- Copyright - Il Pensiero Scientifico Editore downloaded by IP 3.133.141.6 Tue, 23 Apr 2024, 11:02:07

"L'INDUSTRIA INFORMA"

Tecniche digitali di elaborazione dei segnali: il filtraggio

Giorgio Corbucci

G Ital Aritmol Cardiostim 2004;1:40-45

Riassunto

L'operazione di digitalizzazione, cioè di trasformazione dei segnali in sequenze numeriche, permette elaborazioni complesse e sofisticate. Tutte le fasi di filtraggio, classificazione ed elaborazione vengono eseguite tramite l'applicazione di calcoli matematici in tempo reale. Nel caso di elaborazione completamente digitale, si possono realizzare tutti i filtri necessari semplicemente applicando algoritmi di calcolo, senza bisogno di disegnare una struttura hardware rigida e non mutabile. Gli algoritmi più semplici si basano su operazioni alle differenze e su operazioni di media aritmetica.

A tale scopo si riportano alcuni semplici esempi relativi a segnali elettrofisiologici e di pressione ventricolare sinistra. L'ormai testata affidabilità e flessibilità di questa tecnologia in campo industriale e biomedico permette oggi l'introduzione anche nel campo dei dispositivi impiantabili.

Parole chiave: sistemi digitali, filtri, campionamento.

I segnali di natura elettrica, come i miopotenziali e gli elettrogrammi cardiaci, sono segnali direttamente prelevabili dai sistemi di registrazione tramite elettrodi di superficie o endocavitari. Diversa è la situazio-

Vitatron Medical Italia

- Copyright - Il Pensiero Scientifico Editore downloaded by IP 3.133.141.6 Tue, 23 Apr 2024, 11:02:07

ne dei segnali meccanici come le pressioni, o termici come la temperatura corporea, o chimici come il pH e la SO_2, che necessitano dei cosiddetti trasduttori o sensori in grado di trasformare in segnali elettrici le informazioni di diversa natura. In ogni caso però, a valle dei sensori, i sistemi di registrazione prelevano le informazioni sempre sotto forma di segnali elettrici.

In tutti i comuni elettrocardiografi ed ecocardiografi i segnali vengono digitalizzati dopo una semplice amplificazione che ha il solo scopo di renderli compatibili con le relative interfacce di acquisizione.[1,2] L'operazione di digitalizzazione, cioè di trasformazione dei segnali in sequenze numeriche, permette elaborazioni complesse e sofisticate. Tutte le fasi di filtraggio, classificazione ed elaborazione vengono eseguite tramite l'applicazione di calcoli matematici e quando necessario in tempo reale.[3,4]

Ogni informazione in ingresso è pertanto trasformata in una sequenza di numeri che possono essere memorizzati fedelmente e sui quali possono essere eseguiti "ragionamenti morfologici" e "classificazioni automatiche".[5,6]

Siamo da sempre abituati ai termini "amplificazione" e "filtraggio" ogni volta che parliamo di ECG di superficie: ad esempio sappiamo che la banda di amplificazione di questo segnale è normalmente compresa tra 0,05 e 100 Hz. Questo filtraggio serve ad attenuare i segnali più lenti di 0,05 Hz e quelli più veloci di 100 Hz.

Fino ad alcuni anni fa le operazioni di filtraggio erano eseguite da circuiti veri e propri (hardware), mentre oggi vengono eseguite da algoritmi (software) implementati nei sistemi di registrazione. Quest'innovazione ha permesso notevoli vantaggi in termini di flessibilità, affidabilità e completezza dell'analisi svolta.

Può sembrare paradossale, ma l'aumento della complessità tecnologica è sempre volto a rendere più "facile", più "affidabile" e più "completa" la gestione dei nostri compiti. Ad esempio, le attuali centraline di monitoraggio in unità coronarica sono sistemi molto complessi, che consentono di monitorare in modo facile tutti i pazienti in tempo reale al medesimo monitor, e una persona da sola è in grado di fare ciò.

In altri settori, come ad esempio quello automobilistico, sappiamo che la guida di un'auto attuale con cambio automatico è molto più facile e confortevole di quella di un'auto di 70 anni fa con accensione a manovella. Nel campo dell'informazione si è passati in circa cento anni dall'araldo che leggeva gli editti nelle piazze delle città alla televisione che schiacciando un tasto ci comunica informazioni mondiali in tempo reale, così come si può essere in una sedia a rotelle e fare "trading on line" dalla propria scrivania di casa tramite un comune computer collegato a una comune linea telefonica; e si possono avere 80 anni e zoppicare, ma percorrere in meno di due ore 200 km in automobile o in treno, o addirittura cambiare continente in meno di 5 ore in aereo.

