

CORSO DI:

ELABORAZIONE DI SEGNALI BIOMEDICI

(LUCIDI DELLE LEZIONI IV)

PROF. SERGIO CERUTTI

Dipartimento di Bioingegneria

Politecnico di Milano

OTTOBRE 2004

ECG IN ALTA RISOLUZIONE

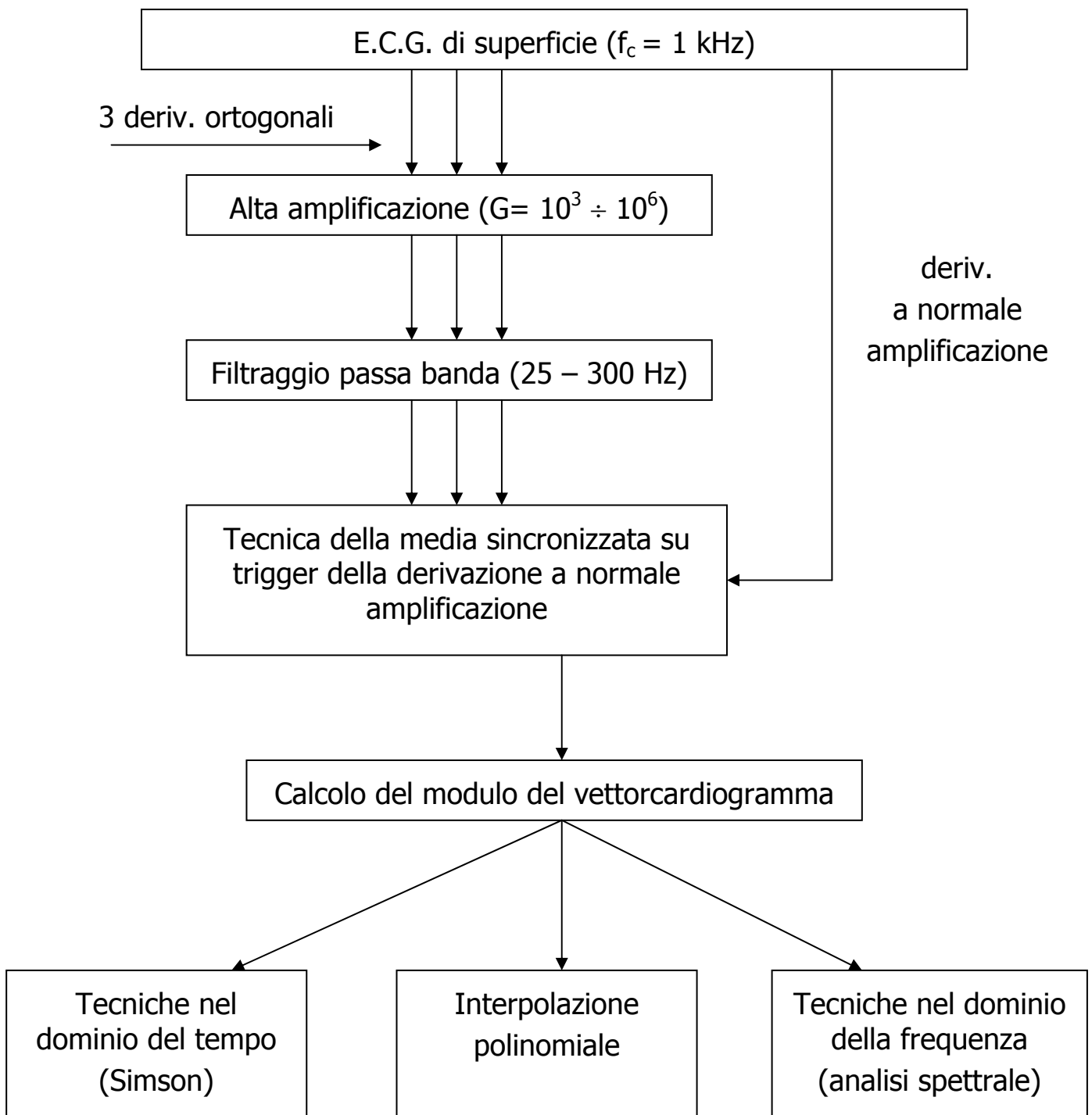
- alta amplificazione: $G=10^3\div10^6$
- risposta in frequenza fino a $500\div1000$ Hz

Applicazioni

- Potenziali Ventricolari Tardivi (Ventricular Late Potentials)
- ECG His con tecniche non invasive
- Potenziali tardivi di origine non ventricolare
- Derivazioni transesofagee

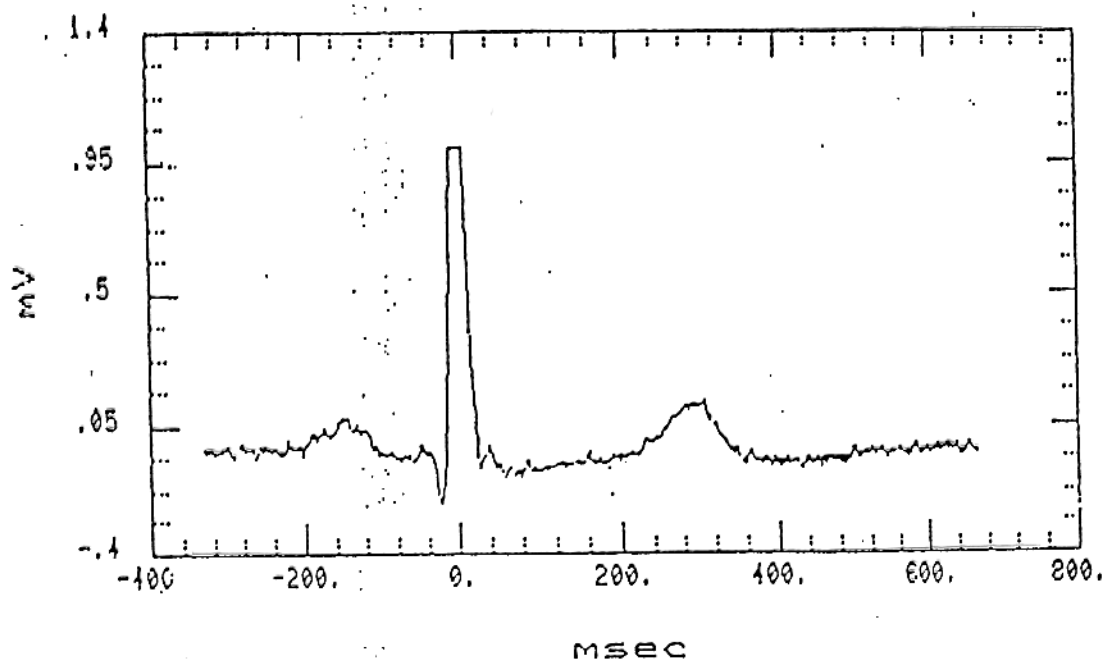
POTENZIALI VENTRICOLARI TARDIVI

“Ventricular Late Potentials”

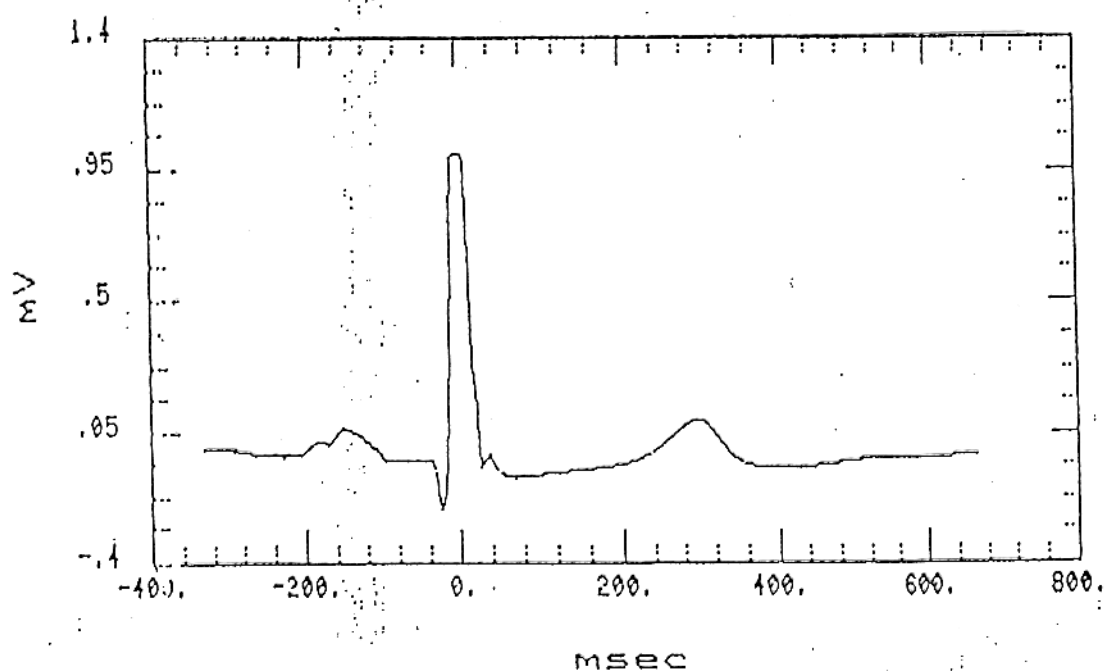


Miglioramento del rapporto segnale/rumore:

(media sincronizzata)



