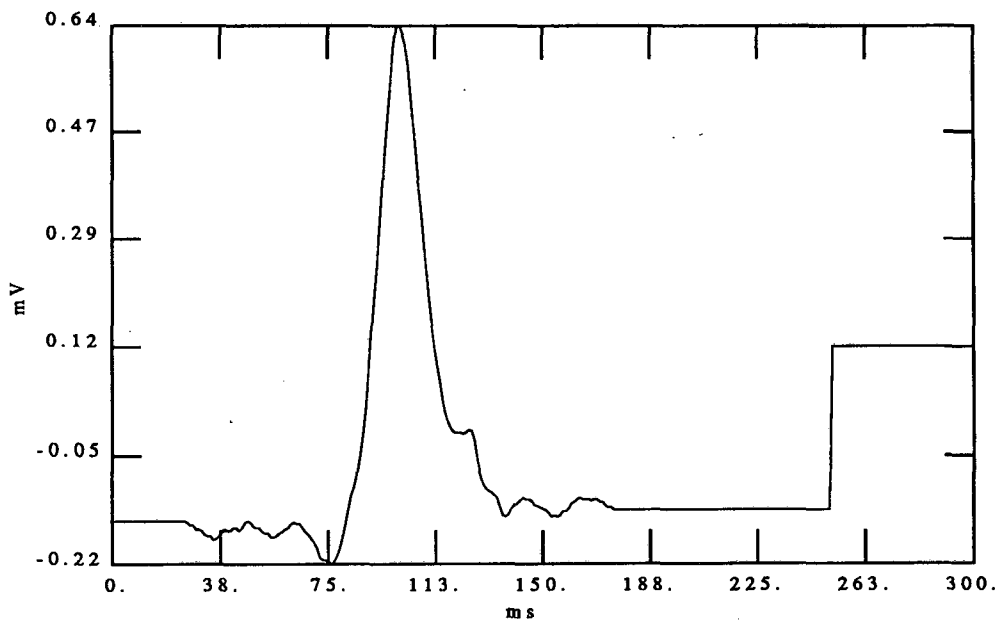


Figura 4.6: Complex QRS emprat en la simulació com senyal determinista (pacient P1).



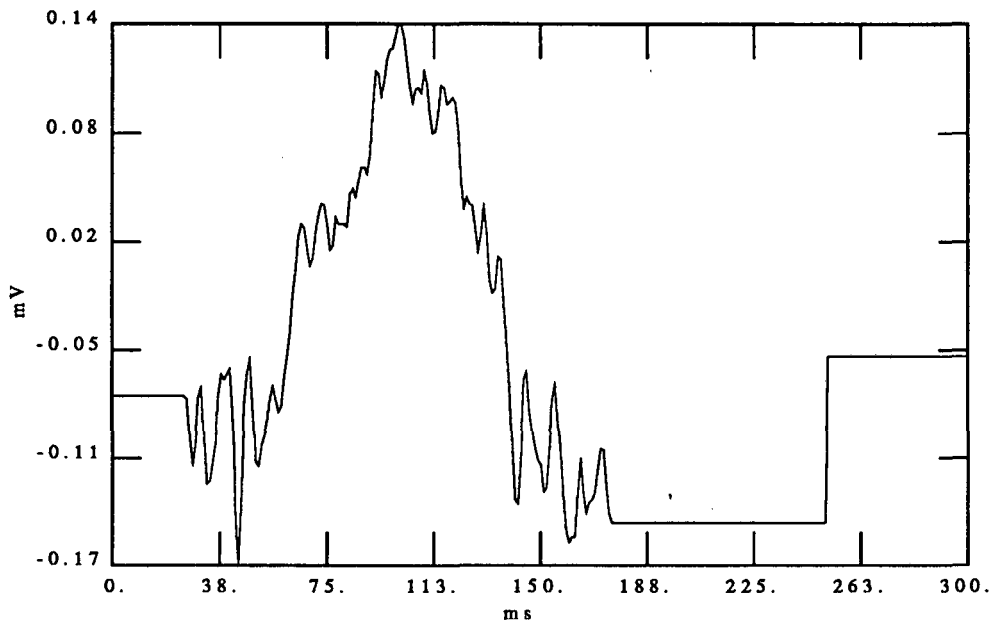


Figura 4.7: Ona P emprada en la simulació com senyal determinista (pacient P2).

realitzacions ( $N$ ), la desviació tipus de la mitjana ( $\sigma_m$ ) d'aquest procés aleatori decreix segons l'expressió:

$$\sigma_m = \sigma_i / \sqrt{N} \quad (4.28)$$

Cal remarcar que s'ha escollit només aquest tipus de soroll additiu, ja que altres factors com l'efecte de la respiració i la variació de simetria de les ones presenten efectes despreciables per als mètodes considerats en aquest treball. Aquesta conclusió es dedueix de l'estudi teòric realitzat per (Koeleman i altres, 1984).

A més a més del senyal i soroll definit anteriorment s'ha afegit a cada batec simulat un senyal esglaió per facilitar la visualització de l'efecte d'un incorrecte alineament.

Cal especificar la definició de relació senyal-soroll (SNR) que s'ha pres, ja que en la literatura científica aquest concepte no és expressat sempre amb la mateixa formulació. En aquest estudi s'ha considerat la més freqüent en tractament de senyal

$$SNR(dB) = 10 \log \frac{\sum_{i=0}^N s^2(i)}{\sum_{i=0}^N n^2(i)} \quad (4.29)$$

on  $s(i)$  i  $n(i)$  són les seqüències discretes del senyal i el soroll respectivament, i  $N$  és el nombre de mostres contingut dins l'interval d'observació.

Per tal d'avaluar les prestacions dels mètodes de sincronització s'ha aplicat la tècnica

### 4.3. ESTUDI DE LES PRESTACIONS EN SIMULACIÓ PER ORDINADOR 79

del càlcul de la mitjana al conjunt de batecs simulats, amb la sincronització definida pels mètodes d'alineament. Aleshores s'ha obtingut una estimació del senyal determinista. La qualitat de l'estimació depèn d'un correcte alineament. Recordem que l'existència d'errors de sincronització provoca un allisament del senyal estimat comparat amb el senyal teòric present.

Anàlogament l'esglaió incorporat a cada batec apareix deformat en l'estimació obtinguda en funció de l'error d'alineament. L'observació d'aquesta deformació fa palès els errors d'alineament i permet fer comparacions amb certs resultats publicats recentment (Craelius i altres, 1986).

Altres estudis d'avaluació de mètodes de sincronització en simulació han estat publicats. Tots ells, però, no utilitzen senyals reals com a senyals deterministes. Així s'han emprat senyals triangulars i cosinus al quadrat (Koeleman i altres, 1984) i senyals gaussianes (Rix i Jesus, 1984). Aquesta circumstància fa que la validesa de les seves conclusions sigui qüestionable quan s'apliquen a senyals reals.

En aquest treball la selecció de senyals reals per tal de definir els batecs simulats, fa que l'avaluació de les prestacions dels diversos mètodes d'alineament, deduïdes d'aquest estudi mitjançant simulació, siguin molt més versemblants.

#### 4.3.2 Resultats

En primer lloc, es presenten els efectes d'un alineament incorrecte respecte al cas hipotètic d'una perfecta sincronització. En la figura 4.8 es mostra un batec simulat (complex QRS) corresponent a una SNR de 20 dB, així com en la figura 4.9 per a una ona P.

Per a l'estudi que es presenta a continuació es pren com referència la següent estimació obtinguda mitjanant el càlcul de la mitjana de 80 batecs amb una sincronització perfecta, per a una SNR de 20 dB (figures 4.10 i 4.11). Com podem observar aquests senyals són pràcticament els mateixos que els senyals deterministes corresponents (figures 4.6 i 4.7).

Amb l'objectiu d'observar l'efecte produït pels errors de sincronització en el càlcul de la mitjana de processos aleatoris, s'ha considerat l'anterior conjunt de 80 batecs

