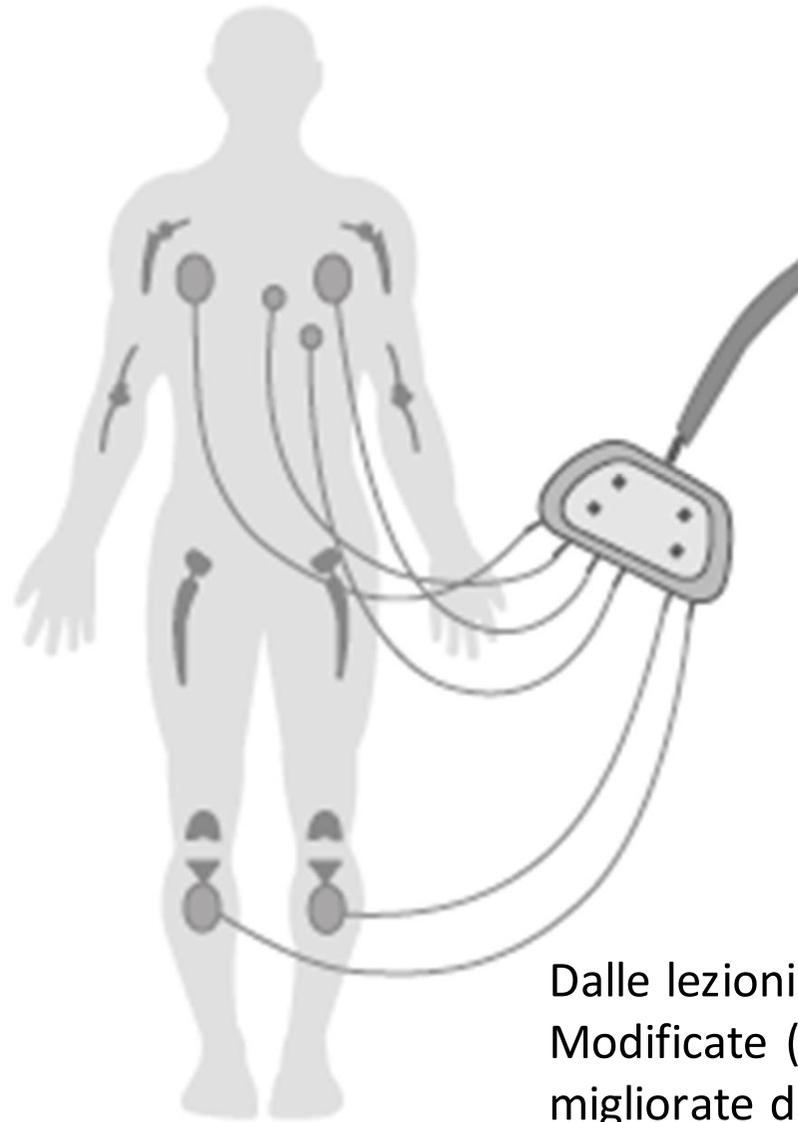


Dal biopotenziale al segnale ECG

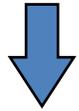


Dalle lezioni del Prof. Landini
Modificate (ma non necessariamente
migliorate da Nicola Vanello)

Flusso dell'attività elettrica cardiaca (potenziali d'azione)

Nodo SA

Andatura (stabilisce il ritmo cardiaco)



Muscolo atriale

Contrazione



Nodo AV

Ritardo



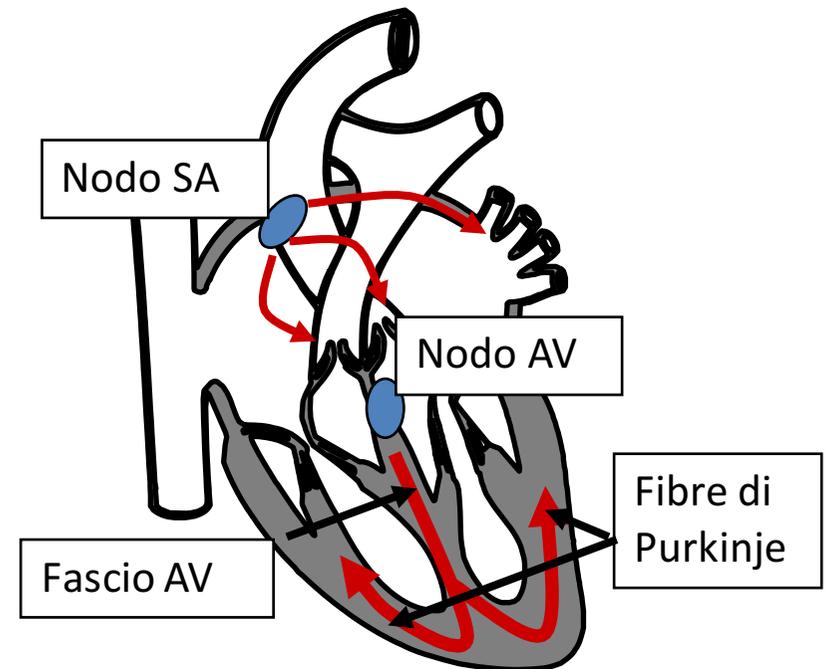
Fibre del Purkinje

Rapide, distribuite uniformemente



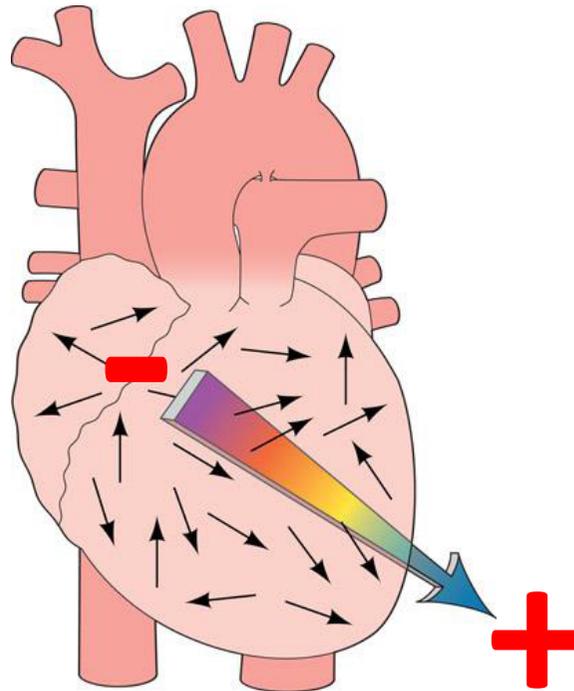
Muscolo ventricol.

Contrazione



Il dipolo cardiaco

- Distribuzione dei vettori di dipolo elettrico generati dalle cellule miocardiche (**freccie nere**) durante un ciclo di contrazione.

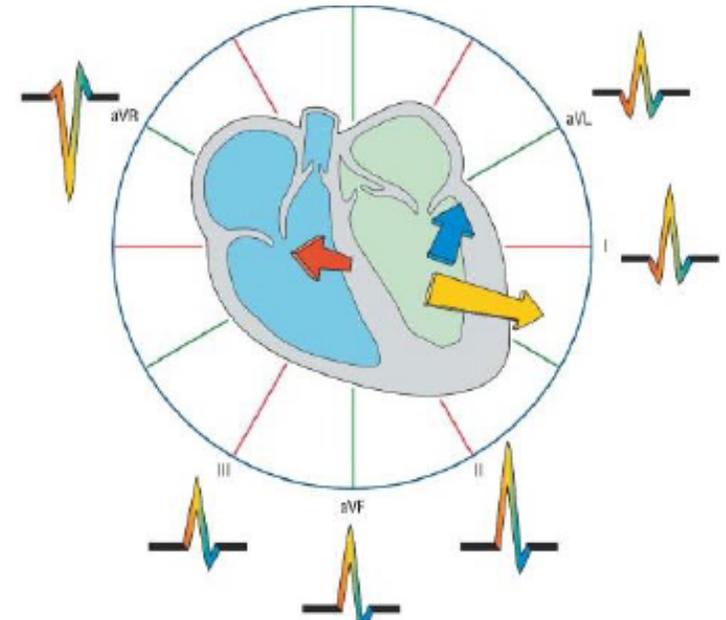


- Il vettore risultante (**freccia colorata rilevata ad un certo istante temporale**) è la somma istante per istante dei singoli vettori generati da tutte le regioni cardiache durante la depolarizzazione cardiaca.

Esempio di sequenza di attivazione dei ventricoli

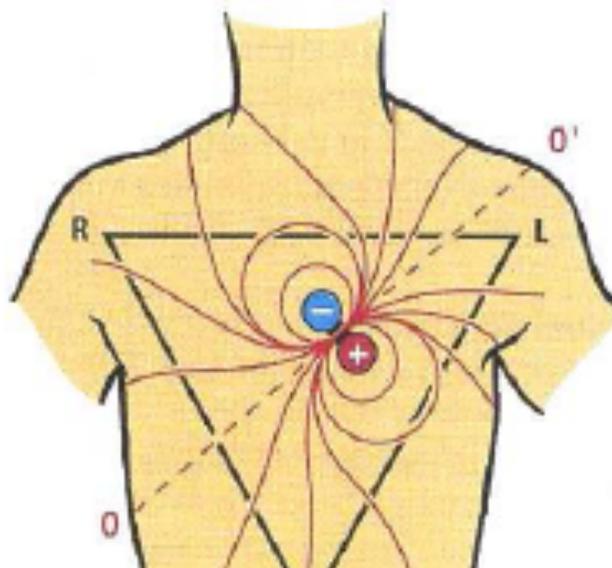
L'onda di attivazione che si propaga all'interno del cuore può essere rappresentata come un dipolo mobile

- Vettori di depolarizzazione:
 - **Freccia rossa:** prima area dei ventricoli che si depolarizza
 - **Freccia gialla:** seconda area di depolarizzazione
 - **Freccia blu:** terza area di depolarizzazione
- Il vettore medio del QRS è la somma di tutti i vettori elettrici generati ad ogni istante in tutte le regioni ventricolari durante la depolarizzazione.



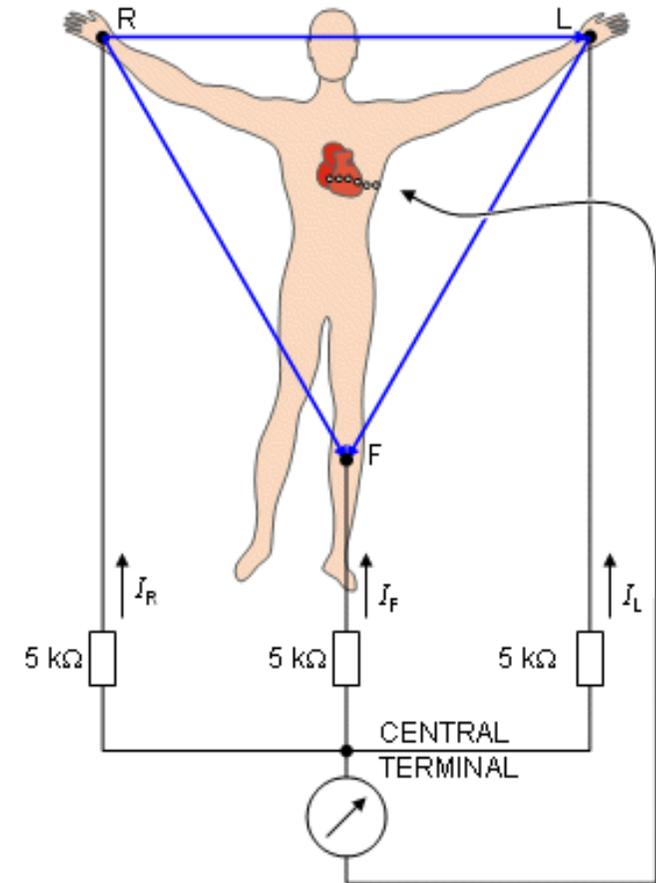
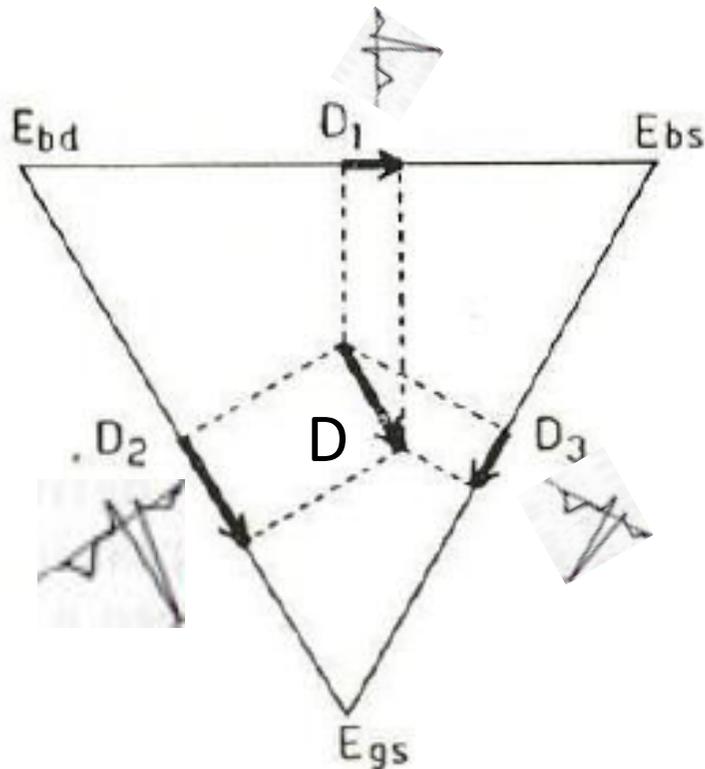
Il segnale ECG

- Per mettere in relazione il **vettore di dipolo cardiaco** con il segnale ECG che viene registrato sulla superficie del corpo bisogna considerare che:
 - Il dipolo emette un flusso di corrente **ionica** che si propaga grazie al fatto che il corpo umano è un conduttore di elettricità.
 - L'intensità del flusso ionico si riduce con il quadrato della distanza.



