

Discorso

Federico

18 marzo 2013

Indice

1	Slide 1 Titolo	2
2	Slide 2 Outline	2
3	Slide 3 Obbiettivi	2
4	Slide 4 Respirazione e apnea	2
5	Slide 5 Sindrome da apnea del sonno	3
6	Slide 6 Motivazioni	3
7	Slide 7 Convienne svegliare il soggetto?	3
8	Slide 8 Schema di funzionamento	4
9	Slide 9	4
10	Slide 10 Breath Analysis of Respiratory Flow using Tracheal Sounds	4
11	Slide 11	5
12	Slide 12 Estrarre i suoni respiratori dal segnale	5
13	Slide 13 Riconoscimento delle apnee	5
14	Slide 14 Dettagli implementativi e piattaforma di test	6
	14.1 Dettagli implementativi	6
	14.2 Piattaforma di implementazione e test	6
15	Slide 15 Creare i casi di test	6
16	Slide 16 Valutazione dell'output	7
17	Slide 17 Risultati dei test sulle registrazioni	8

18 Slide 18 Caso di test di localizzazione di una apnea troppo lunga	8
19 Slide 19 Caso di test di tolleranza al rumore bianco	8
20 Slide 20 Sviluppi futuri	9
21 Slide 21 Conclusioni	10

1 Slide 1 Titolo



uongiorno, sono Federico Viscomi e vi parlerò della mia tesi di laurea.

2 Slide 2 Outline

Inizierò con gli obbiettivi della tesi poi passerò alla presentazione del problema affrontato nella tesi e le relative motivazioni, poi descriverò cosa ho fatto prima con un alto livello di astrazione e poi con maggiori dettagli e alla fine passerò alle conclusioni.

3 Slide 3 Obbiettivi

Progettare, prototipare e valutare un software di riconoscimento in tempo reale delle apnee respiratorie nel sonno attraverso uno stetoscopio elettronico applicato sul petto di un soggetto.

4 Slide 4 Respirazione e apnea

La *respirazione* è il processo che consente lo scambio di aria tra i polmoni e l'ambiente circostante. La respirazione permette di acquisire ossigeno nel sangue e di eliminare i residui gassosi del metabolismo come l'anidride carbonica. La respirazione è ciclica e un ciclo di respirazione ha atto in tre fasi consecutive:

Inspirazione. Durante questa fase i muscoli respiratori (diaframma, muscoli intercostali, ...) si contraggono e fanno aumentare di volume i polmoni. La pressione intrapleurica diminuisce e ne consegue una aspirazione dell'aria nei polmoni.

Espirazione. Durante questa fase i muscoli respiratori si rilassano, i polmoni rilasciano l'energia elastica e tornano nella posizione iniziale. L'aria viene espulsa dai polmoni.

Pausa. Tra una espirazione e l'inspirazione successiva ci può essere una pausa di durata variabile.

Una *apnea* è una pausa di durata anormale nella respirazione che supera i dieci secondi e può durare anche alcuni minuti.

5 Slide 5 Sindrome da apnea del sonno

La *sindrome da apnea del sonno* è un disordine del sonno molto diffuso.

Il sonno di un soggetto affetto da tale patologia è disturbato da frequenti apnee e da episodi di respirazione insufficiente.

Le apnee del sonno si verificano sia nei bambini che negli adulti. I soggetti affetti da apnea del sonno possono manifestare i seguenti sintomi: eccessiva sonnolenza durante il giorno, spossatezza, tempi di reazione lenti, problemi alla vista, indebolimento delle funzioni del fegato e altro. Forme medie e gravi di sindrome da apnea del sonno sono un fattore di rischio per, e una concausa di: pressione alta, malattie cardiache, diabete, depressione.

La sindrome da apnea del sonno di solito viene diagnosticata in centri specializzati nei quali si monitorano alcuni parametri biomedici di un soggetto mentre dorme. Si stima che più della metà dei soggetti affetti da tale patologia non ne siano al corrente. Questo a causa dei meccanismi di diagnosi più diffusi che sono costosi o scomodi e richiedono al paziente di trascorrere la notte in un centro specializzato.

6 Slide 6 Motivazioni

I motivi che suggeriscono l'utilità del sistema studiato in questa tesi sono:

Diagnosi Il sistema è utile come strumento di diagnosi della sindrome da apnea del sonno. È uno strumento meno invasivo e costoso rispetto alla sonnografia con spirometro o pulsiossimetro.