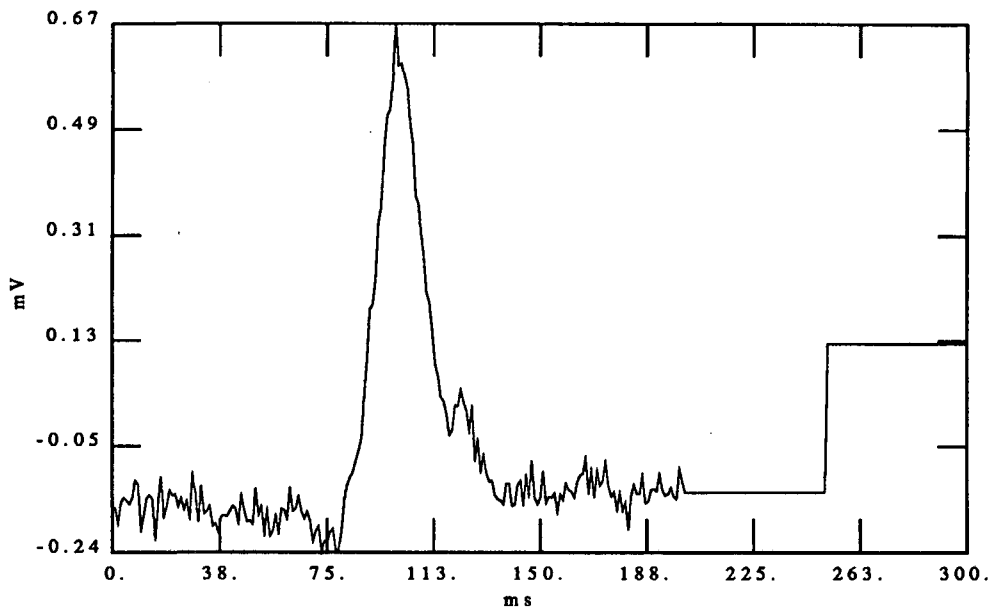


Figura 4.8: *Complex QRS simulat per a una SNR de 20 dB.*

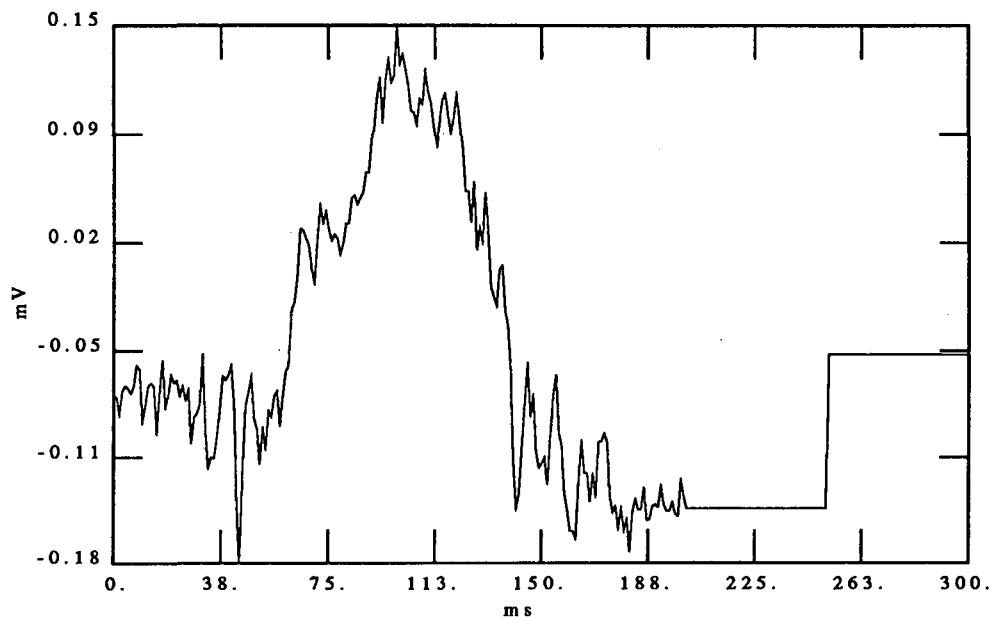


Figura 4.9: *Ona P simulada per a una SNR de 20 dB.*

### 4.3. ESTUDI DE LES PRESTACIONS EN SIMULACIÓ PER ORDINADOR 81

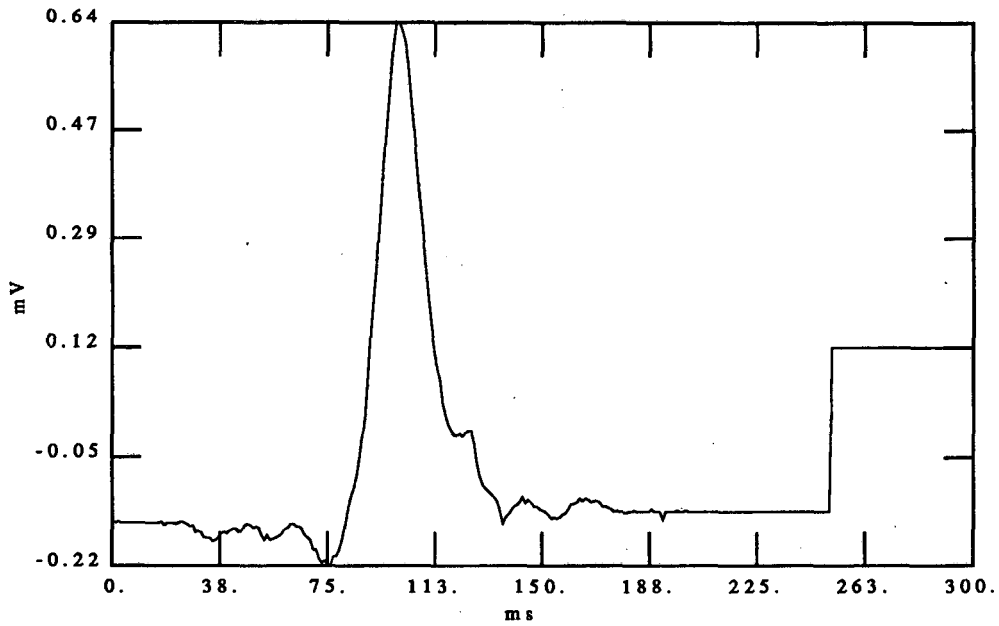


Figura 4.10: Complex QRS estimat pel càlcul de la mitjana amb sincronització perfecta.

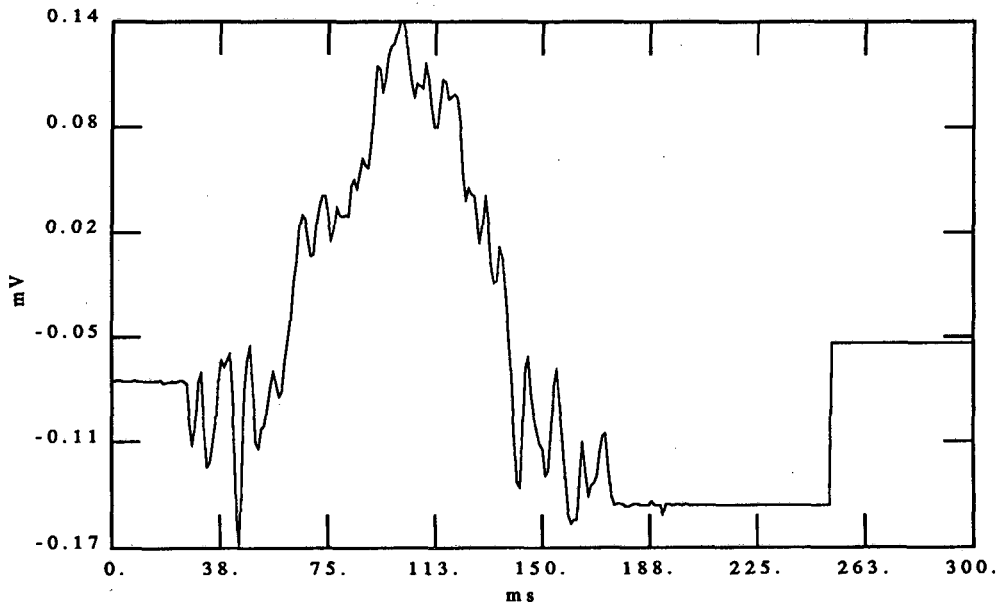


Figura 4.11: Ona P estimada pel càlcul de la mitjana amb sincronització perfecta.

simulats, disposats de la manera següent. Cada batec ha estat decalat segons un retard  $d$ , respecte a un punt de referència, seguint una distribució normal de mitjana zero i distribució tipus coneguda ( $\sigma_d$ ).

Aleshores s'ha realitzat el càlcul de la mitjana sense emprar cap mètode d'alineament. D'aquesta manera es pot observar els efectes dels errors de sincronització per a diverses situacions. En les figures 4.12 a 4.15 podem veure els senyals estimats amb el càlcul de la mitjana de 80 complexos QRS, d'una SNR = 20 dB, pel cas de  $\sigma_d$  de 5, 3, 2 i 1 ms.

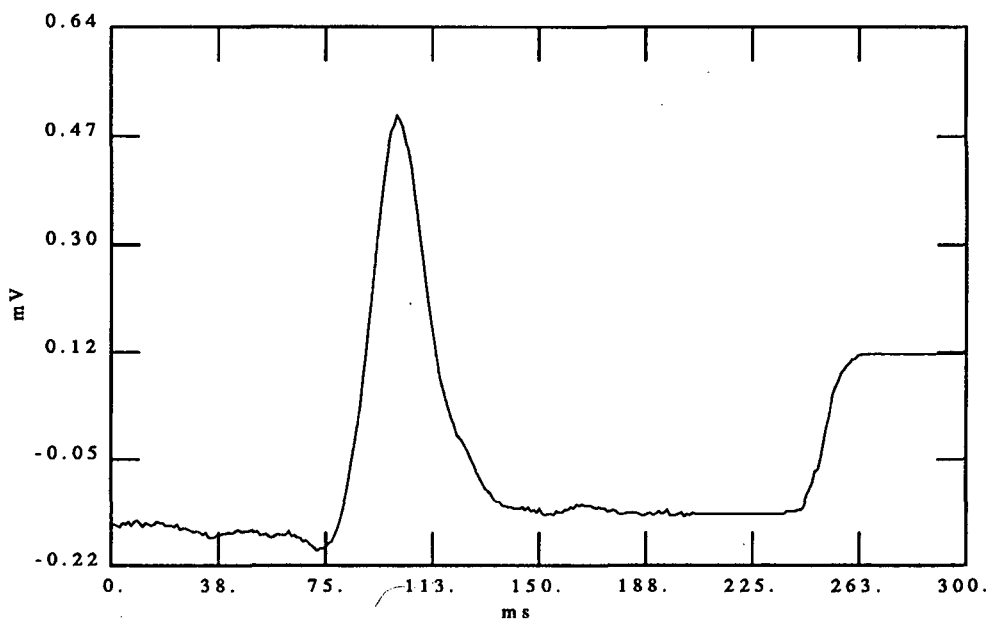


Figura 4.12: Complex QRS estimat amb la mitjana de 80 batecs (SNR=20 dB), pel cas d'una  $\sigma_d = 5$  ms.

Anàlogament, per a les ones P també s'han estudiat les mateixes situacions (figures 4.16 a 4.19).

Cal recordar en aquests moments que els errors de sincronització provoquen un efecte de filtrat passa-baix sobre els senyals estimats, que originen una distorsió respecte al senyal determinista que serà tan important com ho sigui la  $\sigma_d$ . Aquest efecte ja ha estat formulat detalladament en l'apartat 2.5. Ara només recordarem que per a les  $\sigma_d$  considerades en les figures anteriors, la freqüència de tall equivalent a -3 dB ( $f_c = 132,5/\sigma_d$ ) seria de 26.5, 44.2, 66.3 i 132.5 Hz respectivament.

### 4.3. ESTUDI DE LES PRESTACIONS EN SIMULACIÓ PER ORDINADOR 83

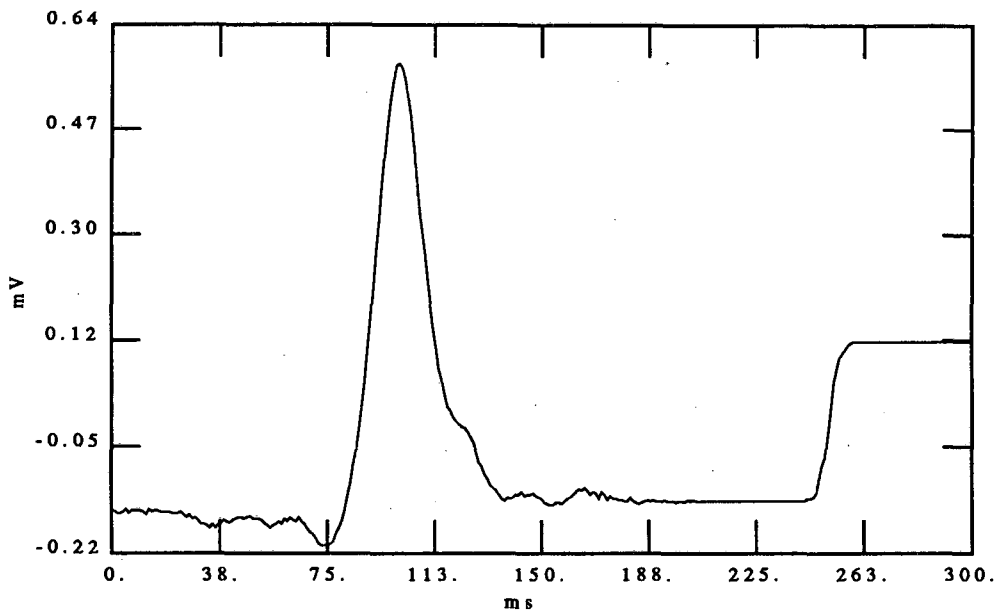


Figura 4.13: *Complex QRS estimat amb la mitjana de 80 batecs (SNR=20 dB), pel cas d'una  $\sigma_d = 3$  ms.*

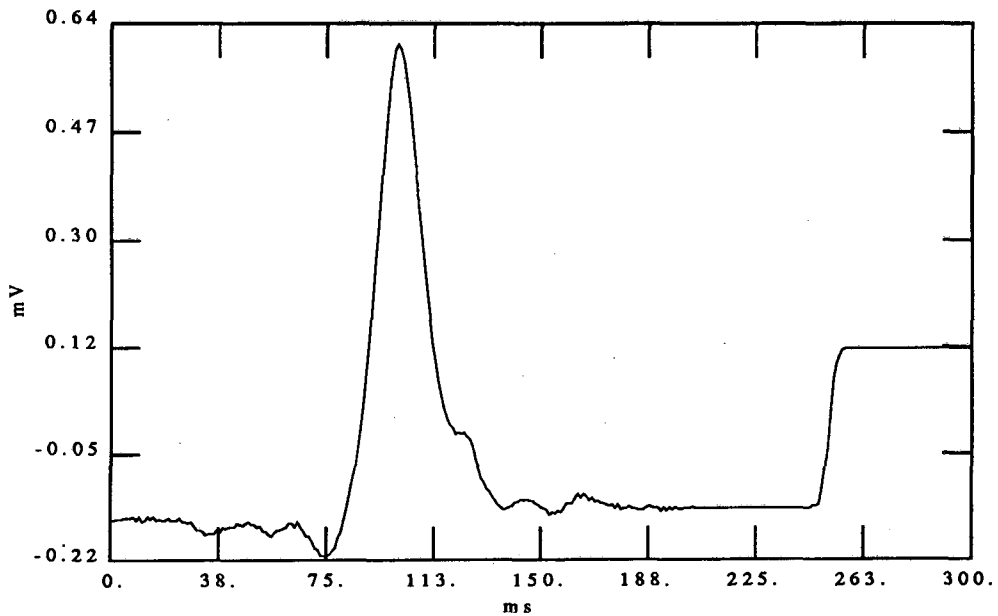


Figura 4.14: *Complex QRS estimat amb la mitjana de 80 batecs (SNR=20 dB), pel cas d'una  $\sigma_d = 2$  ms.*