Elettrocardiogramma (ECG)

- L'ampiezza e la direzione delle deflessioni dell'elettrocardiogramma risultano dall'ampiezza del vettore dipolo e dalla sua proiezione sulla linea di derivazione.



Connessioni di Einthoven:

- D : vettore cardiaco istantaneo
- D_1 , D_2 , D_3 : proiezioni del vettore cardiaco istantaneo sugli assi di derivazione

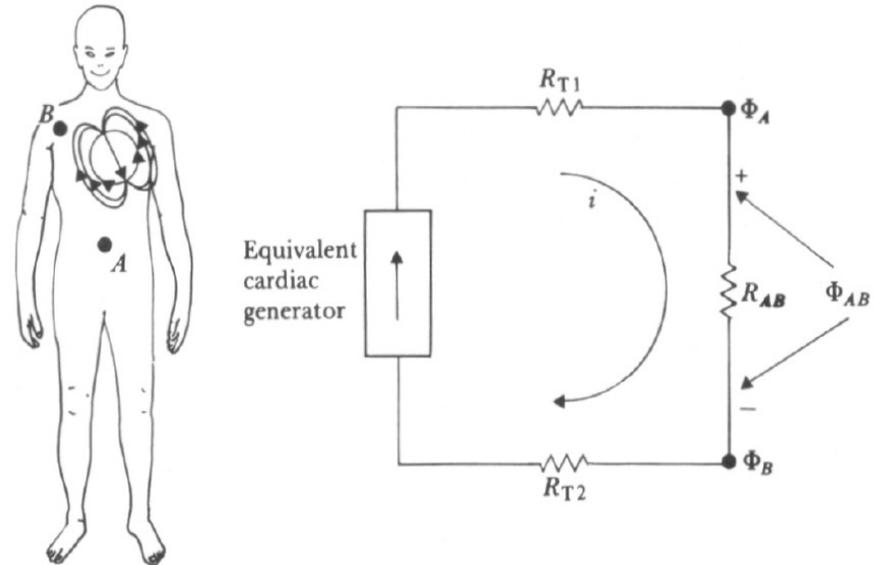
Elettrodi

La corrente nei tessuti è portata dagli ioni, la corrente nei conduttori è portata dagli elettroni.

Gli elettrodi funzionano dunque da *trasduttori*

che trasformano la corrente ionica di superficie in corrente elettronica in grado di attraversare i circuiti elettronici di un'apparecchiatura.

L'elettrodo è un'interfaccia nella quale avviene una reazione chimica di ossidoriduzione che comporta un'acquisizione o cessione di elettroni da o verso sostanze in forma ionica.

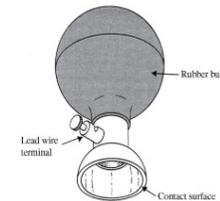


Elettrodo Ag-AgCl

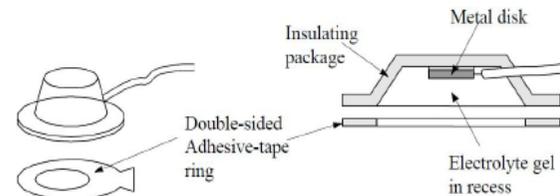
- Un elettrodo Ag-AgCl si compone di una parte metallica (per il collegamento all'apparecchiatura ECG) ed una parte salina, in grado di partecipare alla reazione di ossidoriduzione.
- Per la parte salina si sceglie un sale d'argento (il derma è ricco di cloro), il cloruro d'argento.
- L'elettrodo è quindi una placchetta d'argento metallico ricoperta da una patina di cloruro d'argento nella zona a contatto con la pelle.

Tipi di elettrodi

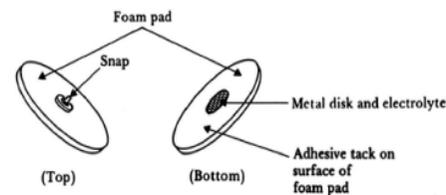
- Elettrodi a placca
- Elettrodi a suzione
- Elettrodi flottanti
- Elettrodi monouso
- Elettrodi flessibili



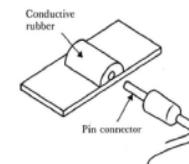
- Elettrodi flottanti



- Elettrodi monouso

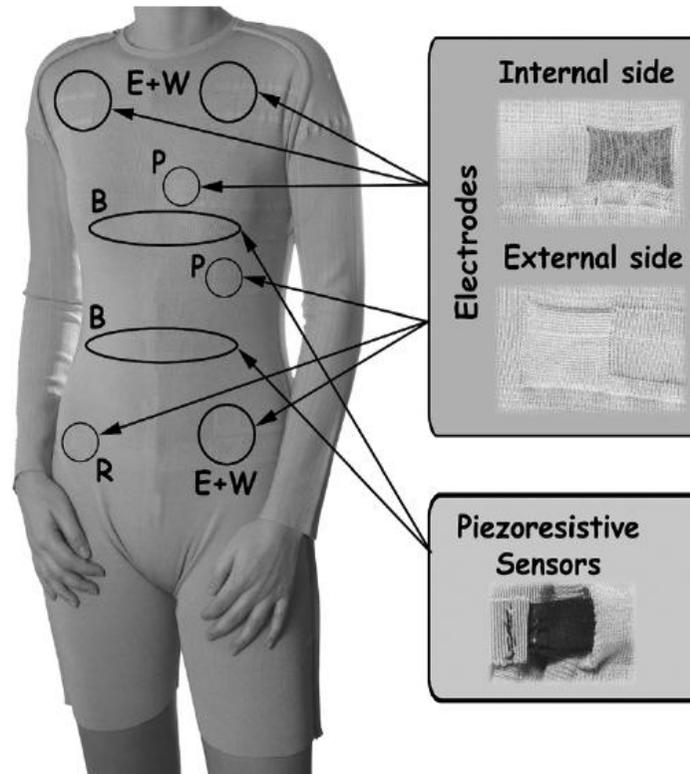


- Elettrodi flessibili



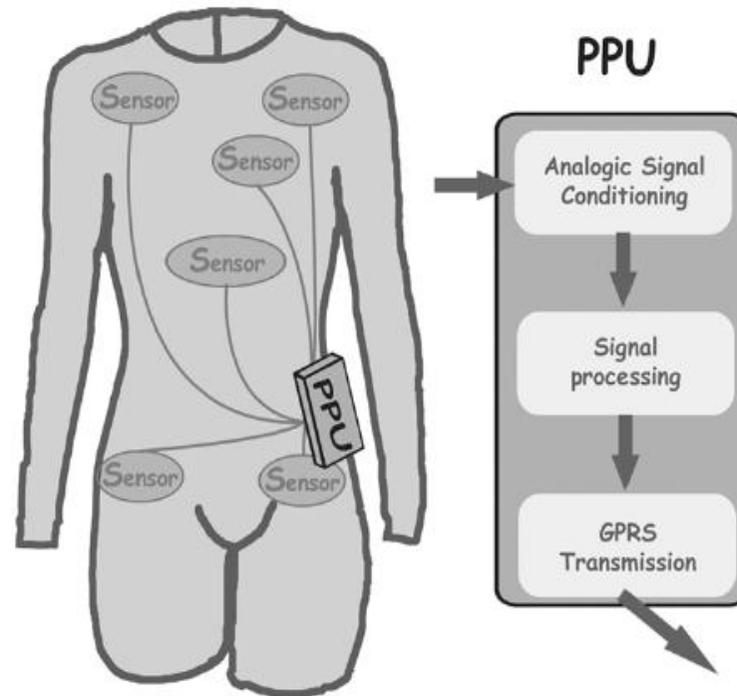
Elettrodi indossabili

- Sono impiegati fili conduttivi e piezoresistivi, con funzioni di sensori e di elettrodi, integrati su un indumento indossabile.
- Vengono utilizzati per monitorare la respirazione, l'attività cardiaca e muscolare, la temperatura.

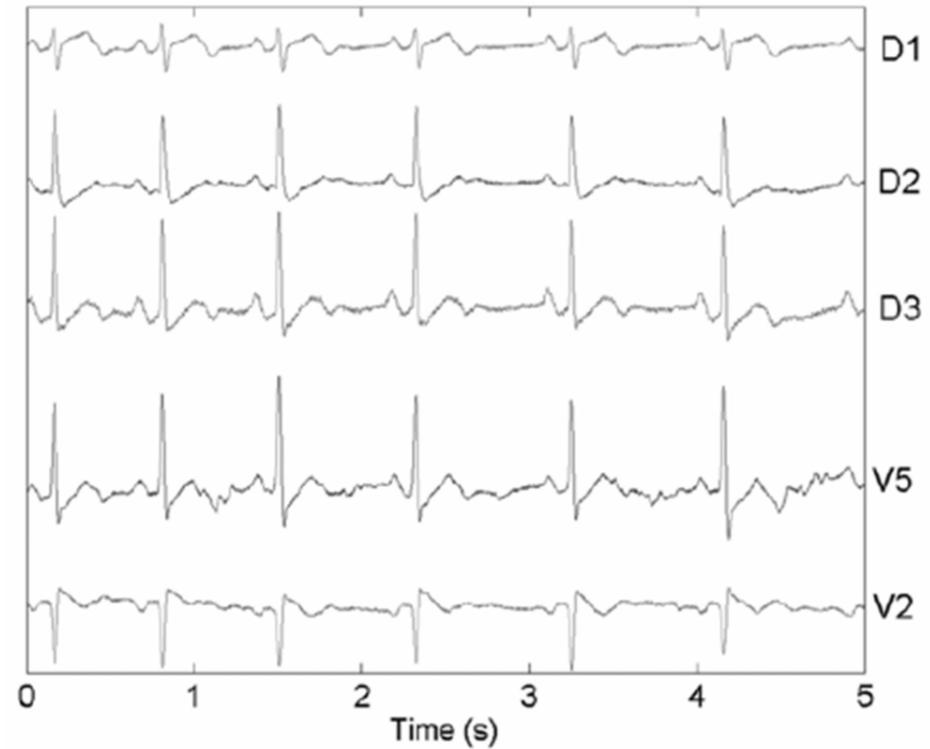


Elettrodi indossabili

- Le misure vengono elaborate con un'elettronica a bordo e poi inviate mediante wifi ad un computer per la visualizzazione e archiviazione.



