

**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 2

TÈCNIQUES DE DETECCIÓ DE SENYALS DETERMINISTES

2.1 INTRODUCCIÓ

Sovint hom es troba davant del problema de la recuperació d'un senyal que està emmascarat per soroll. Aquesta situació és molt freqüent en tots els camps del processat de senyal. En especial, en aplicacions orientades a les comunicacions i al processat de senyals biològics. El cas més general consisteix en la detecció del senyal d'interès, que no és conegut, i del qual es vol extreure la seva morfologia d'enmig del soroll (Lynn, 1982). En la majoria de situacions, el senyal es troba contaminat per soroll aleatori additiu. Aquesta és una circumstància favorable, que permet estudiar separatament els efectes del processat en el senyal i el soroll, quan s'aplica un processador lineal.

Un plantejament habitual en la solució del problema és l'anàlisi de la banda de freqüències, tant del senyal com del soroll. Una situació molt avantatjosa és quan ambdós presenten bandes separades. Aleshores es pot recuperar el senyal mitjançant tècniques convencionals de filtrat lineal. En general, però, senyal i soroll tenen unes components freqüencials sobreposades. Això obliga a l'aplicació d'unes tècniques de processat més elaborades que les anteriors. Hi ha certes situacions especials que simplifiquen el tractament per a la recuperació del senyal: senyals dins de soroll de banda ampla, i senyals contaminats amb soroll de banda estreta.

14CAPÍTOL 2. TÈCNIQUES DE DETECCIÓ DE SENYALS DETERMINISTES

El primer cas és característic de senyals d'una banda de freqüència relativament estreta i ben definida, que es troben emmascarades per soroll de banda molt més ampla. Situacions d'aquest tipus es troben en senyals de radar, ràdio i televisió. El processat realitzat més freqüentment en aquestes situacions és l'aplicació d'un filtre passa-banda que transmet les freqüències associades al senyal, mentre que la resta queden rebutjades. El segon cas, és a dir senyals contaminats per soroll de banda molt estreta, porta a un processat amb un plantejament molt similar. Habitualment s'aplica un filtre passa-banda centrat en la freqüència del soroll.

En ambdós casos no s'arriba a una perfecta recuperació del senyal, degut a la presència de components de senyal i soroll dins la mateixa banda freqüencial. Aquest enfocament pretén aconseguir simplement una millora global de la relació senyal-soroll, que faciliti l'extracció de la informació relativa al senyal. Les aproximacions proposades habitualment no realitzen, malgrat tot, una millora òptima de la relació senyal-soroll, en el sentit de minimitzar l'error quadràtic mig entre la sortida real del filtre i la sortida desitjada (senyal ideal).

Aquests mètodes de recuperació del senyal contaminat per soroll poden ésser suficients pel cas d'una elevada relació senyal-soroll, o bé pel de l'extracció d'un senyal amb una baixa relació senyal-soroll, quan no és necessita una precisa recuperació de la seva morfologia. Altrament, cal proposar un processat més complex.

En la majoria d'aplicacions de processat de senyals biològics, la situació és més exigent. Sovint és molt interessant l'obtenció d'una acurada descripció temporal del senyal d'interès, sense considerables distorsions degudes al soroll. D'altra banda les relacions senyal-soroll poden arribar a ésser molt baixes. Això provoca que el procés de recuperació del senyal tingui unes peculiaritats específiques.

Molts dels senyals biològics, i en especial l'electrocardiograma objecte d'estudi en aquest treball, presenten les següents característiques: les seves ones tenen una duració finita, apareixen de forma transitòria com a resposta a un estímul i mostren un comportament aleatori dels seus valors. Això emmarca aquesta classe de senyals dins dels processos aleatoris no estacionaris. En aquests casos s'aplica una sèrie d'estímuls al sistema que s'està investigant, per tal d'excitar-lo i estudiar la seva resposta a través dels diferents registres obtinguts en similars condicions estadístiques. Aquest estímul pot aplicar-se externament, com en el cas dels potencials evocats visuals o

auditius, o bé ser el propi ésser viu qui ho generi de forma recurrent, com en el senyal electrocardiogràfic, on el control neural associat activa l'estímul.

Quan es desitja recuperar un senyal d'aquestes característiques embrutat per soroll, es pot considerar una informació addicional a la del contingut freqüencial. D'aquesta manera es pot explotar el coneixement a priori de la seva repetitivitat i de la vinculació temporal del senyal ocult dins del soroll respecte a l'estímul.