L'aumento di facilità gestionale, di affidabilità e di completezza di tutte le nostre azioni è possibile solo elevando a dismisura la complessità tecnologica degli strumenti che utilizziamo. Per converso, una buona regola per stimare la validità di una nuova tecnologia a regime è di valutare se la sua applicazione facilita lo svolgimento dei nostri compiti e/o se dà di più aumentando le nostre potenzialità in termini di affidabilità, qualità e completezza delle metodiche che applichiamo. D'altronde se la scienza deve rispondere alle nostre curiosità, la tecnologia deve rispondere alle nostre esigenze[7] ed è per questo che è importante esigere dall'innovazione tecnologica una semplificazione dei nostri compiti e una qualità e un'affidabilità maggiori delle metodiche applicate.

Filtraggio digitale

Una volta realizzato un sistema hardware/software in grado di digitalizzare e analizzare un segnale in tempo reale, l'implementazione delle operazioni di filtraggio e riconoscimento morfologico passa attraverso l'applicazione di operazioni matematiche sui valori campionati, cioè sulla sequenza numerica rappresentativa del segnale che stiamo analizzando. A titolo di esempio e rimanendo in un ambito strettamente concettuale e semplificato, si può vedere come operazioni di media aritmetica e di differenza tra i campioni numerici acquisiti permettano di realizzare alcuni filtri di cui siamo abituati a parlare da tanti anni. Questi filtri ad altro non servono che a isolare le componenti di segnale che riteniamo necessarie per le nostre applicazioni. Nel caso di filtri classici hardware, ogni filtro lascia passare una particolare componente del segnale, per cui se si desiderano analizzare più componenti sono necessari più filtri. Nel caso di elaborazione completamente digitale,

- Copyright - Il Pensiero Scientifico Editore downloaded by IP 3.133.141.6 Tue, 23 Apr 2024, 11:02:07

si possono realizzare tutti i filtri che si desiderano semplicemente applicando algoritmi di calcolo, senza bisogno di disegnare una struttura hardware rigida e non mutabile. Il sistema digitale è pertanto molto più flessibile e consente di valutare molte più cose allo stesso tempo.

Segnali in elettrofisiologia

Un elettrodo appoggiato su una parete endocardica ventricolare è sensibile al passaggio del fronte di depolarizzazione durante la fisiologica propagazione dei potenziali d'azione. Nella Figura 1A è indicato un segnale simile al potenziale d'azione monofasico ventricolare che si sviluppa nell'area di incidenza dell'elettrodo considerato. I corrispondenti valori campionati sono riportati nella Tabella I nella colonna A-mV e la frequenza di campionamento ipotetica è di 200 Hz, cioè 1 campione ogni 5 ms. La frequenza di campionamento in elettrofisiologia è in genere più alta di 200 Hz, ma in questo caso sono stati scelti 200 Hz per esemplificare la trattazione. La Tabella I nella colonna B riporta i valori ottenuti per differenza (a due a due) di quelli presenti nella colonna A; il relativo grafico è riportato nella Figura 1B. Quest'operazione equivale ad avere filtrato il segnale d'origine per prelevarne le componenti più veloci e trascurare quelle più lente, consentendo di evidenziare le fasi di inizio e fine del potenziale monofasico. Eseguendo la medesima operazione sulla colonna B della Tabella I si ottiene la colonna C (Tabella I) in cui restano le parti più veloci del segnale nella Figura 1B, riprodotto nella Figura 1C. In questo modo viene eliminata totalmente la componente di ripolarizzazione e resta solo la parte di inizio depolarizzazione. Proseguendo e applicando ancora la

