

Progetto di IEIM

Serena Farina - Stefania Deligia

1 Introduzione

1.1 Da dove siamo partite

L'argomento che ha suscitato in noi maggior interesse è stato l'ECG, in particolare la parte legata alla costruzione dell'elettrocardiografo e alla diagnostica.

L'ECG è il linguaggio attraverso cui il cuore comunica con il medico, decifrare questo linguaggio significa decifrare lo stato di salute del cuore e di conseguenza del paziente.

Caratteristica peculiare del muscolo cardiaco è difatti la capacità di autogenerazione del proprio impulso elettrico. Oggigiorno lo studio di questo impulso avviene attraverso strumenti come l'elettrocardiografo.

In qualità di "apprendisti ingegneri" ci affascina la parte legata alla trasformazione del segnale elettrico nella sua riproduzione grafica.

Mai come in questo momento prevenzione e diagnosi precoce salvano vite: l'ISTAT ci rivela infatti come in Italia, nell'anno appena passato, circa 1/6 dei decessi è avvenuto per malattie cardiache.

2 Un esempio applicativo: il DAE

2.1 L'importanza della defibrillazione precoce

L'efficacia di un sistema di emergenza sanitaria dipende dalla stretta interconnessione fra gli anelli di una catena ideale: allarme precoce, B.L.S. precoce (Basic Life Support), defibrillazione precoce, A.C.L.S. precoce (Advanced Cardiovascular Life Support).

Per il successo della rianimazione di una persona in arresto cardiaco (ACC) è inoltre fondamentale anche il riconoscimento precoce dell'arresto stesso.

E' possibile ripristinare un ritmo organizzato ed una capacità contrattile spontanea per mezzo della defibrillazione elettrica: questa consiste nel fare attraversare il cuore da una scarica di corrente elettrica con un adeguato livello di energia; lo shock elettrico "stordisce" il cuore e può così consentire la ripresa di un ritmo spontaneo efficace.

L'importanza della defibrillazione più precoce possibile è ormai indiscutibile dal momento che:

- vari studi hanno dimostrato che l'ACC ha una incidenza di 0,5 - 1 caso ogni 1000 abitanti;
- il ritmo iniziale più frequente negli arresti cardiaci improvvisi è la Fibrillazione Ventricolare;
- l'unico trattamento efficace per la FV ventricolare è la defibrillazione elettrica; la Rianimazione CardioPolmonare (RCP) praticata nell'attesa del defibrillatore sembra prolungare la FV e contribuire a preservare cuore e funzioni cerebrali, ma non è in grado di convertire la FV ad un ritmo normale;
- la probabilità di successo della defibrillazione diminuisce rapidamente con il passare del tempo: diversi studi hanno dimostrato che la sopravvivenza cade del 7-10% ogni minuto dopo il collasso per i pazienti trovati in FV.;

2.2 Il defibrillatore

Il defibrillatore è un dispositivo in grado di somministrare una scarica elettrica controllata ad un paziente per interrompere un'aritmia cardiaca. L'apparecchio è alimentato da una batteria ricaricabile, a rete o a corrente continua a 12 Volt. I DAE comunemente utilizzati possono ad onda monofasica o ad onda bifasica.

L'alimentazione di funzionamento all'interno dell'apparecchio è del tipo a bassa tensione, a corrente continua; per questo nel caso di alimentazione a rete un trasformatore-raddrizzatore provvede a ridurre il voltaggio ed a raddrizzare la corrente portandola da 220V a 10-16 volt in continua.