Una tècnica que està basada en l'aprofitament d'aquestes propietats del senyal és l'estimació de la mitjana del procés aleatori corresponent, a partir de nombrosos registres obtinguts. Aquest tipus de processat és també ben conegut pels termes anglesos "coherent signal averaging", o simplement "signal averaging" (Rompelman i Ros, 1986).

A continuació es presenta una descripció detallada del mètode fent èmfasi en les hipòtesis bàsiques, la millora de la relació senyal-soroll que aporta, i la seva descripció en freqüència. A més s'estudia la degradació del seu comportament quan certes hipòtesis no es compleixen.

2.2 Plantejament del problema

Certs senyals biològics, i l'ECG en particular, presenten una recurrència vinculada a un estímul, el qual activa els mecanismes de la seva generació.

En el cas del senyal ECG el sistema de control neural envia al cor, cada cert temps, l'impuls que activa les aurícules (fase de despolarització). Aquest impuls es transmet pel sistema de conducció específic, propagant l'activació fins als ventricles. Amb aquest mecanisme es genera una seqüència completa corresponent a un batec cardíac.

La informació que s'ha generat així té un fort caràcter transitori, i no es torna a reproduir fins a l'aparició d'un nou impuls. Aquest senyal, a més, es troba contaminat pel soroll present en tot moment. Entre d'altres, els factors principals causants del soroll són d'origen divers:

- (a) muscular (senyal electromiogràfic).

16CAPÍTOL 2. TÈCNiques DE DETECCIÓ DE SENYALS DETERMINISTES

- (b) interferència deguda a la presència de camps elèctrics i electromagnètics, generats per la xarxa elèctrica.
- (c) elèctrodes i equips electrònics.

Aquesta combinació de factors fa que el senyal continu, així obtingut, es pugui considerar com una seqüència de diferents registres d'un procés aleatori. De manera que cada registre estigui generat a partir de l'activació de l'impuls corresponent.

Un procés aleatori com aquest, és de tipus no estacionari, ja que les seves propietats estadístiques varien amb el temps. L'anàlisi dels problemes d'aquestes característiques és complex, i en general s'aborden tractant d'aproximar el seu comportament al cas estacionari, tot i que només sigui durant períodes curts de temps.

Una aproximació interessant en l'anàlisi dels processos aleatoris no estacionaris és la consideració de components deterministes presents en el procés. D'aquesta manera el problema es pot descomposar en la contribució d'una part determinista i d'un procés aleatori, que ja sigui estacionari.

Dos situacions on es pot aplicar aquest plantejament (Bendat i Piersol, 1986), i que són de gran interès, consisteixen en processos aleatoris no estacionaris expressables per

$$y_i(t) = s(t) + n_i(t) \quad (2.1)$$

$$y_i(t) = s(t) n_i(t) \quad (2.2)$$

on $n_i(t)$ és un registre d'un procés aleatori estacionari $\{n(t)\}$ i $s(t)$ és la component determinista que es repeteix exactament en cada registre.

Un model com el del cas de l'equació 2.1 s'ajusta a la situació considerada en els senyals electrocardiogràfics. Així, tenint en compte unes certes hipòtesis que es descriuran en el següent apartat, el senyal enregistrat en cada batec es pot considerar format per una component determinista associada a l'activitat cardíaca, i per un soroll aleatori additiu.

Amb aquest plantejament, l'objectiu és l'estimació de les components deterministes presents en els senyals electrocardiogràfics enregistrats.

2.3 Estimació de les components deterministes

En primer lloc es formalitza el problema, pel cas d'un senyal biològic determinista que segueixi el model indicat a l'equació 2.1.

Així doncs, donats N registres d'un procés aleatori $\{y_i(t)\}$, que es poden expressar com:

$$y_i(t) = s(t) + n_i(t) \quad i = 1, N \quad (2.3)$$

cada $y_i(t)$ és el registre obtingut com a resposta d'un estímul $x_i(t)$ aplicat al sistema (figura 2.1).