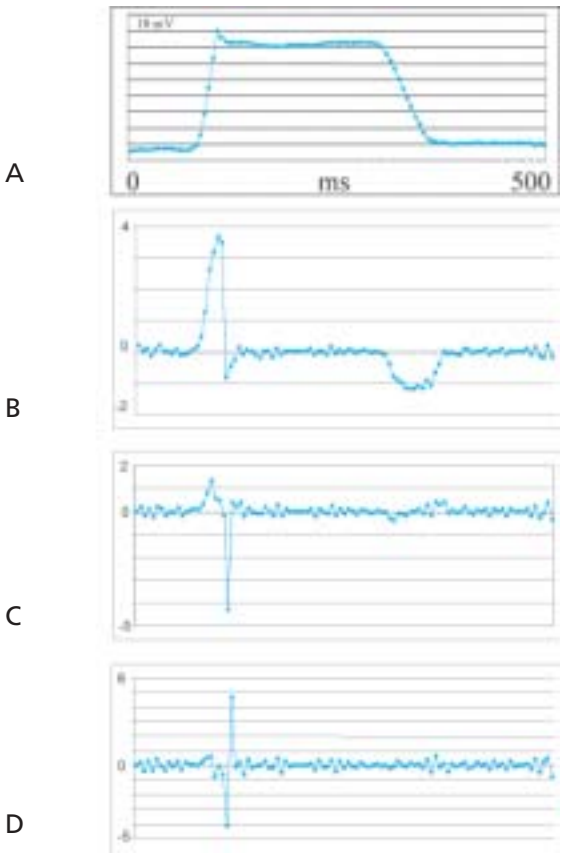

FIGURA 1

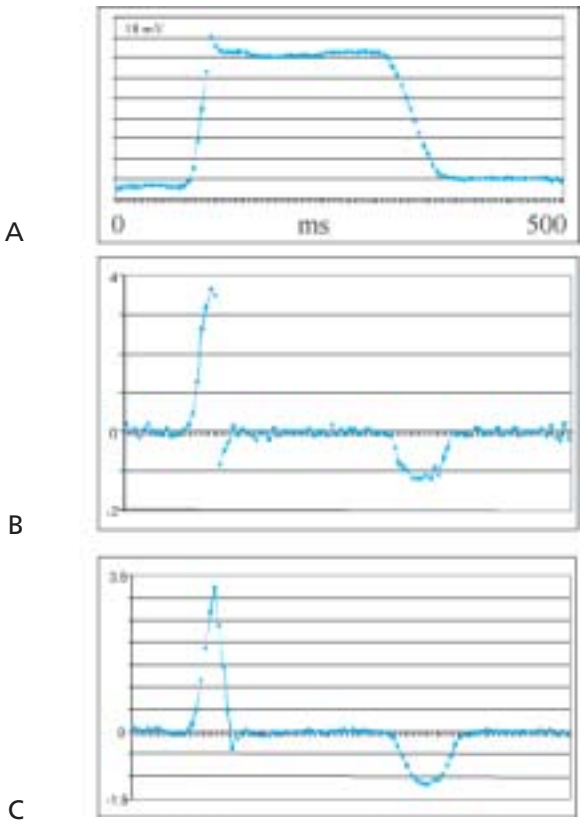

FIGURA 2

- Copyright - Il Pensiero Scientifico Editore downloaded by IP 3.133.141.6 Tue, 23 Apr 2024, 11:02:07

TABELLA I

1,35 - 1,2 = 0,15

3,65 - 3,17 = 0,48

L'intervallo di campionamento è 5 ms, per cui tra i campioni consecutivi della colonna A intercorrono 5 ms.

Ogni valore della colonna B è ottenuto come differenza tra il corrispondente valore della colonna A e quello precedente.

Analogamente la colonna C è ottenuta dalla B e la D dalla C.