Terapia d'emergenza Il sistema può svegliare il soggetto se questo si trova in una fase di apnea respiratoria troppo lunga.

Rimane un problema aperto di come scegliere la soglia di allarme e se convenga o meno svegliare il soggetto.

La soglia oltre la quale una apnea è considerata pericolosa è configurabile. Il valore soglia deve essere stabilito da personale medico qualificato. Si può intuire che una soglia troppo bassa potrebbe degradare la qualità del sonno del soggetto in un modo patogenico o quantomeno in un modo tale da rendere inutile il monitoraggio. Al contrario una soglia troppo alta espone il soggetto ad un rischio troppo elevato. Ci si può aspettare che la soglia di allarme non sia oggettiva ma debba essere personalizzata e che vari con l'età e alcuni parametri fisiologici del soggetto.

7 Slide 7 Convieni svegliare il soggetto?

L'articolo citato nella nota lascia intuire che conviene svegliare il soggetto. Prende in esame i polisonnogrammi e i certificati di morte di alcune persone che sono decedute a causa di una malattia cardiaca improvvisa. L'articolo divide il campione in due gruppi: le persone nel primo gruppo soffrivano di sindrome da apnea del sonno mentre nel secondo gruppo no. La percentuale dei casi di morte durante il sonno nel primo gruppo è del 46% mentre la percentuale dei casi di morte durante il sonno nel secondo gruppo è molto

minore 21% e nella popolazione generale è del 16%. Resta un problema aperto quello di stabilire se nel primo gruppo di persone, la morte sia immediatamente preceduta da un evento di apnea grave.

8 Slide 8 Schema di funzionamento

Il caso d'uso principale ha la seguente sequenza degli eventi principale:

Acquisizione dati dallo stetoscopio elettronico Il sistema acquisisce un blocco di segnale dallo stetoscopio elettronico ad esempio un secondo di segnale. Ci sono vari modi di implementare una connessione tra lo stetoscopio e il dispositivo di monitoraggio. Ad esempio la connessione può essere wireless bluetooth. Il bluetooth permette di stabilire semplici connessioni ad hoc tra dispositivi che hanno a disposizione poca energia elettrica e che sono posti a piccola distanza tra di loro.

Estrazione dei suoni respiratori In questa fase il sistema cerca di isolare i suoni respiratori da quelli cardiaci e dai rumori esterni. Ne parlo più in dettaglio in una slide successiva.

Riconoscimento delle apnee In questa fase il sistema cerca di riconoscere le pause respiratorie e tiene traccia della durata totale delle ultime pause consecutive.

Caso di allarme? Se la durata totale delle ultime pause consecutive è maggiore della soglia di rischio allora il sistema suona un allarme e si mette in attesa che questa venga disattivata attraverso l'interfaccia utente. Altrimenti il ciclo si ripete.

In un certo senso quindi l'output è la presenza o l'assenza di una pausa respiratoria nel blocco di segnale acquisito al punto iniziale.

9 Slide 9

Il segnale catturato dallo stetoscopio elettronico contiene suoni da varie sorgenti. Leggere le sorgenti dalla figura.

10 Slide 10 Breath Analysis of Respiratory Flow using Tracheal Sounds

L'articolo citato studia due parametri biomedici di alcuni soggetti sani non fumatori i quali non hanno mai avuto gravi malattie respiratorie. Nella parte in alto del grafico vediamo il flusso d'aria misurato con uno spirometro con pneumotacografo. Il flusso è riportato in litri al secondo. Nella parte in basso del grafico vediamo la media dell'energia del segnale presa in finestre rettangolari da 50ms con sovrapposizione del 75% prima tra alcune specifiche bande di frequenza e poi tra i vari soggetti. Questa media viene normalizzata rispetto al valore massimo.

Dal grafico si può vedere che il secondo parametro è proporzionale al valore assoluto del flusso.

11 Slide 11

- Isuoni normali che si possono sentire sul petto di un soggetto, vengono generati soprattutto nella parte lobare delle vie respiratorie da turbolenze dell'aria nelle vie respiratorie e dall'attrito tra l'aria e le vie respiratorie.
- L'osservazione chiave è quando c'è una apnea il flusso è zero. E quando il flusso è zero anche il suono respiratorio è nullo.