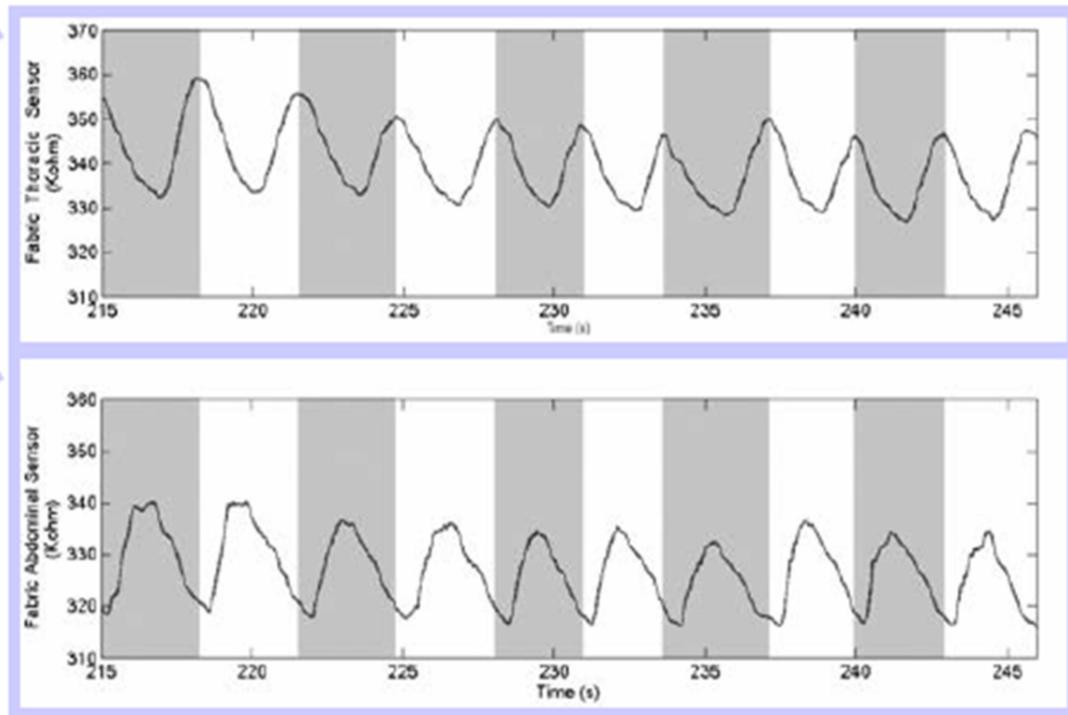
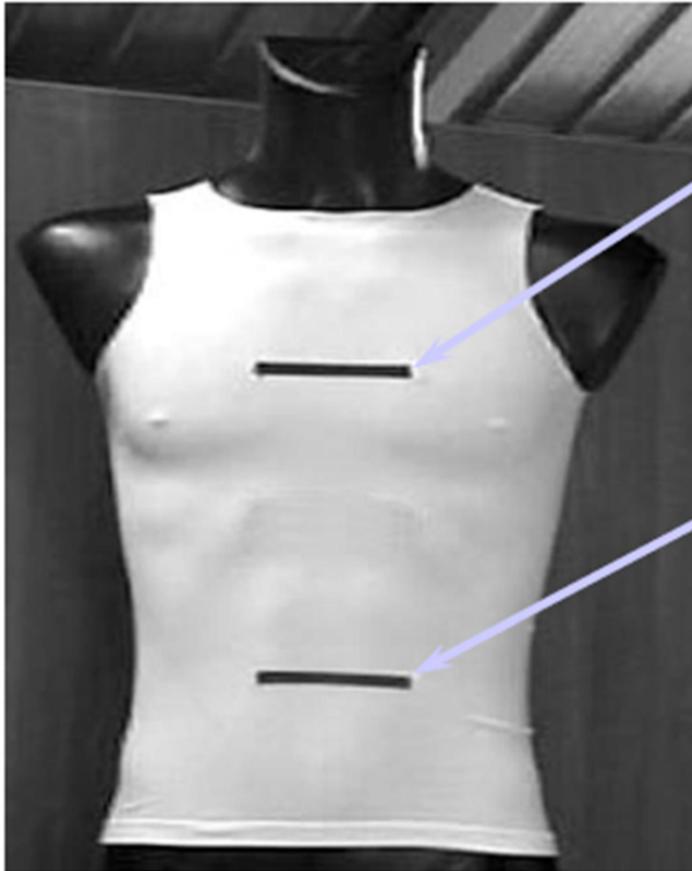
Esempio di tracciato ECG



Contemporaneous acquisition of 5 ECG leads:

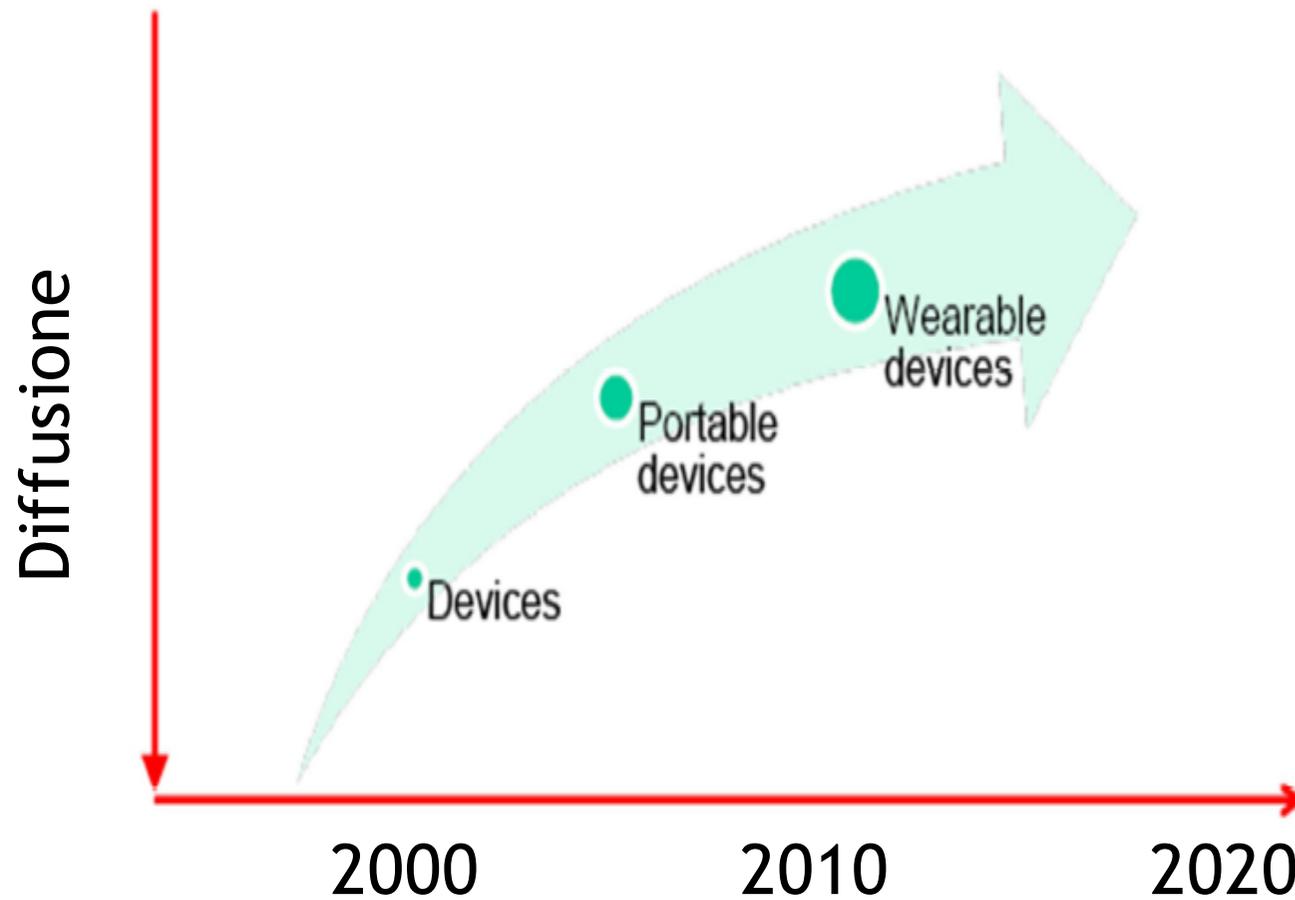
- Pseudo Einthoven Leads: I, II, III
- Precordial leads: V2, V5

Esempio di tracciato del respiro

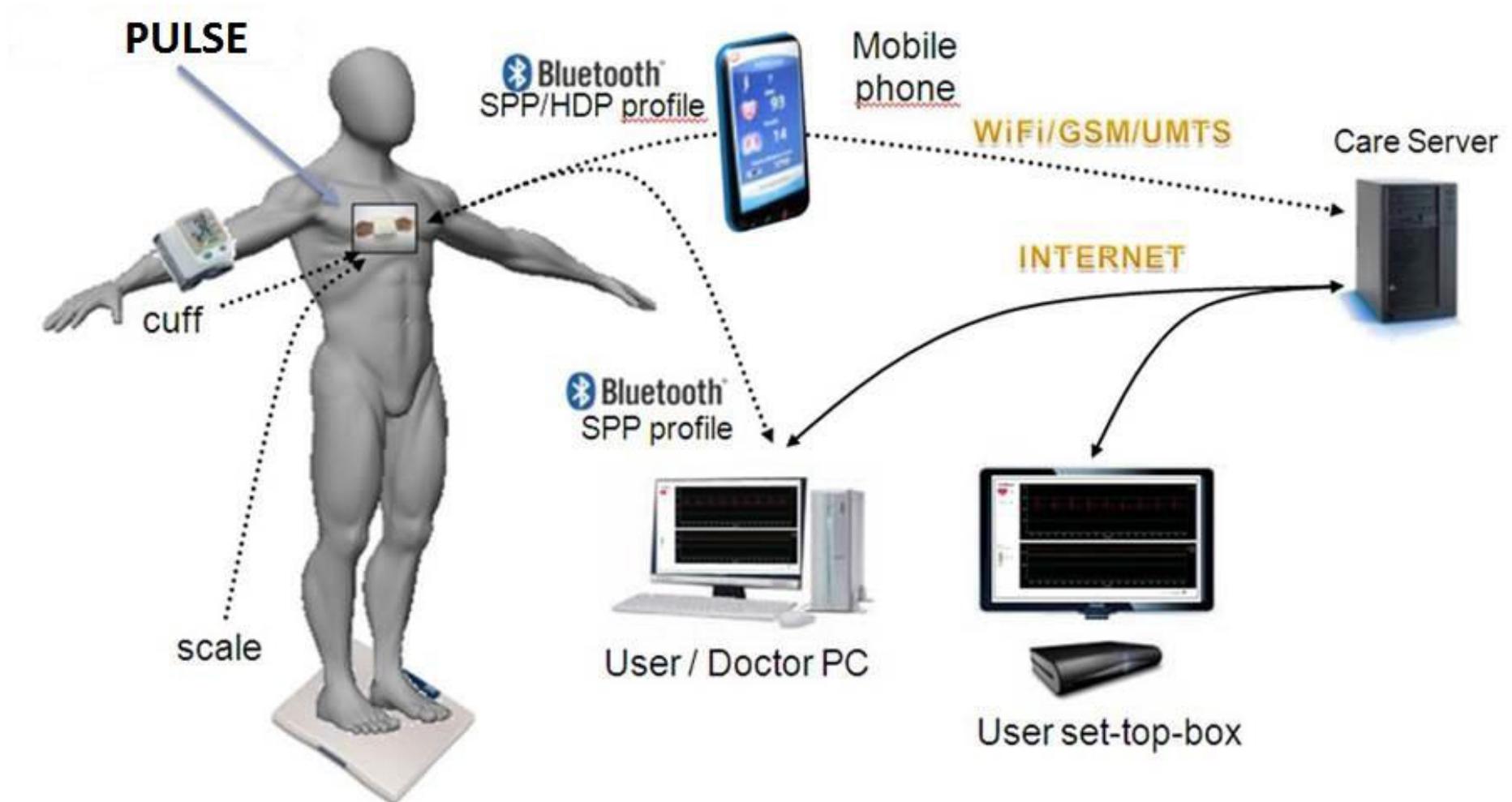


Thoracic and abdominal respiration signals

Trend dei dispositivi indossabili

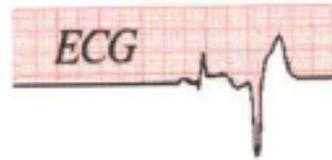


Dispositivo indossabile inserito in rete



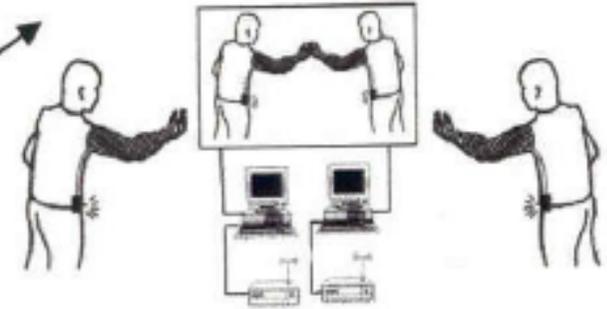


Body kinematics monitoring:
wearable strain sensors for posture and gesture analysis



Health monitoring:
wearable biosensors and electrodes for vital signs detection

Telemedicine:
-wearable electronics for signal elaboration and data teletransmission
-wearable master-slave interfaces for telesurgery



e-textiles



Sport medicine:
training or accident prevention

Teleassistance:
wearable electronics for wireless communication



Virtual-augmented reality:
sensorised and actuated man-machine wearable interfaces