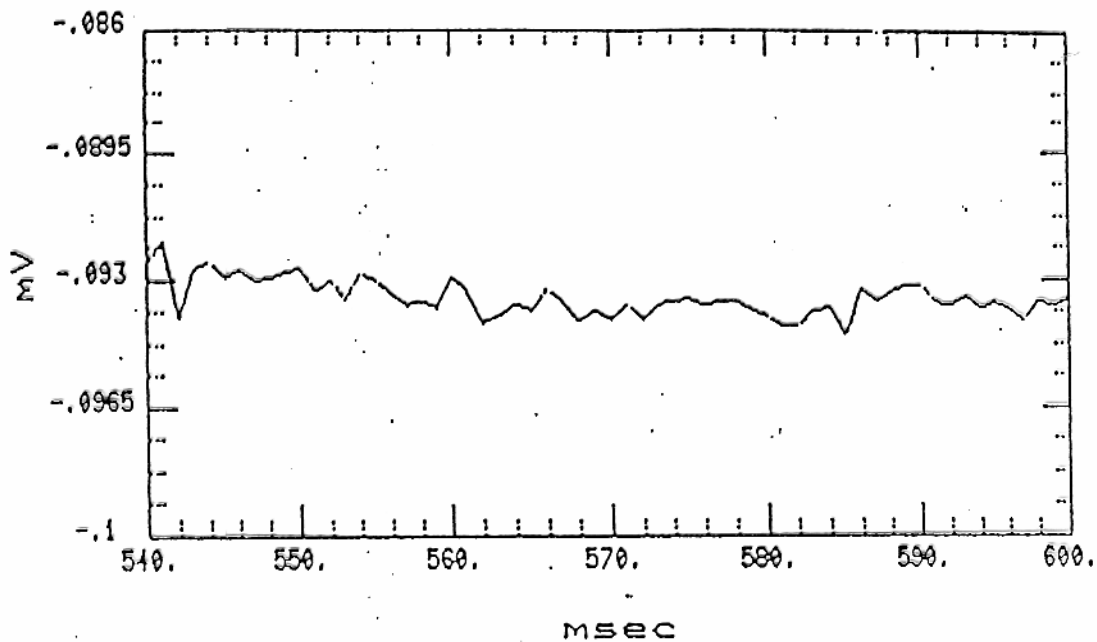
Singolo battito cardiaco in alta amplificazione
(derivazione X)



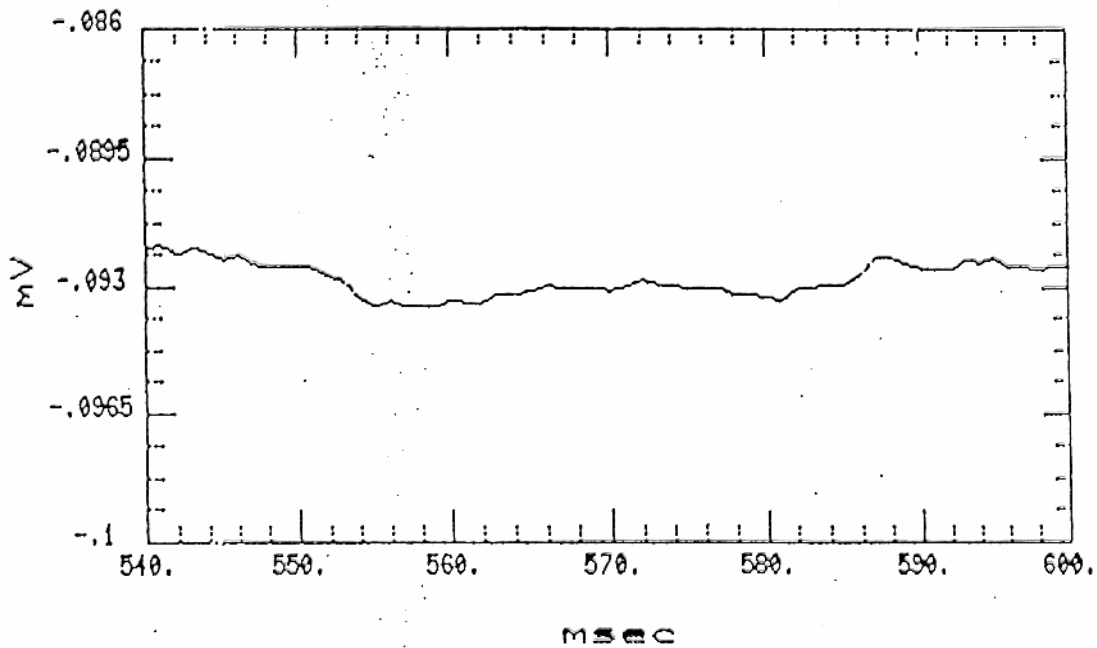
Segnale ottenuto mediando 150 battiti cardiaci
in alta amplificazione (derivazione X)

Miglioramento del rapporto segnale/rumore:

(media sincronizzata)

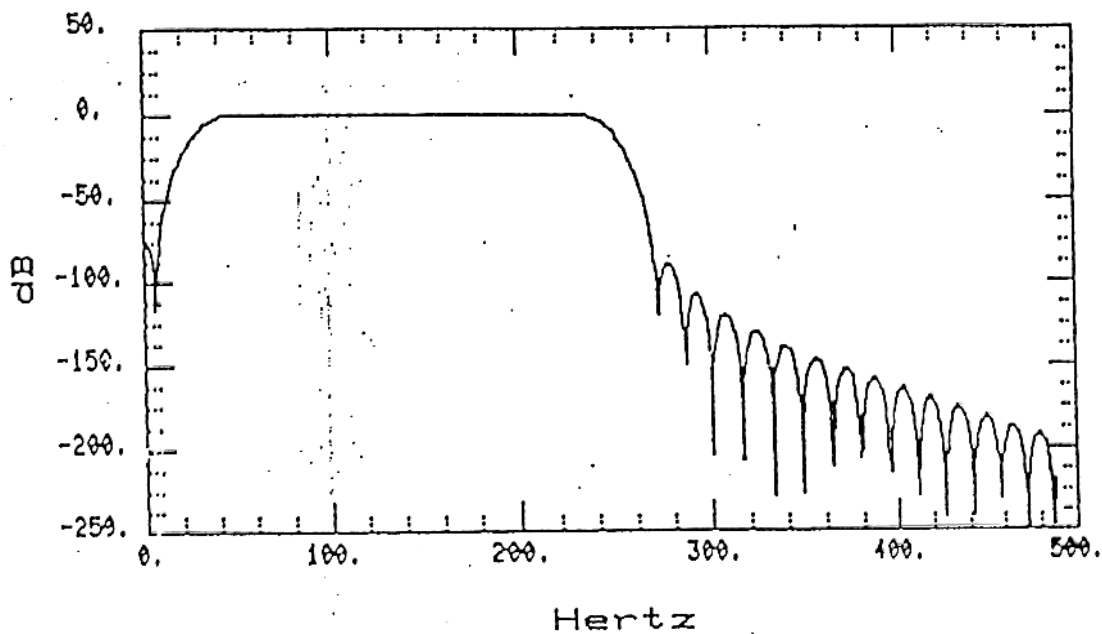


Tratto isoelettrico del segnale riportato nella figura 4.2 (singolo battito cardiaco)

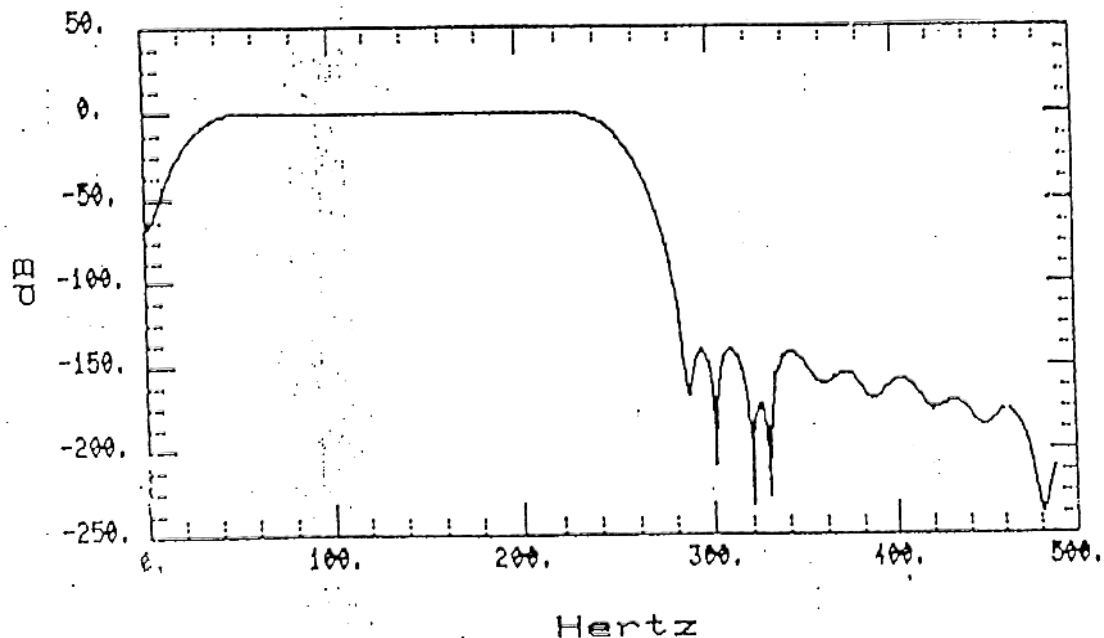


Tratto isoelettrico del segnale riportato nella figura 4.3 (media sincronizzata su 150 battiti)

Miglioramento del rapporto segnale/rumore: (filtraggio passa-banda)



4.25 : Caratteristica in frequenza del modulo di un filtro FIR passa-banda progettato con finestra di Lanczos

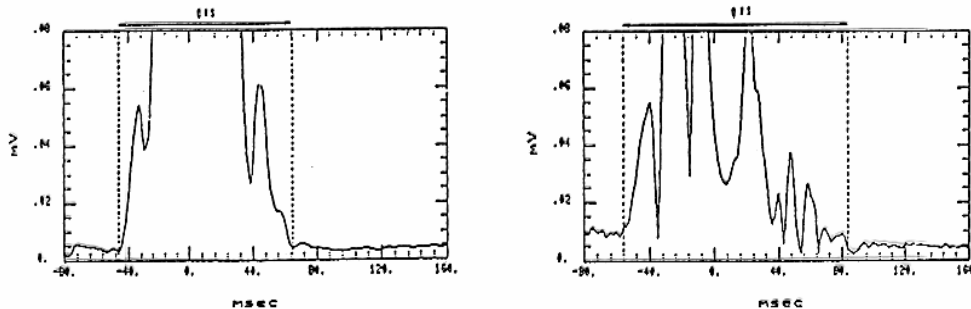


4.26 :: Caratteristica in frequenza del modulo di un filtro FIR passa-banda progettato con finestra di Weber-Cappellini

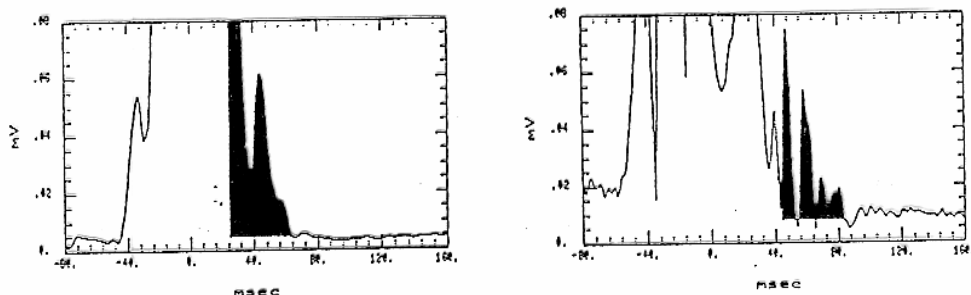
TECNICHE NEL DOMINIO DEL TEMPO

Parametri di Simson

- durata del complesso QRS [msec]



- RMS-40 [mV] : il valore quadratico medio del potenziale durante gli ultimi 40 ms del QRS filtrato (N:↑ - P:↓).