0,1 - 0 = 0,1

Valori Campionati	Derivata 1^	Derivata 2^	Derivata 3^
A - mV	B	C	D
1			
1,2	0,2		
1,2	0	-0,2	
1,3	0,1	0,1	0,3
1,15	-0,15	-0,25	-0,35
1,2	0,05	0,2	0,45
1,4	0,2	0,15	-0,05
1,4	0	-0,2	-0,35
1,4	0	0	0,2
1,32	-0,08	-0,08	-0,08
1,4	0,08	0,16	0,24
1,3	-0,1	-0,18	-0,34
1,2	-0,1	-2,22045E-16	0,18
1,15	-0,05	0,05	0,05
1,2	0,05	0,1	0,05
1,35	0,15	0,1	0
1,82	0,47	0,32	0,22
3,09	1,27	0,8	0,48
5,71	2,62	1,35	0,55
8,88	3,17	0,55	-0,8
12,53	3,65	0,48	-0,07
16	3,47	-0,18	-0,66
15,15	-0,85	-4,32	-4,14
14,67	-0,48	0,37	4,69
14,4	-0,27	0,21	-0,16
14,54	0,14	0,41	0,2
14,45	-0,09	-0,23	-0,64
14,5	0,05	0,14	0,37
14,5	0	-0,05	-0,19
14,4	-0,1	-0,1	-0,05
14,2	-0,2	-0,1	-1,77636E-15
14,2	0	0,2	0,3
14,2	0	0	-0,2
14	-0,2	-0,2	-0,2
14,1	0,1	0,3	0,5
14	-0,1	-0,2	-0,5
14	0	0,1	0,3
14	0	0	-0,1
14,2	0	0	0
14,2	0	0	0
14,2	0	0	0
14,2	0	0	0
14,3	0,1	0,1	0,1
14,19	-0,11	-0,21	-0,31
14,2	0,01	0,12	0,33
14,2	0	-0,01	-0,13
14,3	-0,1	-0,1	-0,09
14,45	0,15	0,25	0,35
14,4	-0,05	-0,2	-0,45
14,45	0,05	0,1	0,3
14,4	-0,05	-0,1	-0,2
14,45	0,05	0,1	0,2
14,51	0,06	0,01	-0,09
14,45	-0,06	-0,12	-0,13
14,45	0	0,06	0,18
14,51	0,06	0,06	0
14,51	0	-0,06	-0,12
14,45	-0,06	-0,06	0
14,45	0	0,06	0,12

medesima operazione sulla colonna C (Tabella I) si ottiene la sequenza numerica della colonna D, il cui grafico è riprodotto nella Figura 1D, e si tratta di un segnale tipico che possiamo vedere al poligrafo durante uno studio elettrofisiologico. Questo segnale contiene esclusivamente l'informazione che ricerchiamo, cioè l'inizio della depolarizzazione delle cellule che si trovano nell'area cardiaca sottostante l'elettrodo endocavitario. Da questa serie di operazioni piuttosto semplici è stata isolata l'informazione relativa alla parte veloce del fronte di depolarizzazione, che è la parte che ci interessa al fine di valutare la presenza di attività elettrica in quella regione di cuore. Tutto questo permette di eliminare le parti legate alla ripolarizzazione che rappresentano solo un fattore confondente qualora dovessero sovrapporsi a nuove depolarizzazioni in aree contigue.

Le operazioni alle differenze eseguite su campioni prelevati a intervalli di campionamento costanti come nel caso esposto sono le cosiddette "derivate" numeriche.

Sempre partendo dal potenziale d'azione monofasico, se si vuole isolare l'informazione relativa all'inizio della depolarizzazione e all'onda T, occorre partire dal segnale di Figura 2A, su cui si eseguono operazioni alle differenze producendo il segnale di Figura 2B (come nel caso precedente), poi si esegue un'operazione di media su 4 campioni, che produce il segnale di Figura 2C, in cui anche l'onda T endocavitaria è ben individuabile e con profilo ancora più netto e chiaro.

Pressione ventricolare sinistra e dP/dt

Quando si vuole prelevare la pressione ventricolare sinistra per ricavarne la dP/dt (cioè la sua deri-

- Copyright - Il Pensiero Scientifico Editore downloaded by IP 3.133.141.6 Tue, 23 Apr 2024, 11:02:07

vata prima) occorre utilizzare cateteri con sensore di pressione allocato in prossimità della punta del catetere stesso. Infatti i cateteri con sensore esterno introdurrebbero artefatti dovuti alla complianza del catetere stesso che trasmette la pressione tramite l'acqua con cui è riempito durante la misura.[8] Tuttavia, anche con questa precauzione, il segnale ottenuto ha sempre dei disturbi di fondo visibili come una certa irregolarità del tracciato. Questi segnali altererebbero il calcolo della dP/dt, per cui occorre prima filtrarlo e ripulirlo dalle irregolarità sovrapposte all'informazione utile. Anche in questo caso per semplicità consideriamo un campionamento a 200 Hz, cioè 1 campione ogni 5 ms. La colonna A della Tabella II riporta i valori campionati del segnale pressorio del ventricolo sinistro, rappresentato in Figura 3A. Il primo filtraggio per eliminare il disturbo sovrapposto visibile come irregolarità del segnale viene eseguito tramite una media aritmetica mobile su quattro campioni consecutivi: il primo valore è la media dei primi 4. Ogni valore della colonna B (Tabella II) rappresenta la media degli ultimi 4 campioni della colonna A come è possibile verificare. Il segnale corrispondente alla sequenza di campioni della colonna B (Tabella II) è rappresentato in Figura 3B. A questo punto si può eseguire il calcolo della dP/dt punto per punto e ciò viene fatto mediante un'operazione alle differenze uguale a quella dell'esempio precedente. Ogni valore della colonna C è ottenuto dalla differenza degli ultimi due valori della colonna B,