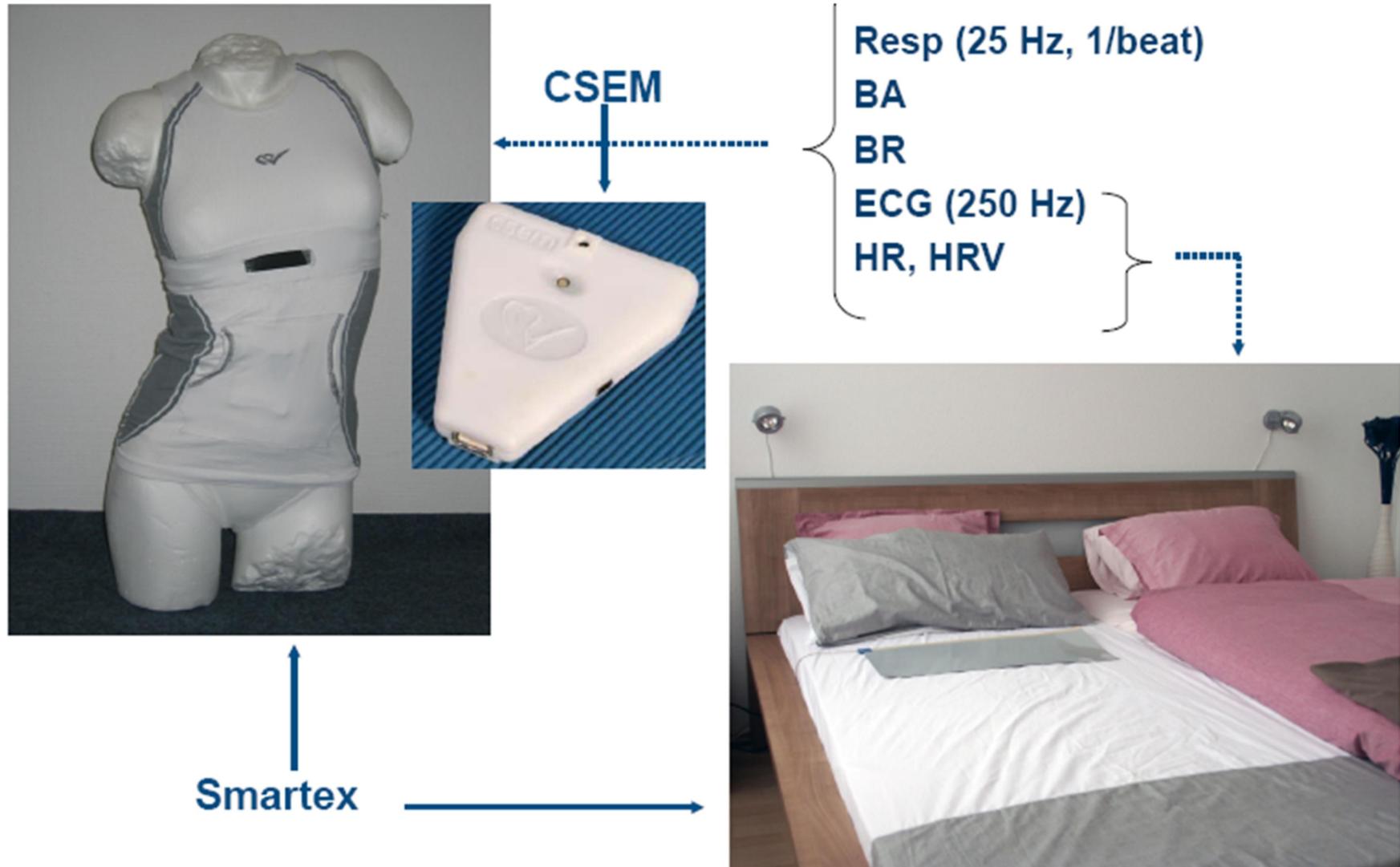
Ergonomics



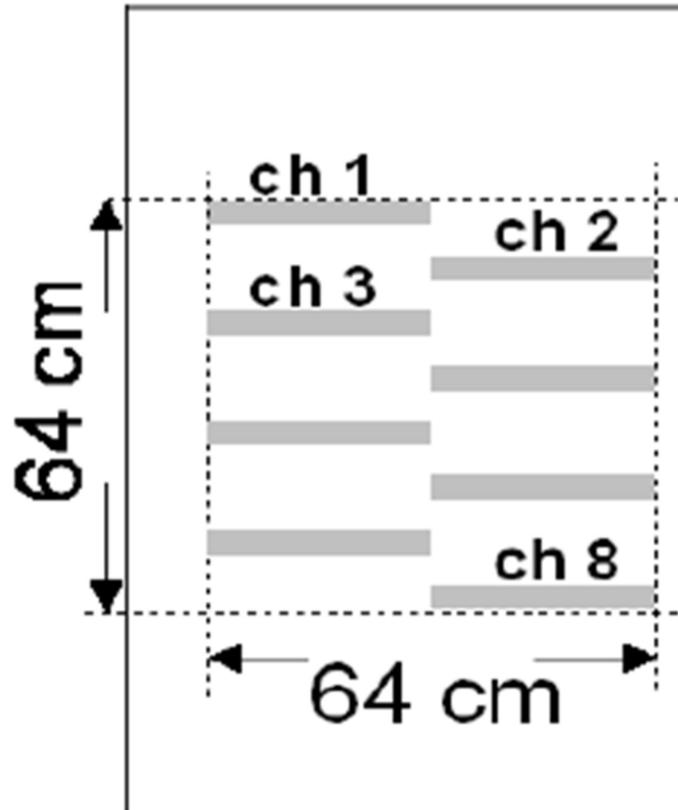
Rehabilitation:
wearable actuators for physiotherapy or compensation of disabilities



Indossabili e tessuti sensorizzati

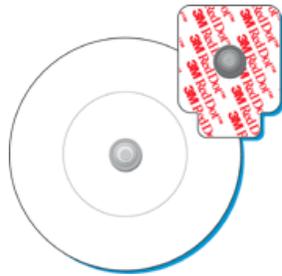


Registrazione durante il sonno

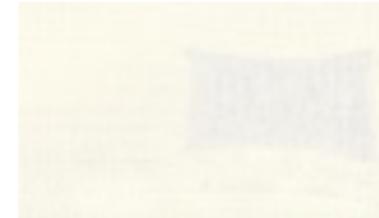
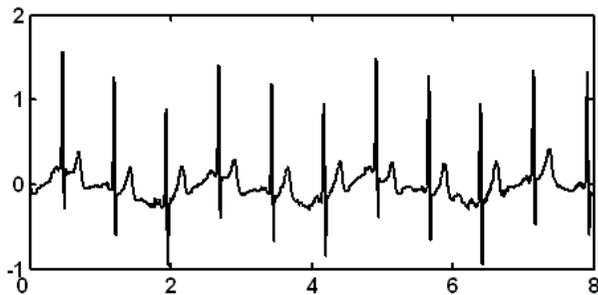


Bed Sensor with 8 channel piezo foils

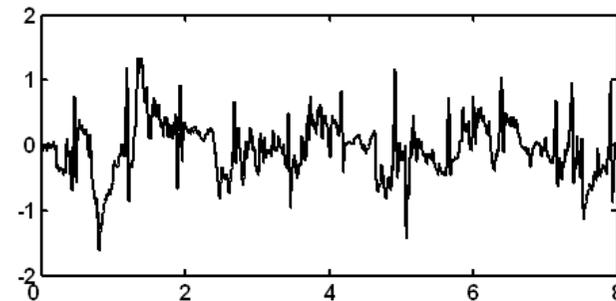
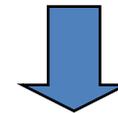
Problemi di acquisizione



Elettrodi Standard in Ag/AgCl (RedDot 3M™)

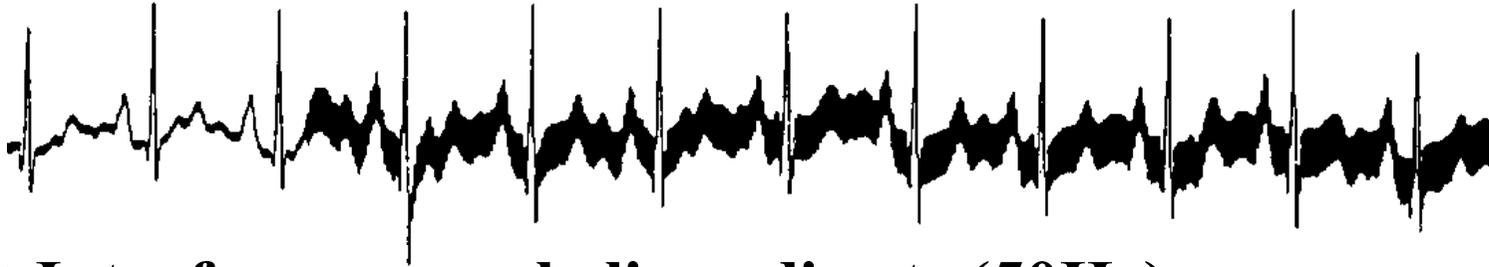


Elettrodi in tessuto (Acciaio Inox)



Artefatti da movimento nei segnali ECG !!!!!

ECG: artefatti

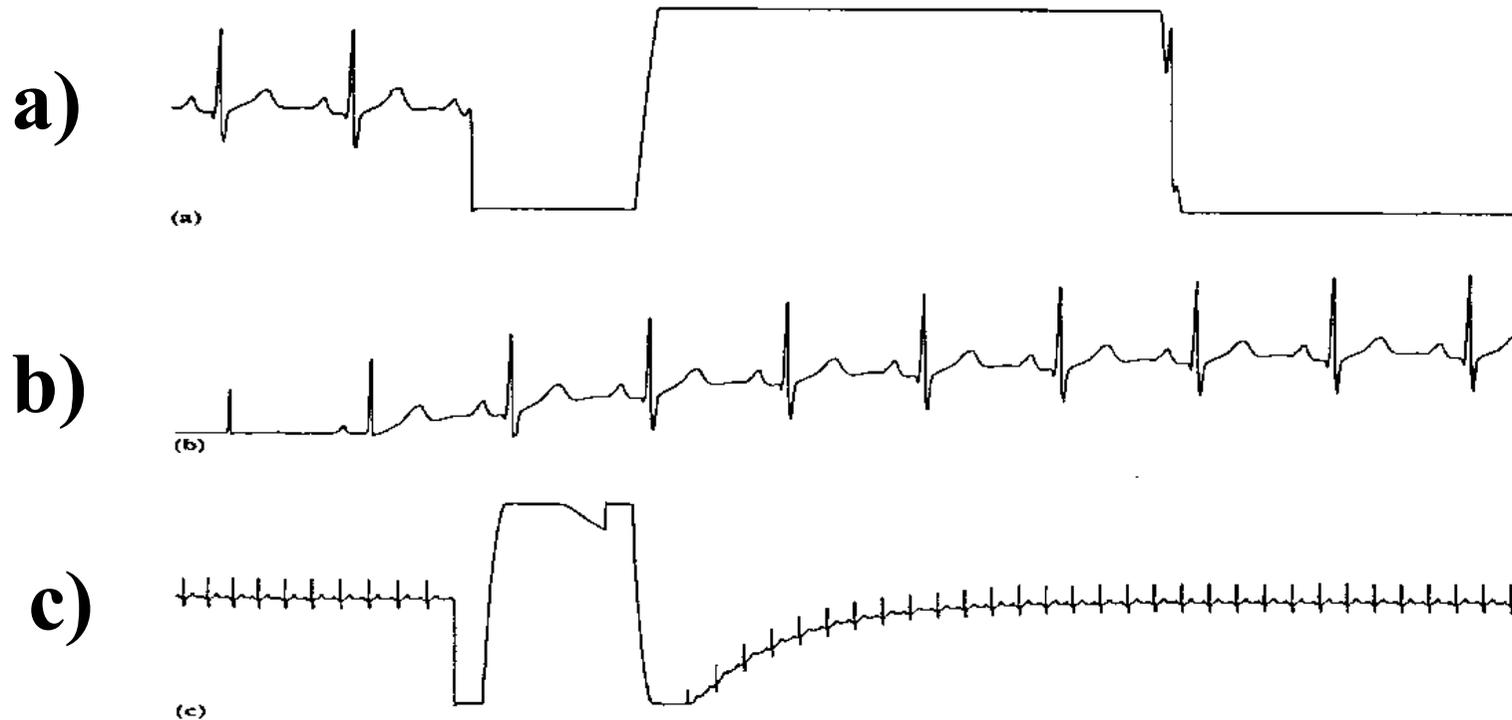


Interferenza con la linea di rete (50Hz)