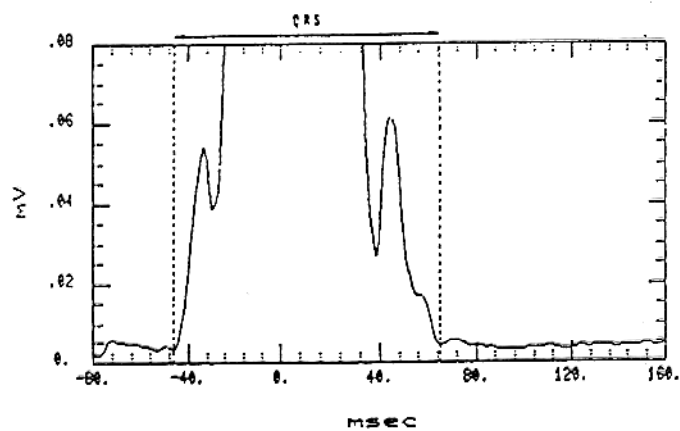
- McV-40 [msec] : l'intervallo di tempo che intercorre tra la fine del QRS e l'ultimo punto in cui il segnale è sotto i $40 \mu V$ (N: ↓ - P: ↑).

Il paziente è considerato positivo al test dei potenziali ventricolari tardivi se almeno due dei tre tests basati sui parametri di Simson risultano positivi

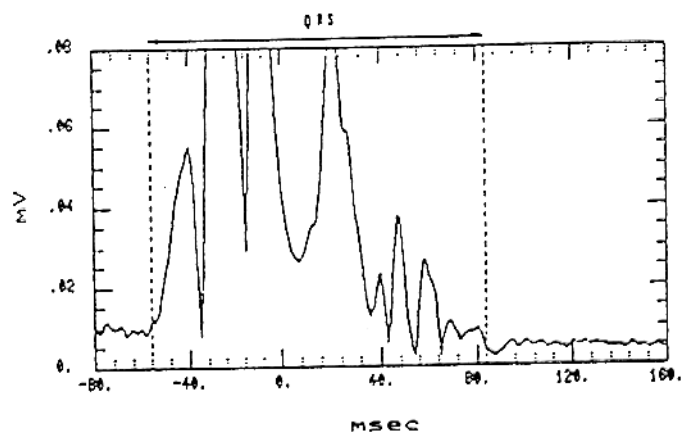
Calcolo dei parametri dal modulogramma $M(t)$

1. Durata del complesso QRS

Normale



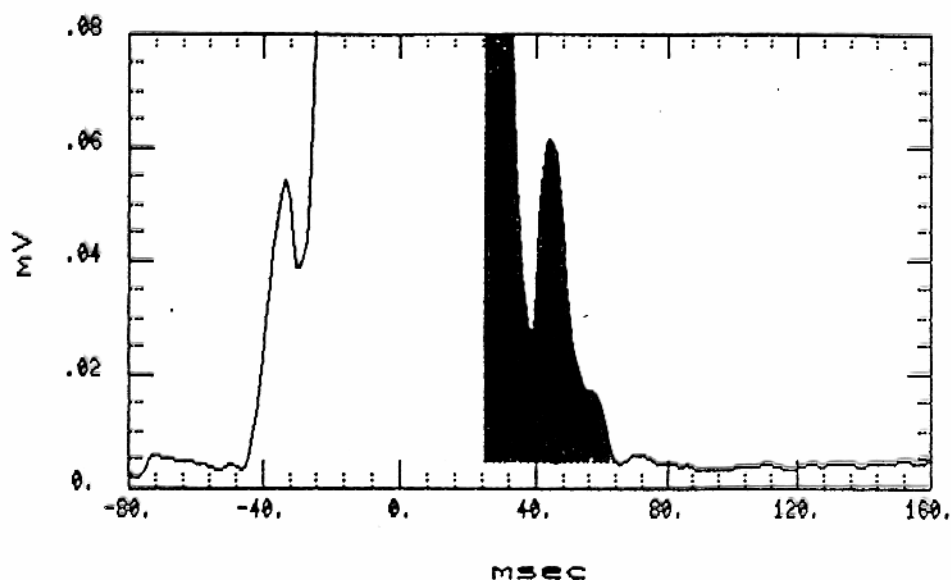
Presenza di PVT



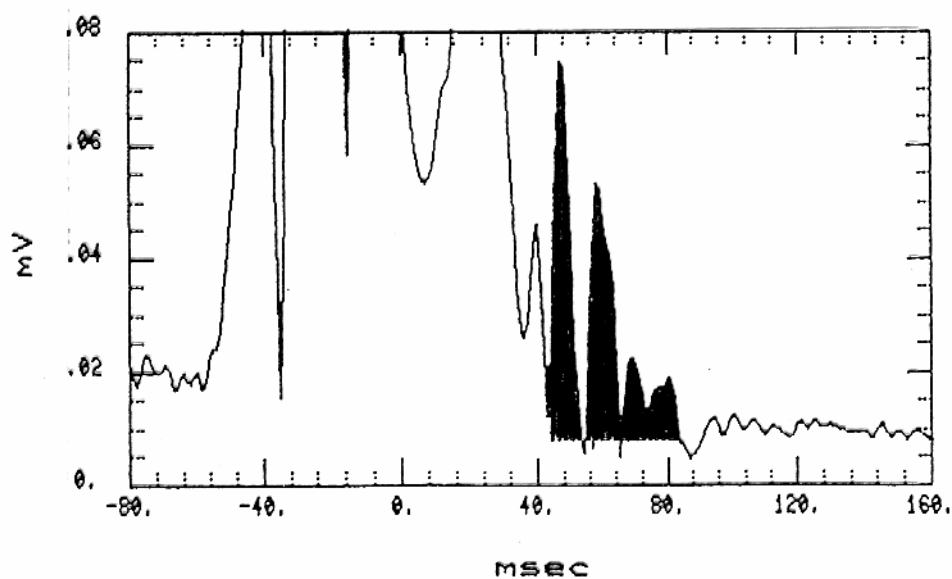
2. RMS-40

$$\text{RMS-40} = \sqrt{\sum_{t=1}^N [M(t) - B(t)]^2}$$

$B(t)$ = liv. medio rumore



4.60 : Zona di calcolo dell'RMS-40 in assenza di PVT



4.61 : Zona di calcolo dell'RMS-40 in presenza di PVT

Polinomi di Chebyshev e calcolo del residuo

$$T_0(t) = 1$$

$$T_1(t) = t$$

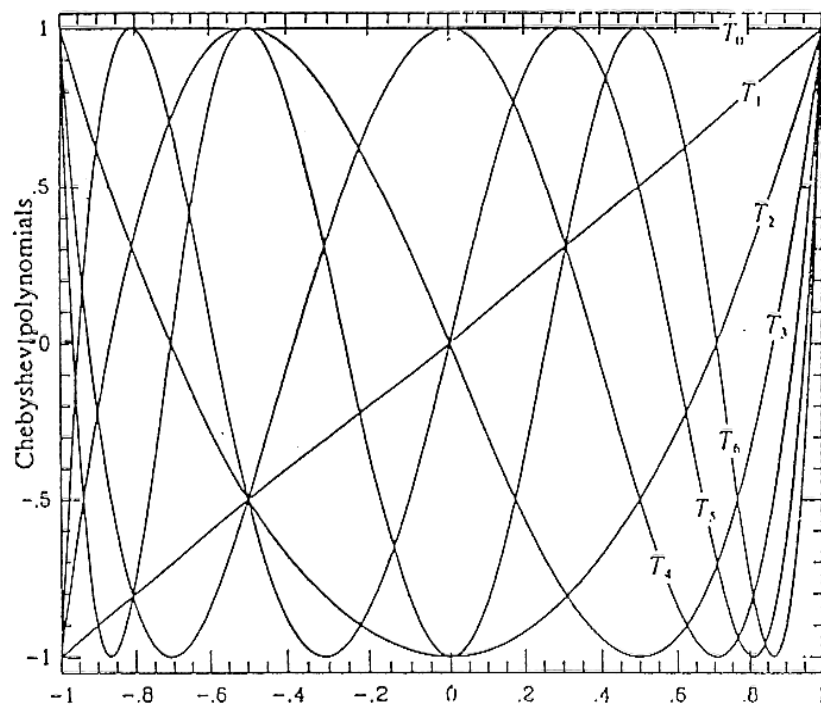
$$T_2(t) = 2t^2 - 1$$

$$T_3(t) = 4t^3 - 3t$$

.....

$$T_{n+1}(t) = 2t \cdot T_n(t) - T_{n-1}(t) \quad , \quad n \geq 1$$

Tali polinomi sono rappresentati in figura da $T_0(t)$ a $T_6(t)$



$$f_{Chebyshev}(t) = \sum_{k=1}^M C_k T_{k-1}(t) - \frac{1}{2} C_1 \quad , \text{ con } C_k \text{ coeff. di Chebyshev e}$$

M ordine della funz. di Chebyshev.

