

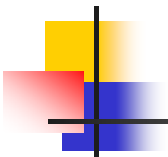
# Metodi di analisi del segnale di variabilità cardiaca

*Maria Gabriella Signorini*

Dipartimento di Bioingegneria, Politecnico di Milano

[mariagabriella.signorini@polimi.it](mailto:mariagabriella.signorini@polimi.it)

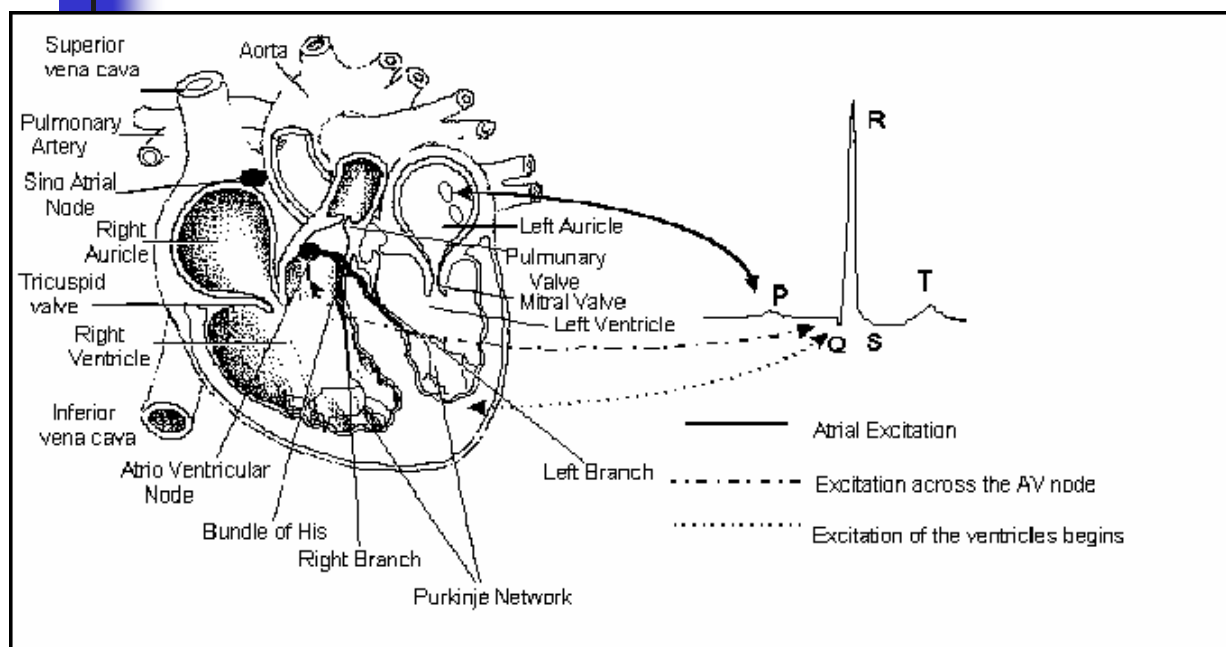
## Principi di elaborazione del segnale di variabilità cardiaca



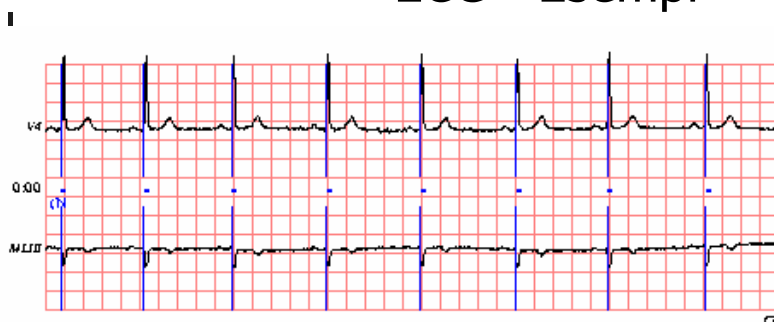
### Indice

- Estrazione del segnale di variabilità cardiaca
  - Misura di un evento sul segnale ECG
- Costruzione della serie temporale discreta di variabilità
- Estrazione di caratteristiche
  - Nel dominio del tempo
  - Nel dominio della frequenza
  - Analisi spettrale
- Significato fisiologico dei parametri nel dominio della frequenza
- Metodi di analisi nel breve periodo/nel lungo periodo
- Esempi di applicazione
  - Soggetti normali
  - Patologie cardiovascolari
  - Variabilità cardiaca del feto

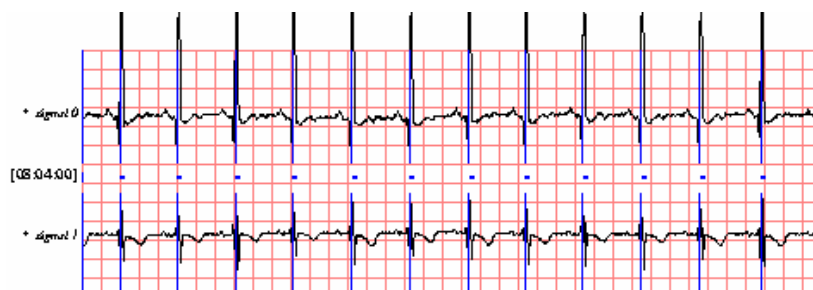
# Lo studio del segnale ECG permette di conoscere meglio il sistema che l'ha generato (il **CUORE**)