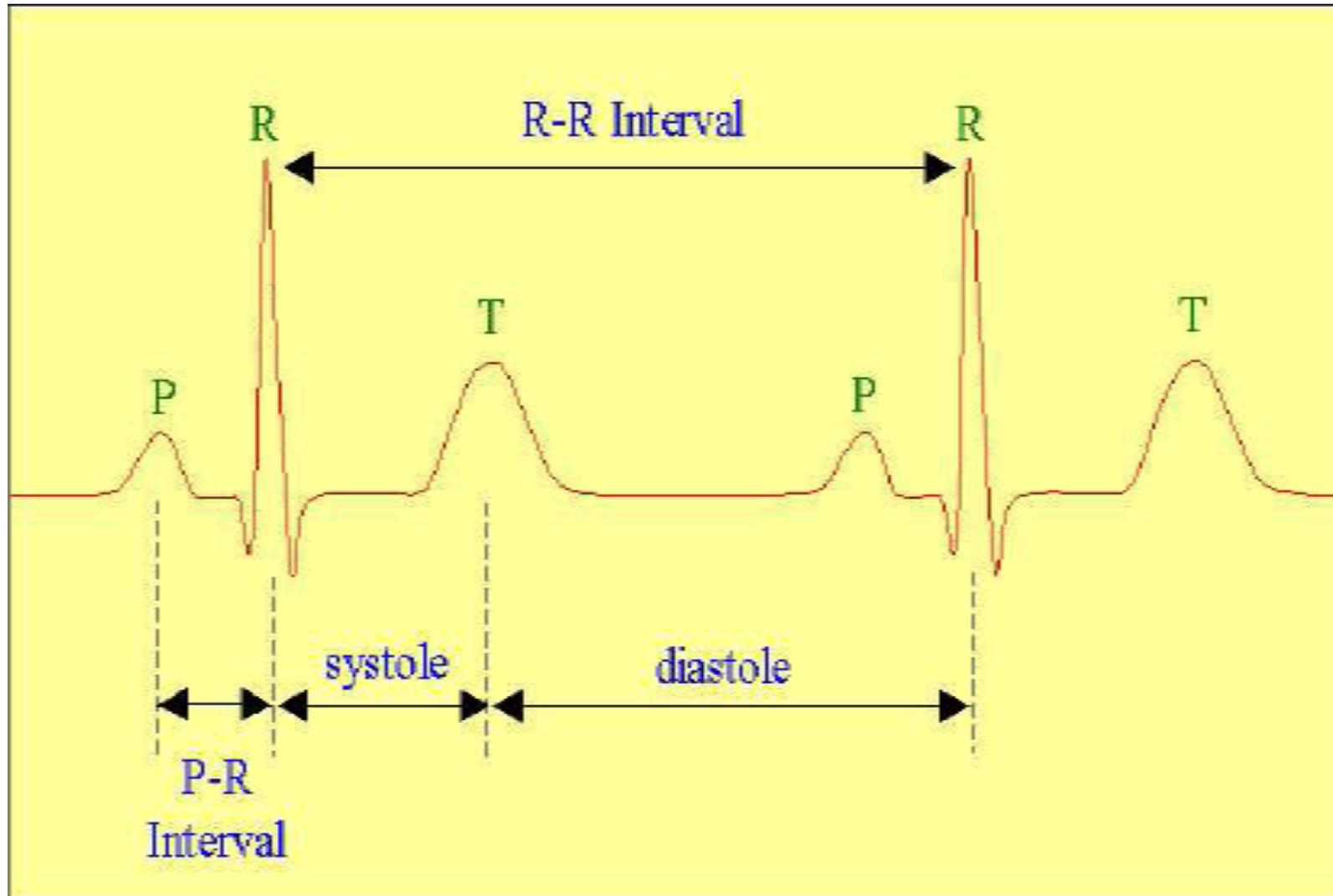
Tremore muscolare

ECG: artefatti



- a) Transitorio di tensione che porta il segnale ECG in saturazione.
Dopo il transitorio lo stadio dell'amplificatore richiede un certo tempo per rientrare nel range di operazione normale.
- b) Continuazione della traccia a)
- c) Lo stesso segnale con amplificazione grafica ridotta.

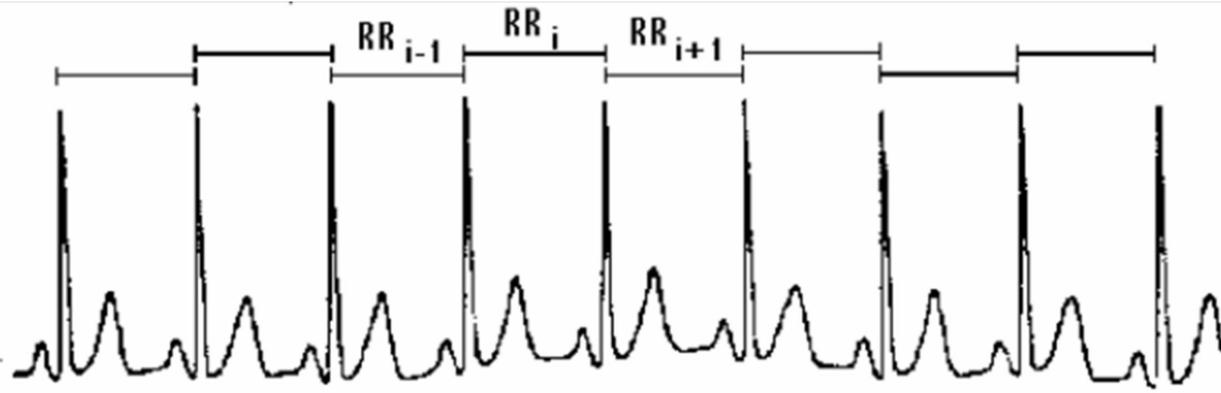
Dal segnale ECG alla frequenza cardiaca



Misura della frequenza cardiaca

- La variabilità della frequenza cardiaca (HRV) è rappresentata dalle differenze negli intervalli RR e dalle conseguenti variazioni istantanee della FC.
- Per quantizzare la HRV si utilizza una registrazione elettrocardiografica che permette di ottenere un QRS di ampiezza sufficiente ed una linea di base elettrocardiografica stabile da cui si ricava il **tacogramma**.

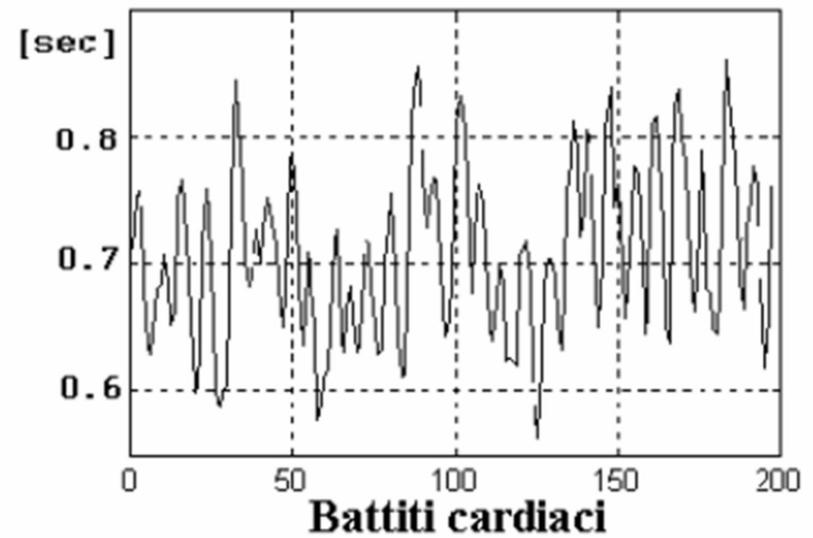
Tacogramma



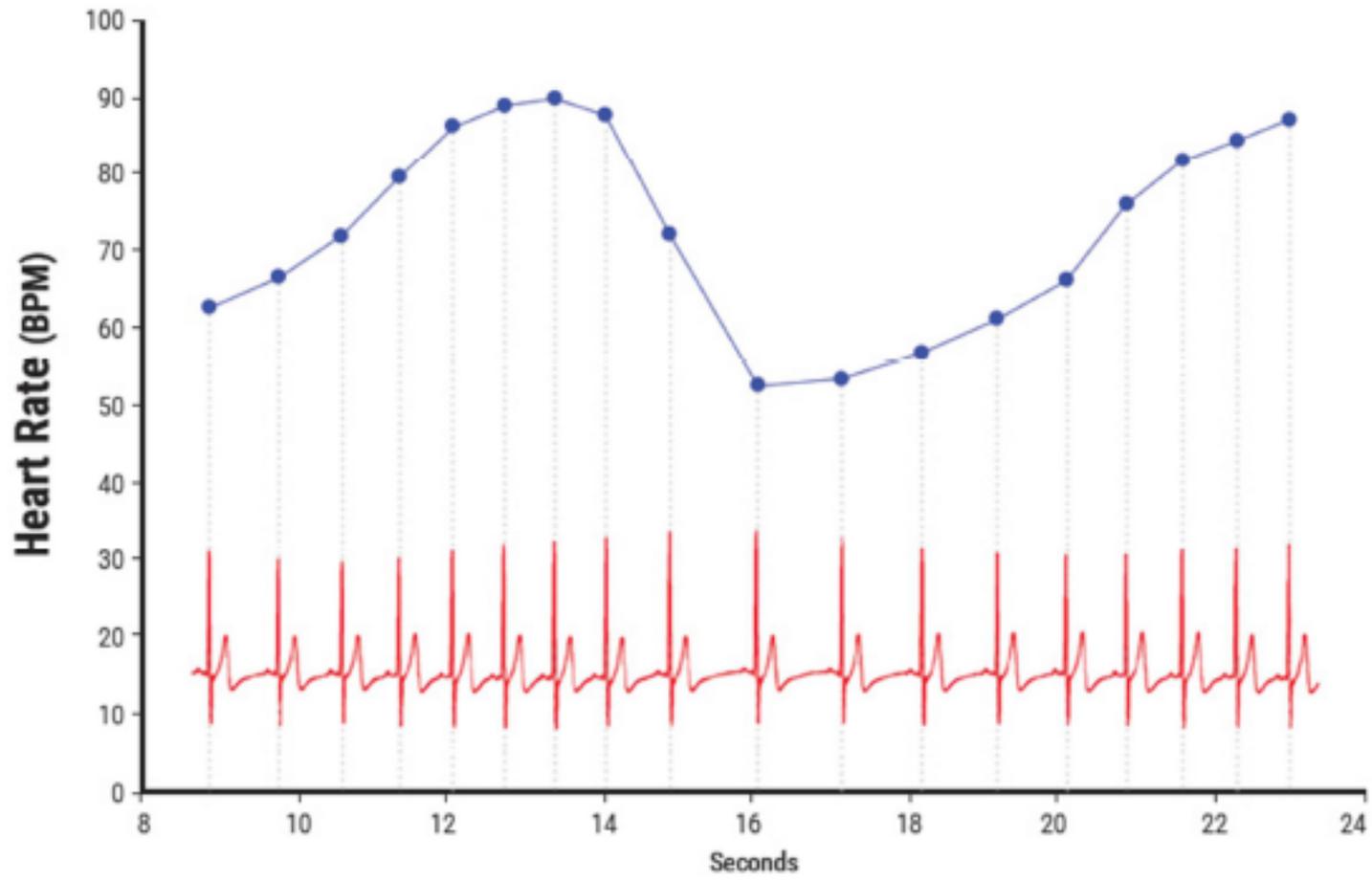
Derivazione ECG



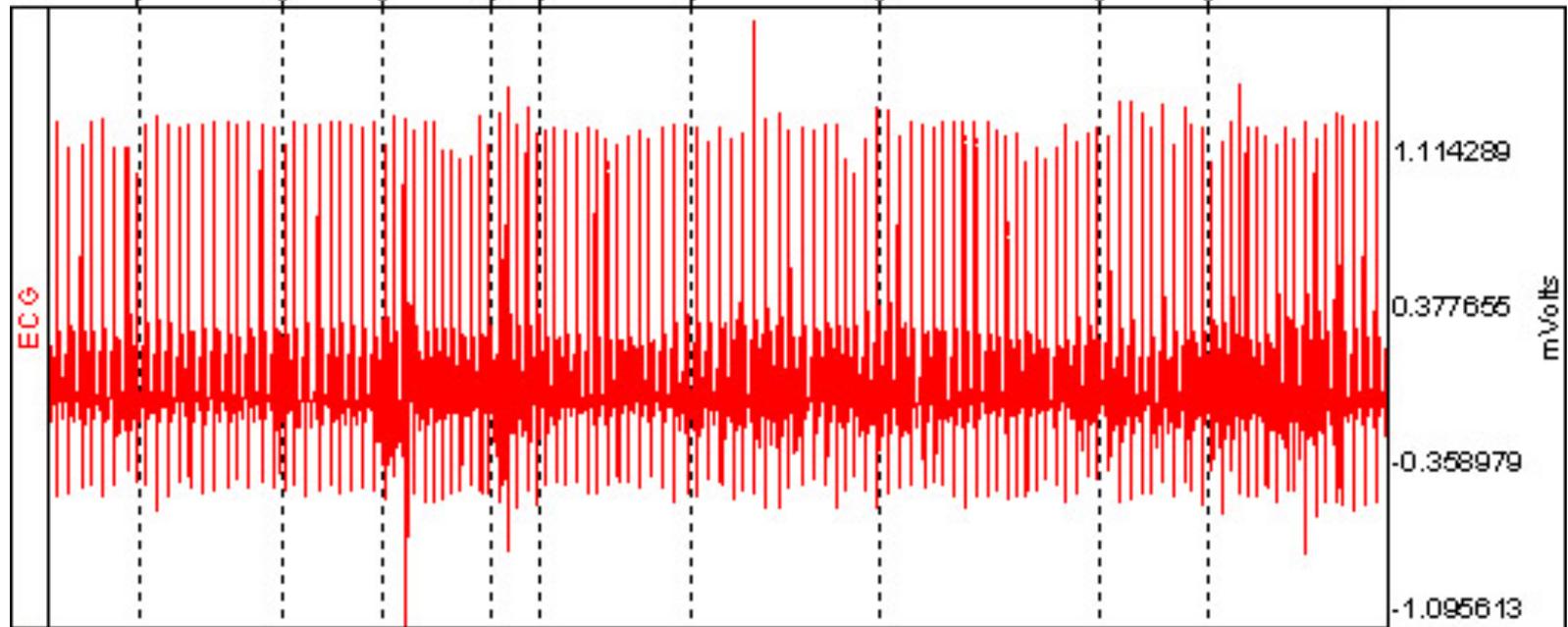
La serie degli intervalli R-R estratti dall'ECG costituisce il tacogramma