$$\text{Residuo}(t) = \text{ECG}(t) - f_{Chebyshev}(t)$$

Paziente con infarto miocardico

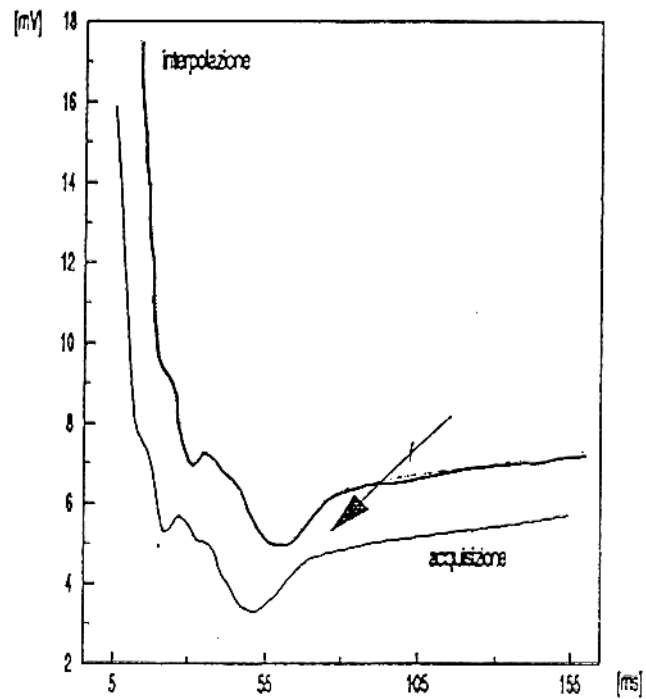
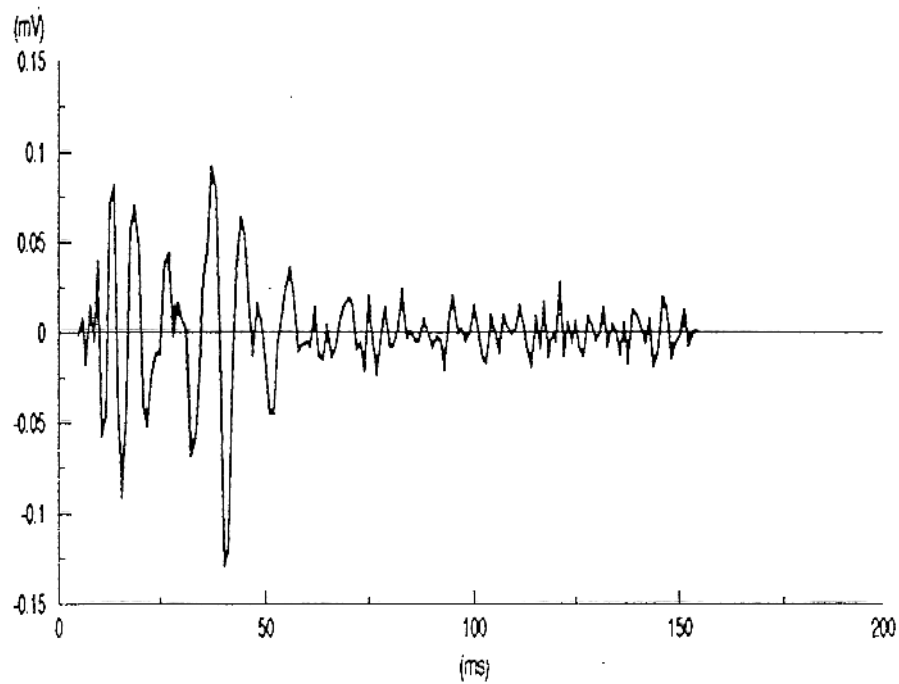


fig. 5.12 - Confronto tra segnale reale (acquisizione) e sua interpolazione mediante polinomi di Chebishev.

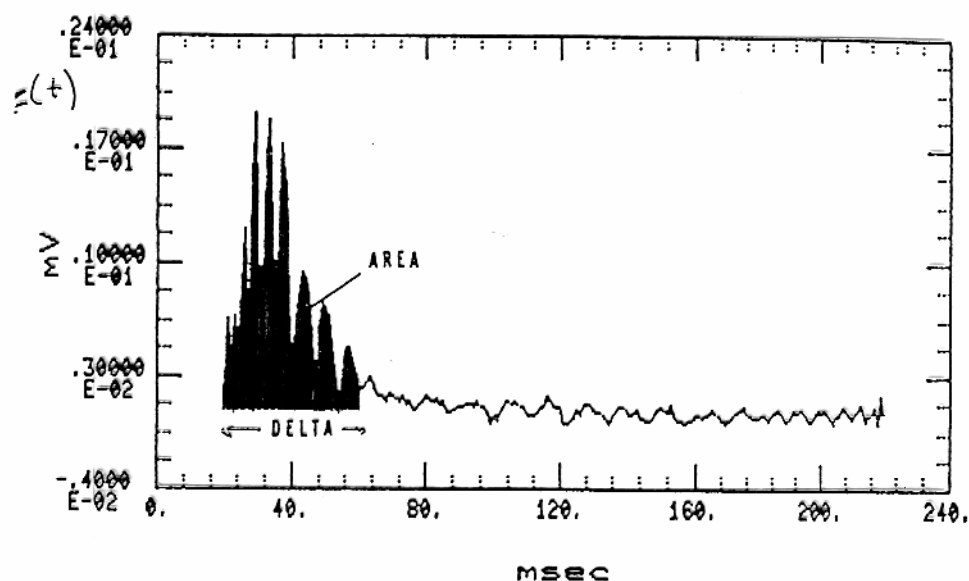
Residuo



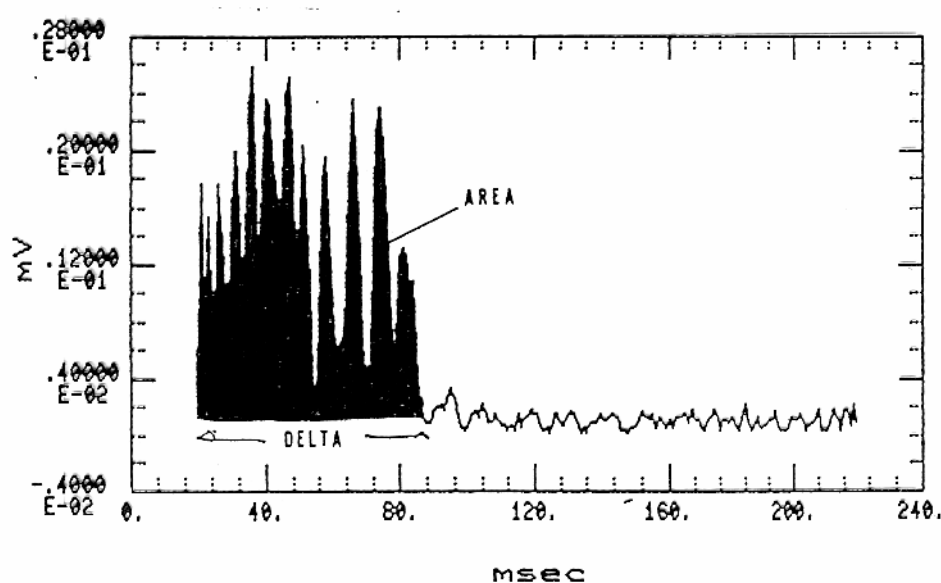
Calcolo parametri dopo interpolazione con polinomi di Chebyshev

$$AREA = \sqrt{\sum_{t=1}^M [\text{Residuo}(t)]^2} \quad [\text{mV}]$$

DELTA = finestra temporale in msec. in cui $|\text{Residuo}(t)| > \text{soglia}$

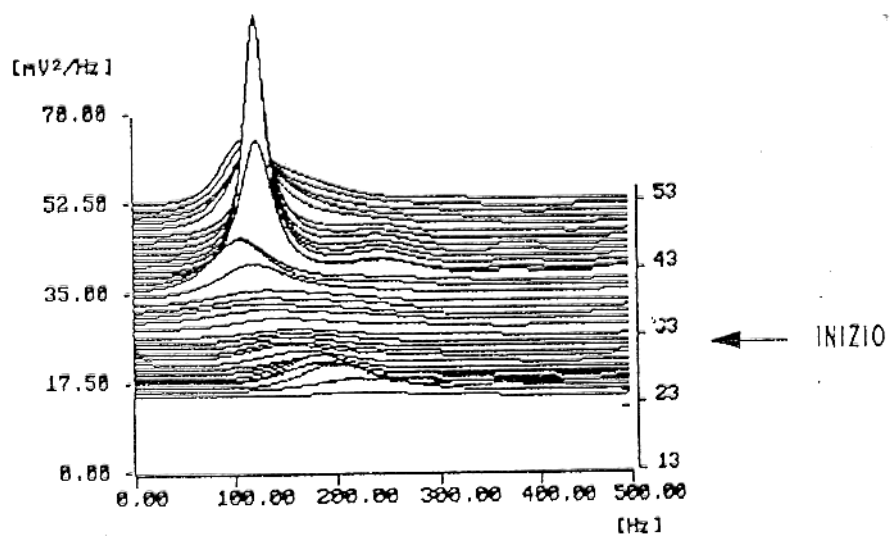
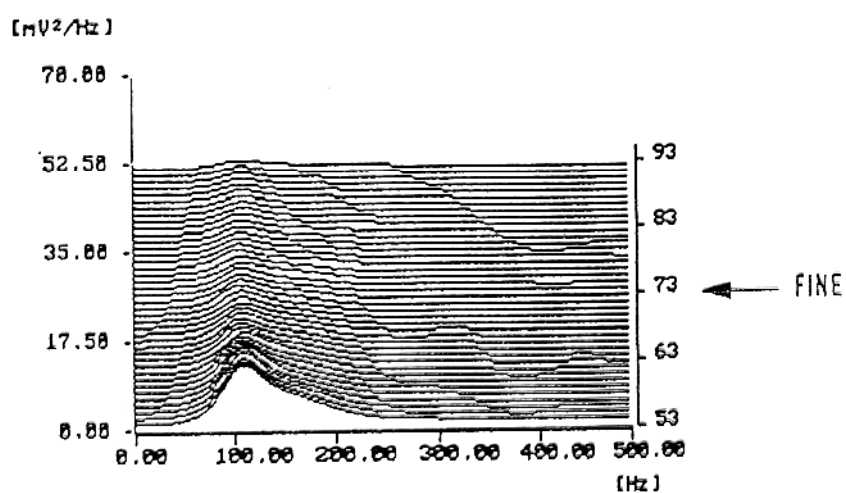
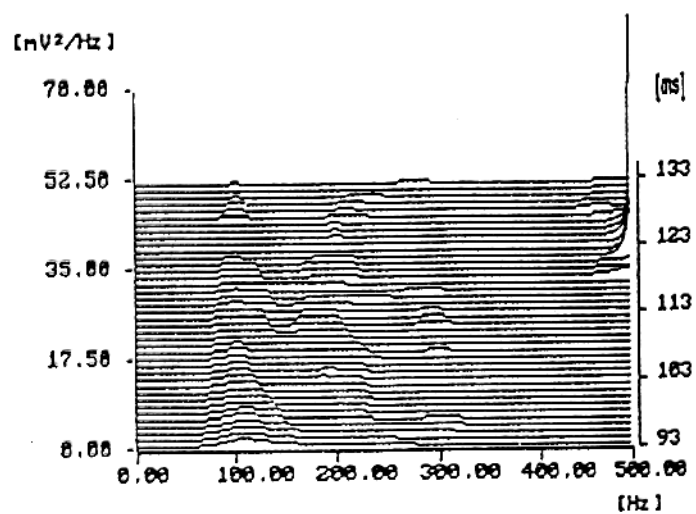