All'interno del defibrillatore si possono distinguere due tipi di circuito:

- un circuito a bassa tensione di 10-16 V, che interessa tutti le funzioni (pulsanti, ecc), il monitor ECG, la scheda contenente i microprocessori, ed il circuito a valle del condensatore;

- un circuito ad alta tensione, che interessa il circuito di carica e scarica dell'energia di defibrillazione; questa viene accumulata dal condensatore e può raggiungere voltaggi fino a 5000 V. Altre componenti del defibrillatore sono:
- la resistenza interna dove viene scaricata l'energia già accumulata dal condensatore, in seguito a comando manuale, oppure automaticamente, trascorso un certo tempo dalla carica, se l'operatore non ha scaricato l'energia sul paziente,
- il relais di scarica che in condizioni di riposo chiude il circuito elettrodi-monitor ECG, consentendo il rilevamento del tracciato ECG attraverso le piastre adesive; quando viene premuto il pulsante di scarica, il relais chiude il circuito elettrodi-condensatore permettendo l'erogazione dello shock al paziente.

2.3 Efficacia della defibrillazione

La defibrillazione consiste nel passaggio di una adeguata quantità di corrente elettrica (misurata in ampère) attraverso il cuore in un breve periodo di tempo (4-5 msec).

La efficacia dello shock elettrico dipende da:

- la soglia di defibrillazione, cioè la "disponibilità del miocardio" a lasciarsi defibrillare.
- dall'energia elettrica erogata, cioè l'energia che si libera tra due elettrodi e che viene misurata in Joule.
- dall'impedenza toracica, cioè dalla resistenza che si oppone alla corrente che deve raggiungere il cuore.

2.4 Defibrillatore Automatico e Semiautomatico

Sono defibrillatori esterni che incorporano un sistema di analisi del ritmo; la differenza più importante tra un defibrillatore automatico ed uno convenzionale è che nel secondo caso una persona deve interpretare il ritmo cardiaco, mentre nel primo lo stesso compito viene svolto da un dispositivo elettronico (un microprocessore).

Un defibrillatore completamente automatico richiede solo che l'operatore colleghi le placche al paziente ed accenda il defibrillatore; se è presente FV o TV queste vengono riconosciute e registrate all'interno dell'apparecchio e contemporaneamente il dispositivo carica il condensatore e impartisce una scarica.

I defibrillatori semiautomatici richiedono all'operatore altre azioni:

- la pressione del tasto Analisi per dare inizio all'analisi del ritmo
- la pressione del tasto Shock per somministrare la scarica.

Questo va premuto solo quando l'apparecchio identifica la FV e "consiglia" l'erogazione dello shock. Con il DAE la defibrillazione avviene a distanza, attraverso placche-elettrodi che vengono applicate sul torace del paziente attraverso cavi di connessione. Questo permette la defibrillazione a "mani libere", più sicura per l'operatore, ed offre inoltre un posizionamento migliore durante la rianimazione prolungata.

Con questa tecnica l'operatore non può esercitare la elevata pressione che si fa con le placche convenzionali e che serve a migliorare il contatto tra elettrodi e cute; tuttavia le placche adesive garantiscono una diminuzione dell'impedenza toracica grazie alla loro maggiore superficie.

2.5 Analisi automatica del ritmo cardiaco

Il DAE è stato ampiamente sperimentato sia dal punto di vista teorico, confrontando raccolte di ritmi cardiaci analizzati e registrati, sia da quello clinico in numerosi studi sul campo; l'accuratezza dell'analisi del ritmo cardiaco è risultata molto elevata.

Gli errori riscontrati durante gli studi erano dovuti al non riconoscimento di alcune varietà di FV e TV (falsi negativi), o quando l'operatore non aveva seguito le procedure quali quella di non muovere il paziente (falsi positivi).

I DAE sono dotati di un microprocessore che analizza le caratteristiche dell'ECG: ampiezza, frequenza ed alcune integrazioni di esse come la morfologia di inclinazioni o di onde.

Una serie di filtri controlla le possibili interferenze durante la registrazione del complesso ventricolare QRS provenienti: da trasmissioni radio, onde elettromagnetiche come artefatti da elettrodi male adesi; alcuni DAE riescono a riconoscere i movimenti attivi o passivi del paziente.