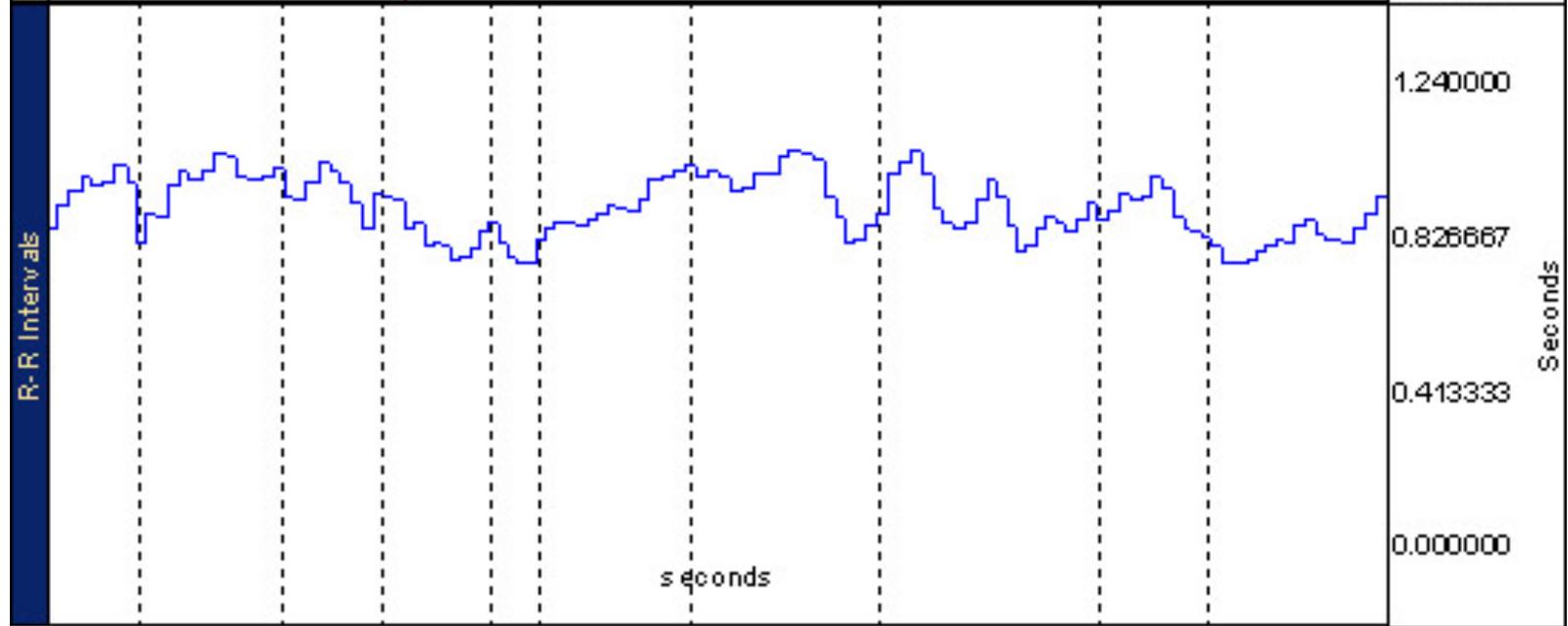
TACOGRAMMA



ECG



Tacogramma



343.80734

372.45795

401.10857

429.75918

seconds

1.114289

0.377655

-0.358979

-1.095613

mVolts

1.240000

0.826667

0.413333

0.000000

Seconds

9:57:03 AM

9:56:58 AM stand up

9:58:00 AM sit up

9:56:40 AM sneeze

9:57:51 AM twist body

9:56:28 AM yawn

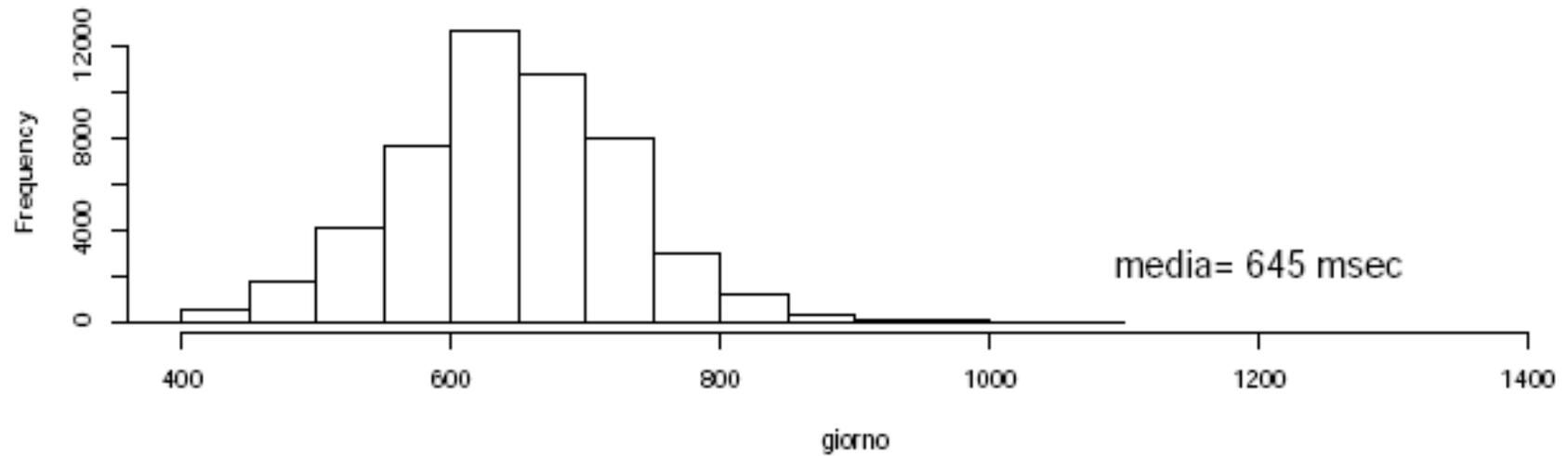
9:56:49 AM cough

9:57:16 AM

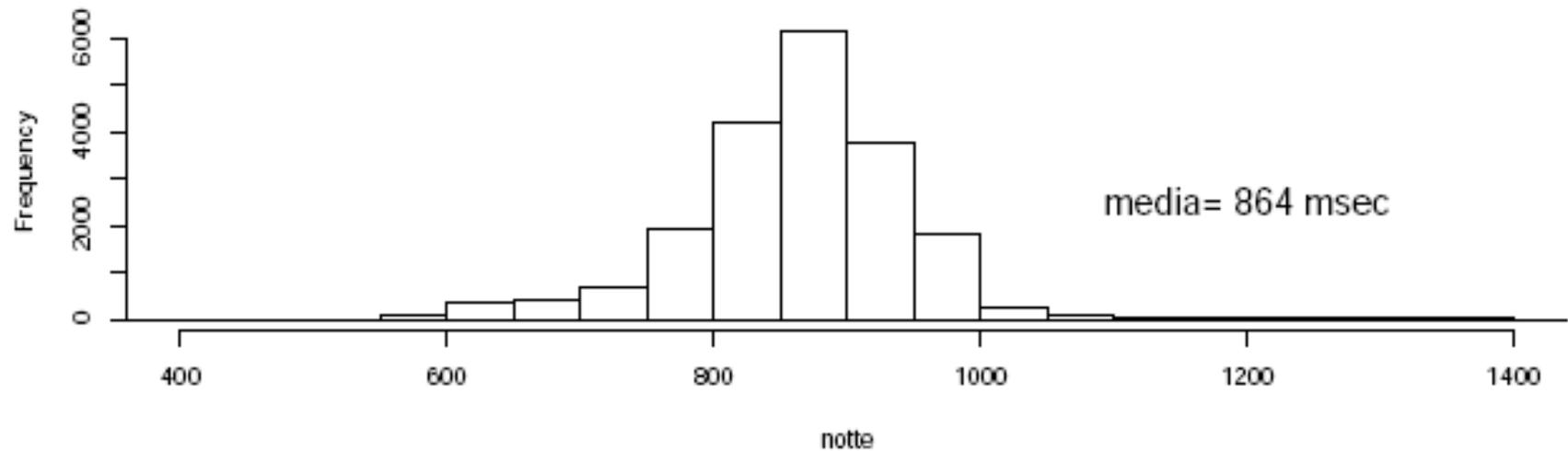
9:57:32 AM pick something up

Variabilita' RR: Confronto giorno - notte

Istogramma di 20000 battiti-giorno

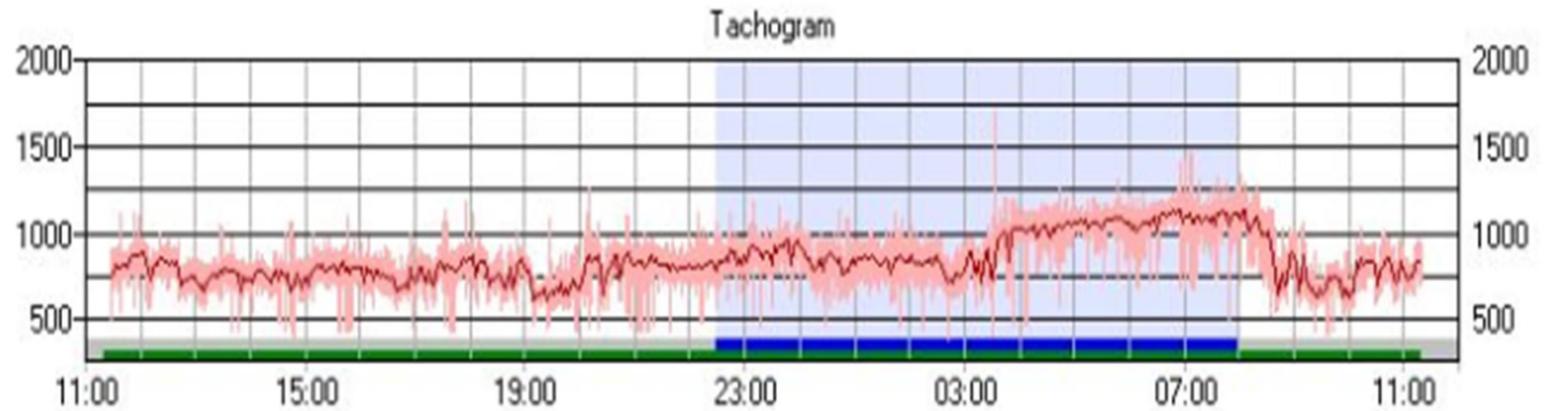


Istogramma di 20000 battiti-notte

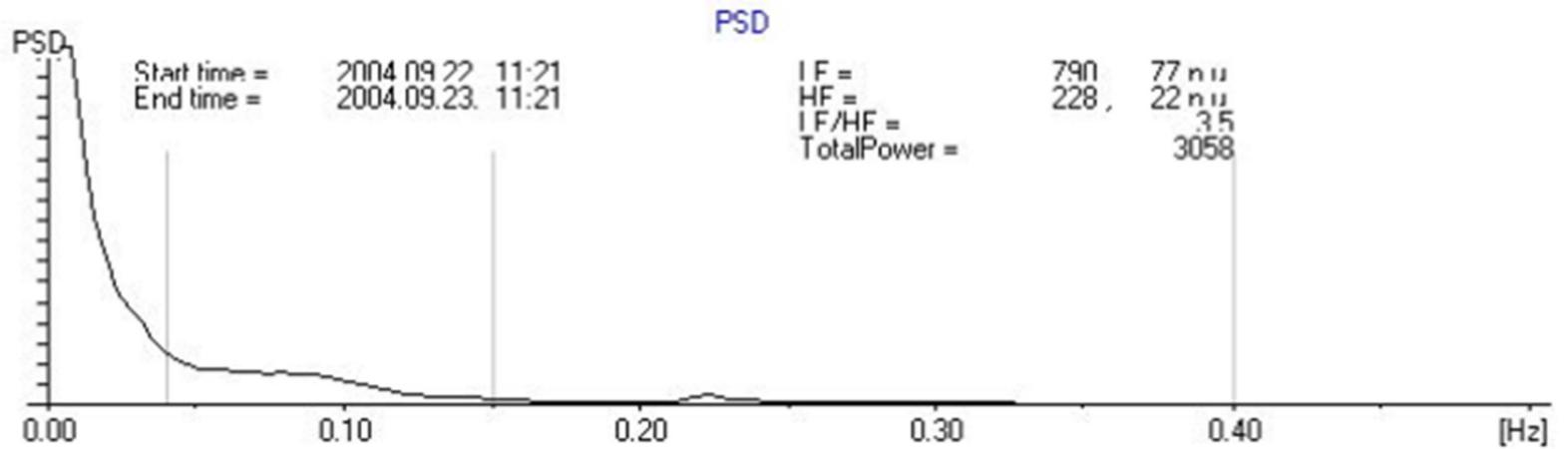


Analisi in frequenza del tacogramma

Tacogramma



Spettro di potenza del tacogramma



Spettro di potenza

- Lo Spettro di Potenza rappresenta *le componenti di frequenza del tacogramma*, e contiene le informazioni essenziali ai fini della stima del bilanciamento fra Simpatico e Parasimpatico.
- Lo Spettro di potenza (nel dominio delle frequenze) esprime la potenza delle frequenze comprese fra 0.01 e 0.4 Hz.

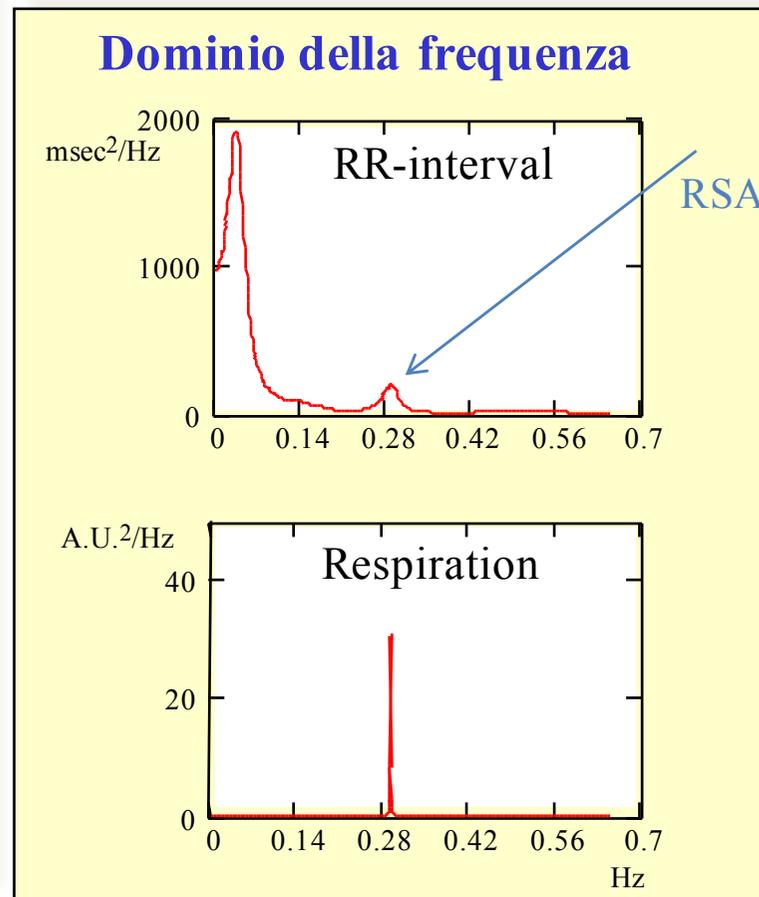
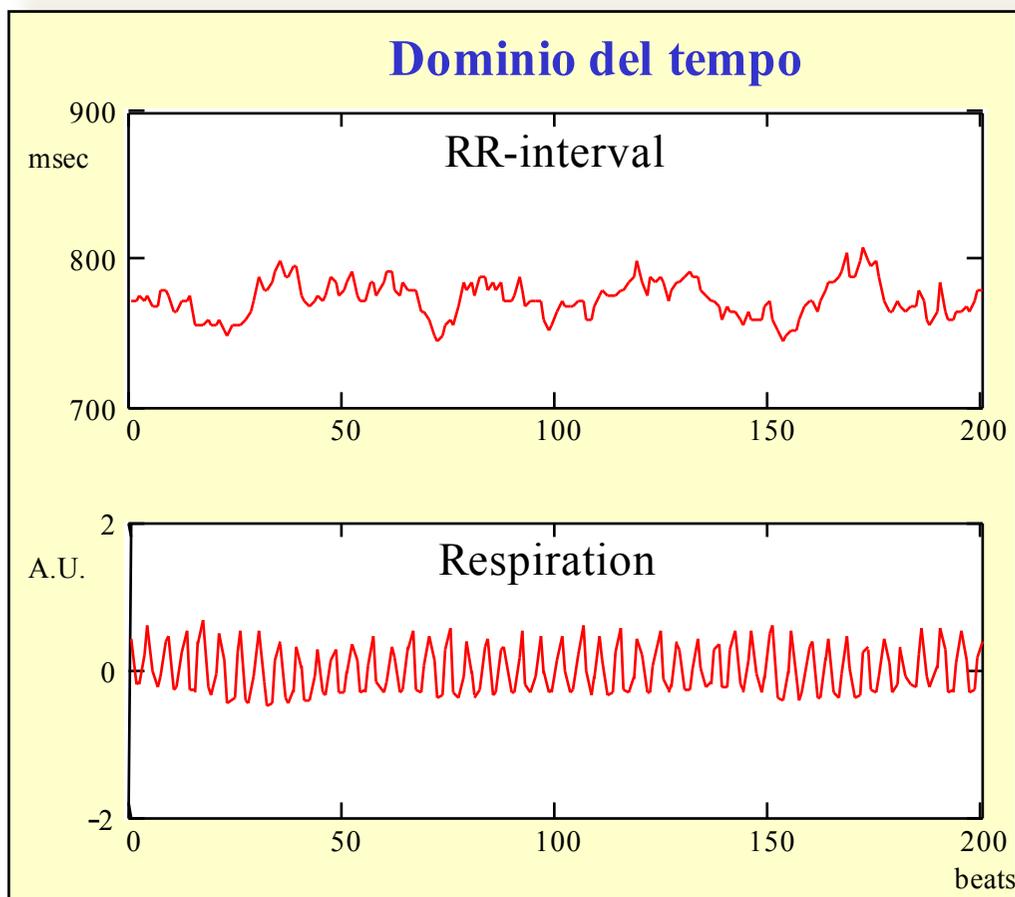
Spettro di potenza: interpretazione

- 1) **VLF (Very Low Frequency)** frequenze comprese fra 0.01 e 0.04 Hz. La banda VLF è dovuta in parte all'attività del Sistema Nervoso Simpatico, dai cambiamenti nella **termoregolazione**, ecc.