4.62 : DELTA ed AREA in assenza di PVT



4.63 : DELTA ed AREA in presenza di PVT

Paziente infartuato – Analisi spettrale tempo-variante



Ripolarizzazione ventricolare

Importanza della misura QT

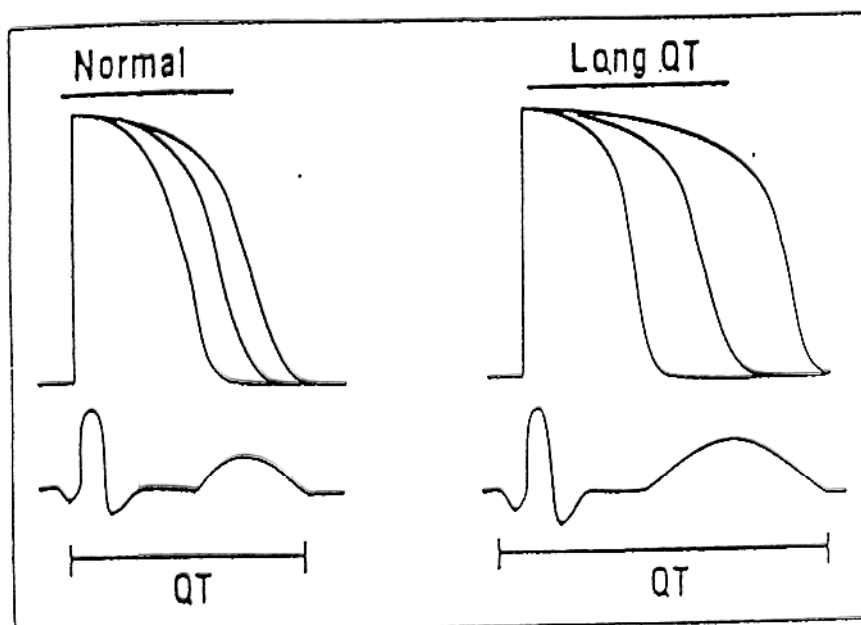


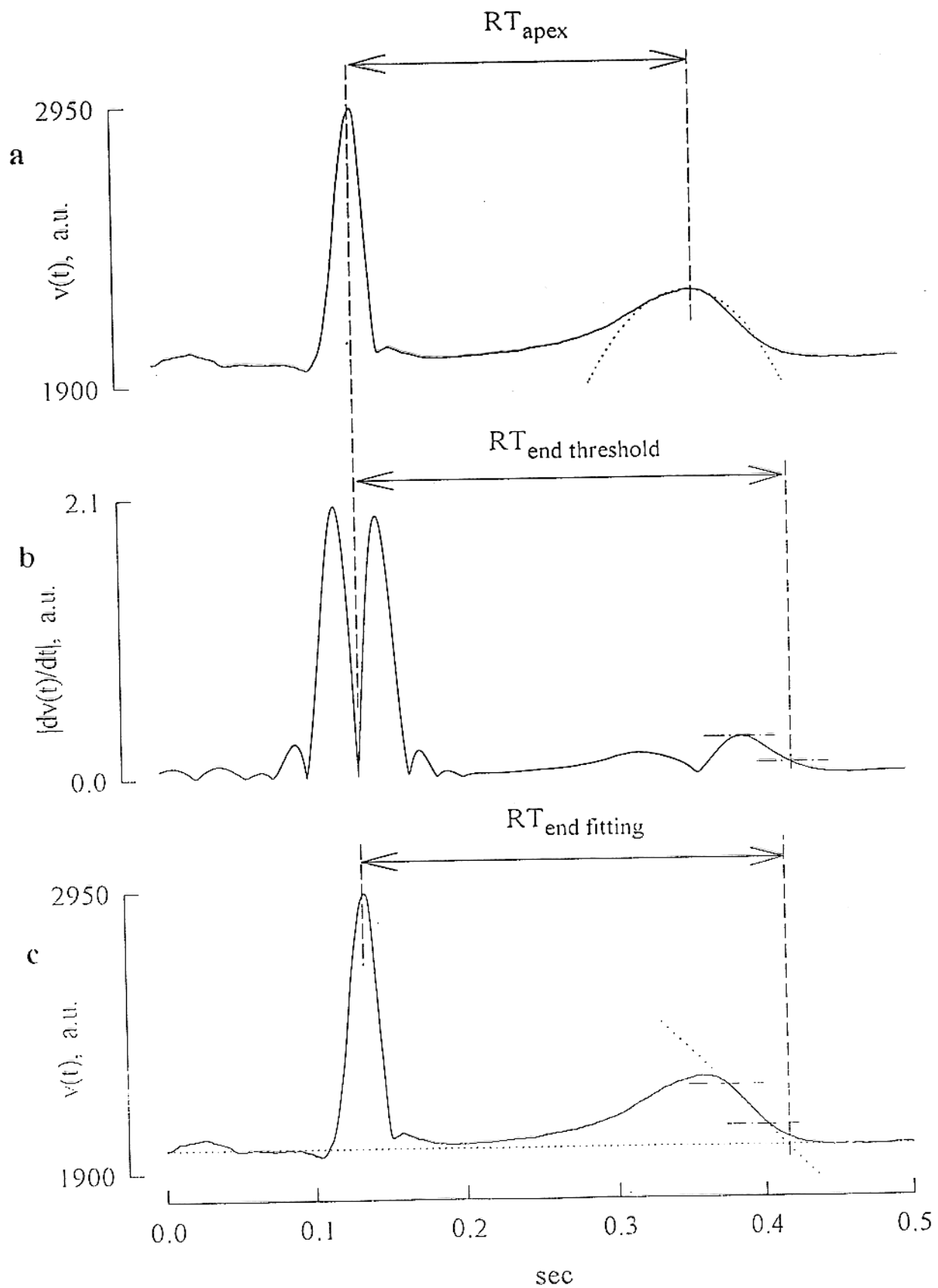
FIGURA 2.16 : Dispersione del potenziale d'azione.

A sinistra è mostrata la dispersione normale per un battito normale ed un intervallo QT normale; a destra si ha la dispersione aumentata associata ad un QT prolungato.

(Tratta da E. Neil Moore, "Mechanisms and Models to Predict a QT_c Effect",
Am J Card 1993, Vol. 72, pag. 5B)