## ECG - Esempi

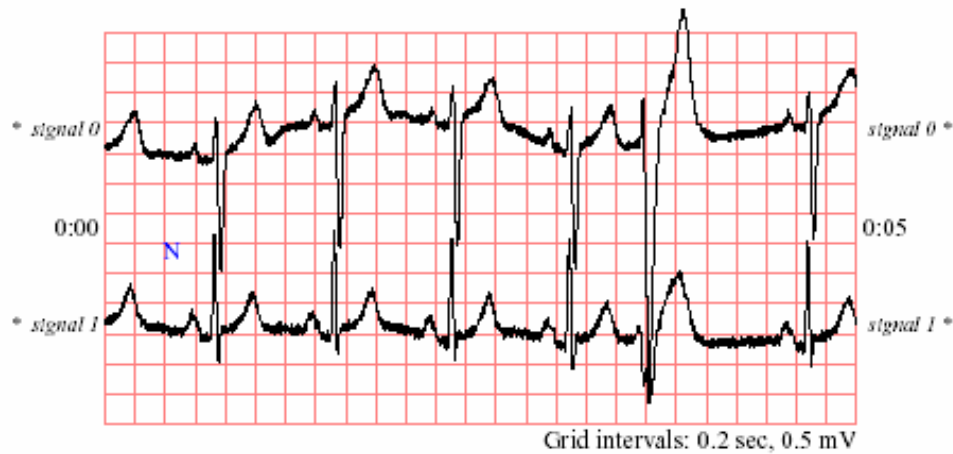


Bradycardia

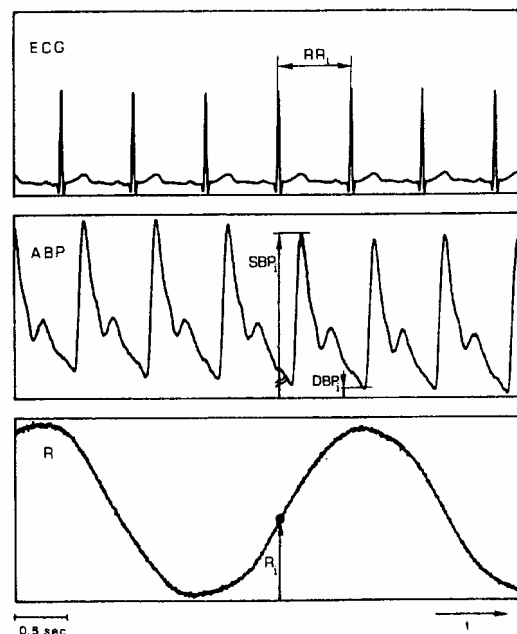
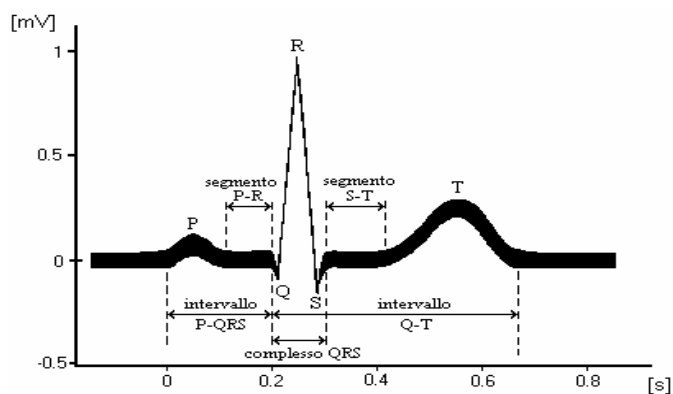


Tachicardia  
sinusale

# ECG - Esempi

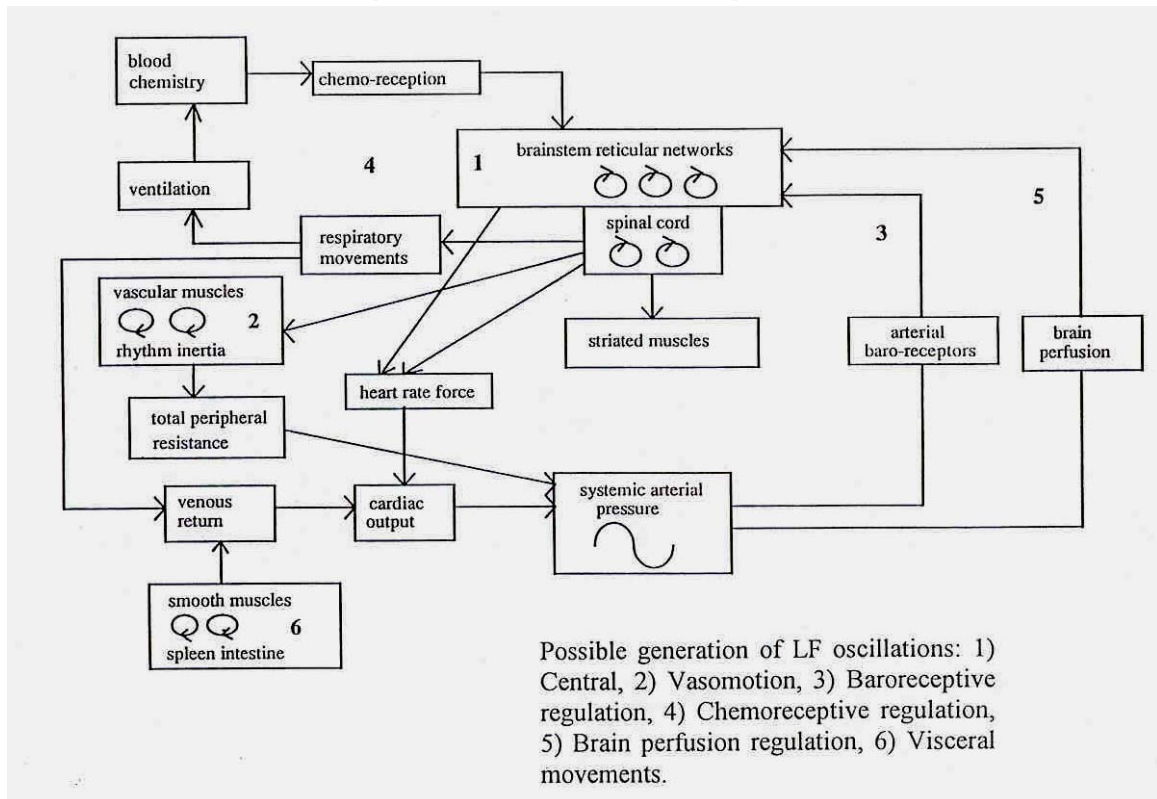


## Segnale ECG di un battito cardiaco

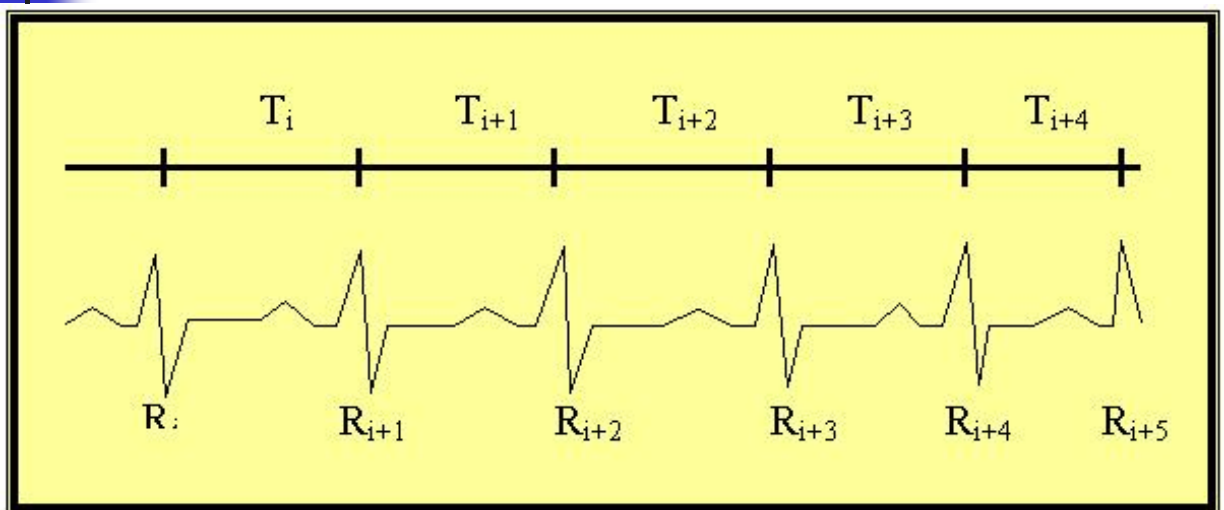


ECG,  
Pressione,  
Respiro

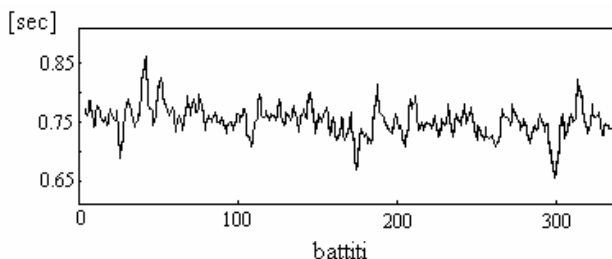
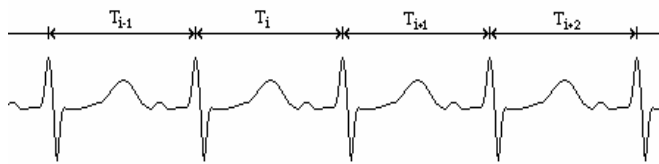
# Meccanismi di regolazione del segnale HRV