- 2) **LF (Low Frequency)** frequenze comprese fra 0.04 e 0.15 Hz. La banda delle LF viene considerata principalmente correlata all'attività del **Sistema Nervoso Simpatico** (responsabile di cambiamenti lenti della frequenza cardiaca), e all'attività di regolazione dei **barocettori** dell'attività del **Sistema Nervoso Parasimpatico** (responsabile di cambiamenti rapidi della frequenza cardiaca). Questa zona di frequenze subisce una elevata influenza da parte del ritmo e profondità della **respirazione**.
- 3) **HF (High Frequency)** frequenze comprese fra 0.15 e 0.4 Hz. La banda delle HF viene considerata espressione dell'attività del **Sistema Nervoso Parasimpatico**.

Dominio della frequenza

Applicazione all'analisi della variabilità della frequenza cardiaca

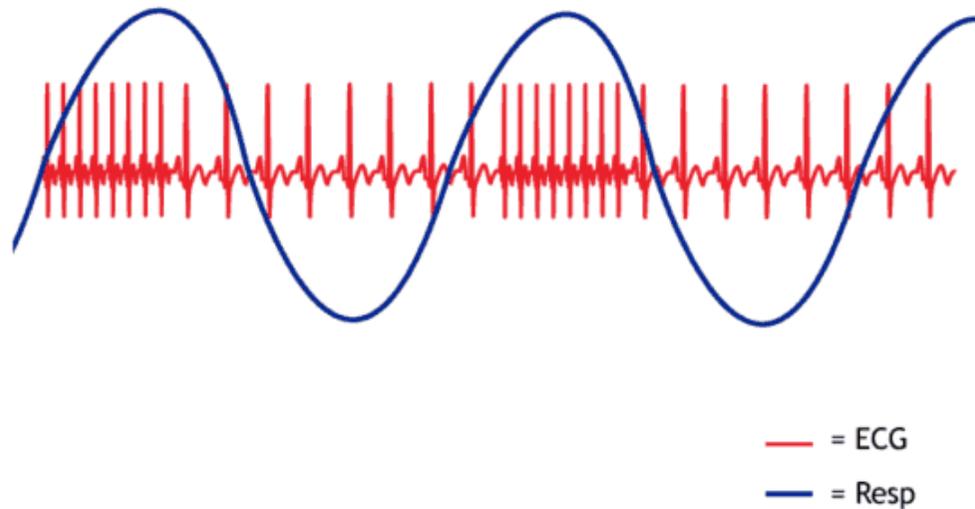
Dal segnale ECG si può calcolare il segnale di frequenza cardiaca o della sequenza degli intervalli R-R. L'analisi in frequenza di questo nuovo segnale consente di evidenziare la presenza di componenti significative.



Respiratory Sinus Arrhythmia (RSA) Aritmia Sinusale Respiratoria

La frequenza cardiaca
Cresce nella fase
inspiratoria
e decresce nella fase
espiratoria

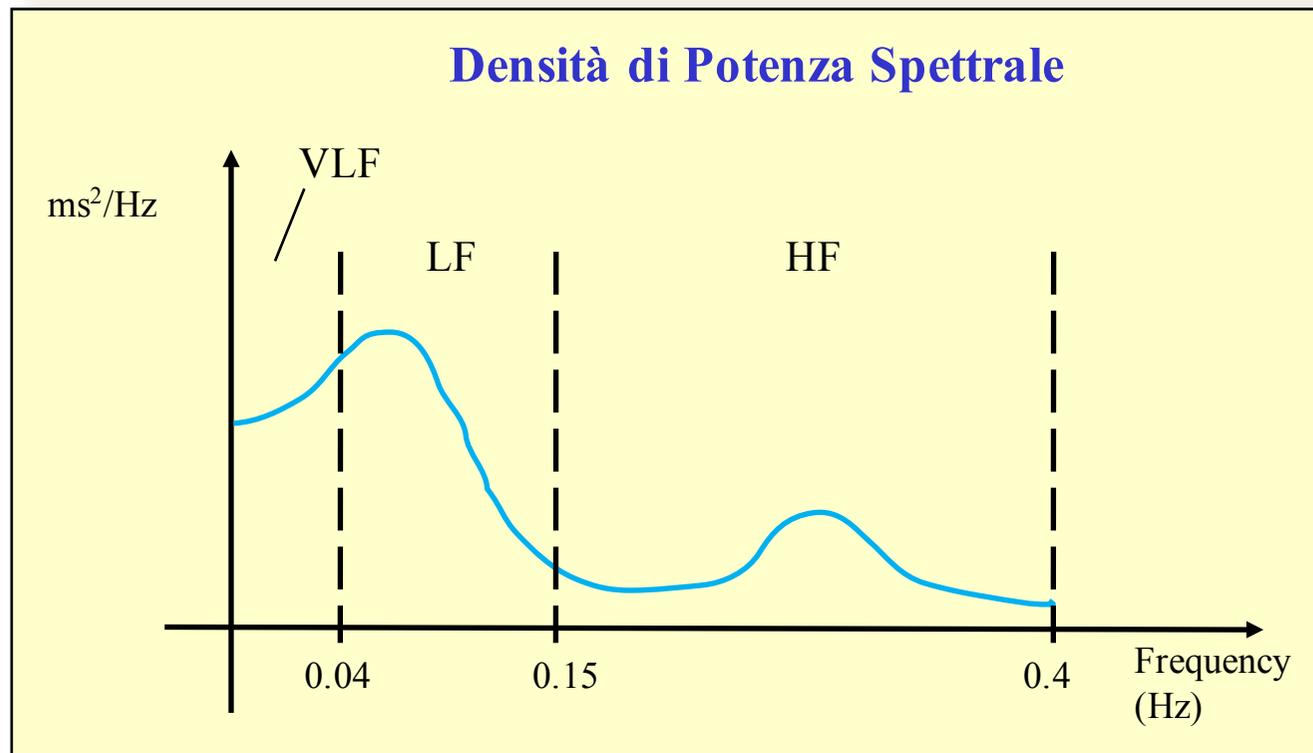
Relation between ECG and Respiration Series



Dominio della frequenza

L'analisi spettrale del segnale R-R consente lo studio non invasivo della influenza del Sistema Nervoso Autonomo sul sistema cardiovascolare:

- la potenza nella banda HF (High Frequency) è indice di attivazione vagale
- la potenza nella banda LF (Low Frequency) è associata ad un'attivazione simpatica e vagale



Bilanciamento LF/HF (fino a poco tempo fa...)