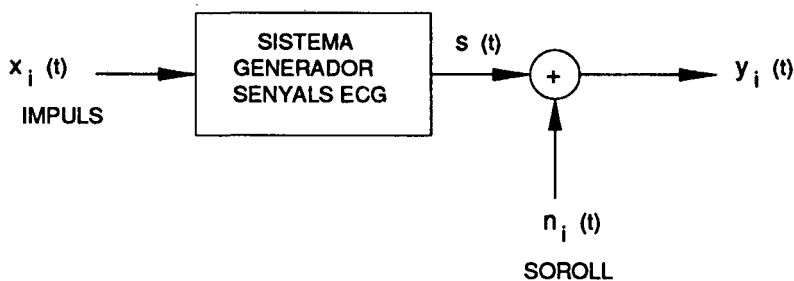


Figura 2.1: Model del senyal ECG considerat com un procés aleatori, amb una component determinista $s(t)$.

Cadascuna de les realitzacions i està vinculada temporalment a l'impuls x_i , i té una durada T .

Es considera una sèrie d'hipòtesis respecte a la component determinista $s(t)$:

- (a) els estímuls $x_i(t)$ són idèntics.
- (b) la resposta $s(t)$ és invariant en cada realització.
- (c) cada resposta $s(t)$ finalitza abans de produir-se el següent estímul.
- (d) el retard entre l'aplicació de l'estímul $x_i(t)$ i l'inici de la resposta $s(t)$ és constant en cada realització.

Quant al soroll $\{n(t)\}$, les hipòtesis contemplades són les següents:

- (e) és incorrelat amb l'estímul $x_i(t)$ i la resposta $s(t)$.

18CAPÍTOL 2. TÈCNiques DE DETECCIÓ DE SENYALS DETERMINISTES

(f) és estacionari.

(g) és gaussià, de mitjana zero i desviació tipus σ .

(h) la funció d'autocorrelació del soroll és

$$R_{nn}(\tau) = 0, \text{ per a } |\tau| \geq T \quad (2.4)$$

A continuació, es considera el problema d'estimació del valor de la mitjana, variable en el temps, d'aquest procés aleatori no estacionari $\{y(t)\}$ que segueix el model i les hipòtesis detallades anteriorment.

Donada una sèrie de registres del procés aleatori $\{y(t)\}$

$$y_i(t) \quad 0 \leq t \leq T, \quad i = 1, \dots, N \quad (2.5)$$

la mitjana per a qualsevol instant de temps t ve estimada per

$$\hat{\mu}_y(t) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N y_i(t) \quad (2.6)$$

Aleshores

$$\hat{\mu}_y(t) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (s(t) + n_i(t)) = s(t) + \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N n_i(t) \quad (2.7)$$

Lògicament l'estimació $\hat{\mu}_y(t)$ dependrà dels N registres considerats del procés $\{y(t)\}$.

Resulta interessant analitzar la qualitat de l'estimador. En primer lloc s'estudia el valor esperat de $\hat{\mu}_y(t)$, que ve expressat per

$$E[\hat{\mu}_y(t)] = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N E[y_i(t)] = \mu_y(t) \quad (2.8)$$

on $\mu_y(t)$ és la veritable mitjana del procés, corresponent a l'instant t . En aquest cas

$$\mu_y(t) = s(t) \quad (2.9)$$

ja que el soroll és de mitjana nul·la. Aleshores $\hat{\mu}_y(t)$ resulta ser l'estimador de la component determinista del procés aleatori $\{y(t)\}$.

2.4. CARACTERITZACIÓ DE LA RESPOSTA FREQUÈNCIAL EQUIVALENT 19

Queda doncs provat que $\hat{\mu}_y(t)$ és un estimador de $\mu_y(t)$ no esbiaixat per a tot t , independentment del nombre de realitzacions N .

La variància de l'estimador $\hat{\mu}_y(t)$ ve expressada per

$$VAR[\hat{\mu}_y(t)] = E\{[\hat{\mu}_y(t) - \mu_y(t)]^2\} \quad (2.10)$$

Com que les N realitzacions s'han suposat independents, llavors

$$VAR[\hat{\mu}_y(t)] = \frac{\sigma_y^2(t)}{N} = \frac{\sigma_n^2(t)}{N} \quad (2.11)$$

on $\sigma_y^2(t)$ és la variància associada al procés no estacionari $\{y(t)\}$, i $\sigma_n^2(t)$ és la variància del procés estacionari $\{n(t)\}$.

