

RELAZIONE MISURE ED ACQUISIZIONE DI DATI BIOMEDICI

GRUPPO 3

Jun Hao Zhou

junhao.zhou@studenti.unipd.it

Elisa Zabai

elisa.zabai@studenti.unipd.it

Marco Barina

marco.barina.1@studenti.unipd.it

Stefano Fortin

stefano.fortin.2@studenti.unipd.it

Descrizione dispositivo di acquisizione

Il dispositivo utilizzato per l'acquisizione dei dati dal gruppo di ricerca che ha creato il dataset è il Sistema SomnoStar Pro z4, ovvero un dispositivo multicanale per registrazioni ambulatoriali non invasive.

Si tratta di un sistema completo e versatile per la diagnosi dei disturbi del sonno, progettato per fornire analisi accurate e affidabili dei disturbi legati ad esso. Viene utilizzato principalmente nei laboratori per monitorare e valutare pazienti con sospetti disturbi del sonno, come l'apnea notturna.

Caratteristiche principali:

- **Canali disponibili:** Il sistema offre fino a 64 canali, consentendo un monitoraggio completo di vari parametri fisiologici durante il sonno.
- **Riferimento completo:** Include funzionalità di re-referencing completo, permettendo il collegamento di M1 e M2 sia prima che dopo la raccolta dei dati.
- **Acquisizione dati in tempo reale:** Consente la raccolta in tempo reale di segnali RIP calibrati con loop volume-flusso, integrando video e audio digitali.
- **Variabilità della frequenza cardiaca (HRV):** Include l'analisi della HRV, utile per valutare la funzione cardiaca durante il sonno.
- **Ingressi multipli:** Dispone di 32 ingressi AC e 12 DC, offrendo flessibilità nel collegamento di vari sensori e dispositivi.
- **Interfaccia di rete:** Utilizza la comunicazione TCP/IP tramite cavi standard Cat5e, facilitando l'integrazione nella rete del laboratorio.
- **Alta frequenza di campionamento:** Supporta una frequenza di campionamento fino a 2.000 Hz, garantendo una registrazione dettagliata dei segnali fisiologici.
- **Compatibilità con video IP:** Include una telecamera IP per la registrazione video del paziente durante lo studio del sonno.

Componenti del sistema:

- **Headbox leggero:** Progettato per il comfort del paziente, facilita il collegamento dei vari sensori necessari per il monitoraggio.
- **Software di acquisizione e analisi:** Fornisce strumenti per la raccolta, l'analisi e la segnalazione dei dati, inclusa la possibilità di personalizzare i report e integrare i risultati con sistemi informativi ospedalieri (HIS).
- **Supporto per pazienti pediatrici:** Include strumenti specifici per la raccolta e l'analisi dei dati nei pazienti pediatrici, come la registrazione di pH, EtCO₂, CO₂, temperatura e actigrafia.

Funzionalità:

- **Diagnosi accurata dell'apnea del sonno:** Utilizza loop volume-flusso calibrati per analizzare in modo preciso la gravità dell'apnea del sonno nei pazienti.
- **Ottimizzazione della terapia:** Fornisce strumenti per determinare i livelli di trattamento ottimali, riducendo il rischio di sovra o sotto-titolazione durante la terapia con pressione positiva continua (CPAP).
- **Analisi della variabilità della frequenza cardiaca:** Offre grafici dettagliati della HRV su una singola pagina, facilitando l'interpretazione della funzione cardiaca durante il sonno.
- **Integrazione con dispositivi portatili:** Compatibile con dispositivi di monitoraggio del sonno portatili, come il Nox T3, per estendere le capacità diagnostiche al di fuori del laboratorio.

Fonti: Vyair Medical

ELABORAZIONE DEI SEGNALI

Premessa

Nel dataset *ISRUC-Sleep* sono presenti:

- Il file *.rec* che contiene la registrazione dei vari segnali (tutti campionati a 200 Hz e segmentati in segnali da 2 secondi).
- I due file *.txt* degli esperti del sonno che hanno valutato lo stato di sonnolenza del paziente dividendo l'intera registrazione in epoche da 30 secondi.
- I due file *.x/s* degli esperti del sonno, che sono virtualmente identici ai due file *.txt* ma con alcune informazioni aggiuntive come la pressione parziale dell'ossigeno e il battito cardiaco medio.