12 Slide 12 Estrarre i suoni respiratori dal segnale

Il segnale attraversa la successione di fasi a cascata rappresentate nella figura. Ogni filtro è implementato in modo simile a quanto specificato dall'interfaccia *InputStream* di Java. Siamo davanti ad un tipico caso di design di tipo *pipeline* in quanto l'output di un filtro è l'input del filtro successivo (eccetto che per l'ultimo filtro). Il segnale audio, anche nel caso in cui venga letto da un file, è trattato come uno *stream* di dati. Più in dettaglio le fasi di filtraggio sono le seguenti:

Buffering/Windowing Questa fase è necessaria in quanto alcuni dei filtri successivi lavorano su blocchi di input e non sul singolo campione. Inoltre la presenza del buffer può diminuire il tempo totale di elaborazione.

Downsampling La sequenza di campionamento viene ridotta con lo scopo di aumentare l'efficienza delle fasi successive dell'algoritmo. Gli spettri di potenza dei suoni respiratori e dei suoni cardiaci hanno frequenze al di sotto dei 500Hz . Quindi si può abbassare la frequenza di campionamento a 1000Hz in quanto una larghezza di banda di 500Hz è adeguata a catturare i suoni respiratori

Bandpassfiltering Questo filtro lascia passare solo i suoni che si trovano nella banda di frequenza dai 100 ai 1500Hz , il risultato è un suono nel quale sono più facilmente distinguibili i suoni normali della respirazione. Inoltre questo filtro elimina anche alcuni suoni respiratori anormali e parte dei suoni cardiocircolatori.

Magnitudefiltering Questo filtro semplicemente prende il valore assoluto del segnale.

Medianfiltering Questo è un classico filtro a mediana con finestra rettangolare di dimensione 10ms e serve per smorzare i suoni accidentali che hanno una intensità relativamente alta rispetto al suono respiratorio e una durata relativamente bassa rispetto alla durata delle fasi respiratorie.

13 Slide 13 Riconoscimento delle apnee

Dopo la fase di filtraggio passiamo alla fase di riconoscimento. L'energia del segnale è definita semplicemente come la somma dei quadrati dei campioni. Ci chiediamo se l'energia in una finestra rettangolare di 10ms sia maggiore dell'energia media nella finestra

rettangolare di 4s che la contiene. Se è maggiore allora il suono nella finestra di segnale viene classificata come inspiratorio o espiratorio, altrimenti il suono viene classificato come pausa respiratoria. In seguito troviamo la fase di clustering che serve per correggere eventuali errori, ad esempio un picco nel suono che non era causato dal respiro e che non è stato eliminato dalla fase di filtraggio oppure serve per unire la fase di espirazione con quella di inspirazione in quanto potrebbe esserci una pausa molto breve tra di esse.

14 Slide 14 Dettagli implementativi e piattaforma di test

14.1 Dettagli implementativi

Il sistema è stato implementato in Java, l'ambiente di sviluppo è Eclipse, e l'unica libreria usata (oltre alle librerie Java) è JSTK. JSTK implementa il filtro passa banda. JSTK sta per Java speech toolkit e fornisce tra le altre cose una libreria di tecniche usate per il riconoscimento vocale. La libreria è rilasciata secondo la licenza GPLv3.

14.2 Piattaforma di implementazione e test

I test sono stati fatti su un laptop *Hp Pavilion g6* con le seguenti caratteristiche:

Microprocessore	Intel Core i3 – 2330M da 2,2GHz
Cache microprocessore	3MB di cache L3
Memoria	DDR3 da 6GB

Tabella 1: Caratteristiche del calcolatore usato per i test.

15 Slide 15 Creare i casi di test

Per la scelta dei casi di test usiamo un approccio di tipo black-box e quindi esaminiamo da prima lo spazio dell'input e poi i possibili scenari di uso. Lo spazio dell'input è un sottoinsieme del tipo dell'input nel quale rientrano tutti i segnali audio che possono essere ascoltati da uno stetoscopio elettronico posizionato sul petto di un soggetto. I test fatti sono di tipo *oracolo* nel senso che l'output dell'algoritmo in ogni caso di test viene confrontato con il risultato che l'algoritmo dovrebbe fornire. Ad esempio alcuni casi di test possono avere come input:

- Un file audio abbastanza lungo da simulare un monitoraggio del sonno reale. Lo scopo di un caso d'uso con questo input è la valutazione della velocità a lungo termine dell'algoritmo.
- Dei suoni respiratori sovrapposti a rumore di vari tipo ed intensità. Lo scopo di un caso d'uso con questo input è la valutazione della tolleranza al rumore. Per creare dei casi che valutano la resistenza al rumore si può procedere nel modo seguente:

1. Scegliere una file contenente una sorgente di rumore e scegliere una intensità della sorgente di rumore.
 2. Filtrare il file di rumore in base ad un certo modello acustico del corpo. Cioè cercare di prevedere cosa lo stetoscopio sente se è presente la sorgente di rumore scelta. Questo modello acustico è necessariamente un modello approssimato. In una prima fase elementare di modellazione possiamo usare un semplice filtro attenuatore e supporre che il rumore sia di tipo additivo.
 3. Scegliere un file contenente un respiro.
 4. Fare un mix dei file.
- Suoni respiratori senza rumore. Lo scopo di un caso d'uso con questo input è la valutazione del funzionamento del software in uno scenario ideale.
 - Un file contenente suoni respiratori sovrapposti a forti suoni cardiaci.
 - Un file contenente suoni respiratori e una apnea più lunga della soglia massima.

In generale possiamo creare un caso di test attraverso la concatenazione di segmenti di file audio ognuno con una possibile configurazione di proprietà secondo quanto illustrato nella tabella. Non abbiamo a disposizione alcuno stetoscopio però usiamo alcune registrazioni reperite online e partiamo da queste per creare alcuni casi di test.

16 Slide 16 Valutazione dell'output

Valutare la localizzazione delle apnee a rischio. Se si vuole valutare un algoritmo che riconosce la presenza di una apnea troppo lunga allora possiamo vedere lo spazio dell'input come una sequenza di intervalli temporali ognuno che rappresenta una apnea troppo lunga. Possiamo pensare nello stesso modo l'output dell'algoritmo. Si possono verificare vari casi:

Vero positivo. Supponiamo che in input ci sia una apnea troppo lunga e che ci sia almeno un intervallo temporale di output che:

- Ha una durata maggiore della soglia di rischio.
- Non inizia troppo in ritardo rispetto all'inizio dell'intervallo di input.

In tal caso siamo in presenza di un *vero positivo* cioè un evento riconosciuto in modo corretto. Il soggetto ha una apnea nel sonno troppo lunga e il sistema suona l'allarme. Il soggetto si sveglia, spegne l'allarme e torna a dormire sano e salvo (si spera).

Falso positivo. Supponiamo che in input ci sia una apnea troppo lunga ma in output non ci sono intervalli che

- Abbiamo una durata maggiore della soglia di rischio.
- Non inizino troppo in ritardo rispetto all'inizio dell'intervallo di input.

Significa che il soggetto ha una apnea nel sonno troppo lunga e il sistema non suona l'allarme. Questo caso è rischioso per la salute del paziente. Siamo in presenza di un *falso positivo*.

Vero negativo. In input non ci sono pause respiratorie troppo lunghe e neanche in output. Il soggetto non ha una apnea nel sonno troppo lunga e il sistema non suona l'allarme. Questo caso è auspicabile. Maggiore è la frequenza di questi casi, maggiore è la qualità del sonno del soggetto. Siamo in presenza di un *vero negativo*.

Falso negativo. In input non c'è una pausa respiratoria troppo lunga ma in output c'è un intervallo più lungo della soglia di allarme. Il soggetto non ha una apnea nel sonno troppo lunga e il sistema suona l'allarme. Il soggetto si sveglia, spegne l'allarme e torna a dormire. Non ha modo di capire se si è verificato un vero positivo o un falso negativo. Siamo in presenza di un *falso negativo*. I falsi negativi degradano la qualità del sonno del soggetto ma non sono un rischio grave per la salute quanto i falsi positivi. Tuttavia se il degrado nella qualità del sonno è eccessivo potrebbe causare danni psicofisici al soggetto.

17 Slide 17 Risultati dei test sulle registrazioni

La tabella nella slide riporta nell'ordine: il nome del file, il tempo di esecuzione (espresso come media dei tempi di esecuzione per secondo di segnale) totale dell'algoritmo e un errore approssimato nella localizzazione delle apnee. La frequenza di campionamento di tutti i file (espressa in numero di campioni al secondo) è di 8000Hz e lo schema di respirazione è normale con una frequenza respiratoria media di 19 cicli al minuto. La durata media dei file è di 16s.