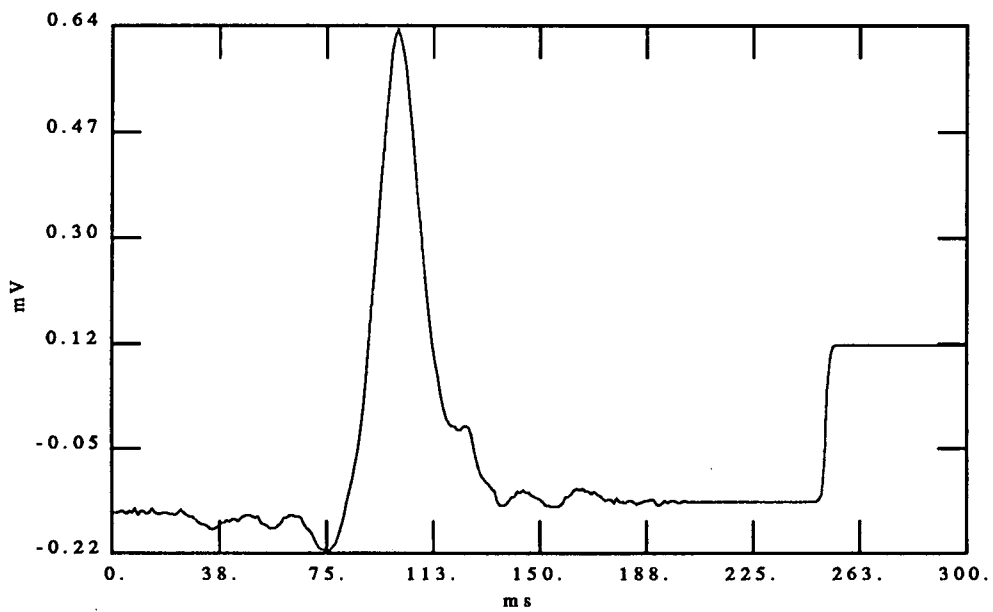


Figura 4.15: Complex QRS estimat amb la mitjana de 80 batecs ( $SNR=20$  dB), pel cas d'una  $\sigma_d = 1$  ms.

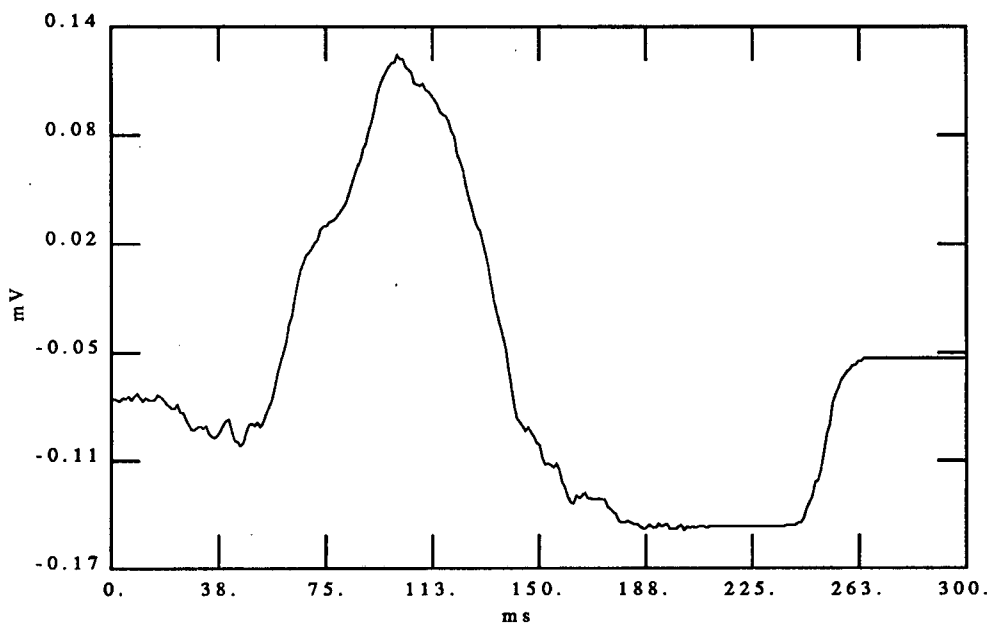


Figura 4.16: Ona P estimada amb la mitjana de 80 batecs ( $SNR=20$  dB), pel cas d'una  $\sigma_d = 5$  ms.

### 4.3. ESTUDI DE LES PRESTACIONS EN SIMULACIÓ PER ORDINADOR 85

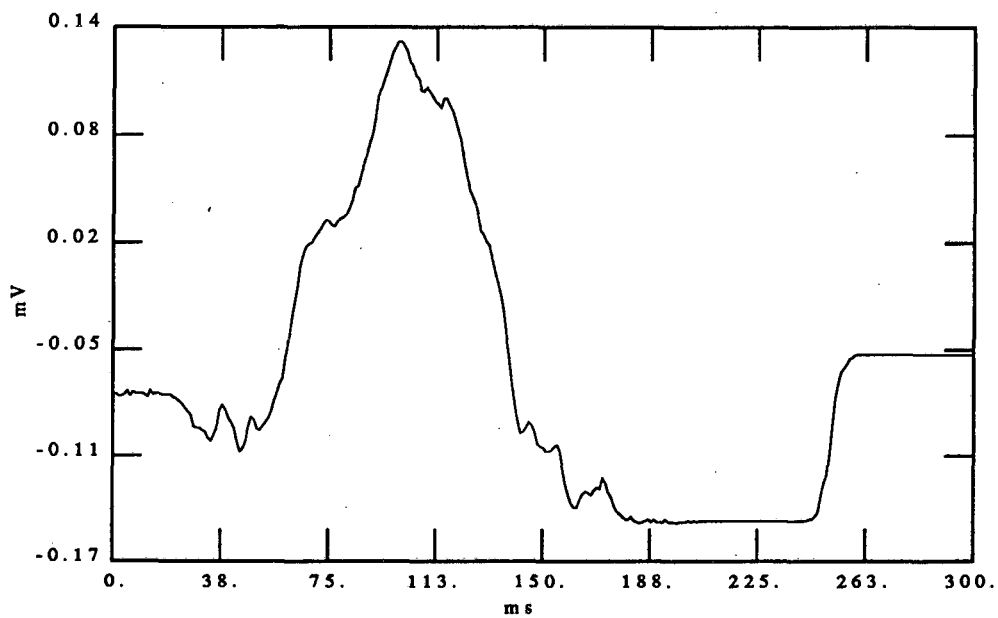


Figura 4.17: *Ona P estimada amb la mitjana de 80 batecs (SNR=20 dB), pel cas d'una  $\sigma_d = 3$  ms.*

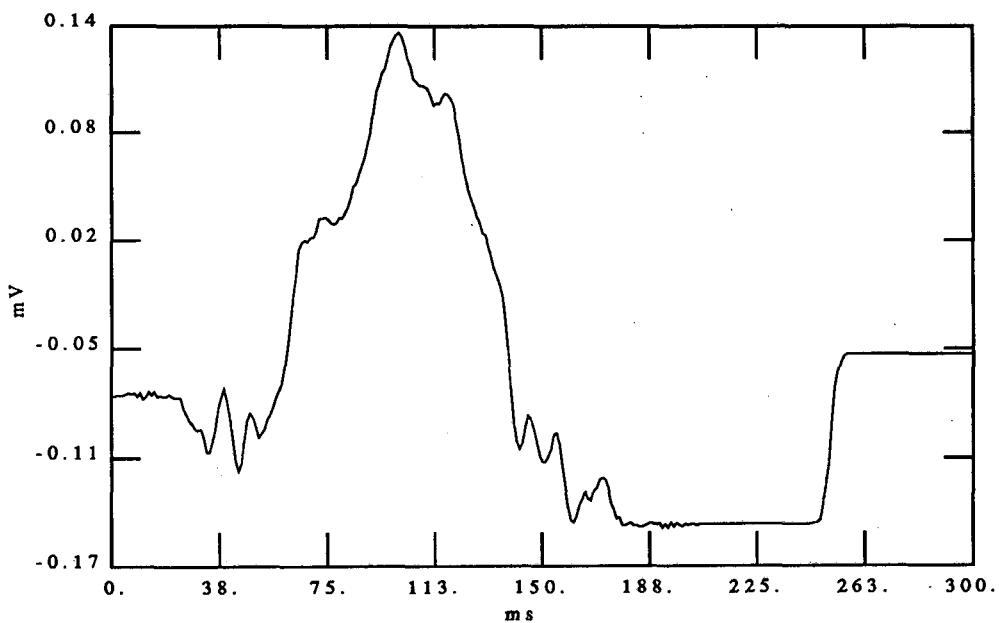


Figura 4.18: *Ona P estimada amb la mitjana de 80 batecs (SNR=20 dB), pel cas d'una  $\sigma_d = 2$  ms.*



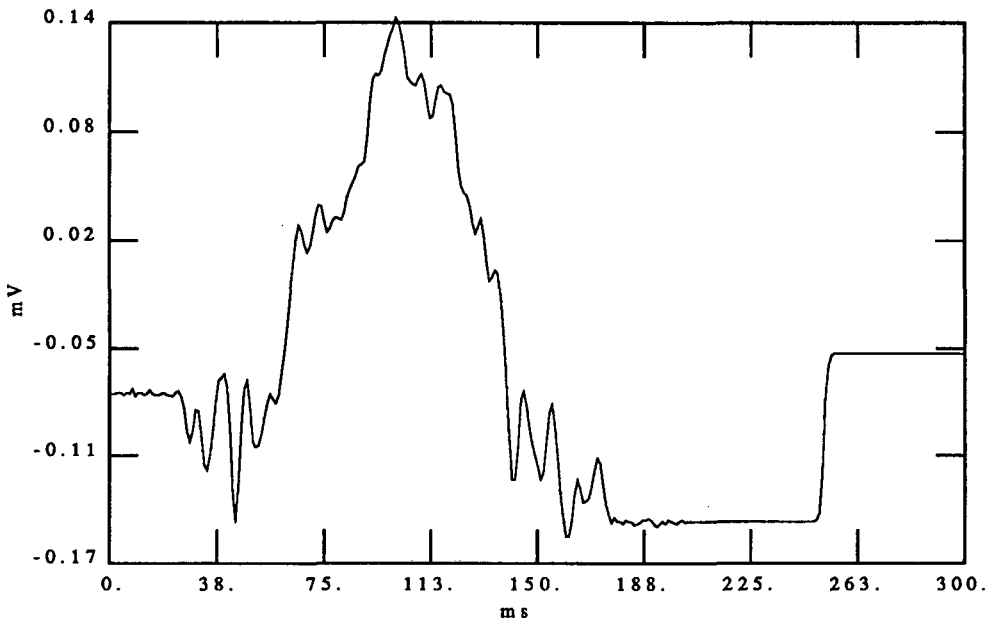


Figura 4.19: Ona P estimada amb la mitjana de 80 batecs ( $SNR=20$  dB), pel cas d'una  $\sigma_d = 1$  ms.

Un cop aquests resultats han estat contrastats com indicadors de les característiques i limitacions de la tècnica del càlcul de la mitjana, s'ha passat a avaluar les prestacions dels mètodes d'alineament proposats.

Així les 80 realitzacions abans considerades per a ones QRS i P s'han pres sense cap decalatge ( $\sigma_d = 0$ ). Llavors els mètodes de sincronització s'han aplicat a aquestes realitzacions. S'han considerat diferents relacions senyal - soroll de 20, 10, 5, 0 i -5 dB. D'aquesta manera s'han obtingut uns retards referits al punt d'alineament perfecte. L'estudi dels retards anteriors ens donaran una quantificació dels errors introduïts pel fet d'aplicar els mètodes d'alineament en diferents condicions de SNR. Amb aquest plantejament podem fer, doncs, una avaluació de les prestacions dels mètodes d'alineament aplicats a diverses situacions de SNR i per a diferents ones (QRS i P).

Tal i com s'ha descrit als apartats 5.2.3 i 5.2.4, els mètodes de les integrals normalitzades en coincidència (IN) i el de filtrat adaptat (FA) s'han aplicat segons diferents algorismes. Així es presenten els resultats obtinguts amb l'aplicació de IN-P i IN-Q, pel primer mètode, i FA-DN, FA-IN-P i FA-IN-Q pel segon. També s'ha

### 4.3. ESTUDI DE LES PRESTACIONS EN SIMULACIÓ PER ORDINADOR 87

considerat en l'aplicació del filtrat adaptat la possibilitat d'escollir com a senyal ideal el propi senyal determinista (algorisme FA-SD), per tal de mostrar el límit del mètode. Òbviament aquesta situació no és possible en la realitat.