Donat que la variància de l'estimador tendirà a zero quan N prengui un valor que s'aproximi a infinit, $\hat{\mu}_y(t)$ és també un estimador consistent de $\mu_y(t)$ per a tot t .

D'aquesta manera es pot concloure que la mitjana estimada del procés, tendirà sense biaix a la component determinista del procés. L'estimació serà de major qualitat en funció del nombre de realitzacions seleccionades. Així es passa d'observar un procés aleatori en el que la variància és $\sigma_n^2(t)$, a una estimació del procés en la que s'ha reduït a $\sigma_n^2(t)/N$.

La comparació d'ambós valors fa considerar que la millora de la relació senyal-soroll, observada en l'estimació de la mitjana respecte a la del procés aleatori original, és d'un factor N .

2.4 Caracterització de la resposta freqüencial equivalent

L'estimació de la mitjana d'un procés aleatori, en els termes i hipòtesis que s'han considerat en l'apartat anterior, es comporta com un determinat tipus de filtre que actua de forma molt selectiva. Resulta d'especial interès l'estudi de les característiques de la resposta freqüencial, per a una millor comprensió del tema.

Un conjunt de N realitzacions de durada T , d'un procés aleatori $\{y(t)\}$ com el descrit anteriorment, es pot considerar com un senyal periòdic $s(t)$ de període T i de durada

20CAPÍTOL 2. TÈCNiques DE DETECCIÓ DE SENYALS DETERMINISTES

total NT , contaminat per soroll aleatori del procés $\{n(t)\}$. Aleshores un senyal d'aquest tipus presenta un espectre discret, format per les components de la freqüència fonamental $1/N$ i els seus harmònics. En realitat aquestes components expressen tota la contribució dels potencials vinculats a la freqüència fonamental, que és equivalent a tenir un lligam temporal a l'impuls $x_i(t)$.

El soroll $n(t)$, per contra, presenta un espectre continu, ja que se l'ha suposat blanc.

L'estimació de la mitjana, del procés aleatori, té un efecte en freqüència, que explota aquesta diferència dels espectres. Així presenta un comportament freqüencial com un filtre en forma de pinta¹ que passa només les freqüències discretes indicades anteriorment, mentre que rebutja totes les demés (Tompkins i Webster, 1981)

Una expressió de la funció de transferència d'aquest filtre es pot deduir considerant el procés com una convolució del senyal amb una sèrie d'impulsos (Rompelman i Ros, 1986).

Així la resposta impulsional del filtre seria

$$h(t) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \delta(t - kT) \quad (2.12)$$

on $\delta(t)$ és una funció impuls del tipus

$$\delta(t) = \begin{cases} 1 & t = 0 \\ 0 & \text{altres valors de } t \end{cases} \quad (2.13)$$

Llavors, la resposta freqüencial corresponent ve expressada per

$$H(f) = \frac{\sin N\pi fT}{N \sin \pi fT} \quad (2.14)$$

Aquest filtre presenta doncs unes freqüències de transmissió centrades en $f = 1/T$ i els seus múltiples. Per a cadascuna d'elles l'amplada del lòbul principal és $2/NT$. Aquest valor mostra la relació entre el nombre de realitzacions considerades i la qualitat del filtrat.

¹Coneguts com "comb filters"

Una de les conclusions importants que es desprenen d'aquesta caracterització freqüencial és la necessitat de seleccionar impulsos que no estiguin correlats amb components de soroll de banda estreta com, per exemple, les interferències de la xarxa.

Tanmateix, si els impulsos fossin múltiples o submúltiples d'aquesta freqüència, el filtre recuperaria tot el soroll com si es tractés d'una component determinista.

Aquesta situació és poc probable que succeeixi en les aplicacions electrocardiogràfiques, donat que s'utilitzen les pròpies ones de l'ECG per a la definició de l'instant precís de l'impuls.

En aquests casos, la pròpia variabilitat del ritme cardíac garanteix evitar aquesta situació. Un cor que estigués regulat per un marcapassos portaria a una activació més periòdica, que caldria estudiar amb més detall.

Per contra, en les aplicacions a potencials evocats la situació és ben diferent, ja que l'estímul es genera de forma externa, i per tant cal evitar aquest tipus de coincidència en els valors de les freqüències.