## Esempio di segnale ECG



## Dall' ECG alla serie di variabilità

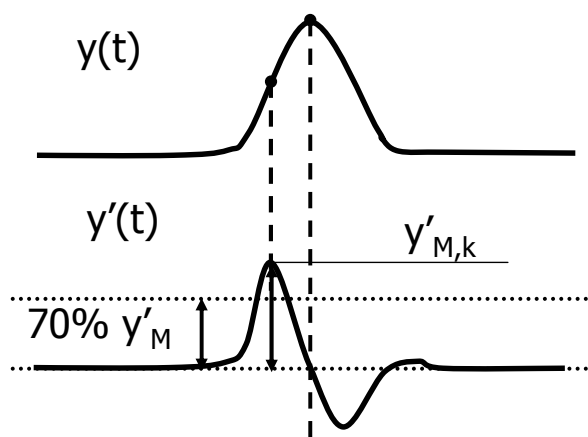


- Esempio di segnale ECG
- L'intervallo tra due battiti successivi misurato dal picco dell'onda R al successivo (R-R) varia fisiologicamente nel tempo
- La serie dei valori degli intervalli R-R in funzione del numero dei battiti costituisce la serie temporale di variabilità (HRV)



### Riconoscimento del QRS - derivata/soglia

- un derivatore con frequenza di taglio a 20-30 Hz amplifica il QRS rispetto ad altre componenti e permette di avere un riconoscimento mediante una semplice soglia
- la soglia deve essere positiva e negativa (non conosciamo a priori la polarità del QRS)
- conviene prendere una frazione della massima pendenza  $y'_M$  (e.g., 70%)
- se le ampiezza o la morfologia varia, occorre rendere adattativo il valore di soglia variando lentamente  $y'_M$  in base agli ultimi  $y'_{M,k}$  trovati



## Costruzione della serie temporale di variabilità

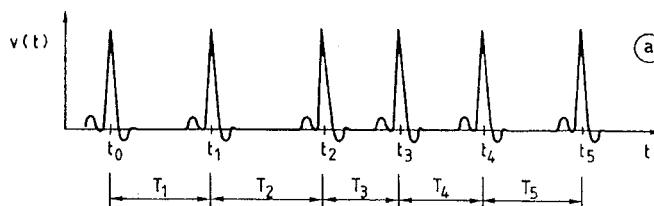
- Il segnale HRV si può ottenere in modi diversi dalla serie di eventi dell'onda R riconosciuta sull'ECG.

I più utilizzati sono:

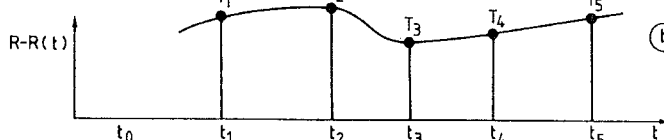
- La **funzione intervalli**. Si ottiene rappresentando in ascissa e in ordinata la durata temporale dell'intervallo R-R e interpolando la sequenza che sarà poi ricampionata (di solito a 4 Hz).
- Il **tacogramma degli intervalli** e' costituito dalla serie della durata (in sec.) di intervalli R-R successivi in funzione del numero dei battiti riconosciuti sull'ECG. In questo caso il battito è l'unità di tempo fondamentale e la frequenza è rappresentata in cicli per evento (battito) e cioè c/b.
  - Si torna nell'usuale dominio del tempo definendo un'unità "Hz-equivalente"  $[Hz.eq.] = [c/b] \cdot 1/(R-R)_{med}$  dove  $(R-R)_{med}$  è la durata del battito cardiaco nell'intervallo di osservazione