Metodi di misura della durata della ripolarizzazione

ventricolare

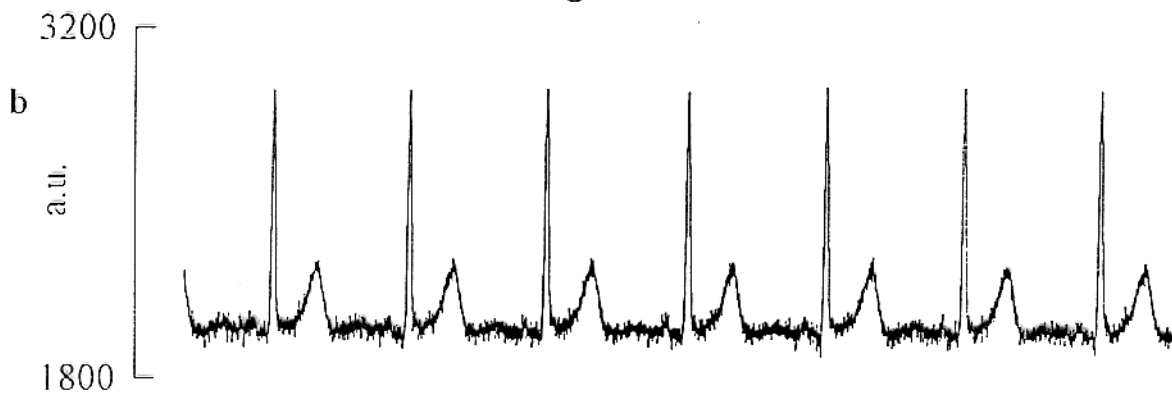


Artefatti del segnale ECG

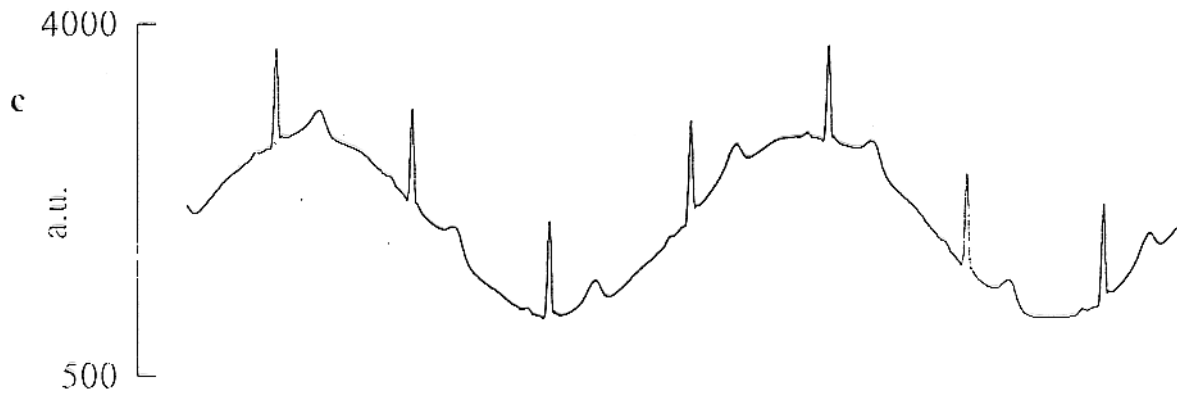
Segnale ECG



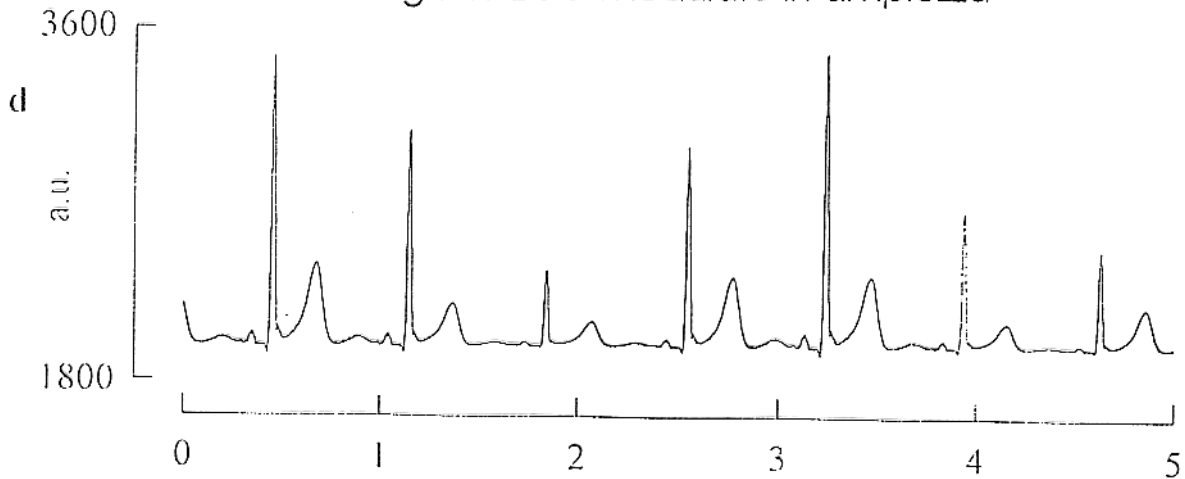
Segnale ECG + rumore



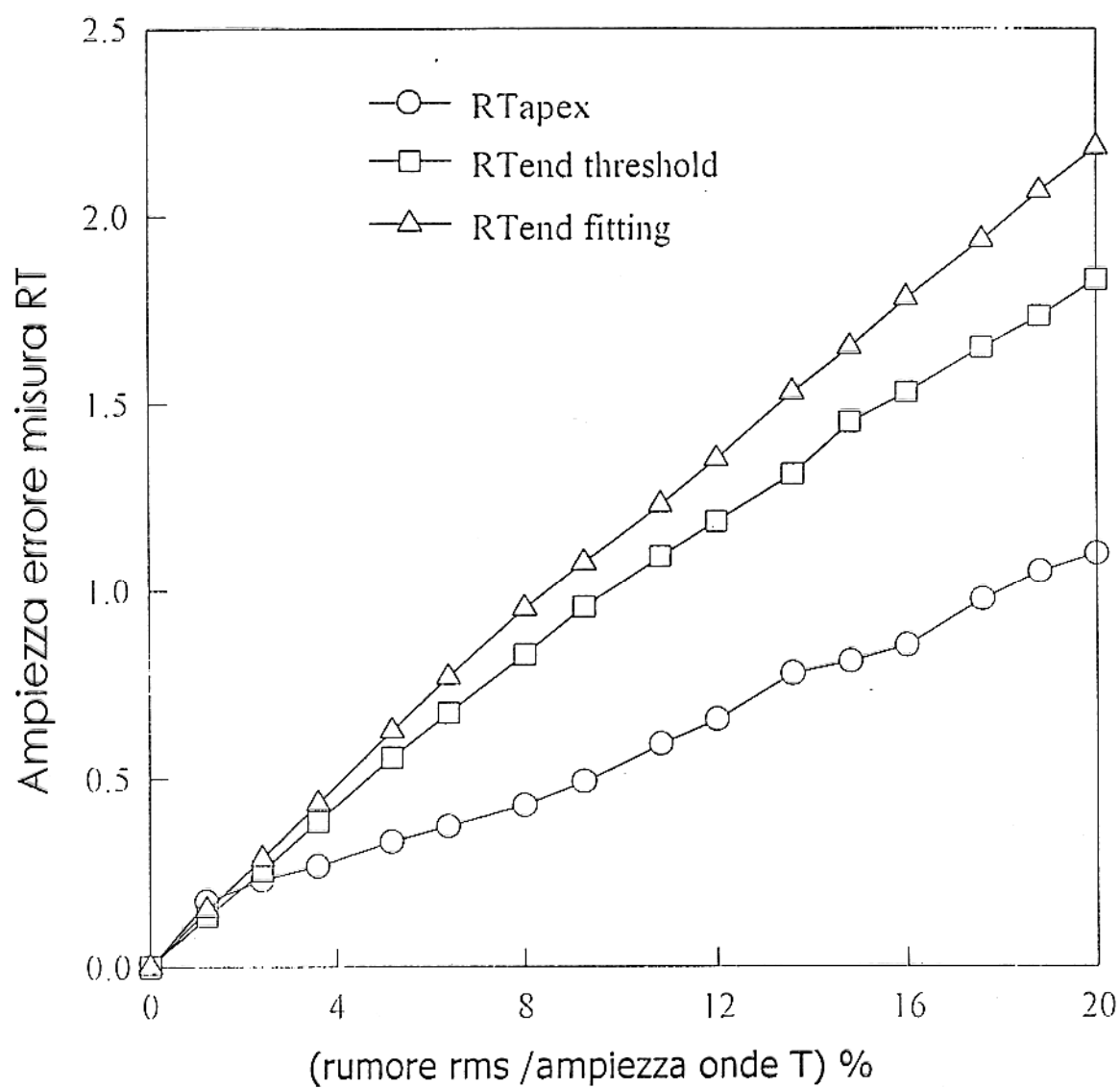
Segnale ECG con oscillazioni della linea di base