2.5 Influència de l'incompliment de les hipòtesis

En els apartats anteriors, s'ha fet una anàlisi de l'estimació de les components deterministes en processos aleatoris no estacionaris, sotmesos a certes restriccions. En tot moment s'ha considerat el cas ideal de perfecte seguiment de les presumpcions enunciades.

Seguidament, es presenta l'aplicació al cas dels senyals electrocardiogràfics, i s'estudia l'efecte de la desviació del comportament ideal, en algunes de les hipòtesis tingudes en compte.

En l'apartat 2.2 ja s'ha descrit el senyal electrocardiogràfic com un procés aleatori, generat per un impuls d'origen biològic, que regula la seva activació. D'aquesta manera cada batec cardíac es pot considerar com una realització del procés.

Una anàlisi acurada d'aquest procés porta a la necessitat del reconeixement precís de cada batec, per tal de disposar dels registres amb una mateixa referència temporal.

Tot seguit, s'efectua una revisió de cadascuna de les hipòtesis indicades en l'apartat 2.3i es discuteix el grau de seguiment en el cas present².

2.5.1 Identitat dels impulsos

Els estímuls $x_i(t)$ seran idèntics, sempre que l'activació del cor es produeixi en la mateixa posició. Aquest és el cas, per exemple, dels batecs normals d'origen sinusal, en els que l'impuls actúa directament sobre les aurícules. Una situació diferent és la de les extrasístoles ventriculars, on l'impuls excita directament els ventricles. Aleshores l'aplicació d'un impuls $x'_i(t)$ discordant, fa que el senyal generat $s'(t)$ sigui completament diferent del $s(t)$ d'un batec normal.

2.5.2 Invariància de les respostes

En principi, sembla versemblant esperar que quan els impulsos $x_i(t)$ siguin idèntics, les respostes $s(t)$ també ho seran. Així i tot, l'aparició de certs defectes del sistema de conducció cardíac, podrien incidir en variacions de $s(t)$ per a cada batec, encara que l'impuls d'activació fos el mateix. Aquesta no és, però, la situació habitual en els registres de curta durada, adquirits en estat de repòs i per al tipus de pacients considerats en aquest treball.

2.5.3 Independència d'impulsos i respostes

Donats els peculiars mecanismes d'activació i propagació de l'activitat elèctrica en el cor, amb l'existència de períodes refractaris, el seguiment d'aquesta hipòtesi queda garantit. Així, la resposta $s(t)$ finalitzarà abans de la generació del proper estímulo. Només l'activació produïda per mecanismes de reentrada, i causants d'arrítmies malignes, provocarien una successió molt propera d'impulsos.

²S'utilitzarà la mateixa ordenació de les hipòtesis emprades en l'apartat 2.3

2.5.4 Constància de l'interval impuls-resposta

El retard entre l'aplicació de l'estímul $x_i(t)$ i l'aparició de la resposta $s(t)$ s'ha considerat constant en cada realització.

Això és cert en enregistraments de curta durada, sempre que hi hagi una situació de repòs. Un estudi que consideri temps més llargs o circumstàncies amb variacions de l'esforç físic, posarà en evidència la variabilitat de les característiques del senyal ECG, tant en la forma com en la durada dels intervals temporals.

Tot i en el cas més favorable de no existir cap variació del retard entre l'estímul i la resposta, resta encara una possible i important font d'errors. Es tracta del reconeixement fiable de l'ona del senyal, que representa o està associada a l'impuls $x_i(t)$, i la definició precisa del punt d'activació del batec.

Només amb un acurat procediment, s'aconsegueix una seqüència de registres perfectament alineats respecte als seus impulsos corresponents.

A continuació es mostra l'efecte d'una incorrecta selecció de les referències temporals de cada registre, en l'estimació de la component determinista del procés.

Per simplificar l'anàlisi d'aquest efecte, es considera el procés aleatori $\{y(t)\}$, on cada registre ve expressat per:

$$y_i(t) = s(t + \theta_i) \quad i = 1, \dots, N \quad (2.15)$$

on θ és una variable aleatòria.

És a dir, es pren el procés aleatori indicat a l'equació 2.1, però sense la contribució del soroll $\{n(t)\}$. Això no suposa cap pèrdua de generalitat en el raonament posterior.