## Costruzione della serie temporale di variabilità

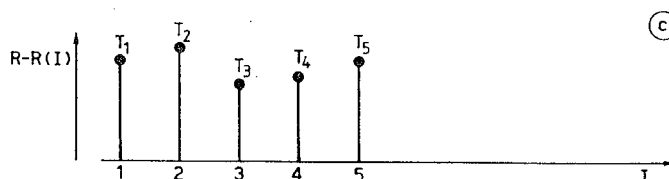
- ECG



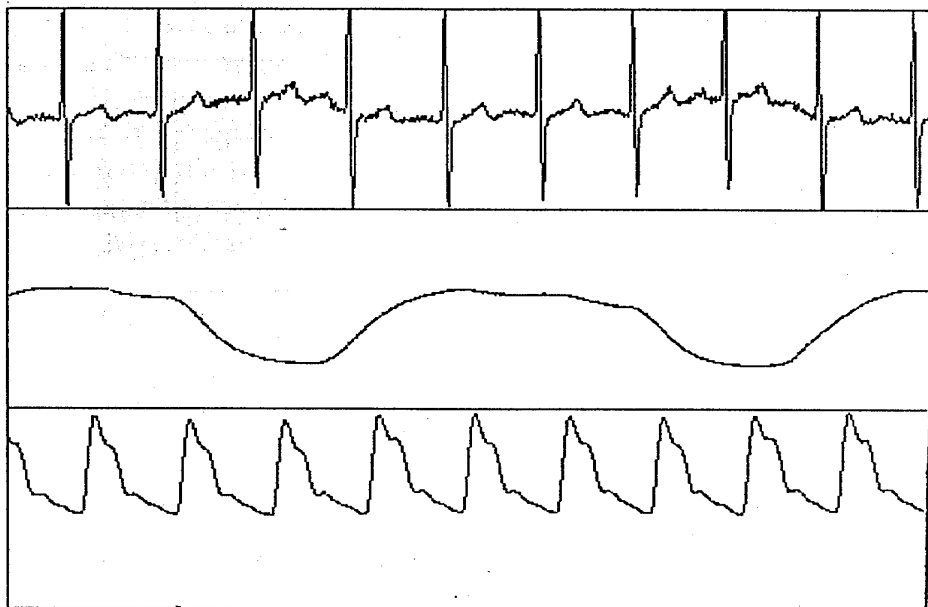
- Funzione intervalli



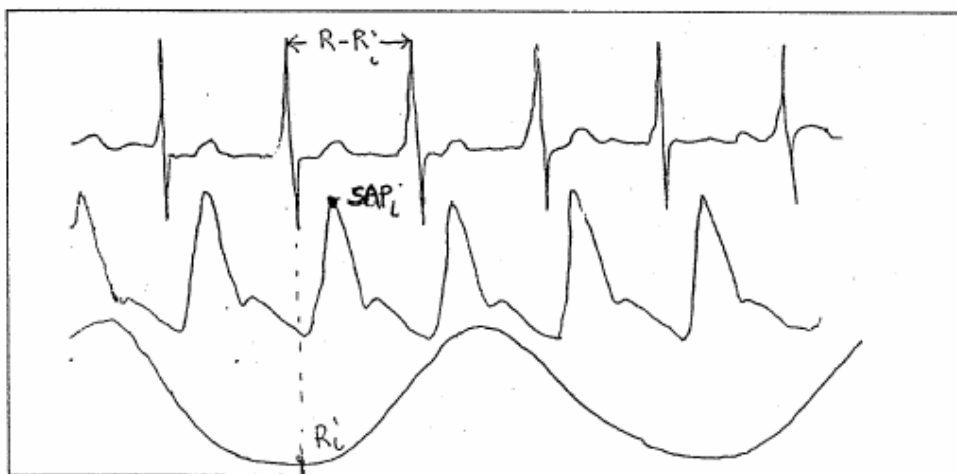
- Tacogramma



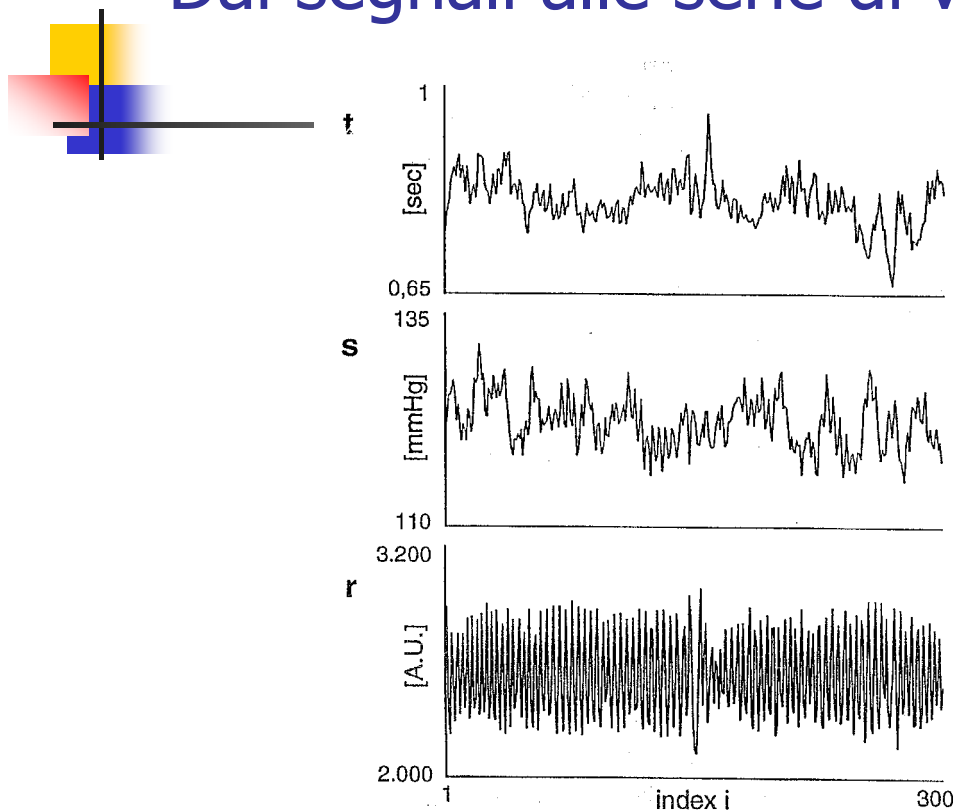
## Dai segnali alla serie di variabilità



## Misura di punti fiduciari



# Dai segnali alle serie di variabilità



## Significato fisiopatologico del segnale di variabilità cardiaca

- Il segnale di variabilità cardiaca (HRV – heart rate variability) contiene informazioni che quantificano l'attività dei meccanismi neurali di controllo cardiovascolare
- Sono sistemi che agiscono a diverse scale di tempo
  - Nel breve periodo → misura della bilancia simpato-vagale
  - Nel lungo periodo → contributi lenti (endocrino metabolici e altro) con caratteristiche non lineari
- La loro misura permette di:
  - quantificare meccanismi responsabili dell'insorgenza di patologie in modo non invasivo

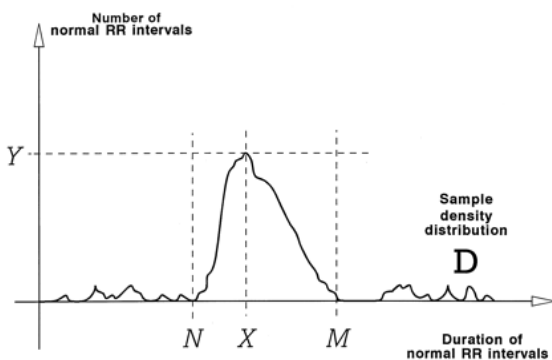
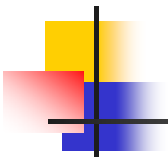


# Time domain parameters

## Selected Time Domain Measures of HRV

Variable	Units	Description
<b>Statistical Measures</b>		
SDNN	ms	Standard deviation of all NN intervals
SDANN	ms	Standard deviation of the averages of NN intervals in all 5-minute segments of the entire recording
RMSSD	ms	The square root of the mean of the sum of the squares of differences between adjacent NN intervals
SDNN index	ms	Mean of the standard deviations of all NN intervals for all 5-minute segments of the entire recording
SDSD	ms	Standard deviation of differences between adjacent NN intervals
NN50 count		Number of pairs of adjacent NN intervals differing by more than 50 ms in the entire recording; three variants are possible counting all such NN intervals pairs or only pairs in which the first or the second interval is longer
pNN50	%	NN50 count divided by the total number of all NN intervals
<b>Geometric Measures</b>		
HRV triangular index		Total number of all NN intervals divided by the height of the histogram of all NN intervals measured on a discrete scale with bins of 7.8125 ms (1/128 seconds) (details in Fig 2)
TINN	ms	Baseline width of the minimum square difference triangular interpolation of the highest peak of the histogram of all NN intervals (details in Fig 2)
Differential index	ms	Difference between the widths of the histogram of differences between adjacent NN intervals measured at selected heights (eg, at the levels of 1000 and 10 000 samples) <sup>20</sup>
Logarithmic index		Coefficient $\phi$ of the negative exponential curve $k \cdot e^{-\phi t}$ , which is the best approximation of the histogram of absolute differences between adjacent NN intervals

Corso di Elaborazione di Segnali Biomedici LS



- To perform geometric measures on the NN interval histogram, the sample density distribution  $D$  is constructed, which assigns the number of equally long NN intervals to each value of their lengths.
- The most frequent NN interval length  $X$  is established, that is,  $Y=D(X)$  is the maximum of the sample density distribution  $D$ .
- **The HRV triangular index** is obtained by dividing the area integral of  $D$  by the maximum  $Y$ .
- When the distribution  $D$  with a discrete scale is constructed on the horizontal axis, the value is obtained according to the formula  $\text{HRV index} = (\text{total number of all NN intervals}) / Y$ .

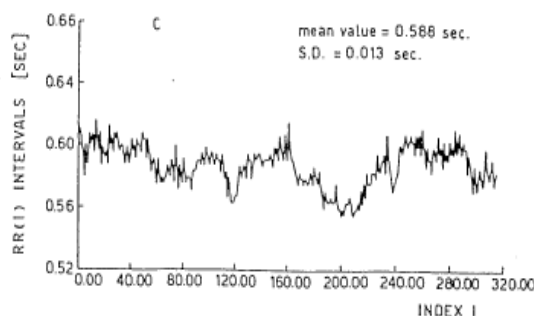
## Elaborazioni nel dominio del tempo

La serie degli intervalli R-R può essere considerata come un processo pseudo-stocastico.

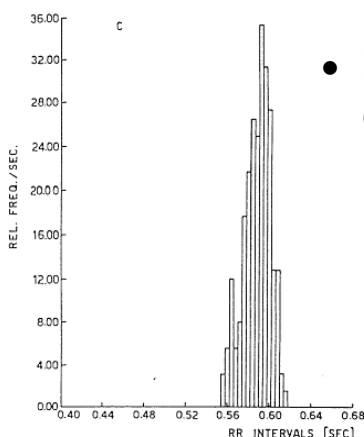
Uso di metodi classici di analisi di segnali e di identificazione delle serie temporali.