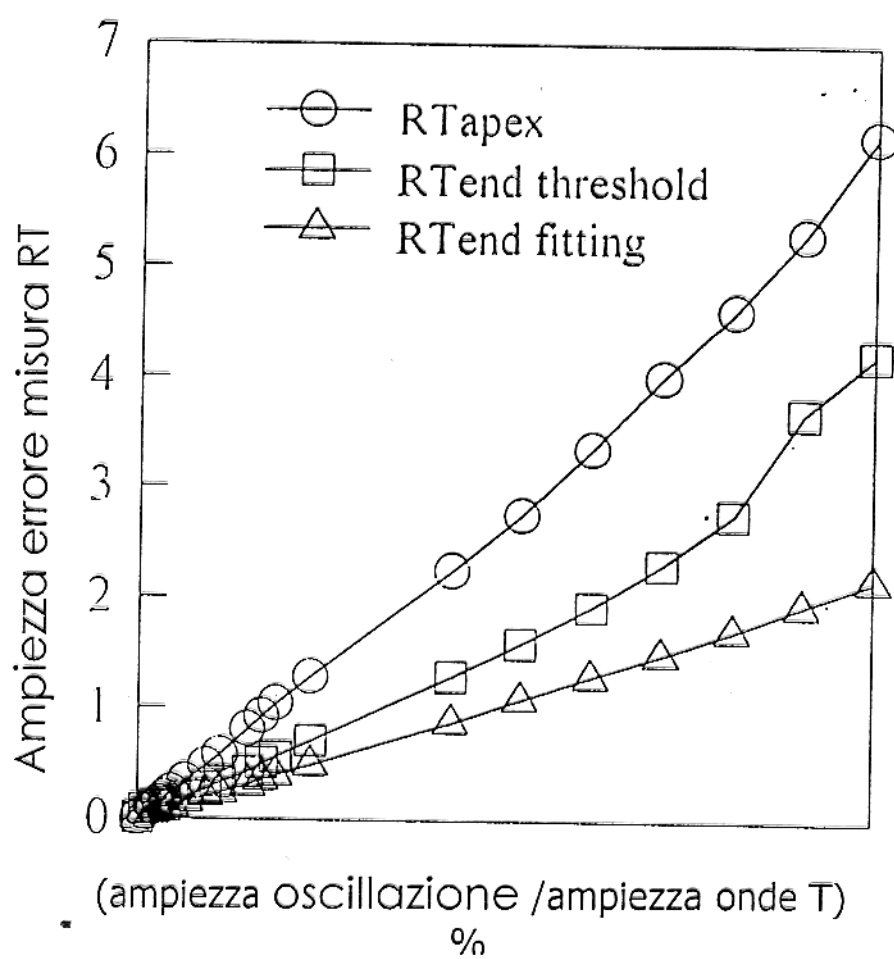
Segnale ECG modulato in ampiezza



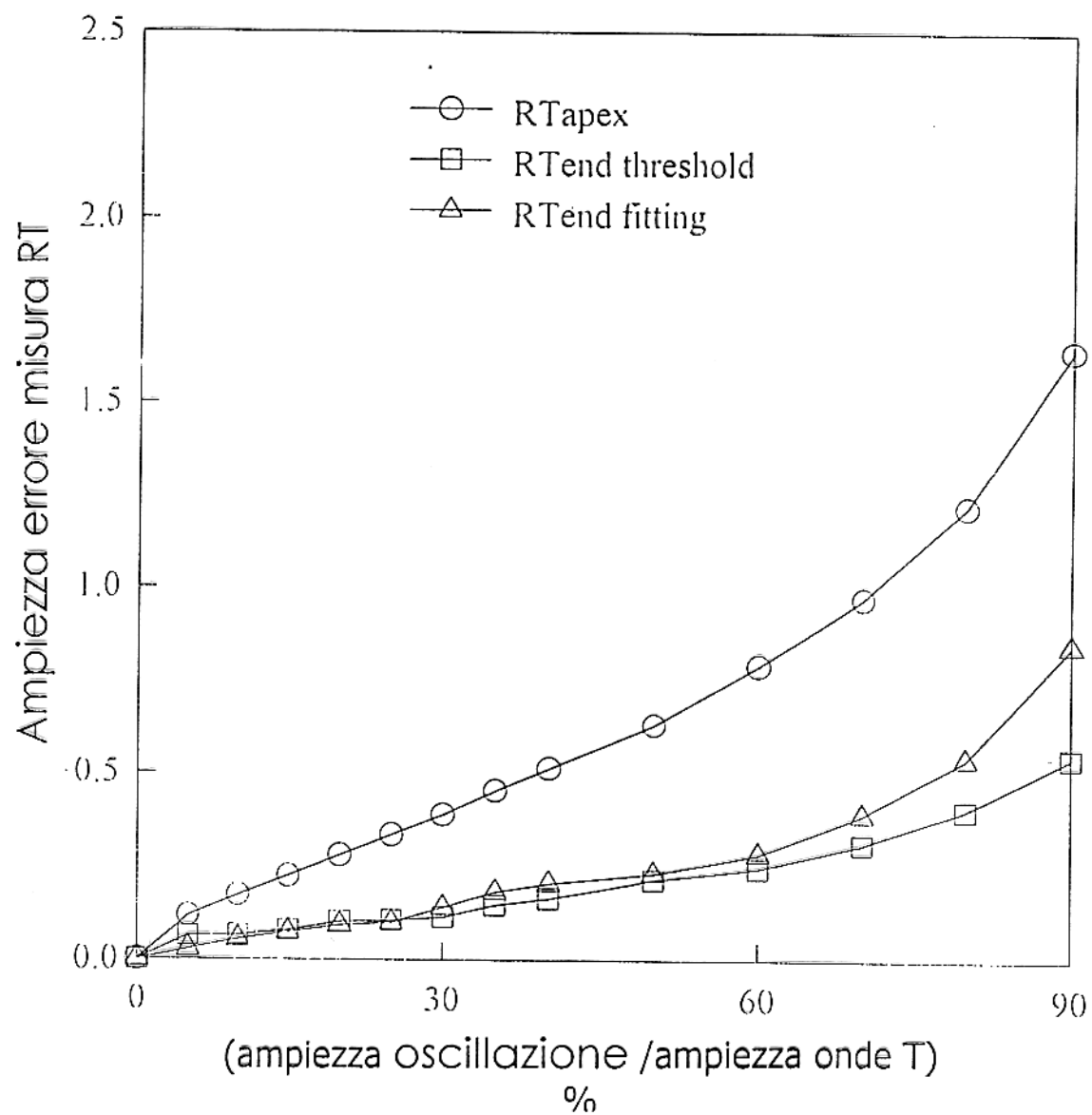
Effetto del rumore distribuito sulla misura RT



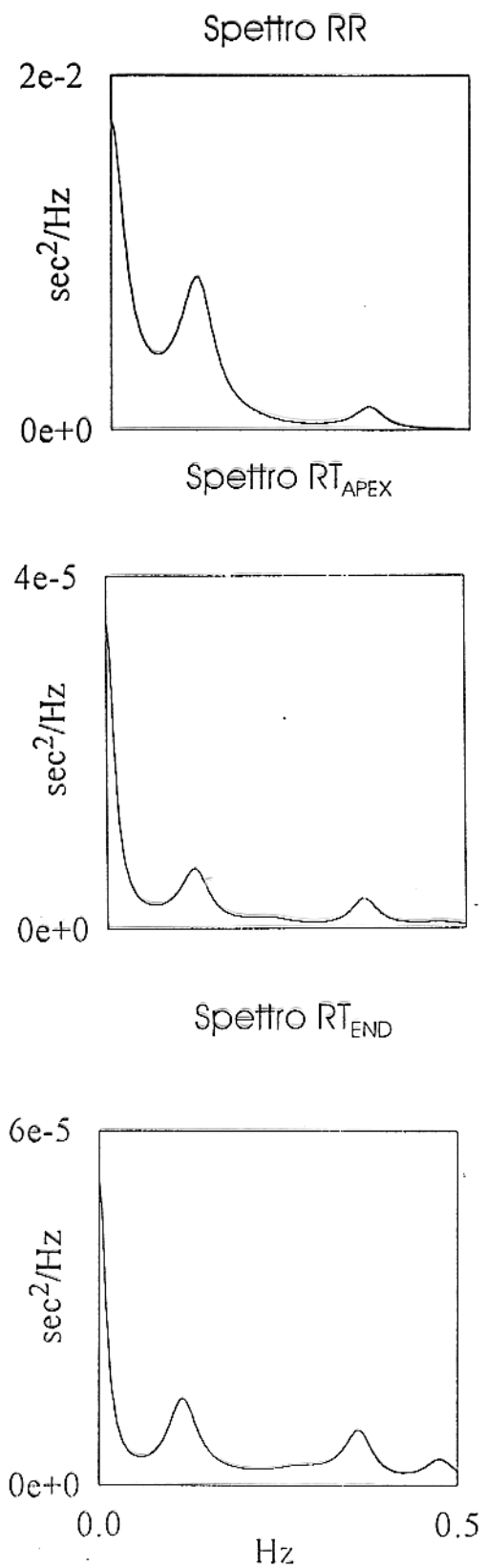
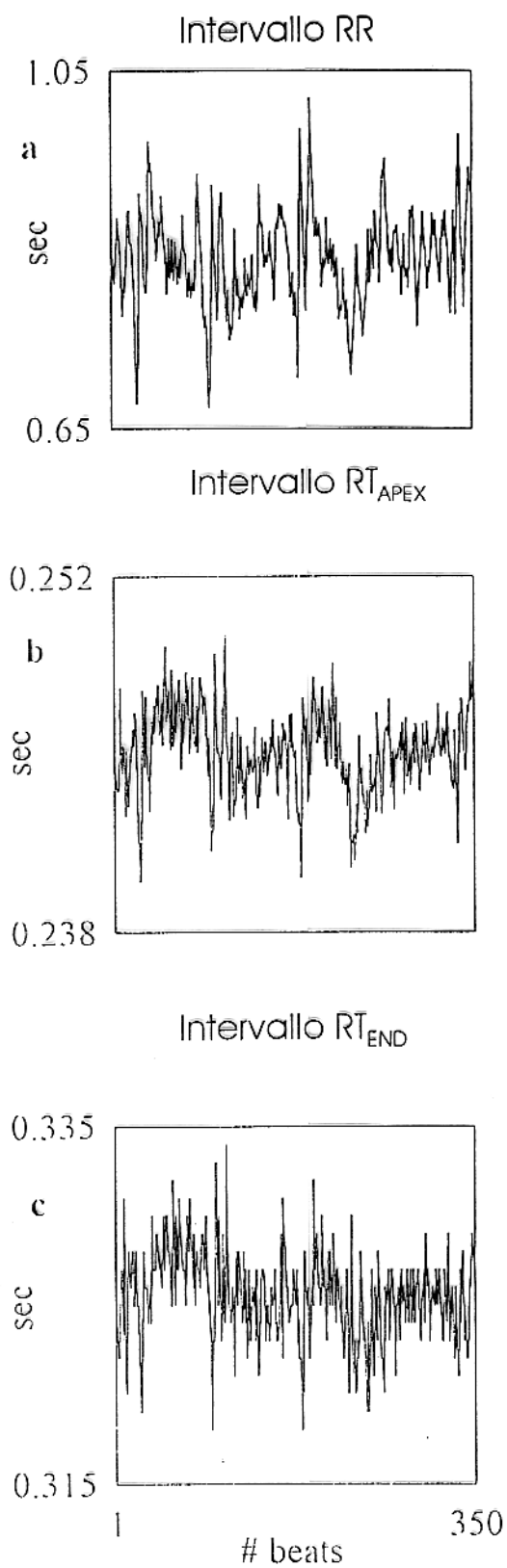
Effetto dell'oscillazione della linea di base sulla misura



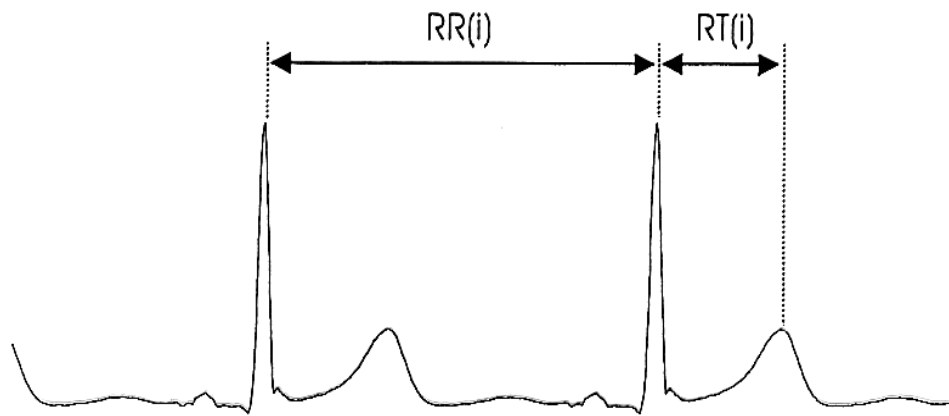
Effetto delle modulazioni sulla misura RT