Llavors, l'estimació de la mitjana del procés aleatori $\{y(t)\}$ és

$$\hat{\mu}_y(t) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N y_i(t) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N s(t + \theta_i) \quad (2.16)$$

El valor esperat de $\hat{\mu}_y(t)$ resulta

$$E[\hat{\mu}_y(t)] = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N E[s(t + \theta_i)] \quad (2.17)$$

24CAPÍTOL 2. TÈCNIQUES DE DETECCIÓ DE SENYALS DETERMINISTES

El valor esperat d'una funció real contínua $g(x)$, d'una variable aleatòria $x(k)$, ve expressat (Bendat i Piersol, 1986) per

$$E[g(x(k))] = \int_{-\infty}^{+\infty} g(x)p(x)dx \quad (2.18)$$

on $p(x)$ és la funció densitat de probabilitat de $x(k)$. Aleshores, la formulació mostrada a l'equació 2.17 queda

$$E[\hat{\mu}_y(t)] = \frac{1}{N} \int_{-\infty}^{+\infty} s(t + \theta)p(\theta)d\theta \quad (2.19)$$

Resulta interessant estudiar el comportament en freqüència. Així, aplicant la transformada de Fourier al procés definit a l'expressió 2.15 s'obté

$$Y_i(f) = \mathcal{F}\{y_i(t)\} = S(f)e^{j2\pi f\theta_i} \quad (2.20)$$

on $Y_i(f)$ i $S(f)$ són les transformades de Fourier de $y_i(t)$ i $s(t)$, respectivament.

Per tal d'avaluar l'efecte, es calcula el valor esperat

$$E[Y_i(f)] = S(f)E[e^{j2\pi f\theta_i}] \quad (2.21)$$

Aplicant altre cop la igualtat 2.18 s'obté

$$E[Y_i(f)] = S(f) \int_{-\infty}^{+\infty} e^{j2\pi f\theta} p(\theta)d\theta = S(f)C(f) \quad (2.22)$$

on $C(f)$ és la funció característica de θ (Bendat i Piersol, 1986), i $p(\theta)$ és la corresponent funció densitat de probabilitat.

L'anàlisi d'aquest resultat dona lloc a una interessant interpretació. La presència d'un decalatge aleatori θ , de la component determinista, en cadascun dels registres del procés aleatori, provoca en la mitjana del procés un efecte de filtrat d'aquesta component. La funció de transferència del filtre equivalent ve determinada per la funció característica de θ , $C(f)$.

Així, en efecte, és la funció densitat de probabilitat la que concreta l'efecte de filtrat motivat pel decalatge aleatori θ .

Per tal d'establir un ordre de magnitud es considera el cas d'una variable aleatòria θ , amb una distribució gaussiana de mitjana zero i desviació tipus σ .

En aquest cas la funció característica és

$$C(f) = \exp(-2\pi^2\sigma^2 f^2) \quad (2.23)$$

Llavors, si es considera la freqüència de tall del filtre equivalent per a una atenuació de $-3dB$, resulta una relació

$$f_c(-3dB) = \frac{132,5}{\sigma} \quad (2.24)$$

on σ és la desviació tipus, expressada en ms, de la variable aleatòria θ .

En la figura 2.2 es mostra la representació de la freqüència de tall a $-3dB$, per a diferents quantitats de σ . Cal destacar que per valors de σ no excessivament elevats ($\sigma \simeq 2ms$) s'arriba a un efecte de filtrat considerable. Aquesta situació ha de ser tinguda en compte en les aplicacions al senyal ECG, ja que la presència de σ grans porta a un allisament notable de les components deterministes estimades.