- Prima elaborazione: **calcolo dell'istogramma degli intervalli**. Si misura la frequenza relativa di diverse classi di durata dell'intervallo R-R in un dato campione.
  - In tal modo si stima la distribuzione in frequenza nel caso si possa considerare il processo stazionario.
- Seconda elaborazione: **scattergram** (o **scatter plot**). Rappresenta il valore dell'intervallo R-R( $i+1$ ) in funzione dell'intervallo R-R( $i$ ). E' un metodo per individuare eventi anomali che generano brusche variazioni del ritmo cardiaco;
  - e.g. la presenza di cluster di punti distanti dalla bisettrice, è utilizzata per individuare extrasistolie ricorrenti

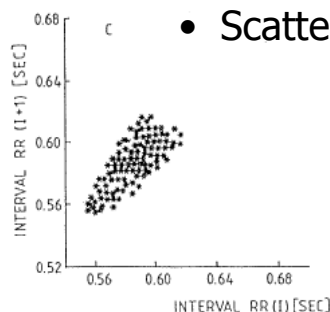
## Istogrammi e Scatter plot



- Tacogramma degli intervalli R-R

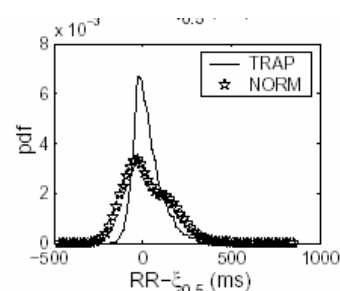
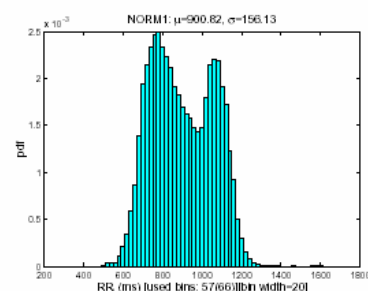
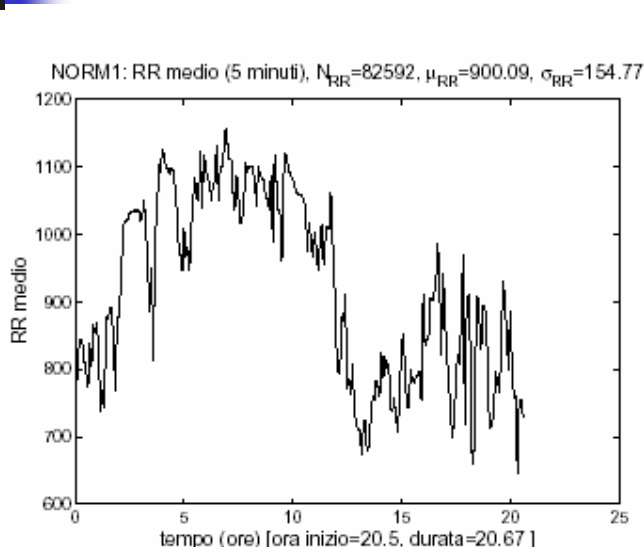


- Istogramma degli intervalli

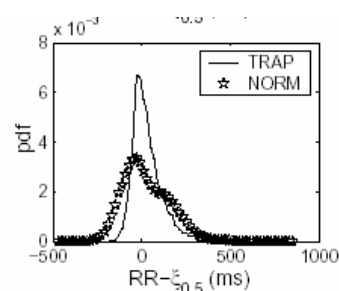
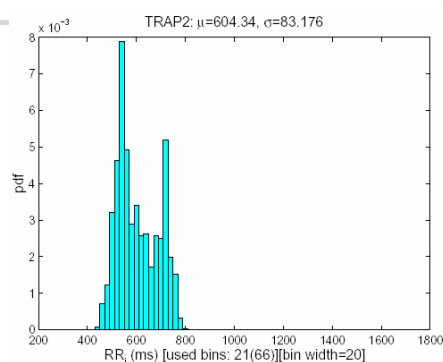
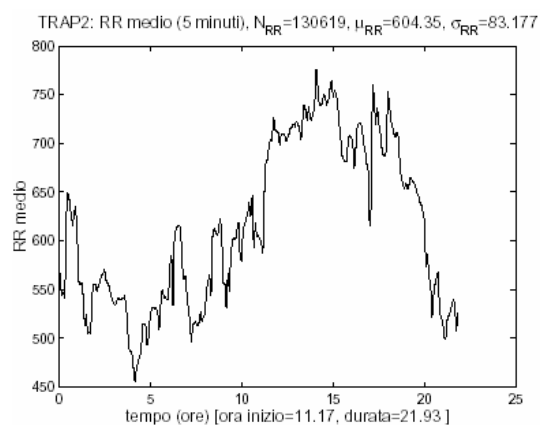


- Scatter plot

## HRV normale – 24 ore



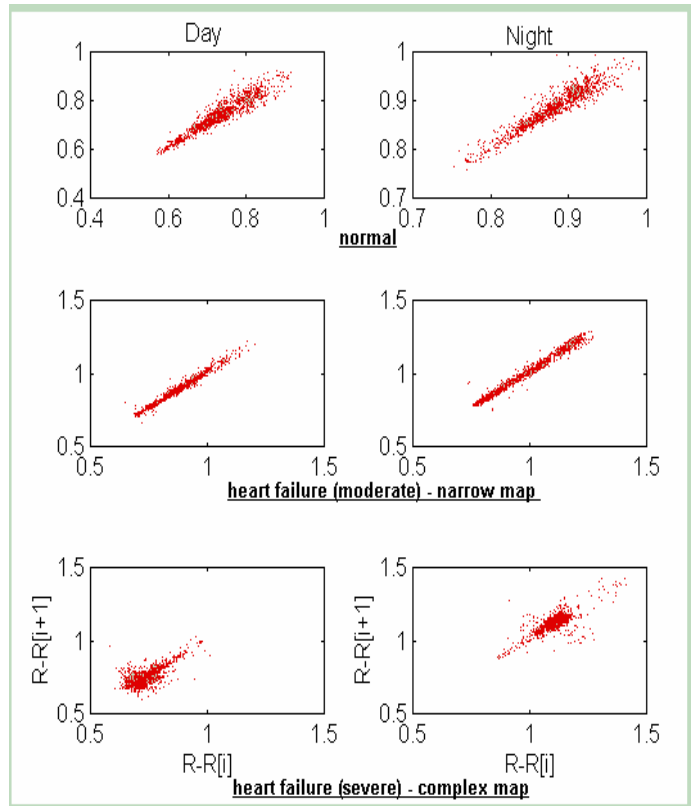
## HRV trapiantato – 24 ore



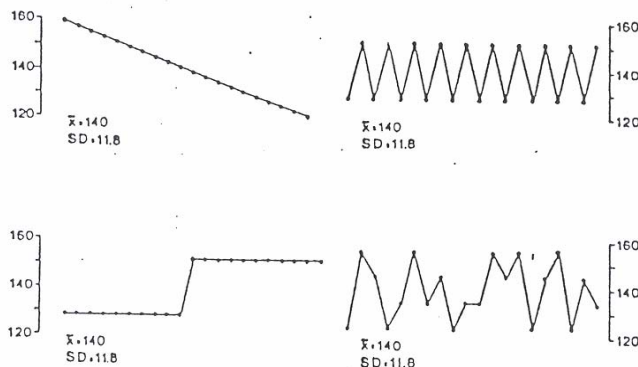
# Mappe di Poincaré

(mappe di primo ritorno, delay maps)