Si è deciso quindi di procedere all'elaborazione dei vari segnali segmentando ogni traccia in epoche di 30 secondi e di analizzare la densità dello spettro del segnale di ciascuna epoca. In particolare, si è deciso di analizzare le epoche che hanno ricevuto la stessa classificazione dai due esperti del sonno e di analizzare i vari stadi del sonno singolarmente.

Analisi del segnale EEG

Analisi preliminare

Il file *.rec* contiene le tracce dell'attività della zona frontale, centrale e occipitale di entrambi gli emisferi e hanno come massa la parte posteriore del lobo dell'orecchio dei rispettivi emisferi. I tracciati sono stati ottenuti calcolando la trasformata di Fourier attraverso il comando *fft()* e normalizzando lo spettro di potenza del segnale di ogni epoca.

Si è deciso di normalizzare l'EEG di ogni epoca per evidenziare meglio le piccole variazioni e per osservare meglio la distribuzione dell'energia del segnale tra le varie frequenze. Si può osservare come i tracciati siano simmetrici tra i due emisferi e quindi basta analizzare un emisfero solo. Inoltre si sceglie di mantenere la suddivisione delle bande di frequenza descritte nell'articolo:

- | | | |
|--------------------|---------------------------|----------|
| • <i>low delta</i> | frequenze nell'intervallo | 0.3-1 Hz |
| • <i>delta</i> | frequenze nell'intervallo | 1-4 Hz |
| • <i>theta</i> | frequenze nell'intervallo | 4-8 Hz |
| • <i>alpha</i> | frequenze nell'intervallo | 8-12 Hz |
| • <i>sigma</i> | frequenza nell'intervallo | 12-15 Hz |
| • <i>beta</i> | frequenza nell'intervallo | 15-30 Hz |

Per analizzare le bande si raggruppano le tracce delle diverse zone cerebrali che rappresentano lo stesso stadio di sonnolenza e ne si calcola la media (media dei tracciati normalizzati), si può osservare che:

Paziente 3

- Nello stadio W, l'energia del segnale si concentra nelle prime frequenze della banda *low delta* per poi diminuire drasticamente nelle altre bande; nella traccia della zona occipitale, però, ritorna l'attività nelle frequenze centrali della banda *alpha*.
- Nello stadio N1, l'energia del segnale si concentra nelle frequenze di transizione tra le bande *low delta* e *delta*, e nelle frequenze di transizione tra le bande *theta* e *alpha*. L'energia del segnale nelle altre frequenze è sensibilmente minore ed è quasi nulla nelle bande *sigma* e *beta*.
- Nello stadio N2, l'energia del segnale si concentra a picco nelle prime frequenze della banda *delta* e nelle frequenze centrali della banda *low delta*; in particolare nel tracciato della zona occipitale vi è un piccolo picco nelle prime frequenze della banda *sigma*.
- Nello stadio N3, la distribuzione dell'energia del segnale è simile a quello dello stadio N2, in particolare l'energia è concentrata maggiormente nella banda *low delta* che nelle prime frequenze della banda *delta*. La presenza di un piccolo picco nella banda *sigma* è visibile in tutti e tre i tracciati.
- Nello stadio R, la distribuzione dell'energia del segnale si concentra esclusivamente nelle prime frequenze della banda *low delta*.

Paziente 26

- Nello stadio W, l'energia del segnale si concentra maggiormente nelle ultime frequenze della banda *theta*, finendo per influenzare anche le prime frequenze della banda *alpha*; inoltre vi è un picco di concentrazione di energia sulle frequenze di transizione tra le bande *low delta* e *delta*.
- Nello stadio N1, il profilo della distribuzione dell'energia del segnale è simile a quello dello stadio W, ma il picco tra le bande *low delta* e *delta* è sensibilmente maggiore.
- Nello stadio N2, il profilo di distribuzione è simile a quello dello stadio N1, in particolar modo l'energia del segnale nelle frequenze della banda *delta* sono mediamente più elevate.
- Nello stadio N3, il profilo di distribuzione dell'energia del segnale è virtualmente identico a quello dello stadio N2.
- Nello stadio R, il profilo di distribuzione è ancora simile agli altri stadi, ma l'energia media nella banda *delta* è maggiore e presenta dei picchi nelle sue bande centrali.

Osservazioni

L'analisi delle medie degli spettri normalizzati si deve ritenere come un'analisi qualitativa sulla distribuzione delle energie, dato che non si è tenuto in considerazione la differenza di ampiezza dell'energia dei segnali. Questa analisi qualitativa mostra come in generale le tracce ricavate dalle varie zone del cranio siano simili ad eccezione per la zona occipitale che può presentare delle piccole differenze, che probabilmente sono dovute alla media delle tracce normalizzate.