Segnali di variabilità RR e RT



Relazione RT-RR : convenzioni



Formula di Bazett

$$QT_c = \frac{QT(i)}{\sqrt{RR(i)}}$$

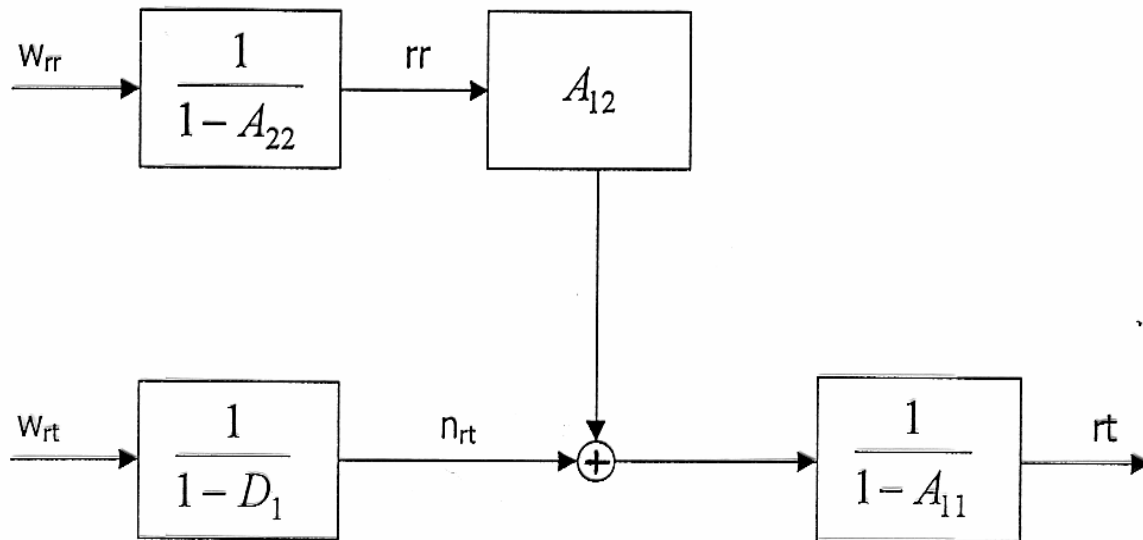
SVANTAGGI

- Relazione statica (non tiene conto della natura del sistema)

VANTAGGI

- E' semplice da applicare (molto usata in clinica)

Modello dinamico della relazione RT-RR (classe ARXAR)



Modello ARXAR

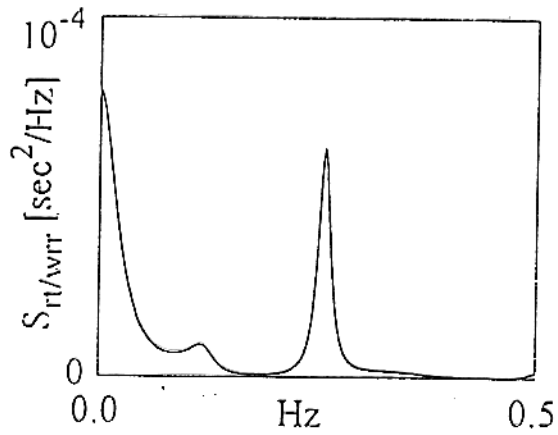
$$rt(i) = A_{11} \cdot rr(t) + A_{12} \cdot rr(i) + w_{rr}(i)$$

Modello AR

$$rr(i) = A_{22} \cdot rr(t) + w_{rr}(i)$$

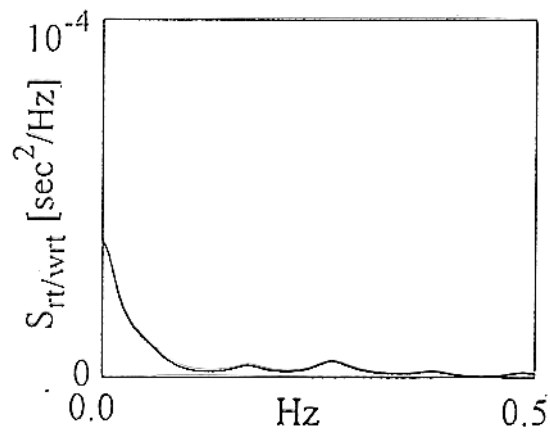
Decomposizione spettrale

Spettro RT



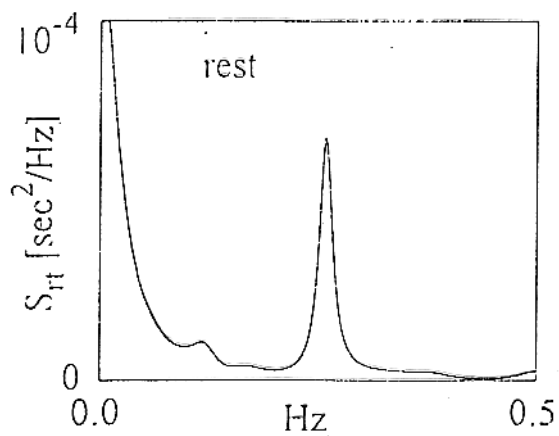
Spettro RT parziale
dipendente da RR

+



Spettro RT parziale
indipendente da RR

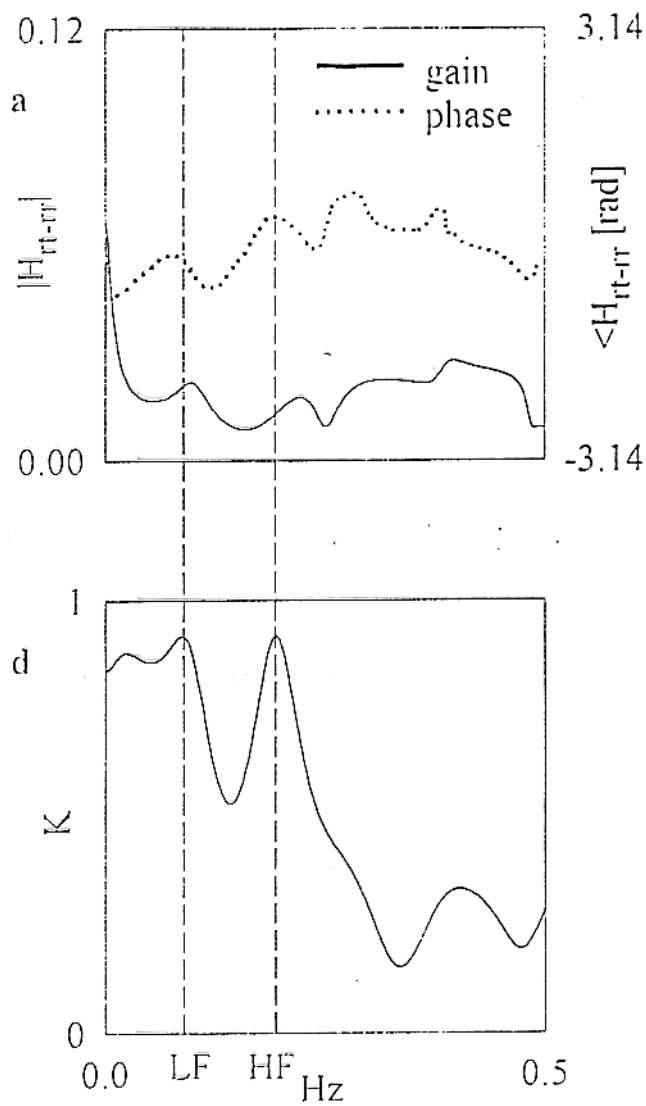
=



Spettro RT totale

Stima della funzione di trasferimento H_{rt-rr}

$$H_{rt-rr} \neq \frac{A_{12}}{1 - A_{11}}$$



Funzione di
trasferimento
RT-RR

Coerenza
RT-RR

VALUTAZIONE DIAGNOSTICA

Metodi di valutazione diagnostica:

- Deterministici
- Probabilistici
- Fuzzy-sets
- Sistemi esperti
- Reti neurali

[illegible]

Metodo deterministico (tabella della verità)

FIG. 9. Conditions and rules for diagnosing inferior infarction.

Metodo probabilistico (distribuzioni)

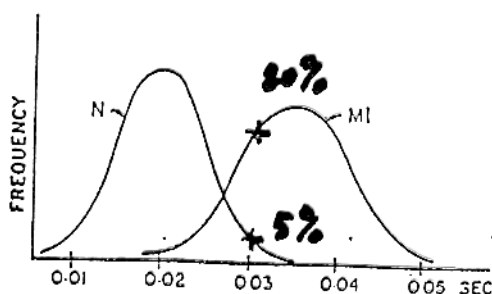


FIG. 10. Diagram to illustrate frequency distribution curve for the Q duration in lead aVF; N represents normal subjects and MI represents subjects with inferior myocardial infarction.

Teorema di Bayes

N Diagnosi $\{ D_1, D_2, D_3, \dots, D_i, \dots, D_N \}$

M Sintomi $\{ S_1, S_2, S_3, \dots, S_k, \dots, S_M \}$

$P(D_i) \rightarrow$ probabilità assoluta

$P(S/D_i) \rightarrow$ probabilità condizionale

Dati

$$P(D_i/S) = \frac{P(D_i) \cdot P(S | D_i)}{\sum_{j=1}^N P(S / D_j) P(D_j)}$$

Fattore normalizzante C

$$P(D_i/S) = C_I \cdot P(D_i) \cdot P(S / D_i)$$

dove $C_I = \frac{1}{C}$

Parametri ricavati dalla tabella della verità

		Stato del paziente		$n=TP+TN+FP+FN$
		Pos.	Neg.	
Risultato dell'indagine	Pos.	TP	FP	
	Neg.	FN	TN	

Sensitivity (TP ratio) $SE = P(T+|D+) = \frac{TP}{TP + FN}$

Specificity (TN ratio) $SP = P(T-|D-) = \frac{TN}{TN + FP}$

Accuracy of positive test $AP = P(D+|T+) = \frac{TP}{TP + FP}$

Accuracy of negative test $AN = P(D-|T-) = \frac{TN}{TN + FN}$

Diagnostic accuracy $AP = \frac{TP + TN}{n}$

Error ratio $ER = \frac{FP + FN}{TP}$

Association index $AI = SE + SP - 1$

Mean performance index $MP = \frac{SE + SP}{2}$

FP ratio $FPR = 1 - SP = \frac{FP}{FP + TN}$

FN ratio $FNR = 1 - SE = \frac{FN}{FN + TP}$

Likelihood ratio $L = \frac{SE}{FPR}$

SVILUPPI FUTURI

Difficoltà nel valutare le prestazioni dei programmi (dov'è e qual è il golden standard?)

Accordo tra medico e computer $70 \div 95\%$ (disaccordo 50% FP e 50% FN)

- Maggiore accordo: normali, difetti di conduzione ventricolare, M.I., ipertrofia ventricolare
- Maggiore disaccordo: aritmie, anomalie P e ST-T

Futuro:

- approccio molto orientato (es. nuovo concetto di elettrocardiografo come sistema di acquisizione ed elab.)
- simbiosi tra medico e computer

Medico: riconoscimento P, analisi aritm., correlaz. Cliniche

Computer: estrazione dati, pre-elaborazione, calcolo probab., gestione informazioni, confronti