Il DAE controlla ripetutamente il ritmo cardiaco ed ogni volta per qualche secondo. Se molte di queste volte viene riconosciuta la presenza di un ritmo per il quale è indicato uno shock, il defibrillatore completamente automatico si carica ed eroga la scossa.

Il defibrillatore semiautomatico, invece, 'segnala' all'operatore che lo shock è indicato, ed avvia contemporaneamente la carica automatica dei condensatori. Una volta che questi sono carichi, l'apparecchio indica la necessità di una defibrillazione: a questo punto l'operatore può allontanarsi dal paziente e premere il pulsante 'shock', provocando il rilascio della scarica.

2.6 Defibrillazioni non necessarie o mancate

L'esperienza clinica ha dimostrato che raramente un DAE viene tratto in errore da movimenti del paziente dovuti a respiro agonico o crisi convulsive, o da movimenti passivi impressi da altre persone, o da altri artefatti.

3 Strumenti utilizzati e Fonti

3.1 Python

Python è stato il linguaggio di programmazione utilizzato per il nostro progetto, esso è:

- Di alto livello (allocazione implicita della memoria)
- Interpretato
- Debolmente tipizzato (non necessita di una dichiarazione esplicita del tipo di dato)
- Orientato agli oggetti
- Open Source

E' comodo per sviluppare rapidamente applicazione e script, ma le sue funzioni sono molteplici. In particolare ci sono state particolarmente utili le librerie *scipy* e *numpy*, rispettivamente per l'elaborazione dei segnali e la creazione dei relativi grafici. Nei prossimi paragrafi seguirà una spiegazione più approfondita delle varie parti che compongono il programma.

3.2 Algoritmo di Pan-Tompkins

L'obiettivo dell'algoritmo di Pan-Tompkins è quello di riconoscere i complessi QRS in tempo reale per applicazioni di monitoraggio, come ad esempio l'Holter.

Lo scopo era quello di far fronte alla grande variabilità del segnale elettrocardiografico da paziente a paziente e alla grande componente di rumore dovuta ad artefatti da movimento muscolare, da movimento degli elettrodi, da interferenze di rete. In questo algoritmo viene data grande importanza alla diminuzione del SNR (Signal to Noise Ratio) e al problema dei falsi positivi dati da onde T con frequenza più alta del normale.

L'algoritmo è suddiviso in tre grandi parti:

1. FILTRAGGIO DIGITALE LINEARE:

A) Filtraggio passa-banda: ha la funzione di migliorare il SNR, in particolare di eliminare artefatti dovuti al movimento, all'interferenza di rete e alle onde T. E' composto da due filtri in cascata: passa-basso e passa-alto con frequenze di taglio di 5Hz e 15Hz (idealmente ma in realtà per varie limitazioni 5-11). E' un filtro ricorsivo IIR.

B) Filtraggio derivativo: ha l'obiettivo di evidenziare la pendenza del segnale ECG e in particolare tende ad esaltare le frequenze più alte di cui il QRS fa parte. E' un filtro FIR. Ha frequenza di taglio pari a 30 Hz e andamento lineare prima di questa frequenza.

C) Filtraggio a media mobile: serve per aggiungere informazioni sull'ampiezza del QRS. E' molto importante il numero di campioni da mediare, perchè se sono pochi potrebbero crearsi due picchi al posto di uno, se sono troppi si rischierebbe di inglobare anche le onde T. Scelta: 30 campioni (su 200 prelevati al secondo) per la media mobile, cioè 150 ms.

2. TRASFORMAZIONE NON-LINEARE: Elevamento al quadrato: serve per rendere tutti i dati positivi e in particolare tende ad evidenziare ancora di più le alte frequenze amplificandole in modo non lineare.

3.3 PhysioNet

Gli array di dati utilizzati per tarare il nostro programma sono stati prelevati dalla banca dati del sito physionet.org, che fornisce un archivio open source di segnali fisiologici digitalizzati.