Sia nel paziente 3 che nel paziente 26 vi è una predominanza delle onde *low delta* e *delta* in tutte le fasi di sonno e veglia, e questo indica una anomalia fisiologica in entrambi i soggetti.

In una analisi quantitativa dello spettro del EEG, viene riportato in seguito una tabella sintetica che raccoglie l'ordine di grandezza dei vari picchi:

| | STADIO | PSD (UA) | | |
|-------------|--------|----------|----------|------------|
| | | FRONTALE | CENTRALE | OCCIPITALE |
| paziente 3 | W | 200 | 100 | 200 |
| | N1 | 230 | 230 | 230 |
| | N2 | 100 | 60 | 30 |
| | N3 | 400 | 200 | 100 |
| | R | 200 | 80 | 30 |
| paziente 26 | W | 25 | 50 | 600 |
| | N1 | 100 | 100 | 100 |
| | N2 | 40 | 40 | 80 |
| | N3 | 60 | 45 | 40 |
| | R | 40 | 40 | 60 |

Si osservi che le tracce non normalizzate presentano dei profili di distribuzione diverse, principalmente per la presenza predominante delle onde *low delta* e *delta*.

Analisi del segnale EOG

Per l'analisi del segnale EOG non é stata condotta una analisi temporale del segnale in quanto non vi é alcuna forma d'onda riconoscibile. Si può osservare come i tracciati siano simmetrici tra i due occhi e quindi basta analizzare uno solo. L'energia del segnale si distribuisce tendenzialmente sulla banda delle frequenze comprese tra i 0-4 Hz.

Paziente 3

La maggior parte dell'energia del segnale si concentra nelle frequenze 0-1 Hz nello stato di veglia, leggera sonnolenza e rem, mentre al progredire dello stadio del sonno l'energia del segnale si concentra nelle frequenze 0-2 Hz. In particolare risulta molto significativo l'EOG dato che i tracciati dello spettro differiscono in base ai diversi stadi di sonnolenza.

Paziente 26

La maggior parte dell'energia del segnale si concentra nelle frequenze 0.5-2.5 Hz per tutte le fasi del sonno. In particolare risulta poco significativo l'EOG del paziente 26 in quanto la distribuzione del segnale é omogenea per ogni fase del sonno.

Osservazioni

In generale, l'analisi spettrale del segnale EOG è utile alla determinazione dello stadio del sonno di un paziente in quanto si osserva che il valore assoluto delle potenze nelle varie fasi di stato del sonno differisce nettamente, ed è più elevato nelle fasi di veglia, leggera sonnolenza e rem, e basso nelle fasi di sonno leggero e profondo.

Analisi del segnale EMG

Per l'analisi del segnale EMG è stata inizialmente condotta una analisi temporale del segnale dato che vi è una forma caratteristica del segnale, ma per lo stesso stadio ci sono grandi variazioni sulla ampiezza delle contrazioni e quindi si è deciso di analizzare lo spettro del segnale, in particolare la media degli spettri normalizzati dato che vi erano presenti artefatti con valori estremi. L'energia del segnale si distribuisce tendenzialmente su tutta la banda di frequenze dell'intervallo 10-80 Hz con una diminuzione osservabile alla frequenza 50Hz; si ricordi che il segnale è stato filtrato con un filtro Notch a 50Hz e quindi è compatibile con il tracciato ottenuto (anche se è presente il disturbo di linea in alcuni tracciati).

Paziente 3

La maggior parte dell'energia del segnale si concentra nelle frequenze 20-40 Hz nello stato di veglia e leggera sonnolenza, mentre al progredire dello stadio del sonno l'energia del segnale si concentra nelle frequenze 10-30Hz.

Paziente 26

La maggior parte dell'energia del segnale si concentra nelle frequenze 20-40 Hz e non cambia nelle varie fasi di sonnolenza. Nello stadio N3 si può osservare un andamento sinusoidale dello spettro del segnale nelle frequenze 10-20 Hz ed è derivato molto probabilmente da un artefatto nell'acquisizione del segnale EMG

Osservazioni

In generale, l'analisi spettrale del segnale EMG non è utile alla determinazione dello stadio del sonno di un paziente. L'analisi temporale sarebbe stato più conclusivo se l'acquisizione del segnale fosse stato migliore.