(2,6 + 3,3 + 4 + 4)/4 = 3,475

(9 + 10,4 + 5,4 + 1,9)/4 = 6,675

101,35 – 78,15 = 23,2

La colonna B è ottenuta eseguendo una operazione di media aritmetica sui corrispondenti ultimi 4 campioni della colonna A.

Questa operazione, da un punto di vista matematico, è un integrale numerico e svolge una azione di filtraggio che elimina le componenti veloci associate al rumore sovrapposto al segnale utile.

La colonna C è invece ottenuta per differenza tra il corrispondente valore della colonna B e il precedente.

Valori Campionati	Media	Derivata
A	B	C
mmHg	*mmHg*	*mmHg/s*
2,6		
3,3		
4		
4	3,475	
6,9	4,55	1,075
8,3	5,8	1,25
12,5	7,925	2,125
9	9,175	1,25
6,1	8,975	-0,2
9	9,15	0,175
10,4	8,625	-0,525
5,4	7,725	-0,9
1,9	6,675	-1,05
3,3	5,25	-1,425
3,3	3,475	-1,775
9,6	4,525	1,05
31	11,8	7,275
70,6	28,625	16,825
97	52,05	23,425
114	78,15	26,1
123,8	101,35	23,2
126,9	115,425	14,075
128,1	123,2	7,775
126	126,2	3
129	127,5	1,3
130,4	128,375	0,875
127,4	128,2	-0,175
130	129,2	1
130	129,45	0,25
128,1	128,875	-0,575
129,5	129,4	0,525
127	128,65	-0,75
129	128,4	-0,25
125	127,625	-0,775
128,1	127,275	-0,35
129,5	127,9	0,625
127,4	127,5	-0,4
125	127,5	0
129	127,725	0,225
127	127,1	-0,625
127	127	-0,1
130,2	128,3	1,3
128	128,05	-0,25
126,7	127,975	-0,075
130,9	128,95	0,975
126,7	128,075	-0,875
126	127,575	-0,5
129,5	128,275	0,7
127,7	127,475	-0,8
129,5	128,175	0,7
126,5	128,8	0,625
130,1	128,95	0,15
125	128,275	-0,675
129	128,15	-0,125
128,5	128,15	0
130,9	128,35	0,2
127,7	129,025	0,675
129,5	129,15	0,125

TABELLA II

- Copyright - Il Pensiero Scientifico Editore downloaded by IP 3.133.141.6 Tue, 23 Apr 2024, 11:02:07