Els resultats aconseguits mitjançant l'aplicació d'aquests mètodes queden recollits en les taules 4.1 i 4.2, per a les ones QRS i P respectivament. En elles es presenten la mitjana ( $\mu_d$ ) i la desviació tipus ( $\sigma_d$ ) dels retards obtinguts  $d$ , per a cadascuna de les situacions. Aquests valors indiquen els errors produïts per l'aplicació dels algorismes d'alineament. Especialment la  $\sigma_d$  trobada en cada cas està relacionada amb la qualitat dels senyals estimats i indica el nivell d'allisament que s'ha efectuat en l'estimació. Així doncs es pot plantejar una anàlisi comparativa de les prestacions dels mètodes d'alineament, per a cada SNR, per mitjà de l'estudi dels valors de  $\sigma_d$ .

COMPLEX QRS

SNR	20dB		10dB		5dB		0dB		-5dB	
	$\mu_d$ (ms)	$\sigma_d$ (ms)	$\mu_d$ (ms)	$\sigma_d$ (ms)	$\mu_d$ (ms)	$\sigma_d$ (ms)	$\mu_d$ (ms)	$\sigma_d$ (ms)	$\mu_d$ (ms)	$\sigma_d$ (ms)
Mètodes d'alineament										
DN	-0.187	0.390	-0.212	0.585	-1.062	2.431	-2.525	7.471	0.097	13.049
IN-P	0.101	0.302	1.240	0.860	2.456	1.456	4.696	2.861	8.139	10.937
IN-Q	0.000	0.000	0.595	0.516	1.506	0.926	4.341	2.433	14.539	10.041
FA-DN	0.000	0.000	-0.175	0.441	-0.912	0.778	-2.800	1.453	0.737	2.412
FA-IN-P	0.000	0.000	1.225	0.446	2.525	0.741	4.612	1.280	10.662	2.230
FA-IN-Q	0.000	0.000	0.625	0.484	1.512	0.774	4.375	1.198	12.701	2.629
FA-SD	0.000	0.000	0.062	0.242	0.075	0.608	0.000	0.975	-0.087	1.818

Taula 4.1: Mitjana ( $\mu_d$ ) i desviació tipus ( $\sigma_d$ ) dels retards obtinguts en l'estudi de simulació (complex QRS), per als diferents algorismes d'alineament i SNR.

A continuació es presenta gràficament l'evolució de  $\sigma_d$ , en funció de cada SNR estudiada, considerant cadascun dels mètodes aplicats tan al complex QRS (figura 4.20) com a l'ona P (figura 4.21).

En aquest estudi s'han presentat les desviacions tipus dels retards ( $\sigma_d$ ) expressades en mil·lisegons. Pot ésser interessant disposar de valors relatius que permetin tenir un ordre de magnitud del decaletge respecte al tamany del senyal. Per això s'ha definit uns valors relatius de  $\sigma_d$  ( $\sigma_r$ ), respecte a la meitat de la durada temporal del senyal ( $w_s$ ), mesurada a la meitat de l'amplitud. Llavors  $\sigma_r$  queda definida per

$$\sigma_r = \sigma_d / w_s \quad (4.30)$$

ONA P

Mètodes d'alineament	20dB		10dB		5dB		0dB		-5dB	
	$\mu_d$ (ms)	$\sigma_d$ (ms)	$\mu_d$ (ms)	$\sigma_d$ (ms)	$\mu_d$ (ms)	$\sigma_d$ (ms)	$\mu_d$ (ms)	$\sigma_d$ (ms)	$\mu_d$ (ms)	$\sigma_d$ (ms)
DN	1.862	0.627	0.825	1.948	0.325	3.577	-0.187	9.875	1.837	20.087
IN-P	0.101	0.302	0.557	0.823	1.063	1.353	2.481	2.449	5.481	4.564
IN-Q	0.341	0.474	1.430	0.806	2.671	1.403	5.860	2.699	14.610	7.270
FA-DN	2.000	0.000	0.825	0.380	-0.412	2.131	-3.050	3.777	-4.700	6.611
FA-IN-P	0.000	0.000	0.112	0.316	0.500	0.880	0.875	3.124	3.812	5.518
FA-IN-Q	0.000	0.000	1.075	0.263	2.212	1.114	4.250	2.883	11.275	5.463
FA-SD	1.000	0.000	0.950	0.218	0.850	0.421	-0.062	2.860	-1.575	4.888

Taula 4.2: Mitjana ( $\mu_d$ ) i desviació tipus ( $\sigma_d$ ) dels retards obtinguts en l'estudi de simulació (ona P), per als diferents algorismes d'alineament i SNR.

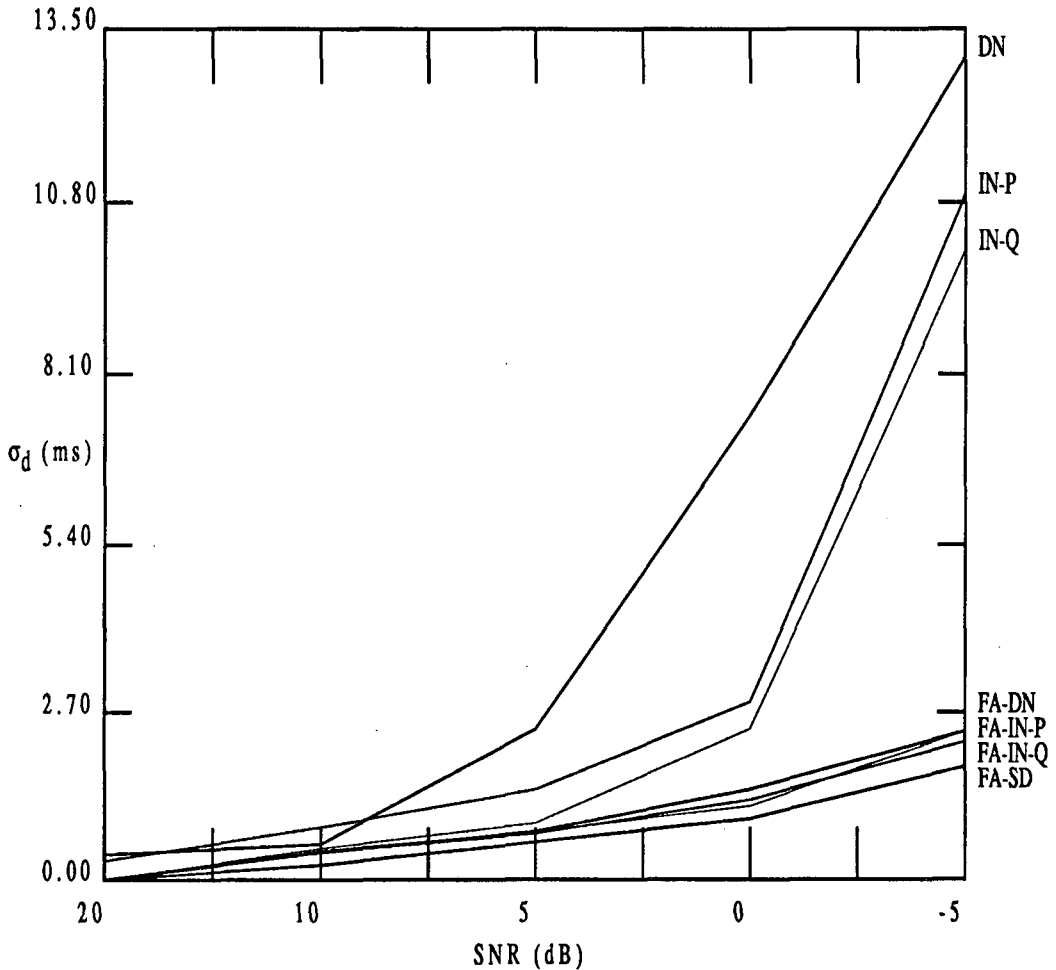


Figura 4.20: Desviació tipus per a cada SNR aplicant els diferents mètodes d'alineament (DL, NI i FA) al complex QRS.

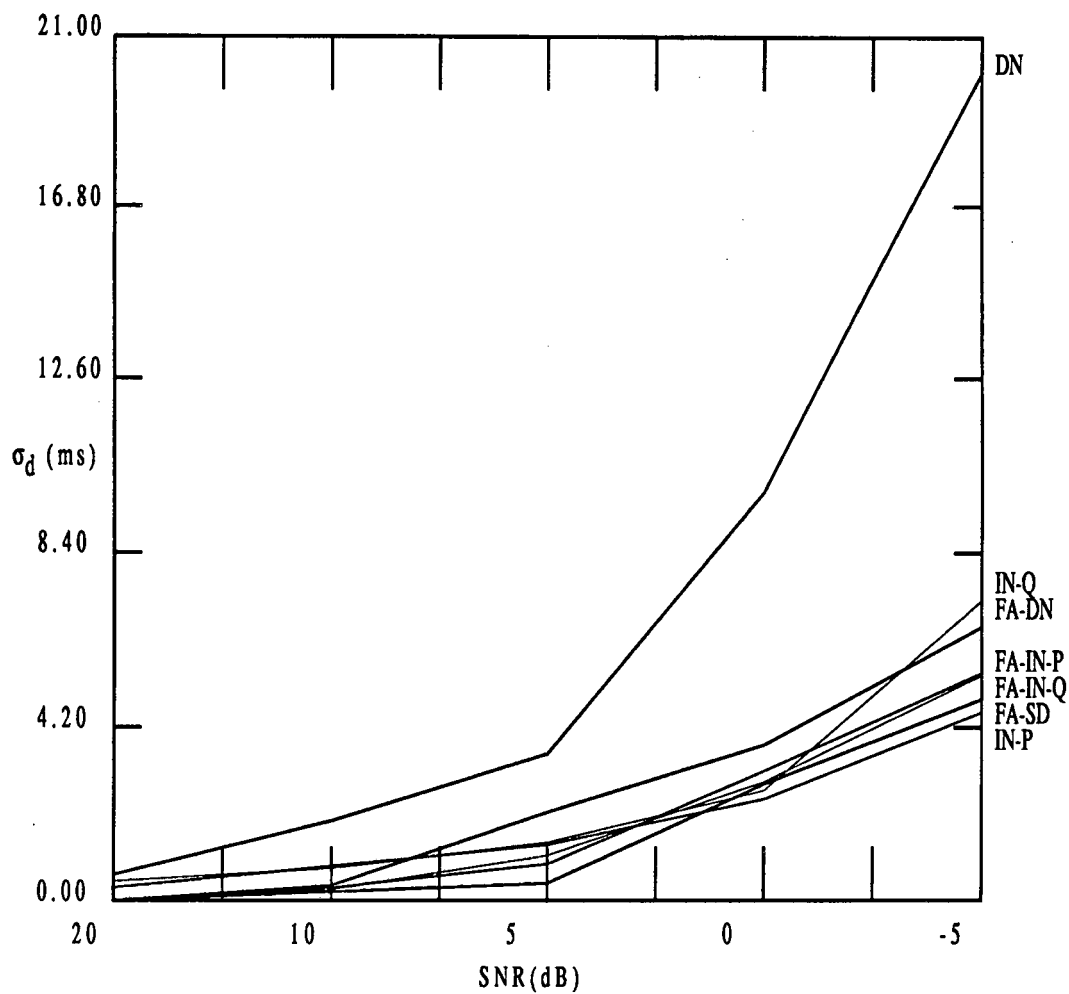


Figura 4.21: Desviació tipus per a cada SNR aplicant els diferents mètodes d'alineament (DL, NI i FA) a l'ona P.

En el cas de l'ona QRS seleccionada per l'estudi de simulació,  $w_s$  té un valor de 7.5 ms. D'aquesta manera podem calcular, per exemple, per a una SNR de 0 dB i aplicant el mètode DN ( $\sigma_d = 7.471$ ) una relativa  $\sigma_r = 0.996$ .