- Il *rapporto fra Simpatico e Parasimpatico* viene ricavato dal *rapporto LF/HF* ed il bilanciamento deriva da una delle 9 combinazioni possibili della potenza delle bande LF e HF.

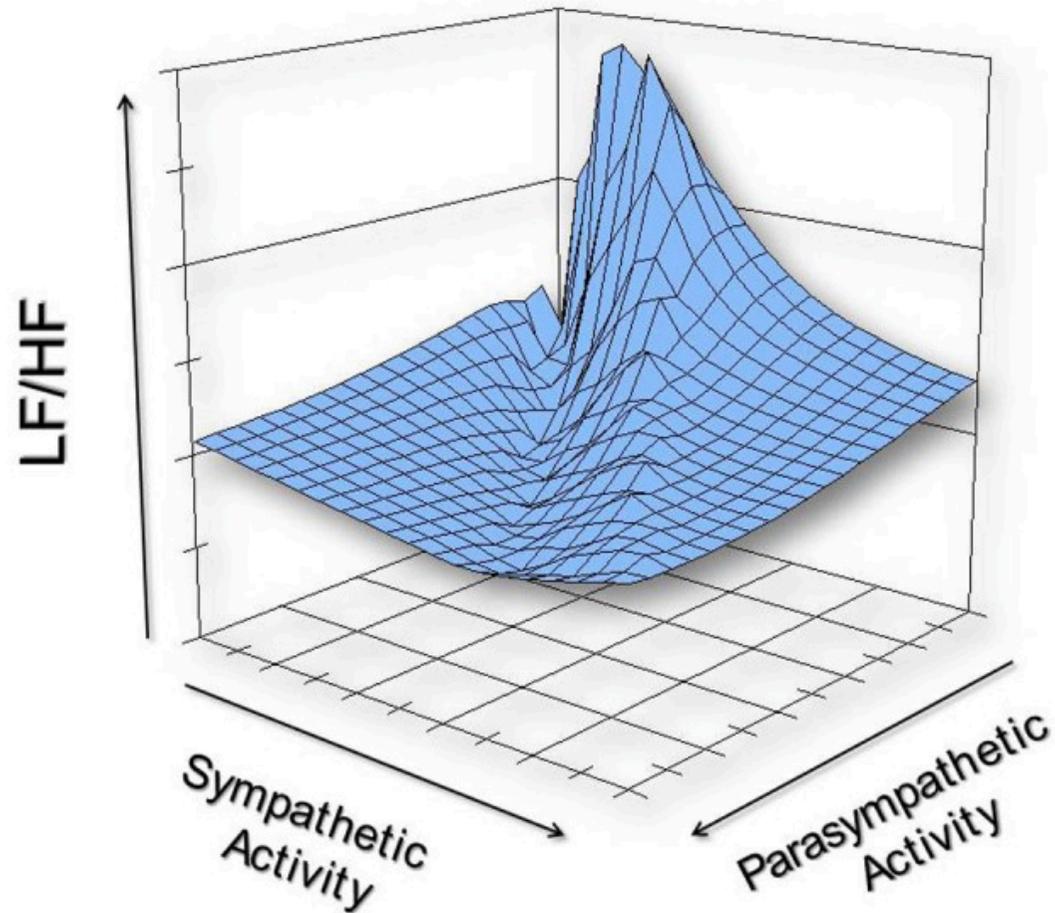


LF = basso, normale, alto
HF = basso, normale, alto

... invece

The LF/HF ratio does not accurately measure cardiac sympatho-vagal balance

[George E. Billman*](#)



An illustration of the possible non-linear effects of varying cardiac sympathetic and cardiac parasympathetic nerve activity on LF/HF.

This graph was constructed using the following formula (derived from a synthesis of the literature, particularly Randall et al., [1991](#); Taylor et al., [2001](#); Cohen and Taylor, [2002](#)): $LF/HF = (0.5 \text{ parasympathetic} + 0.25 \text{ sympathetic nerve activity}) / (0.9 \text{ parasympathetic} + 0.1 \text{ sympathetic nerve activity})$. The nerve activity was varied from baseline (1 arbitrary unit each) increasing or decreasing by up to a factor of 10 (i.e., from 0.1 to 10 units).

inoltre

Diversi studi hanno dimostrato come la HRV, la variabilità cardiaca, sia influenzata dalla HR:

È stata trovata una maggiore HRV con intervalli R-R più lunghi

Inoltre anche le misure frequenziali dipendono dalla HR

LF dipende direttamente da HR

HF inversamente

In pratica non è ancora chiaro quale delle due informazioni HR o HRV siano più informative

Variabilità delle frequenza cardiaca

(Heart Rate Variability – HRV)

La variabilità della frequenza cardiaca, o della sequenza R-R, può essere calcolata con diversi tipi di analisi.

- ***Analisi nel dominio del tempo***
 - standard deviation degli intervalli R-R (**SDRRI**)
 - radice quadrata della media della somma dei quadrati delle differenze RR successive (**RMSSD**)
- ***Analisi nel dominio della frequenza (Spettro di potenza)***
 - **HF** (potenza nella banda 0.15-0.40Hz, picco a 0.25Hz); componente respiratoria, riflette l'attivazione parasimpatica
 - **LF** (potenza nella banda 0.04-0.15Hz, picco a 0.10Hz); componente associata al fenomeno del baroriflesso, riflette la modulazione simpatica e parasimpatica
 - **VLF** (potenza nella banda 0.003-0.04Hz); componente probabilmente associata al sistema di termoregolazione ed al sistema renina-angiotensina-aldosterone
 - **LF/HF**, cioè il rapporto tra la potenza alle basse frequenze e quella alle alte; riflette il bilanciamento simpato-vagale
- ***Analisi non-lineare degli intervalli R-R***
 - variabilità istantanea R-R (**SD1**); indice di presenza di una componente parasimpatica
 - variabilità totale R-R (**SD2**)
 - **SD1/SD2**; riflette il bilanciamento simpato-vagale

Attività fisica Adattata e HR

[Aging Clinical and Experimental Research](#)

June 2017, Volume 29, [Issue 3](#), pp 419–426 | [Cite as](#)

Cardiovascular and hemodynamic responses to adapted physical exercises in very old adults

Authors

[Authors and affiliations](#)

Michele Panzarino, Angela Gravina, Veronica Carosi, Patrizio Crobeddu, Alessia Tiroli, Roberto Lombardi, Stefano D'Ottavio,

Alberto Galante, Jacopo M. Legramante 

: Our octogenarians presented a significant increase in mean arterial pressure ($p < 0.01$) and heart rate ($p < 0.005$) in response to exercise, while both are reduced during the early recovery phase. Central hemodynamic showed a significant increase in stroke volume ($p < 0.05$), cardiac output ($p < 0.01$) and left ventricle contractility index ($p < 0.01$), whereas systemic vascular resistance showed a significant decrease ($p < 0.001$). We found a reduction in baroreflex control of the sinus node during exercise

Attività fisica Adattata e HR

NeuroRehabilitation

Volume 35, Issue 4, 2014, Pages 789-794

Effects of an **adapted physical activity** program on motor and non-motor functions and quality of life in patients with Parkinson's disease (Article)

Cugusi, L.^{a,c}, Solla, P.^b, Zedda, F.^b, Loi, M.^b, Serpe, R.^a, Cannas, A.^b, Marrosu, F.^{b,c}, Mercurio, G.^a

^aDepartment of Medical Sciences 'M. Aresu', University of Cagliari, Cagliari, Italy

^bMovement Disorders Center, Institute of Neurology, University of Cagliari, Cagliari, Italy

^cAdapted Physical Activity Master Degree Course, University of Cagliari, Cagliari, Italy

. **OBJECTIVE:** To determine the effects of an APA program on motor and non-motor symptoms, functional performances and QoL in PD patients

METHODS: Nine consecutive PD patients (5 men, 4 women, 64.4 ± 6.8 years) able to ambulate independently (Hoehn and Yahr: from stage 1 to 3) and not demented, were enrolled. Patients performed an APA program, 3 sessions/week, for 9 weeks. Exercises focused on balance, walking, strength and functional activities.

RESULTS: A significant decrease in resting HR (67.55 ± 10.85 vs 70.22 ± 12.34 bpm, $p < 0.05$) and a significant increase in walked distance ($p < 0.0005$) were observed

CONCLUSIONS: A tailored exercise program in PD patients could be effective as an adjunct to conventional therapy on improving daily activities, motor and non-motor symptoms, with better Qo

Physical Activity in Adolescent with Mental Retardation: Is Adapted Basketball Training Adequate Stimulus to Improve Cardiorespiratory Fitness and Sport Skills Performance?

Based on the experience in the previous pilot study (20), a specially adapted basketball training program was conducted four times per week, during eight consecutive weeks. Each training session lasted between 25-35 minutes. The first 5 minutes were spent in dynamic warm-up to set the tone for the training session, and the last 5 minutes were spent in some stretching exercise to help relax the body

Physical Activity in Adolescent with Mental Retardation: Is Adapted Basketball Training Adequate Stimulus to Improve Cardiorespiratory Fitness and Sport Skills Performance?

Based on the experience in the previous pilot study (20), a specially adapted basketball training program was conducted four times per week, during eight consecutive weeks. Each training session lasted between 25-35 minutes. The first 5 minutes were spent in dynamic warm-up to set the tone for the training session, and the last 5 minutes were spent in some stretching exercise to help relax the body

Table 1. Participants' anthropometric variables during an 8-week experimental period (Mean \pm SD)

Variables	Experimental group (n = 25)		Control group (n = 25)	
	Initial	Final	Initial	Final
Body height (cm)	156.7 \pm 15.1	157.1 \pm 14.8	158.1 \pm 14.8	158.8 \pm 15.7
Body weight (kg)	56.4 \pm 16.4	56.8 \pm 16.1	57.2 \pm 13.5	58.5 \pm 15.9
Body fat mass (%)	20.9 \pm 7.7	20.1 \pm 8.1	21.2 \pm 8.9	21.7 \pm 9.3

Table 2. Pre- and post- treatment means (SD) of resting heart rate (HR_REST) and heart rate at the end of a six-minute walk test (HR_6MWT) for both groups

Variables	Experimental group (n = 25)		Control group (n = 25)	
	Initial	Final	Initial	Final
HR_REST	83.56 \pm 7.74	82.08 \pm 6.59	82.72 \pm 6.22	83.32 \pm 6.07
HR_6MWT	121.76 \pm 19.44	115.44 \pm 10.73	119.88 \pm 15.69	117.52 \pm 13.39

Physical Activity in Adolescent with Mental Retardation: Is Adapted Basketball Training Adequate Stimulus to Improve Cardiorespiratory Fitness and Sport Skills Performance?

The repeated measures ANOVA revealed no statistically significant difference between groups pre- to post-treatment in resting heart rate ($F[1.48] = 0.19$, $p = 0.66$) and heart rate at the end of six-minute walk test ($F[1.48] = 1.99$, $p = 0.16$).

The repeated measures ANOVA revealed a statistically significant difference between groups pre- to post-treatment ($F[1.48] = 6.49$, $p < 0.05$) in 6MWT distance. The experimental group experienced a 10% increase in covered distance pre- to post-testing ($p < 0.05$), whereas controls had no statistically significant changes in the same period (Figure 1).