18 Slide 18 Caso di test di localizzazione di una apnea troppo lunga

Questo caso di test usa una registrazione di suoni respiratori normali di un soggetto sano. La registrazione prima viene concatenata varie volte e poi gli viene aggiunta con Audacity una pausa respiratoria molto lunga.

La pausa comincia all'istante 35s e termina all'istante 1m : 17s. La lunghezza totale del file è 1m : 41s. Il sistema riconosce in modo corretto la pausa dal tempo 36s al tempo 1m : 16s. L'allarme suona al tempo 64s cioè 30s dopo l'inizio della pausa, e questo è esattamente quello che ci aspettiamo. Quindi possiamo dire che questo caso di test si è concluso con successo.

19 Slide 19 Caso di test di tolleranza al rumore bianco

In questo caso di test eseguiamo l'algoritmo su una registrazione di suoni respiratori normali alla quale aggiungiamo del rumore bianco. L'intensità del rumore aggiunto va da 0dB fino all'intensità massima dei suoni della registrazione che è di 0.2dB. L'incremento nel rumore del suono è di un decimo dell'intensità massima quindi ci sono 11 file di input diversi in totale. La figura illustra una rappresentazione dell'output dell'algoritmo sui file di test e contiene un grafico per ogni file di input. I valori sulle ascisse segnano il tempo in

decimi di secondo. I grafici contenuti nella figura dal basso verso l'alto escluso il primo sono relativi a file che hanno una quantità di rumore crescente e mostrano quali parti dei rispettivi file vengono riconosciuti come respiro e quali parti vengono riconosciuti come apnea. Invece il primo grafico in basso rappresenta il file originale in termini di fasi di respiro e fasi di pausa, stimate da un ascolto del file. I valori di questo grafico sono approssimativi e non è possibile ottenere valori più precisi se non si misura il flusso d'aria in modo diretto. Notiamo che gli ultimi 7 grafici dal basso sono semplicemente dei segmenti di retta, questo perché l'algoritmo riconosce l'intero file come respirazione cioè non riconosce alcuna pausa. Mentre nei primi 5 grafici dal basso il segmento di retta può essere in basso ad indicare una pausa oppure in alto ad indicare la presenza di una inspirazione o di una espirazione.

Ricapitolando: Se il rumore bianco ha una intensità che supera il 30% dell'intensità massima dei suoni respiratori allora il sistema non riconosce nessuna pausa respiratoria.

20 Slide 20 Sviluppi futuri

L'applicazione può essere modificata per:

- Migliorare il riconoscimento delle fasi respiratorie.
- Aggiungere la possibilità di classificare i suoni respiratori (normali, anormali, soffi, crackles, ...).
- Estendere l'applicazione con la funzione di riconoscere gli schemi respiratori (normale, Cheyne Stokes, agonico, Kussmaul, ...).

Si possono sviluppare alcuni pezzi mancanti dell'applicazione ad esempio:

- Implementare una interfaccia con uno stetoscopio elettronico e fare dei test su soggetti affetti da sindrome di apnea del sonno.
- Implementare un algoritmo di stima del flusso respiratorio.

Un altro sviluppo futuro consiste nello studiare la portabilità dell'applicazione su un dispositivo mobile, sia nel caso in cui si usa il microfono in dotazione del dispositivo che nel caso in cui il dispositivo riceva i dati da uno stetoscopio elettronico. Per questo scopo una tecnologia da valutare è J2ME.

Ci sono vari modi di procedere utili alla ricerca nell'ambito dell'analisi dei suoni respiratori, ad esempio:

- Creare un database di registrazioni di suoni respiratori.
- Creare un database di casi di test completo.
- Creare un modello acustico approssimato del torace.
- Implementare dei meccanismi di tolleranza al rumore esterno. Ad esempio usare due microfoni: uno che registra il rumore ambientale e uno che registra i suoni respiratori e usare il modello acustico per estrarre il rumore ambientale dai suoni respiratori.

- Fare una analisi approfondita dello stato dell'arte della separazione dei suoni cardiovascolari dai suoni respiratori, partendo ad esempio dagli articoli

21 Slide 21 Conclusioni

Obiettivi Progettare, prototipare e valutare un software di riconoscimento delle apnee notturne attraverso uno stetoscopio elettronico applicato sul petto o sulla trachea di un soggetto.

Risultati I risultati raggiunti sono incoraggianti e costituiscono un punto di partenza verso un sistema usabile in uno scenario reale.