- Tecnica di analisi molto efficace, che permette di visualizzare la correlazione locale fra due campioni adiacenti.
- Si ottengono rappresentando in un grafico LA SERIE DI VALORI R-R ponendo  $R-R[i]$  in funzione dell'  $R-R[i+1]$ .
- **Mancanza di correlazione:** grafico che assomiglia ad una nuvola di forma circolare.
- Se è **presente correlazione** fra i dati  $R-R[i]$  e  $R-R[i+1]$ , la nuvola si addensa lungo la bisettrice



## Analisi di serie temporali nel dominio del tempo

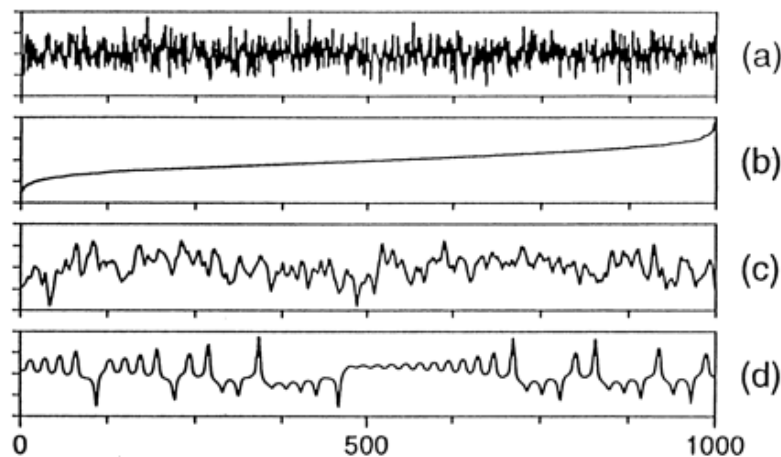


- 4 serie temporali (molto diverse)  
MA
- stesso valor medio e stessa varianza
- Occorrono **altri metodi** per misurare le differenze

ANALISI delle FREQUENZE contenute nel SEGNALE



**CALCOLO dello SPETTRO**



4 synthesized time series with **identical means, standard deviations, and ranges**. Series (c) and (d) also have identical autocorrelation functions and therefore identical power spectra.

## Lo spettro

- Un segnale nel *tempo* (ad esempio l'HRV) può essere visto come composto dalla somma di un certo numero (anche molto grande) di sinusoidi. Ciascuna di esse è caratterizzata da un certo valore di frequenza, ampiezza e fase.
- La rappresentazione in *frequenza*, definita spettro del segnale, descrive il segnale per mezzo delle ampiezze e delle fasi delle sinusoidi componenti.
- La trasformazione tra le due rappresentazioni è data dalla Trasformata di Fourier
- L'andamento di ciascuna sinusoide nella finestra temporale considerata è rappresentato nello spettro da una "campana" la cui frequenza centrale è quella media della sinusoide e la cui area è la sua varianza. La varianza dell'intero segnale è data dalla somma delle varianze delle sinusoidi componenti.
- Nell'applicazione dell'analisi spettrale noi supponiamo che il segnale sia generato da un sistema lineare e tempo-invariante, e che sia stazionario nella finestra di osservazione

## Analisi spettrale

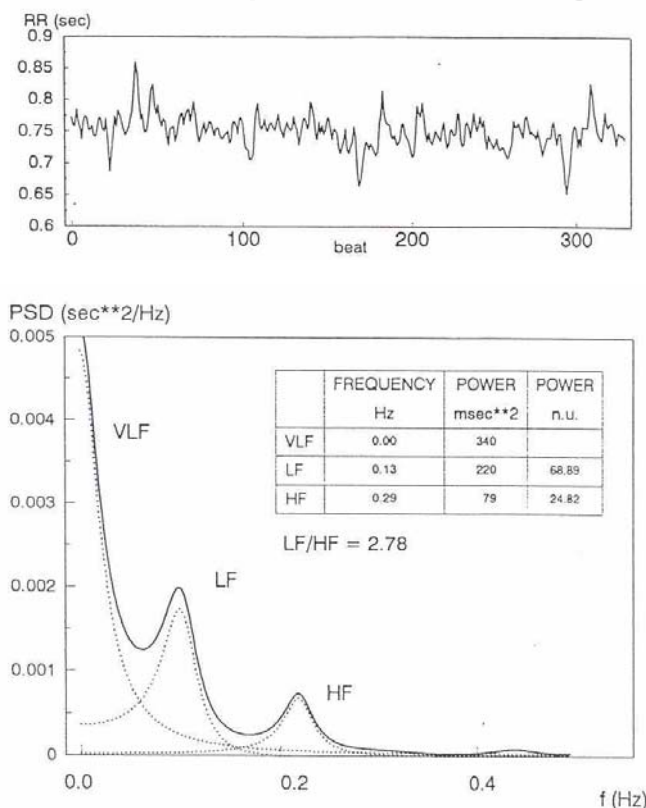
- La descrizione del segnale HRV nel dominio delle frequenze suppone che il segnale sia generato da un **sistema lineare e tempo-invariante**, e che sia **stazionario** nella finestra di osservazione.
- La fdT del sistema sia  $H(z)=1/A(z)$  a tutti poli e l'ingresso sia costituito da un rumore bianco  $n(i)$  ( $n(i) \sim WN(0, \lambda^2)$ ) (modello autoregressivo - AR)

$$y(i) = \bar{y}(i) + n(i) = -a_1 y(i-1) + \Lambda - a_p y(i-p) + n(i)$$

**Appunto:** un modello ARp (auto-regressivo di ordine p) descrive un campione di segnale  $y(i)$  come combinazione lineare di p campioni passati più un errore casuale  $n(i)$ ;

ad ogni coppia di poli complessi coniugati della fdT corrisponde nello spettro una "campana" la cui frequenza centrale è determinata dalla posizione dei poli nel cerchio unitario.

## Analisi Spettrale del segnale HRV



### Frequenze di interesse

- VLF: 0-0.04 Hz  
componenti lente, ritmi circadiani, contributi non lineari
- LF : 0.04-0.15 Hz  
attività del SNA simpatico, tono vasomotorio.
- HF: 0.15-0.4 Hz  
attività respiratoria, controllo vagale.

### Parametri spettrali

- Componenti spettrali (frequenza e potenza)
- Rapporto LF/HF: misura della bilancia simpato-vagale

# HRV measures

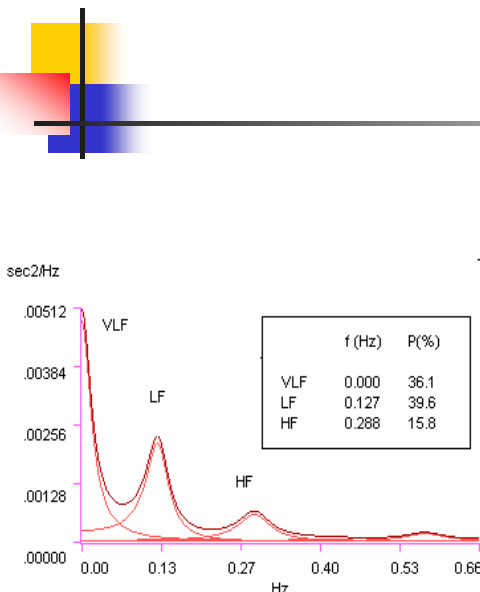
**Table 2.** Selected Frequency Domain Measures of HRV