I tre segnali analizzati provengono da database diversi: il primo segnale proviene dal database ECG-ID database, inizialmente concepito per lo studio dell'identificazione biometrica tramite ECG, il terzo dal Creighton University Ventricular Tachyarrhythmia Databas

4 Descrizione del codice

Il programma che abbiamo implementato è composto principalmente da tre grandi blocchi: il primo che estrae i dati da analizzare da un file, il secondo che elabora i dati, il terzo che mostra a video i risultati dell'elaborazione e permette di salvare i dati dell'analisi e le immagini in un file per poterli riutilizzare in un secondo tempo.

Alcuni di questi blocchi sono implementati anche con l'ausilio di funzioni che svolgono operazioni generiche e utili in più punti del file e che, eventualmente, potrebbero essere sfruttate anche in futuro con le dovute modifiche.

4.1 Funzionalità 1: Estrazione dei dati

Il programma chiede all'utente di digitare l'indirizzo del file da analizzare, dopodiché viene richiamata la funzione `importa_dati` che svolge questo lavoro e ritorna i dati in un formato 'maneggevole' in Python (liste).

Funzione `importa_dati`: Questa funzione serve per estrarre i dati da un file in formato .txt. La funzione riceve in ingresso una stringa contenente la posizione del file da analizzare e passa questo indirizzo alla funzione `open` che apre il file considerato. La specifica 'r' serve per aprirlo in sola lettura.

Il file viene salvato in Jupyter come una stringa, quindi è necessario convertirla in due liste: una contenente il numero dei campioni, l'altra contenente l'ampiezza del segnale. Per fare ciò usiamo la funzione `split` (già implementata in Python), che divide una stringa in più parti e le salva in una lista utilizzando come limite per la divisione un separatore (o spazio). Dopodiché negli indici pari della lista trovo i campioni, in quelli dispari le ampiezze del segnale.

La funzione restituisce in uscita i campioni e le ampiezze del segnale. Richiamiamo questa funzione nel blocco numero 7, dove chiedo l'indirizzo del file da analizzare.

4.2 Funzionalità 2: Elaborazione dei dati

I dati dell'ECG vengono elaborati seguendo l'algoritmo di Pan-Tompkins e utilizzando dei filtri digitali progettati ad hoc per rispettare le esigenze di analisi di un segnale fisiologico in generale e dell'ECG in questo caso specifico.

- FILTRO PASSA-BANDA: Il filtro passa-banda ha la funzione di eliminare quelle frequenze che non appartengono al complesso QRS e di migliorare il SNR, perché la presenza di rumore dovuto ad artefatti da movimento, respirazione, contatto con gli elettrodi e interferenza di rete è uno dei principali problemi che affligge l'elettrocardiogramma. Abbiamo utilizzato un filtro IIR Butterworth con frequenze di taglio di 5-15 Hz, che abbiamo realizzato grazie alla funzione 'butter' già implementata in Python.

Il documento originale di Pan e Tompkins utilizzava un filtro da loro progettato, che noi non abbiamo potuto sfruttare a causa della diversa frequenza di campionamento del segnale (nel loro progetto era 200Hz, nel nostro dataset 500 Hz). Abbiamo quindi optato per una soluzione più generale che permettesse di variare la frequenza di campionamento per ogni file da analizzare.

Funzione *filtro_passabanda*:

Questa funzione serve per effettuare varie operazioni riguardanti l'implementazione di un filtro passa-banda. La funzione riceve in ingresso la frequenza di campionamento e le due frequenze della banda passante e restituisce i coefficienti del numeratore e denominatore del filtro. Con la funzione *'freqz'* ottengo un array contenente le frequenze a cui viene calcolato il modulo del filtro e un altro array contenente l'ampiezza frequenza per frequenza. In questo caso specifico utilizzo il filtro Butterworth per implementare il filtro, ma eventualmente questa funzione si può riutilizzare cambiando tipo di filtro.