Analisi del segnale ECG

Il battito cardiaco medio e la sua variazione sono parametri interessanti nell'analisi del sonno, purtroppo per la presenza di artefatti nel segnale ECG (doppi/tripli sistole) difficilmente eliminabili con un semplice filtro, non è possibile identificare in modo automatico la distanza dei picchi R-R e quindi non è possibile costruire un tacogramma con un'analisi temporale del segnale. Si è deciso quindi di analizzare lo spettro di potenza del segnale ECG suddividendoli per i vari stadi senza normalizzare o calcolare medie per accentuare la variabilità del battito

cardiaco, in particolare di concentrare l'analisi sui picchi delle frequenze 0-6 Hz e la loro distribuzione.

Paziente 3

- Nello stadio W e nello stadio N1 non si riescono a differenziare i vari picchi e quindi vi è una osservabile variazione del battito cardiaco medio.
- Nello stadio N2 i picchi cominciano ad essere riconoscibili, rappresentando quindi una minore variabilità del battito cardiaco medio.
- Nello stadio N3 si riconoscono facilmente i picchi e si possono identificare dei complessi, quindi la variazione del battito cardiaco è minimo.
- Nello stadio R i picchi perdono la riconoscibilità dello stadio precedente e quindi rappresenta maggiore variabilità del battito cardiaco medio.

Paziente 26

- Nello stadio W si riconoscono principalmente due concentrazioni di picchi con una base leggermente variabile, indicando quindi una leggera variabilità del battito cardiaco nello stato di veglia.
- Negli stadi di sonno (leggero e profondo) lo spettro dell'ECG si stabilizza e si riconoscono perfettamente dei complessi di picchi, indicando minima variazione del battito cardiaco.
- Nello stadio R non si riconosce alcun complesso di picchi, indicando alta variabilità del battito cardiaco.

Osservazioni

L'analisi del segnale ECG è utile all'identificazione dello stato di veglia, sonno profondo o fase REM del paziente. Fisiologicamente il battito cardiaco tende a stabilizzarsi col procedere del sonno e lo si può verificare con i tracciati dello spettro del ECG; sarebbe stato ancora più utile un tacogramma, purtroppo la qualità del ECG non lo permette.

Analisi delle discordanze

Dopo aver estrapolato i pareri discordanti dei due medici abbiamo notato che la maggior parte delle discrepanze dei punteggi assegnati sui pazienti risulta tra i valori 1 e 2 che corrispondono rispettivamente alla fase di sonnolenza e sonno leggero. Abbiamo notato che il tracciato EEG delle fasi discordanti rimane invariato rispetto ai grafici dei valori concordi tra le bande low delta e delta e che variano tra le bande theta e alpha in quanto non presentando un secondo picco. Allo stesso modo anche il tracciato ECG delle fasi discordanti rimane invariato rispetto ai grafici dei valori concordi tra le frequenze di 0-4 Hz e che variano tra le frequenze da 4-12 Hz in quanto non presentando un secondo picco.

Paziente 3

- I tracciati EEG del paziente mostrano un andamento esponenziale decrescente. Il picco massimo si trova in corrispondenza delle bande low delta.
- I tracciati ECG del paziente mostrano due picchi massimi in corrispondenza delle bande delta

Paziente 26

- I tracciati EEG del paziente mostrano un andamento esponenziale decrescente. Il picco massimo si trova in corrispondenza delle bande low delta.
- I tracciati ECG del paziente mostrano due picchi tra la bande delta e il picco massimo si trova in corrispondenza della banda theta.

Osservazioni

Data la scarsa differenza tra queste fasi, l'evento (N1-N2) che ha scaturito il maggior numero di discordanze tra i due medici sono lo stato di sonnolenza e lo stato di sonno leggero. Ciò indica che le due fasi sono interpretabili soggettivamente dal singolo esperto in quanto le differenze sono minime.