	Variable	Units	Description	Frequency Range
<b>Analysis of Short-Term Recordings (5 min)</b>				
	5-min total power	ms <sup>2</sup>	The variance of NN intervals over the temporal segment	≈ ≤0.4 Hz
	VLF	ms <sup>2</sup>	Power in the VLF range	≤0.04 Hz
	LF	ms <sup>2</sup>	Power in the LF range	0.04–0.15 Hz
	LF norm	nu	LF power in normalized units LF/(total power–VLF)×100	
	HF	ms <sup>2</sup>	Power in the HF range	0.15–0.4 Hz
	HF norm	nu	HF power in normalized units HF/(total power–VLF)×100	
	LF/HF		Ratio LF [ms <sup>2</sup> ]/HF [ms <sup>2</sup> ]	
<b>Analysis of Entire 24 Hours</b>				
	Total power	ms <sup>2</sup>	Variance of all NN intervals	≈ ≤0.4 Hz
	ULF	ms <sup>2</sup>	Power in the ULF range	≤0.003 Hz
	VLF	ms <sup>2</sup>	Power in the VLF range	0.003–0.04 Hz
	LF	ms <sup>2</sup>	Power in the LF range	0.04–0.15 Hz
	HF	ms <sup>2</sup>	Power in the HF range	0.15–0.4 Hz
	α		Slope of the linear interpolation of the spectrum in a log-log scale	≈ ≤0.04 Hz

VLF indicates very-low frequency; ULF, ultra-low frequency.

Reprinted with permission from Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. *Circulation* 1996;93:1043–65.

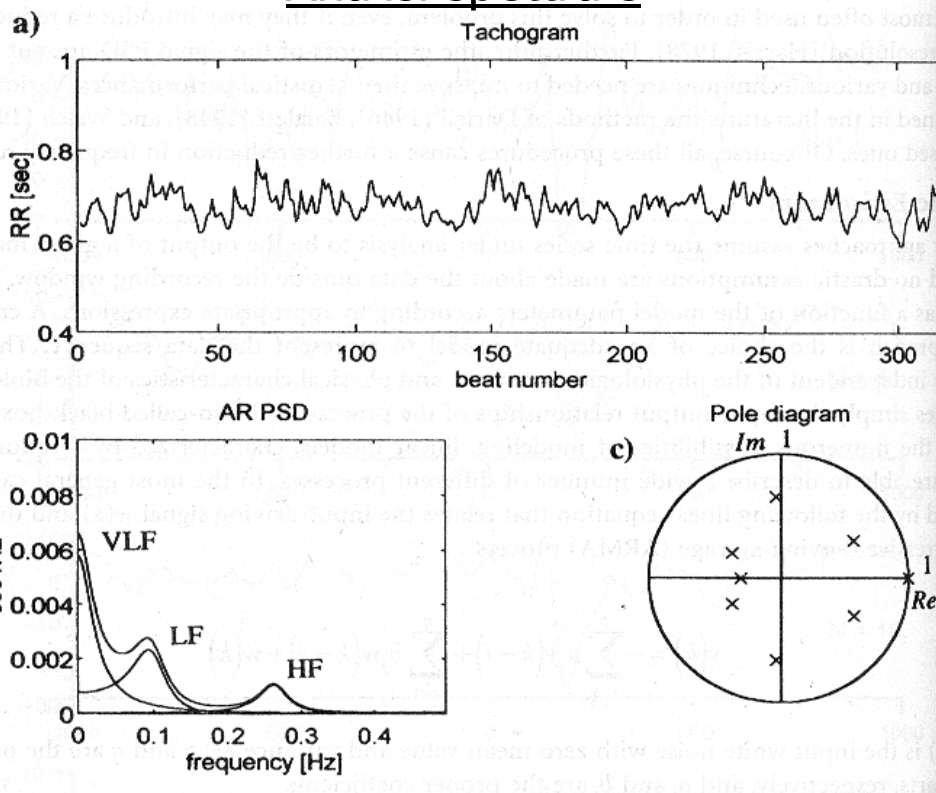
## Analisi Spettrale AutoRegressiva



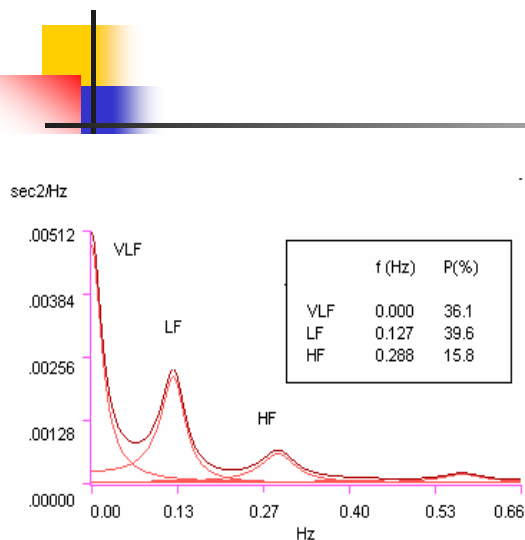
- Stima di un modello parametrico AR di ordine [8-20]
- Calcolo della frequenza associata a ciascun polo,  $f_{pk} = \text{fase}(p_k) / (2 \pi \Delta)$ ;
- Allocazione del contributo del polo alla potenza totale (il suo residuo), alla banda che lo contiene.
  - **Importante!** Il contributo di un polo o di una coppia di poli complessi coniugati è un numero reale, non è necessariamente un valore positivo; questo spiega perché è possibile che il contributo di potenza fornito da una certa banda sia negativo.
- Scelta dell'ordine ottimo
  - Test di bianchezza del residuo (test di Anderson)
  - Minimo della cifra di merito di Akaike



## Analisi spettrale

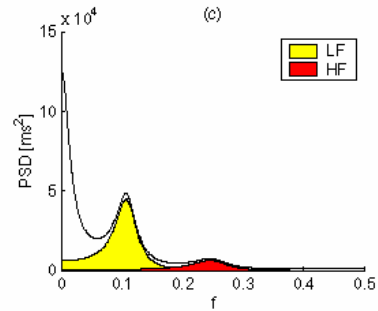
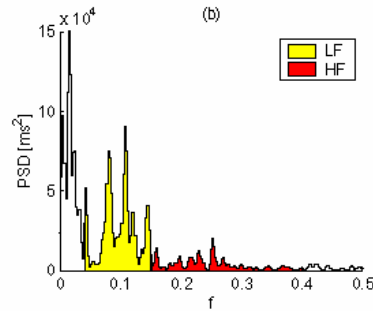
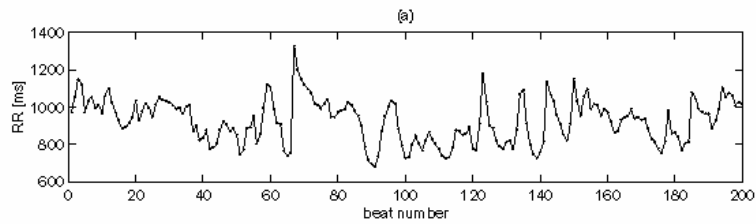


## Analisi Spettrale AutoRegressiva



- VLF: 0-0.04 Hz : componenti lente, ritmi circadiani, contributi non lineari
- LF : 0.04-0.15 Hz : attività del SNA simpatico, tono vasomotorio.
- HF: 0.15-0.4 Hz: attività respiratoria, controllo vagale.
- Rapporto LF/HF: misura della bilancia simpato-vagale