- FILTRO DERIVATORE: Questo filtro ha lo scopo, tramite il calcolo della derivata, di esaltare le frequenze più alte a cui appartiene il complesso QRS. Abbiamo preso i coefficienti del filtro dall'algoritmo di Pan-Tompkins e convoluto la risposta all'impulso del filtro con il segnale tramite la funzione *'convolve'*, già presente nel pacchetto *scipy.signal*. Questa operazione introduce un ritardo nell'uscita del segnale pari al numero di coefficienti del filtro -1 (stiamo in questo caso parlando di un filtro FIR), cioè pari a 4.

Sempre a causa di questo ritardo abbiamo dovuto creare un nuovo array che è la copia dell'array di campioni iniziali a cui abbiamo aggiunto 4 nuovi campioni, in modo tale da non incontrare problemi sulle dimensioni degli array durante la fase di plotting dei grafici.

- ELEVAMENTO AL QUADRATO: Questa operazione non lineare permette di rendere tutto il segnale positivo e di esaltare ancora di più i complessi QRS. Per effettuare questa operazione scorro tutta la lista e elevo al quadrato elemento per elemento.
- FILTRO A MEDIA MOBILE: Questo filtro ha lo scopo di eliminare i picchi venutisi a creare in fase di raddrizzamento e di sostituirli con un unico picco dalla forma rettangolare. Abbiamo implementato questo filtro usando due cicli for: il più esterno con *n* per scorrere la lista delle uscite del filtro posizione per posizione e salvare il risultato del filtro, il più interno per effettuare la somma degli ingressi ritardati rispetto a *n*.

Abbiamo osservato come al variare del numero di campioni il risultato della media cambi: più aumentiamo il numero di campioni più il picco tende ad abbassarsi e la forma del picco a diventare più rettangolare, più lo diminuiamo più il picco diventa appuntito e ad un certo punto iniziano a comparire picchi multipli come nel segnale raddrizzato.

- CALCOLO DELLA POSIZIONE DEI PICCHI: Abbiamo calcolato la posizione dei picchi R, utilizzando un codice da noi implementato. La localizzazione dei picchi R è molto importante a livello diagnostico poiché rappresenta la contrazione

del ventricolo e quindi permette di comprendere lo stato di salute del paziente.

Per localizzare i picchi lavoriamo sul segnale filtrato tramite la media mobile e calcoliamo quando il segnale supera o scende una certa soglia. Più precisamente facciamo scorrere il segnale, finché non troviamo quando il valore supera una certa soglia. Dopodiché verifichiamo quando il segnale torna al di sotto di questa soglia e infine calcoliamo il massimo all'interno di questo intervallo, identificando così il picco R.

Ripetiamo questa operazione più volte traslando sul segnale e salviamo tutti i massimi in una lista.

Abbiamo calcolato la posizione dei massimi sul segnale filtrato a media mobile, ma i vari filtri applicati hanno introdotto dei ritardi sul segnale, quindi sugli altri segnali intermedi i picchi saranno traslati verso sinistra di un numero di campioni pari al ritardo dei vari filtri applicati. I filtri FIR, cioè il filtro derivatore e quello a media mobile introducono un ritardo pari a $N-1$ campioni, dove N è il numero di coefficienti del filtro, quindi rispettivamente 4 e 24 campioni. Questo filtraggio è il motivo per cui risulta necessario creare gli altri array `m1` e `m2`.

- CALCOLO DELLA FREQUENZA CARDIACA: Abbiamo calcolato la frequenza cardiaca battito per battito facendo scorrere l'array dei picchi e andando a calcolare la distanza fra due picchi R consecutivi e dopodiché abbiamo calcolato la frequenza media.