Conclusioni

Nella identificazione delle fasi del sonno, hanno avuto maggiore rilevanza l'analisi spettrale delle tracce dell'EEG e in particolar modo si può restringere l'analisi ad un solo emisfero. Questa analisi può essere accompagnata all'analisi del tacogramma del paziente, dato che nelle fasi di sonno profondo il battito cardiaco tende a scendere e a stabilizzarsi; purtroppo per la qualità del tracciato ECG e per gli strumenti disponibili non si è riuscito a ricavare un tacogramma e quindi si è optato per l'analisi spettrale del tracciato. Il tracciato EOG può essere utile nell'identificazione della fase REM dato che l'attività oculare aumenta notevolmente, mentre è inconclusivo il tracciato EMG fornito dal dispositivo di acquisizione

Per mancanza di spazio le immagini e i grafici sono in questo [link](#):

Codice Matlab

Riportiamo qui sotto un frammento di codice. Per mancanza di spazio l'intero codice si trova a questo [link](#):

Analisi spettrale dell'EEG per stadi di sonno

```
clear all
close all
clc
%% data loading
```



```

data=edfread("3.edf");
med_1=readmatrix("3_1.txt"); %valutazioni fasi medico 1
med_2=readmatrix("3_2.txt"); %valutazioni fasi medico 2
data=timetable2table(data);
EOG=cell2mat(table2array(data(:,2:3))); %movimenti dell'occhio, 2 tracce
EEG=cell2mat(table2array(data(:,4:9))); %attività cerebrale, 6 tracce
EMG=cell2mat(table2array(data(:,10))); %movimento del mento, 1 traccia
ECG=cell2mat(table2array(data(:,11))); %elettrocardiogramma. 1 traccia
idx=find(med_1-med_2~=0);
differenze(:,1)=med_1(idx);
differenze(:,2)=med_2(idx);
%% informazioni
fc=200; %Hz frequenza di campionamento
t_segmento=2; %s divisione del segnale
t_epoch=30; %s durata di un'epoca
low_delta=[0.3,1]; %Hz banda low delta
delta=[1,4]; %Hz banda delta
theta=[4,8]; %Hz banda theta
alpha=[8,12]; %Hz banda alpha
sigma=[12,15]; %Hz banda sigma
beta=[15,30]; %Hz banda beta
idx_concordi=find(med_1-med_2==0);
temp=7*ones(length(med_1),1); %copia 'vuota' di med
temp(idx_concordi)=med_1(idx_concordi); %indici concordi, il resto 7 significa
discorde
idx_N2=find(temp==2);
idx_N3=find(temp==3);
idx_R=find(temp==5);
idx_W=find(temp==0);
idx_N1=find(temp==1);
%% estrapolazione di EEG e le sue epoche
n_segmento=400; %numero di campioni per segmento di 2 s
len_epoch=6000; %numero di indici contenuti in una epoca
nomi_stadi=char('W','N1','N2','N3','R');
for stadio=1:5
    figure(stadio)
    for k=1:3 %indice della traccia
        if stadio==1
            idx_stadi=idx_W';
        end
        if stadio==2
            idx_stadi=idx_N1';
        end
        if stadio==3
            idx_stadi=idx_N2';
        end
        if stadio==4
            idx_stadi=idx_N3';
        end
        if stadio==5
            idx_stadi=idx_R';
        end
    end
    epochs=zeros(length(EEG(:,k))/len_epoch,len_epoch);

```

```

temp=EEG(:,k)';
a=1;
b=len_epoch;
for i=1:length(epochs(:,k))
    epochs(i,:)=temp(a:b);
    a=len_epoch*i+1;
    b=b+len_epoch;
end
%matrici delle epoche dei vari stadi
epoche_stadio=zeros(length(idx_stadi),len_epoch);
epoche_stadio=epochs(idx_stadi,:);
%% analisi in frequenza delle epoche concordi
nomi=char('F3-A2', 'C3-A2', 'O1-A2', 'F4-A1', 'C4-A1', 'O2-A1');
limitatore=30;%15-20 riferimento
N=len_epoch;
F=linspace(0,fc,N);
subplot(3,1,k)
for i=1:length(idx_stadi) %plot singolo stadio
    Y(i,:)=fft(epoche_stadio(i,:),N);
    PSD(i,:)=(abs(Y(i,:)).^2)/N;
    PSD_norm(i,:)=PSD(i,:)/max(PSD(i,:));
    % plot(F,PSD_norm(i,:), 'Color',rand(1,3))
    % hold on
    % xlim([0 limitatore])
end
plot(F,mean(PSD_norm)/max(mean(PSD_norm)))
% plot(F,mean(PSD))
xlim([0 limitatore])
title([nomi(k,:), 'stadio', nomi_stadi(stadio,:)])
grid on
xlabel('Frequenze (Hz)')
ylabel('PSD')
xline([low_delta delta theta alpha beta])
end
end

```