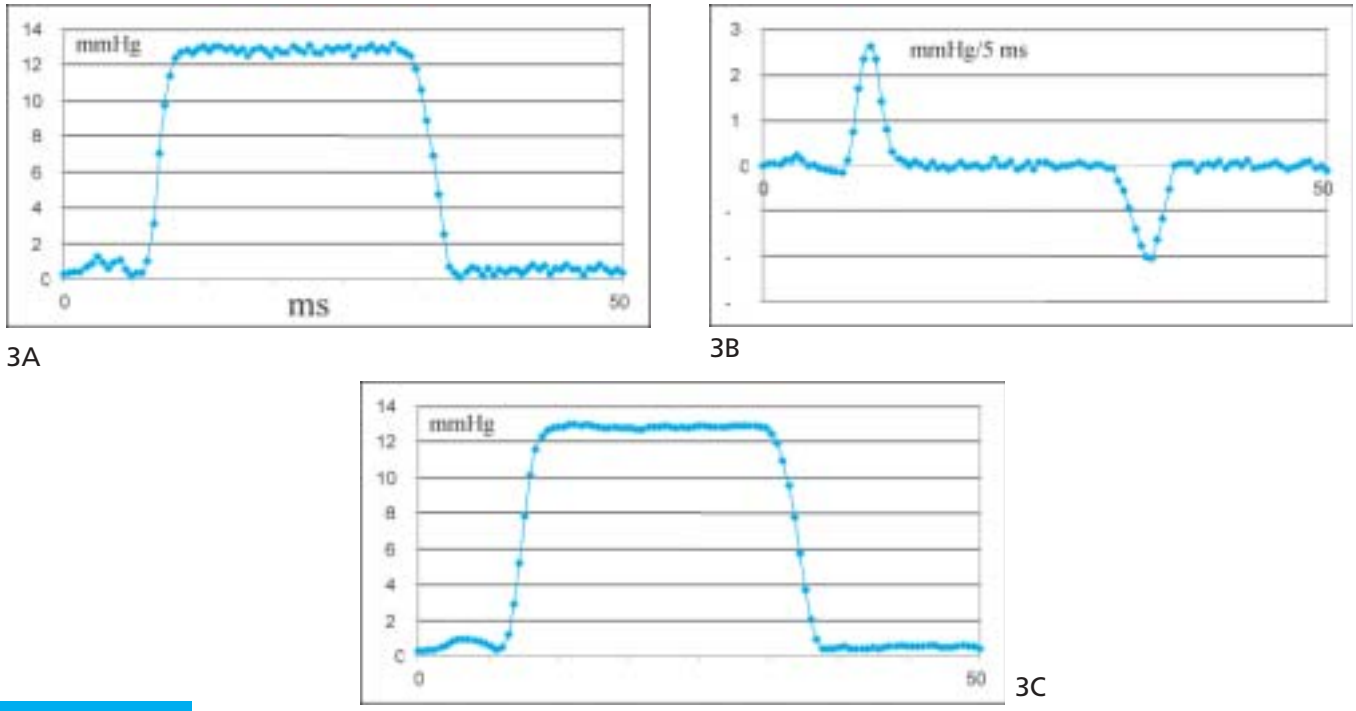

FIGURA 3

cioè è la cosiddetta derivata prima della sequenza di valori di colonna B (Tabella II). Il corrispondente segnale è rappresentato in Figura 3C, che è il classico segnale di dP/dt. Ovviamente il medesimo elaboratore può semplicemente individuare anche il valore dP/dt max come il valore massimo della sequenza di valori della colonna C (Tabella II) durante il corrispondente ciclo cardiaco. Nel caso specifico, il valore della dP/dt max vale 26,1 mmHg/5 ms in quanto l'intervallo di campionamento è di 5 ms. Riferendosi a 1 ms il valore è 5,22 mmHg/ms, pertanto se ci riferiamo ad 1 s come di norma il valore è 5220 mmHg/s.

Conclusioni

Le semplici operazioni svolte a titolo di esempio evidenziano il modo di lavorare dei sistemi completamente digitali. L'affidabilità e la flessibilità ormai testate di questa tecnologia in campo industriale e biomedico permettono la loro introduzione anche nel campo dei dispositivi impiantabili. La capacità di calcolo in tempo reale e l'implementazione di algoritmi di analisi morfologica dei segnali conferisce a questi sistemi un'affidabilità molto elevata delle informazioni diagnostiche memorizzate, nonché delle conseguenti terapie erogate.

Bibliografia

1. Zareba W. New era for digital ECG: FDA requires digital ECG submission for tested drugs. *Ann Noninvasive Electrocardiol* 2002;7(1):1-3.
2. Warner RA, Hill NE. Using digital versus analog ECG data in clinical trias. *J Electrocardiol* 1999;32 Suppl:103-107.
3. Batchvarov V, Hnatkova K, Malik M. Assessment of noise in digital electrocardiograms. *PACE* 2002;25(4 Pt 1):499-503.
4. Herrera-Bendezù LG, Garcia J, Denys BG. Real-time digital filters for ECG signals: evaluation and new designs. *Comput Cardiol* 1992:133-136.
5. Storck N, Ericson M, Lindblad L, et al. Automatic computerized analysis of heart rate variabilità with digital filtering of ectopic beats. *Clin Physiol* 2001;21(1):15-24.
6. Yang Y, Yin D, Freyer R. Development of a digital signal processor-based new 12-lead synchronization electrocardiogram automatic analysis system. *Comput Methods Programs Biomed* 2002; 69(1):57-63.
7. Cavalli Sforza L, Stanford University School of Medicine. Intervista a "Sfera", La7, dicembre 2004.
8. Little WC, Braunwald E. *Assessment of cardiac function.* In Braunwald E: *Heart Disease – A Textbook of Cardiovascular Medicine*, 5th Ed. Philadelphia, WB Saunders 1997:421-441.