4.3 Funzionalità 3: Visualizzazione dei risultati e salvataggio

Nel blocco numero. Disegniamo il segnale iniziale e i vari passaggi che ci portano all'identificazione dei picchi R. Le righe in rosso rappresentano i picchi R e sono state tracciate utilizzando gli array precedentemente creati `m`, `m1` e `m2`. Per fare ciò utilizziamo la libreria `matplotlib` e il comando `'pyplot'`. Usiamo anche la funzione *stampa_segna* descritta sotto.

Funzione *stampa_segna*: Questa funzione serve per disegnare i grafici del segnale dopo ogni elaborazione. Riceve in ingresso i valori sui due assi `x` e `y` sotto forma di liste, il titolo del grafico sotto forma di stringa, il limite inferiore e superiore dell'asse `y`, il numero di campioni da plottare. In questo modo è possibile personalizzare il proprio grafico in base alle esigenze, senza intervenire direttamente sulla funzione.

Un'altra informazione di interesse deriva dagli spettri di potenza creati utilizzando il metodo di Welch e che mostrano come il contenuto in frequenza si modifichi dopo l'applicazione dei vari filtri. La funzione `'welch'` della libreria `scipy.signal` permette di calcolare questi spettri che hanno il vantaggio di essere meno rumorosi rispetto ai periodogrammi.

Un'ultima funzionalità che abbiamo voluto implementare è la possibilità di salvare i risultati delle nostre analisi in modo tale da poterle recuperare in un secondo momento.

5 Dati analizzati e risultati

Le aritmie cardiache sono alterazioni del normale ritmo di battito del cuore. Le alterazioni possibili sono tre ed è sufficiente che se ne presenti una affinché insorga un'aritmia. Esse sono:

- Modificazioni della frequenza e della regolarità del ritmo sinusale.
- Variazione della sede del centro segnapassi dominante.
- Disturbi della propagazione (o conduzione) dell'impulso.

I diversi segnali analizzati, presi dal Database Physionet, a seconda delle caratteristiche sono risultati di tre tipi:

- (a) normocardico
- (b) bradicardico
- (c) tachicardico

La tachicardia è un aumento della frequenza del ritmo cardiaco, cioè il cuore batte più veloce del normale. Viceversa, la bradicardia è un rallentamento della frequenza del ritmo cardiaco, pertanto il cuore batte più lentamente.

Ci sono due valori soglia, espressi in battiti al minuto, che delimitano l'intervallo di normalità: 60 battiti per minuto è il valore minimo; 100 battiti per minuto è il valore massimo. Sotto i 60 battiti, si ha bradicardia; sopra i 100 battiti, si ha tachicardia.

A seguire riportiamo i parametri con cui i segnali sono stati studiati.

5.1 Segnale della persona normocardica:

	Normocardico
soglia	0.00015
frequenza di campionamento	500
campioni studiati	>2000
frequenza cardiaca media	73.32

La soglia non è generalmente fissa ma è necessario modificarla manualmente da segnale a segnale. Questo è dovuto al fatto che, come spiegato in precedenza, i segnali analizzati non provengono da un unico dispositivo ma sono stati acquisiti con modalità differenti

5.2 Segnale della persona bradicardica:

	Bradicardico
soglia	0.001
frequenza di campionamento	250
campioni studiati	>2000
frequenza cardiaca media	55.87

Il battito cardiaco è più lento e irregolare del precedente. A questa frequenza, il cuore non è in grado di pompare in circolo una quantità di sangue ossigenato sufficiente a soddisfare le richieste dell'organismo durante le normali attività o l'esercizio.

5.3 Segnale della persona tachicardica:

	Tachicardico
soglia	0.01
frequenza di campionamento	250
campioni studiati	>2000
frequenza cardiaca media	>100

Analizzando il segnale abbiamo trovato due coppie di battiti ravvicinati anomali fra il campione 2000 e 4000, corrispondenti ai picchi del segnale di frequenza battito per battito.