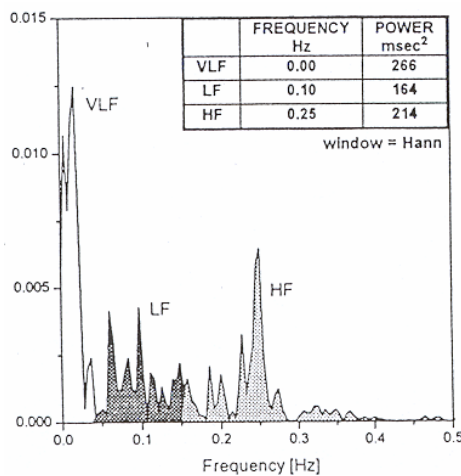
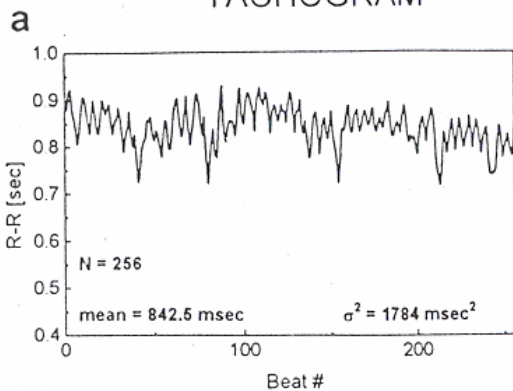
(d) PERIODOGRAM

AR MODEL

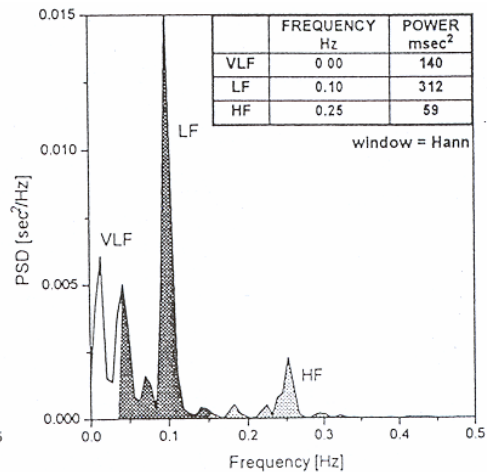
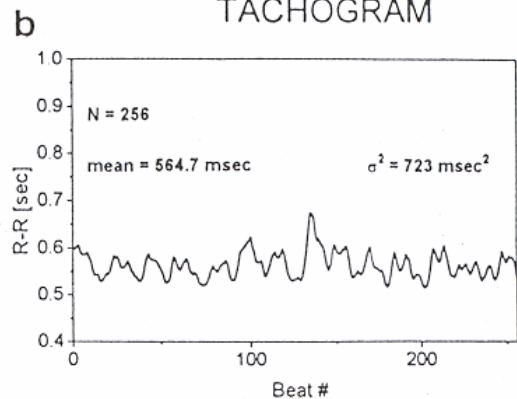
	power [ $\text{ms}^2$ ]	$f_C$	power [nu]	power [ $\text{ms}^2$ ]	$f_C$	power [nu]
VLF	5174.7	0	-	5972.9	0	-
LF	6047.4	0.096	73.5%	5641.1	0.109	75.9%
HF	1866.7	0.243	22.7%	1320.4	0.249	17.8%

Cors

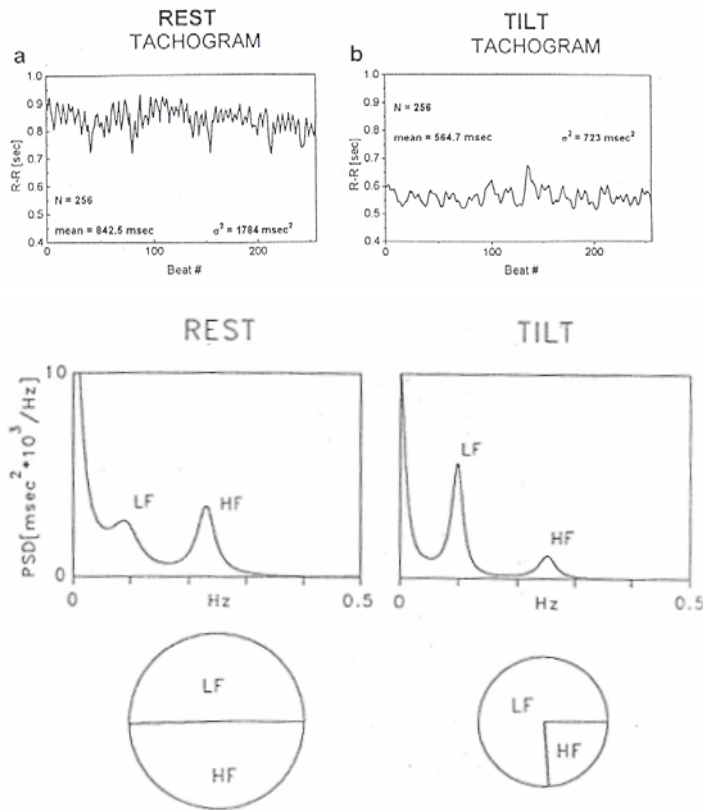
## REST TACHOGRAM



## TILT TACHOGRAM

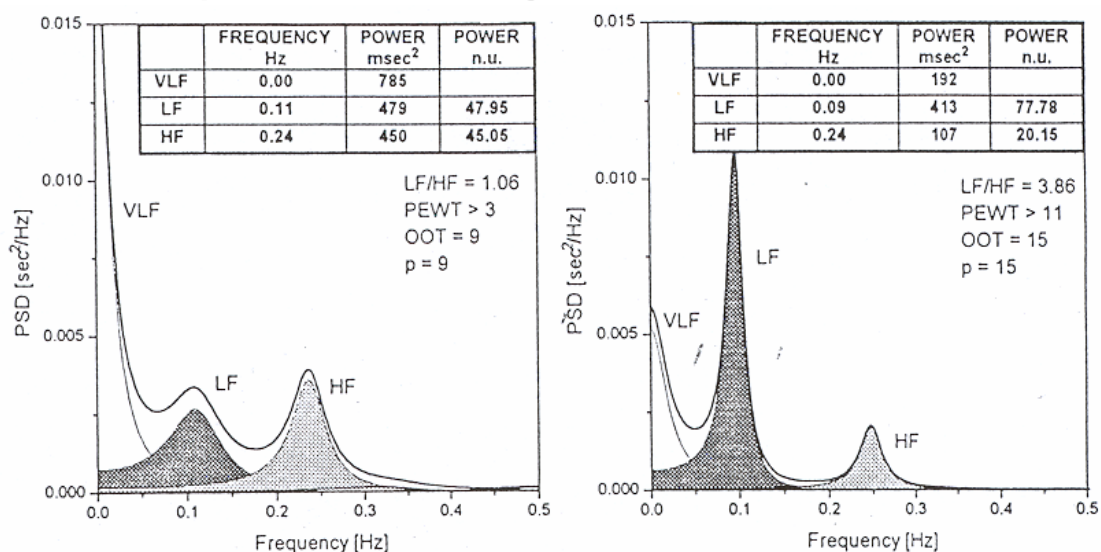


## La bilancia simpato-vagale



Dal **segnale HRV** è possibile estrarre **informazione quantitativa** sull'**attività del SNA** che **controlla il ritmo cardiaco** con un'azione sinergica e antagonista delle branca simpatica e di quella vagale

## Analisi spettrale del segnale HRV



**REST**

sistema simpatico (LF) e vagale (HF) bilanciati

**TILT**

Incremento delle LF dovuto alla stimolazione simpatica