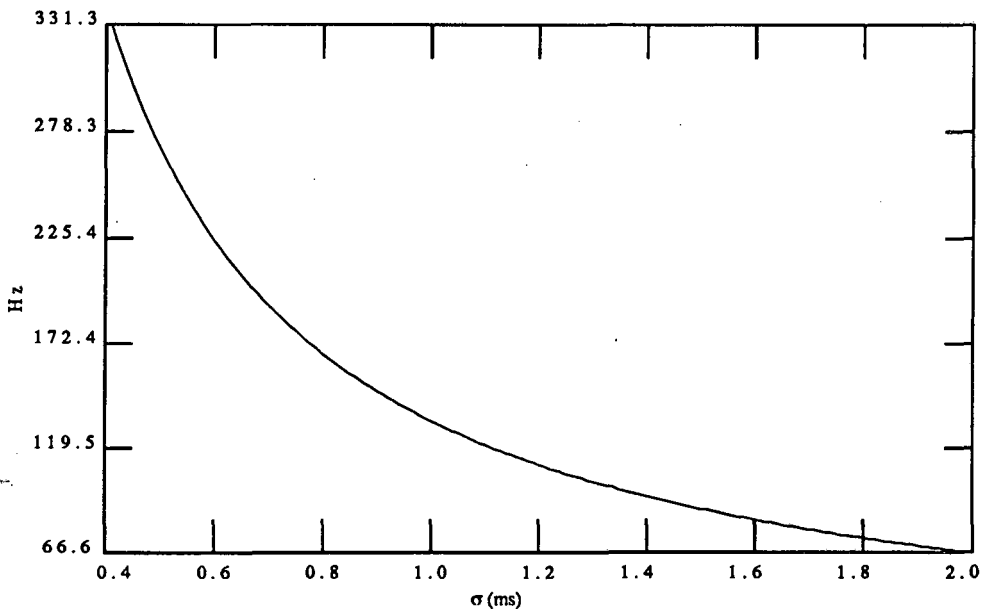


Figura 2.2: Freqüència de tall equivalent a $-3 dB$, en funció dels valors de σ per a la variable aleatòria gaussiana θ .

Aquest efecte, a més de provocar una important distorsió en el senyal, pot ocasionar la no detecció de les components de més alta freqüència.

2.5.5 Característiques del soroll

El soroll se l'ha suposat incorrelat amb l'impuls i la resposta. La contribució del soroll en els senyals ECG obtinguts en superfície és fonamentalment d'origen muscular (senyal EMG), dels elèctrodes, dels equips electrònics d'adquisició i de les interferències de 50 Hz. La correlació d'aquestes fonts amb el ritme cardíac és pràcticament despreciable. Per tant aquesta hipòtesi resulta vàlida per aquest tipus de senyal.

Quant a la presumció de l'estacionalitat del soroll, es verifica sempre que les fonts del soroll tinguin un comportament estable. Aquesta situació es compleix normalment en els enregistraments electrocardiogràfics de curta durada amb el pacient en estat de repòs.

Tanmateix, el soroll que presenti aquestes característiques i no mostri una aportació important de les interferències de 50 Hz, se'l pot considerar gaussià de mitjana zero i una determinada desviació tipus σ .

En tot aquest treball es consideraran vàlides aquestes hipòtesis, i s'aplicaran els procediments apropiats per al seu compliment.

2.6 Estructura del Processat d'ECG

Un cop feta la revisió del problema, així com de les hipòtesis i restriccions considerades, es detallen els elements de processat necessaris per a l'estimació de les components deterministes del senyal ECG.

Dels apartats anteriors es desprèn la importància, en el tractament dels registres del procés aleatori estudiat, de les etapes següents:

- reconeixement fiable de cada batec, per tal de seleccionar adequadament cada registre.
- definició precisa de l'instant d'activació de cada batec cardíac, per identificar el moment en el que l'impuls excita el sistema. D'aquesta manera es disposa d'una referència temporal per a cada realització del procés.

- etapes de postprocessat, per a una apropiada interpretació de la informació obtinguda.

El correcte estudi i desenvolupament d'aquestes etapes és indispensable per a una acurada consecució de les components deterministes. Especialment si aquestes són de baixa amplitud, com en el cas de l'electrocardiografia d'alta resolució.

Amb aquests objectius es presenten en els capítols succesius les propostes de processat corresponents a les necessitats esmentades. Aquestes es concreten en:

- (a) Disseny i realització d'un sistema de detecció de complexos QRS, per a la identificació de cada batec cardíac. Incorpora etapes de reconeixement i discriminació de morfologies de les ones.
- (b) Mètodes d'alineament per a senyals ECG, per a la definició d'un punt de referència molt precís, en cadascun dels batecs seleccionats. Garanteix la correcta posta en coincidència de les respostes cardíques respecte als impulsos d'activació.
- (c) Estimació de les components deterministes del procés, amb etapes de postprocessat per a una millor discriminació de les components d'interès. Es detalla especialment l'aplicació a l'Electrocardiografia d'alta resolució.

Cal destacar que en cada cas es presenten les tècniques de processat de senyal de propòsit general, així com les adaptacions necessàries per a cada aplicació.