### 4.3.3 Conclusions

Els diferents mètodes d'alineament proposats han estat avaluats, mitjançant l'aplicació a una col·lecció d'ones simulades QRS i P per a diferents SNR en el rang de -5 a 20 dB. Els resultats obtinguts han estat diferents en funció del nivell de soroll present en els batecs, com era d'esperar. Però també la morfologia de l'ona (QRS o P) s'ha mostrat un factor important a tenir en compte a l'hora d'avaluar les prestacions dels mètodes.

De l'estudi fet amb ones QRS podem concloure que per a valors elevats de SNR (20 i fins i tot 10 dB) els tres mètodes arriben a bons resultats. Per contra, valors baixos de SNR fan que el mètode de DN presenti resultats inacceptables, mentre que IN i FA encara es mostren robustos. Finalment per a valors de SNR inferiors a 0 dB, només el mètode FA es manté a uns nivells admissibles.

Com s'ha apuntat abans, les conclusions de l'estudi amb ones P presenten variacions importants. Així el mètode de doble nivell mostra resultats dolents a partir de 10 dB. És a dir, comença a no poder-se aplicar abans que en el cas de complexos QRS. Per contra tant el mètode IN com el FA mantenen la seva aplicabilitat fins i tot amb una SNR de 0 dB. Excepcionalment, per aquestes baixes SNR l'algorisme IN-P presenta unes prestacions lleugerament superiors a les de FA.

Finalment, s'ha pogut comprovar en l'aplicació del mètode de filtrat adaptat, la influència de la qualitat del senyal seleccionat com senyal ideal. Especialment per a baixes SNR, on es pot trobar una forta diferència entre els resultats obtinguts. La comparació de les  $\sigma_d$  pels casos extrems FA-DN i FA-SD així ho indica.

## 4.4 APLICACIÓ A SENYALS ECG REALS

### 4.4.1 Senyals electrocardiogràfics seleccionats

Per a l'estudi dels mètodes d'alineament aplicats a senyals ECG reals s'han seleccionat uns electrocardiogrames corresponents a pacients amb malalties cardíques. En concret s'han pres quatre senyals pertanyents als pacients que anomenarem a partir d'ara pacients P1, P2, P3 i P4, respectivament.

D'aquesta manera es pretén avaluar les prestacions d'aquests mètodes aplicats a senyals reals i patològics. Així s'han escollit diverses morfologies, tant per a ones QRS com P, contaminades amb soroll de diferents característiques espectrals (soroll muscular, interferència de 50 Hz). A la figures 4.22 i 4.23 podem observar uns enregistraments corresponents a un segon de durada per a als pacients P3 i P4. Els senyals corresponents als pacients P1 i P2 ja es varen mostrar a les figures 4.4 i 4.5.

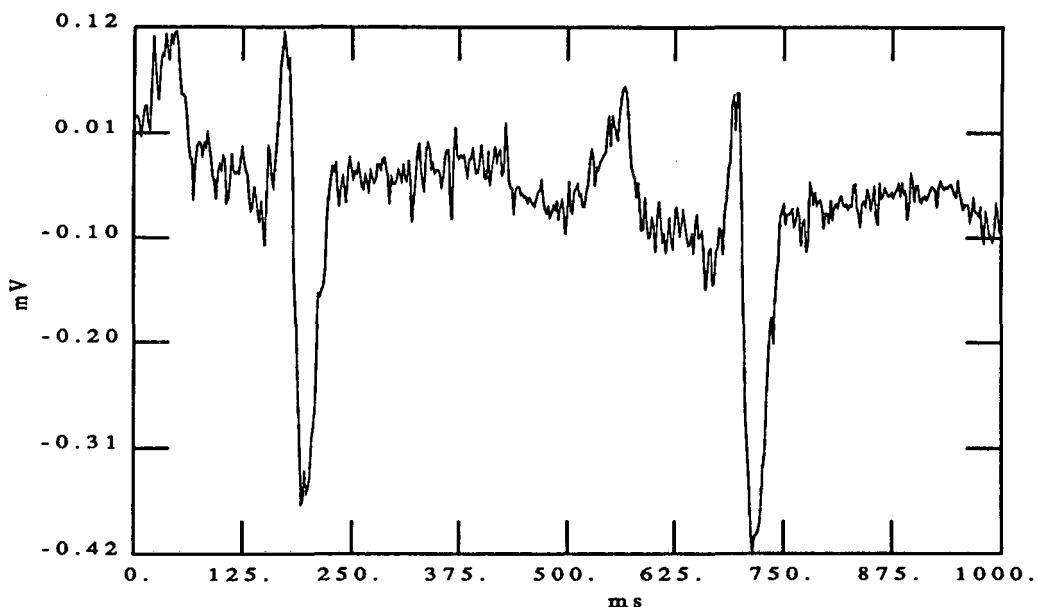


Figura 4.22: Pacient P3 seleccionat per a l'anàlisi de l'alineament en el cas real.

Un examen ràpid d'aquests senyals permet adonar-nos de les diverses característiques de cada senyal. Tanmateix s'observa que la morfologia dels complexos QRS dels pacients P1 i P4 és la clàssica, amb l'ona R molt més gran que les Q i S; mentre que per a P2 i P3 respon a la forma anomenada mèdicament com *bifàsica*, degut que

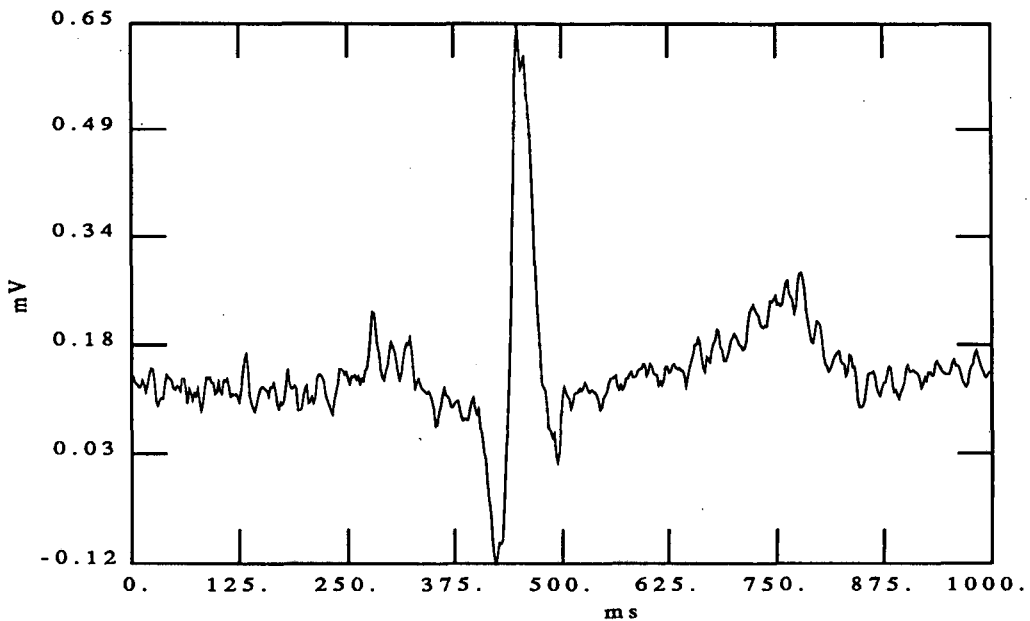


Figura 4.23: Pacient P4 seleccionat per a l'anàlisi de l'alineament en el cas real.

presenta una ona R tan gran com l'ona Q o S, i estan distribuïdes a un cantó i un altre de la línia de base. Quant a l'ona P també s'han recollit diverses morfologies que van des d'una forma gairebé triangular (P3) fins a una completament aplanada (P4).

Respecte al tipus de soroll es pot destacar que els senyals P2 i P3 estan contaminats bàsicament per soroll d'origen muscular, mentre que la presència d'interferència de 50 Hz en els senyals P4 i P1 és fortament apreciable. Especialment en aquest últim, en el que pràcticament només hi ha soroll de 50 Hz. Finalment cal destacar que la relació senyal-soroll dels senyals estudiats és així mateix diferent. D'aquesta manera P1 i P2 presenten una millor SNR que P3 i P4.

La diversitat de morfologies i tipus de soroll present en les ones seleccionades en aquest estudi permet assajar els mètodes d'alineament en condicions reals i avaluar les seves prestacions en funció d'aquestes característiques.

Per tal d'efectuar aquest estudi comparatiu, s'ha proposat l'obtenció d'una estimació precisa de les ones P i QRS. Aquesta estimació s'ha fet amb l'aplicació de tècniques de càlcul de la mitjana als batecs obtinguts en un enregistrament electrocardiogràfic prolongat. La comparació de la qualitat de les estimacions aconseguides emprant els diversos mètodes d'alineament permetrà treure conclusions importants d'aquest estudi

amb senyals reals.

#### 4.4.2 Processat del senyal

La instrumentació emprada per a l'adquisició dels senyals ECG és la descrita en l'apartat 3.4.1. 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 pel seu processat. Per a la detecció dels batecs cardíacs s'ha utilitzat el detector de complexos QRS presentat en el capítol 3. Aquesta etapa del processat permet la definició d'un temps de presència del complex QRS ( $t_w$ ), que ve definit pel màxim del senyal després d'un filtrat passa-banda. Aquest punt ha servit com a posició central per a obrir les finestres temporals de les ones QRS i P utilitzades en les posteriors etapes de la sincronització. També  $t_w$  serveix de referència pel càlcul de la desviació tipus dels retards obtinguts amb els mètodes d'alineament estudiats. Amb això es preten disposar d'un criteri per a una comparació numèrica entre les prestacions relatives de tots els mètodes.

Després de la detecció del batecs cardíacs, s'ha realitzat un filtrat passa-alt del senyal ECG, per tal d'eliminar les variacions de la línia de base degudes a la respiració i altres artefactes.

El filtre aplicat és un filtre de primer ordre basat en la cancel·lació de pols i zeros (Lynn, 1977) amb un zero a  $f_o = 1$  Hz. La funció de transferència del filtre així com les seves característiques ja s'han descrit en l'apartat 3.3.2.1. A partir del senyal filtrat s'han definit les finestres temporals amb una durada de 200 ms, tant per als complexos QRS com per a les ones P. Per a les primeres, les finestres han estat centrades en el punt definit pel detector de QRS, mentre que per a les ones P les finestres han estat obertes segons la distància P-R mitjana per a cada pacient estudiat.

Un cop definides les finestres per a cada pacient i cada tipus d'ona, s'han aplicat els mètodes d'alineament DN, IN i FA a un grup de 80 batecs de cadascun d'aquests senyals. Els temps d'alineament així estimats ( $t_a$ ) han servit per a efectuar la sincronització en el càlcul de la mitjana d'aquests processos aleatoris.

Els resultats obtinguts mitjançant l'aplicació de cada mètode d'alineament són:



1. El senyal estimat després de 80 batecs.
2. La mitjana ( $\mu_\tau$ ) i la desviació tipus ( $\sigma_\tau$ ) dels retards aleatoris  $\tau$ , definits com  $\tau = t_a - t_w$ . Donat que  $t_w$  és el mateix en tots els mètodes considerats, ja que depèn només del senyal, i assumint que  $t_a$  i  $t_w$  són no correlats, podem expressar

$$\sigma_\tau^2 = \sigma_{t_a}^2 + \sigma_{t_w}^2 \quad (4.31)$$

Així doncs podrem estudiar les prestacions dels mètodes d'alineament a través dels valors de  $\sigma_\tau$ .

### 4.4.3 Resultats

En primer lloc presentem els resultats obtinguts corresponents a les ones QRS. Recordem que aquests senyals presentaven en general unes bones relacions senyal-soroll. D'aquesta manera els complexos QRS estimats fent el càlcul de la mitjana amb l'aplicació de diferents mètodes d'alineament ofereixen una morfologia similar. Tot i així els senyals obtinguts amb els algorismes IN i FA presenten millors característiques (amplitud, components d'alta freqüència, ...).

La taula 4.3 mostra els valors de  $\sigma_\tau$  calculats amb els diversos mètodes per als quatre pacients.

En les figures 4.24 a 4.27 es pot apreciar les estimacions obtingudes per els diferents mètodes d'alineament per al pacient P3. Efectivament la major amplitud del senyal i la presència de components de més alta freqüència ve vinculada a valors de  $\sigma_\tau$  més petits, tal i com queda reflexat a la taula 4.3

Aquests senyals i la seva corresponent  $\sigma_\tau$  mostren la mateixa jerarquia en les prestacions que la trobada en l'estudi de simulació.

A continuació farem referència als resultats obtinguts amb l'estudi de les ones P. Cal recordar que aquestes ones presenten una relació senyal-soroll molt més petita que les ones QRS. Per aquesta raó hom espera trobar moltes més diferències entre els resultats dels diversos mètodes de sincronització que les obtingudes en el cas anterior.

Per a l'aplicació a ones P s'han proposat dos nous algorismes d'alineament. Així, per al mètode de DN, s'ha considerat també la possibilitat d'aplicar-ho al complex QRS del

## COMPLEX QRS

Pacients	P1		P2		P3		P4	
	$\mu_\tau$ (ms)	$\sigma_\tau$ (ms)	$\mu_\tau$ (ms)	$\sigma_\tau$ (ms)	$\mu_\tau$ (ms)	$\sigma_\tau$ (ms)	$\mu_\tau$ (ms)	$\sigma_\tau$ (ms)
Mètodes d'alineament								
DN	0.525	0.547	6.862	0.802	9.683	3.733	-2.000	1.173
IN-P	1.025	0.841	5.886	1.862	0.615	1.619	-1.519	0.912
IN-Q	0.493	0.593	0.987	0.849	0.734	1.177	-0.152	0.618
FA-DN	0.575	0.608	6.687	0.515	10.162	0.431	-2.025	0.632
FA-IN-P	1.025	0.689	5.612	0.512	0.537	0.499	-1.412	0.585
FA-IN-Q	0.500	0.570	0.925	0.494	0.775	0.446	-0.212	0.585

Taula 4.3: Mitjana ( $\mu_\tau$ ) i desviació tipus ( $\sigma_\tau$ ) dels retards obtinguts en el cas real (complex QRS) relatiu als punts definits pel detector de QRS, per als diferents pacients i algorismes d'alineament.

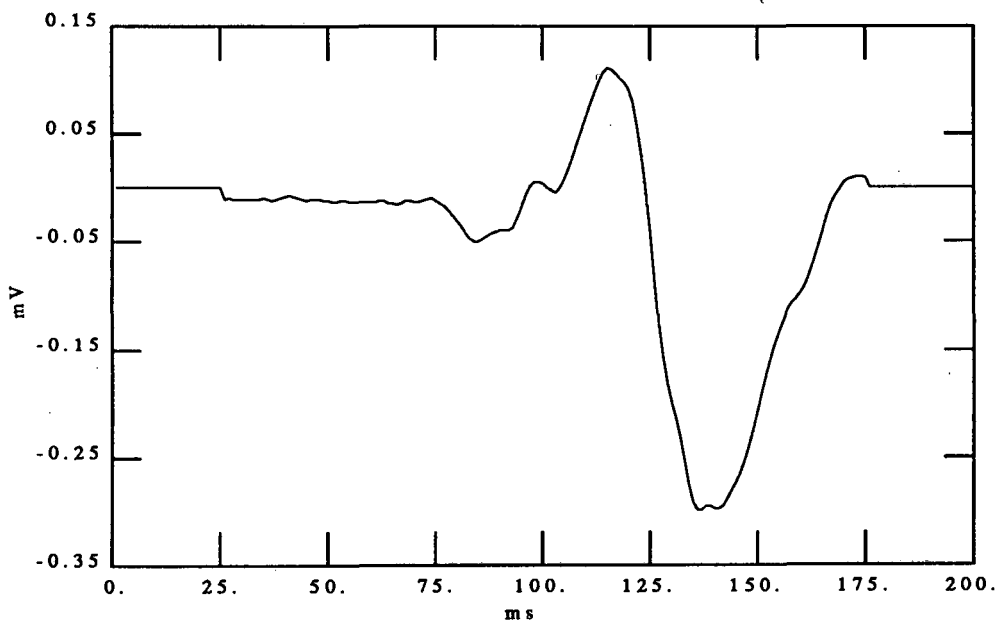


Figura 4.24: Complex QRS estimat després de calcular la mitjana de 80 batecs (P3), amb el mètode de DN.

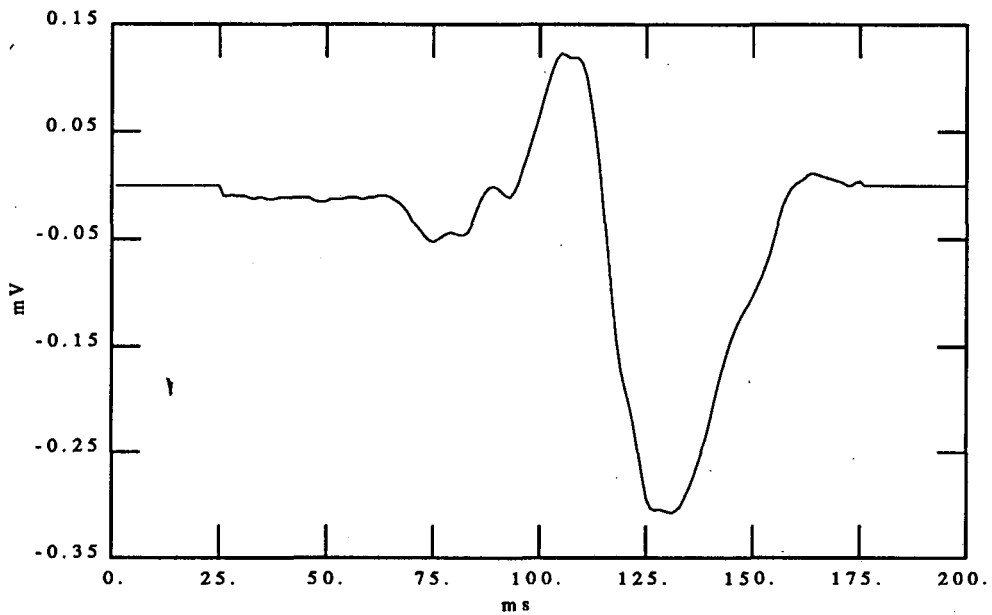


Figura 4.25: Complex QRS estimat després de calcular la mitjana de 80 batecs (P3), amb el mètode de IN-Q.

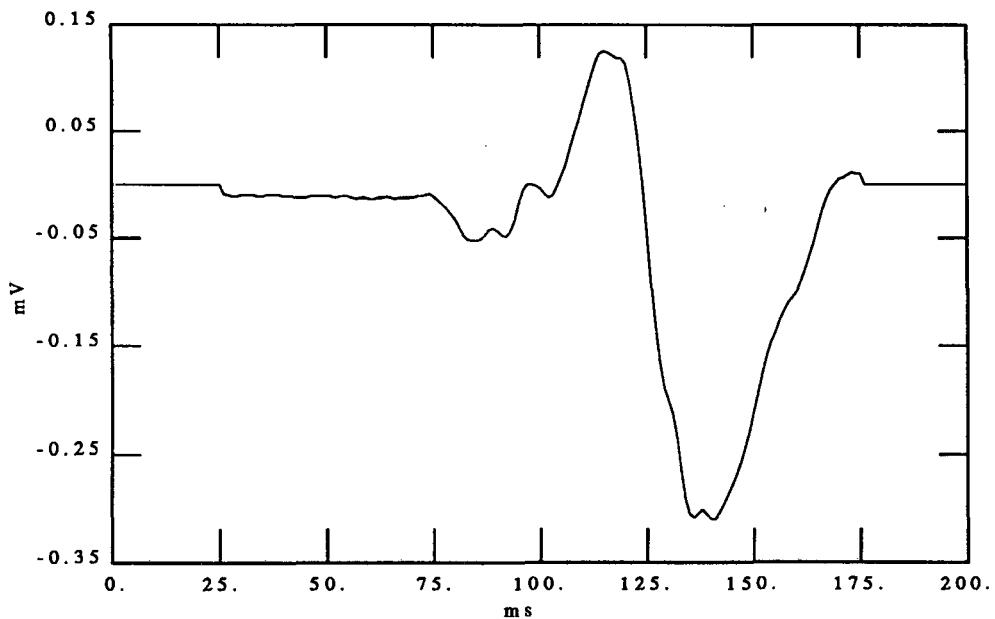


Figura 4.26: Complex QRS estimat després de calcular la mitjana de 80 batecs (P3), amb el mètode de FA-DN.

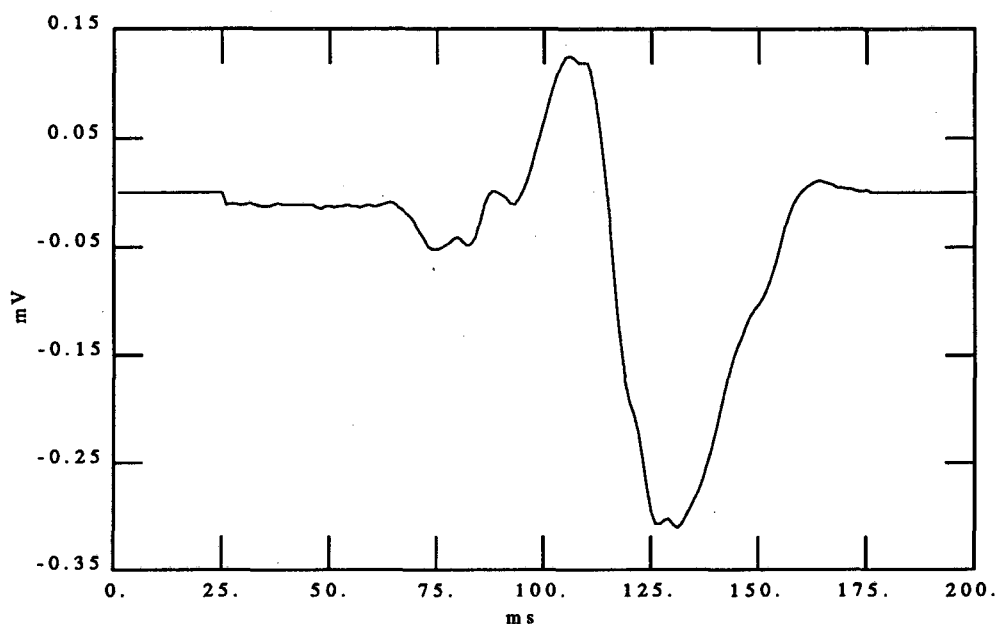


Figura 4.27: Complex *QRS* estimat després de calcular la mitjana de 80 batecs (*P3*), amb el mètode de *FA-IN-Q*.

mateix batec (algorisme *DN-QRS*), en lloc de fer-ho directament sobre la pròpia ona *P*. Aquest nou algorisme només podrà obtenir bons resultats en el cas que l'interval *P-R* es mantingui constant al llarg del temps. Per a l'aplicació del mètode de *FA*, també s'ha pres com inicialització l'estimació anterior (algorisme *FA-DN-QRS*).

En la taula 4.4 estan recollits els diferents valors de  $\mu_{\tau}$ , que tenen en compte els valors de les distàncies *P-R*, i  $\sigma_{\tau}$ , per als quatre pacients i després de l'aplicació dels diversos algorismes a les ones *P*.

En les figures 4.28 a 4.37 podem observar les estimacions de les ones *P* després de 80 batecs amb els diferents mètodes, pels pacients *P1* i *P4* respectivament. És especialment interessant l'efecte del soroll de 50 Hz en l'aplicació del mètode de *FA*, que origina unes estimacions fortament distorsionades.

#### 4.4.4 Conclusions

Els resultats aconseguits amb senyals reals són coincidents amb els obtinguts en els estudis fets en simulació. Així per a baixes relacions senyal-soroll, les estimacions dels

ONA P									
Pacients	P1		P2		P3		P4		
$\overline{P - R}$ (ms)	120		150		150		160		
Mètodes d'alineament	$\mu_\tau$ (ms)	$\sigma_\tau$ (ms)	$\mu_\tau$ (ms)	$\sigma_\tau$ (ms)	$\mu_\tau$ (ms)	$\sigma_\tau$ (ms)	$\mu_\tau$ (ms)	$\sigma_\tau$ (ms)	
DN	-124.3	4.155	-145.4	2.742	-137.8	3.083	-159.1	8.264	
DN-QRS	-119.5	0.547	-143.1	0.802	-140.3	3.733	-162.0	1.173	
IN-P	-118.1	1.898	-151.4	0.732	-151.4	2.243	-160.4	1.387	
IN-Q	-118.7	1.906	-151.2	0.687	-149.8	1.822	-160.6	1.620	
FA-DN	-130.6	7.774	-145.5	0.724	-137.8	1.534	-161.3	1.584	
FA-DN-QRS	-120.7	4.390	-143.4	0.640	-139.9	1.477	-163.3	1.811	
FA-IN-P	-118.9	3.355	-151.6	0.669	-151.4	1.561	-161.6	1.849	
FA-IN-Q	-119.8	4.120	-151.4	0.647	-149.9	1.638	-161.7	1.907	

Taula 4.4: Mitjana ( $\mu_\tau$ ) i desviació tipus ( $\sigma_\tau$ ) dels retards obtinguts en el cas real (ona P) relatius als punts definits pel detector de QRS, per als diferents pacients i algorismes d'alineament.

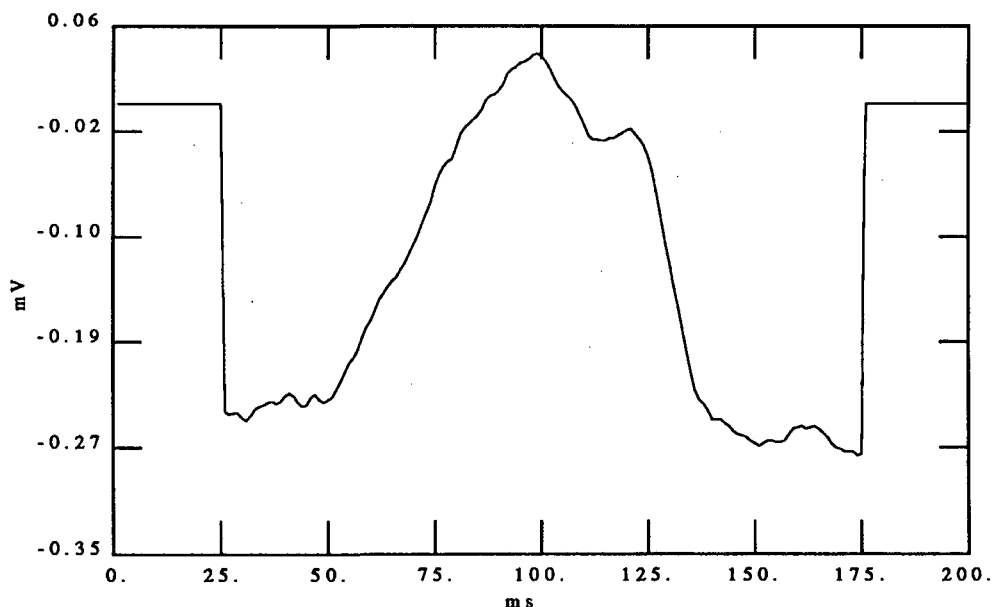


Figura 4.28: Ona P estimada després del càlcul de la mitjana de 80 batecs (P1), emprant l'algorisme DN.

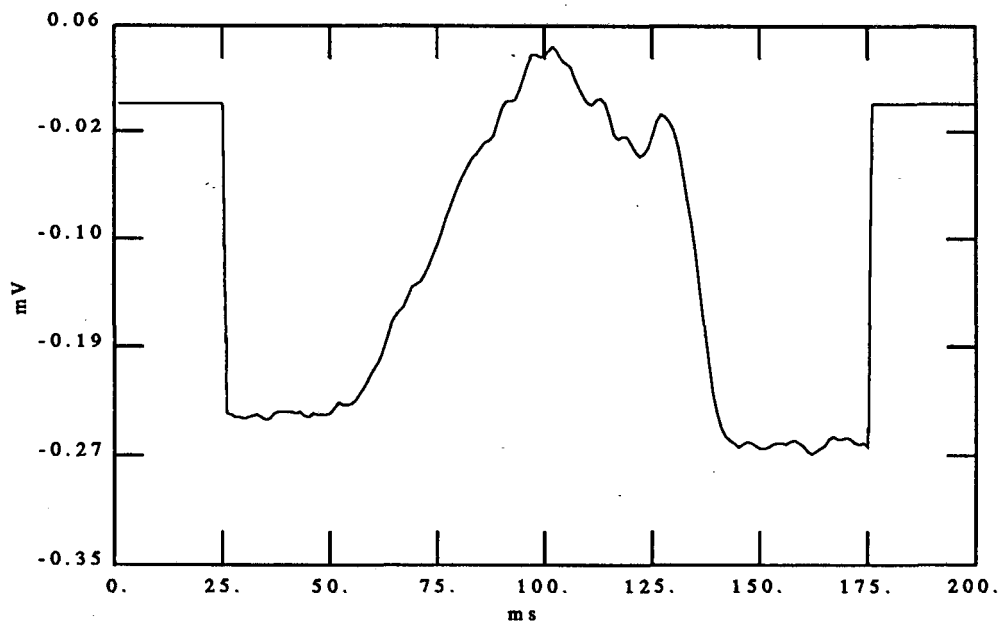


Figura 4.29: *Ona P* estimada després del càlcul de la mitjana de 80 batecs (*P1*), emprant l'algorisme *DN-QRS*.

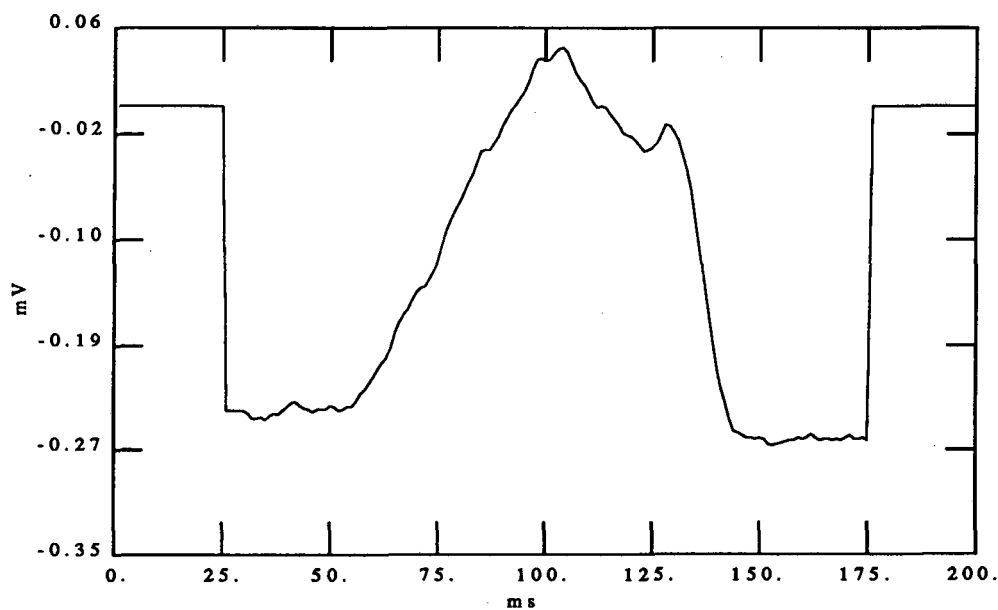


Figura 4.30: *Ona P* estimada després del càlcul de la mitjana de 80 batecs (*P1*), emprant l'algorisme *IN-P*.

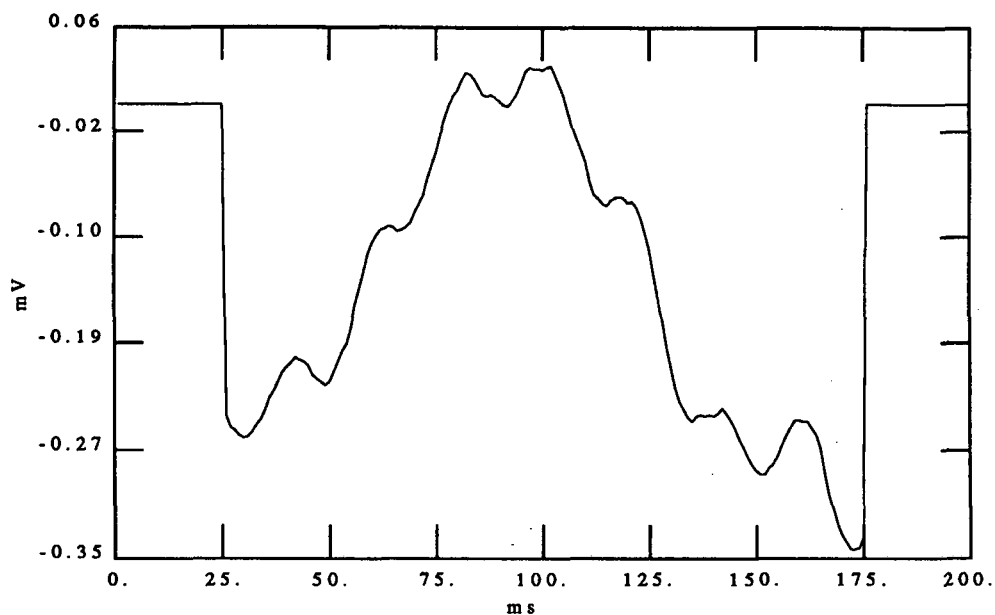


Figura 4.31: *Ona P estimada després del càlcul de la mitjana de 80 batecs (P1), emprant l'algorisme FA-DN.*

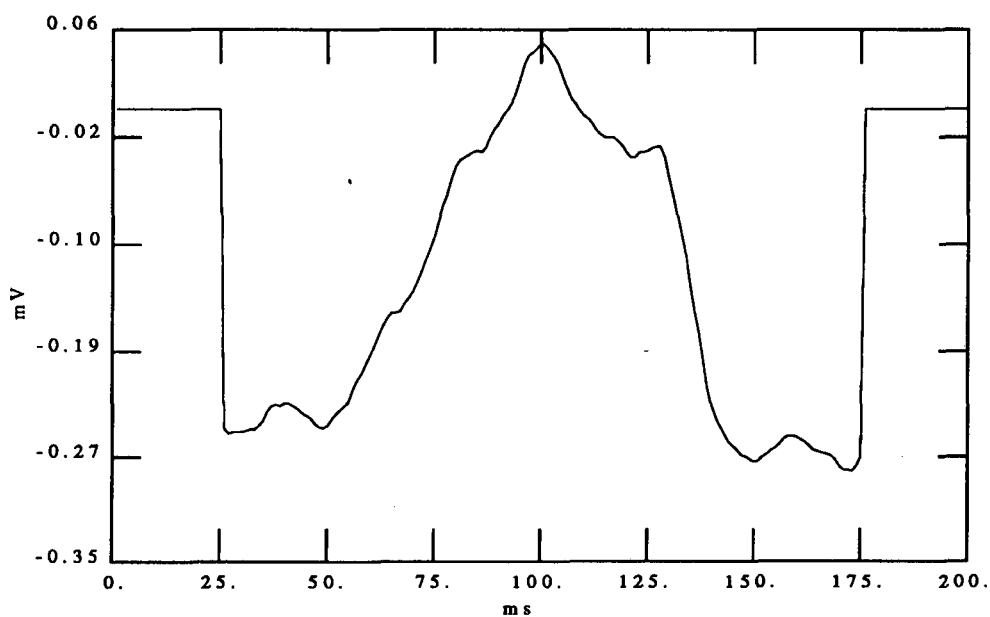


Figura 4.32: *Ona P estimada després del càlcul de la mitjana de 80 batecs (P1), emprant l'algorisme FA-DN-QRS.*

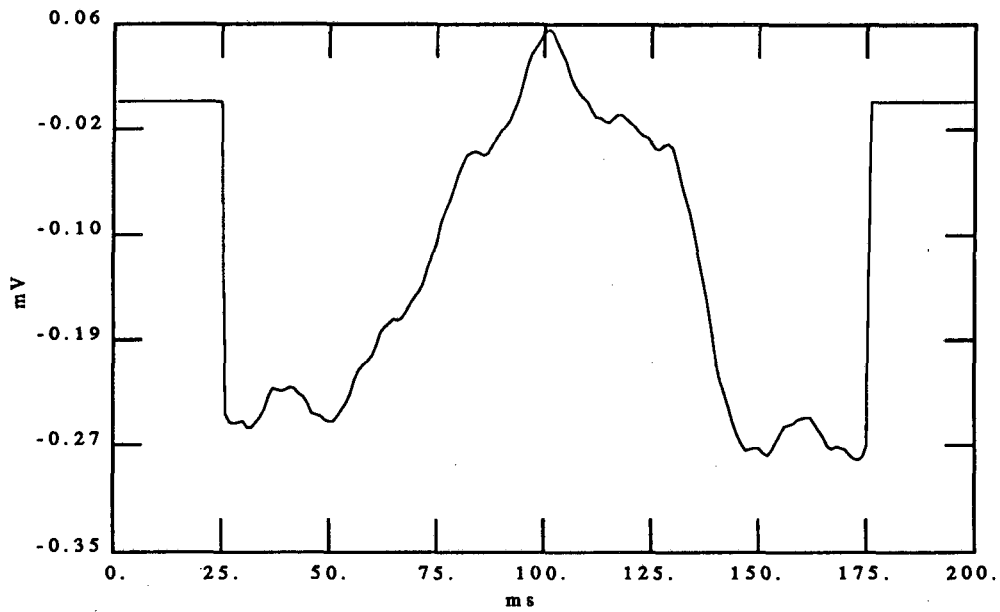


Figura 4.33: *Ona P* estimada després del càlcul de la mitjana de 80 batecs (P1), emprant l'algorisme FA-IN-P.

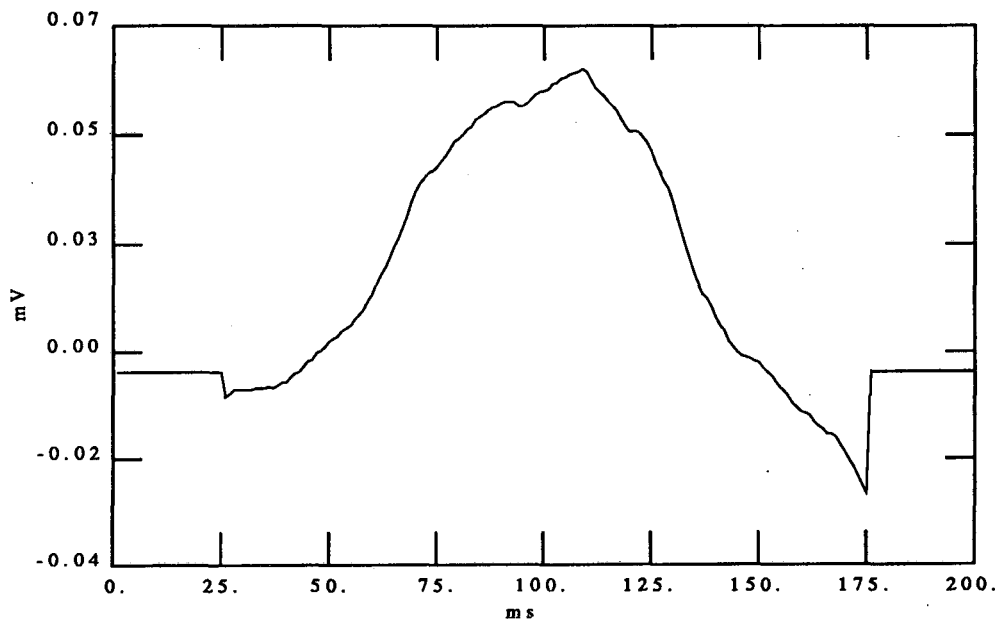


Figura 4.34: *Ona P* estimada després del càlcul de la mitjana de 80 batecs (P4), emprant l'algorisme DN.



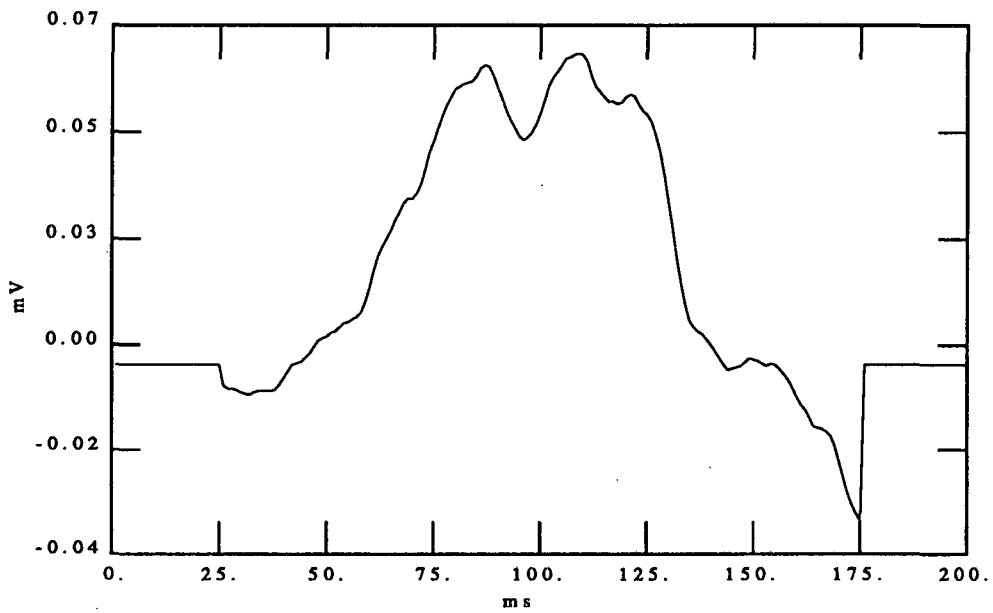


Figura 4.35: *Ona P* estimada després del càlcul de la mitjana de 80 batecs (*P4*), emprant l' algorisme *IN-P*.

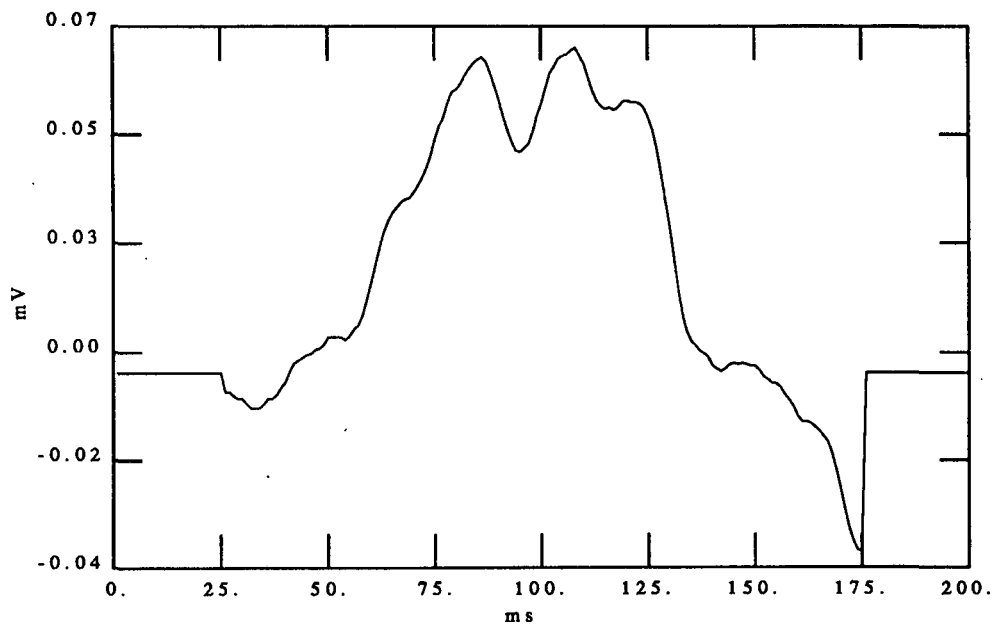


Figura 4.36: *Ona P* estimada després del càlcul de la mitjana de 80 batecs (*P4*), emprant l' algorisme *FA-DN*.

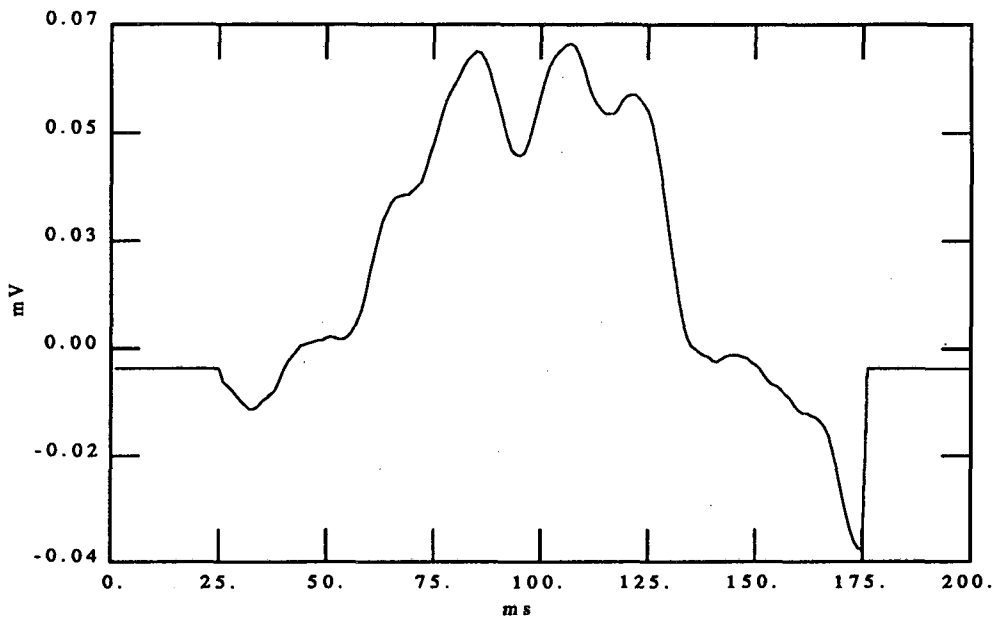


Figura 4.37: Ona P estimada després del càlcul de la mitjana de 80 batecs ( $P_4$ ), emprant l'algorisme FA-IN-P.

senyals segueixen la jerarquia trobada en la simulació.

D'altra banda s'ha fet palesa la influència de la densitat espectral de potència del soroll en els resultats obtinguts per a cada mètode d'alineament. Així pels casos d'una forta presència de 50 Hz, el mètode de filtrat adaptat no arriba a unes bones estimacions.

És necessari fer una precisió important respecte a les  $\sigma_\tau$  calculades. Aquestes prenen com a referència els retards obtinguts ( $\tau$ ) respecte a la posició temporal definida pel detector QRS ( $t_w$ ), emprat per a la definició de les finestres. Així doncs cal diferenciar les  $\sigma_d$  trobades en simulació, que estaven referides al veritable punt de sincronització perfecte, i les  $\sigma_\tau$  d'ara, que estan referides a una posició relativa ( $t_w$ ). Per aquesta raó aquestes constitueixen només un resultat qualitatiu, encara que molt valuós.

Evidentment els valors de  $\sigma_\tau$  seran més propers a la situació real en funció de les prestacions del detector de QRS ( $\sigma_{t_w}$ ). En el cas de les ones P, es considera la hipòtesi de constància de l'interval P-R, per a la definició de  $\sigma_\tau$ . D'aquesta manera es pren la mateixa referència del complex QRS, independentment de la posició concreta de l'ona P. Amb els senyals estudiats, aquesta hipòtesi és bastant acceptable, donat que els pacients estaven completament en repòs i la seva activitat respiratòria era normal.

Malgrat aquestes limitacions, l'estudi de les desviacions tipus dels retards faciliten una bona aproximació numèrica a l'estudi de les prestacions dels mètodes d'alineament aplicats a senyals reals.