

UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI PADOVA

*Facoltà di Ingegneria-Dipartimento di Ingegneria
dell'Informazione*

Anno Accademico 2010-2011

Tesi di Laurea Specialistica

Analisi quantitativa del segnale elettroglottografico per l'estrazione di parametri clinici

Relatore: Prof. Sparacino G.

Correlatore: Dott. De Colle W.

Laureando: Stefania Calzavara

Indice

Capitolo 1:

Segnale elettroglottografico per la valutazione dell'apparato fonatorio

1.1 Principi di funzionamento dell'apparato fonatorio e segnale elettroglottografico	4
1.1.1 Anatomia delle corde vocali	6
1.1.2 Meccanica delle corde vocali	9
1.1.3 Struttura delle corde vocali	10
1.2 Elettroglottogramma	14
1.2.1 Caratteristiche segnale EGG	14
1.2.2 Misure dell'elettroglottogramma	19
1.2.3 Difficoltà nella misura del segnale elettroglottografico	22
1.2.4 Caratteristiche segnale DEGG	24
1.2.5 Diagnosi in funzione alla variazione dell' EGG	26
1.2.6 Interpretazione EGG con altre metodologie di rilevazione	30
1.3 Scopo della tesi e presentazione	33

Capitolo 2

Indici di lettura per la quantificazione dell'EGG

2.1 Metodologie di analisi	40
2.1.1 Parametro beta	40
2.1.2 EGG amplitude cross level	41

2.1.3Wavelet transform.....	42
2.1.4 .EGG e PGG	48
2.1.5EGG contact quotient.....	53
2.1.6DECOM	56
2.2 Problemi aperti.....	60

Capitolo 3

Tecniche di smoothing per miglioramento degli indici

3.1 Filtraggio segnale EGG.....	65
3.1.1Filtro a media mobile.....	65
3.1.2Kernel smoother	66
3.1.3Running line smoother.....	68
3.2 Deconvoluzione.....	70
3.3 Algoritmi di estrazione dei parametri	74
3.3.1 .Analisi soglia	75
3.3.2Analisi DEGG.....	76
3.3.3Analisi DECOM.....	77
3.4 Implementazione in un software con interfaccia grafica.....	80

Capitolo 4:

Database

4.1 Descrizione data base e strumenti di acquisizione del segnale	84
-------------------------------------------------------------------------	----

Capitolo 5:

Valutazione delle applicazioni al segnale eletroglottografico

5.1 Analisi frequenza fondamentale e potenza del segnale	88
5.2 Analisi valore area	92
5.3 Analisi statistica dei metodi per l'estrazione parametri fissato il filtro.....	94

5.3.1 Filtro media mobile / analisi soglia; DEGG; DECOM	95
5.3.2 Running line smoothing / analisi soglia DEGG DECOM	99
5.3.3 Kernel smoother / analisi soglia DEGG DECOM	101
5.3.4 Deconvoluzione / analisi soglia DEGG DECOM.....	103
5.4 Influenza della scelta del filtro sui metodi di analisi	105
5.5 Analisi lineare multivariata con il software SPSS.....	107

Capitolo 6

Conclusione e sviluppi futuri

Appendice A

Comparazione del segnale EGG con metodologie di studio alternativi	124
Endoscopia e laringostroboscopia	126
Test Aerodinamici.....	130
Esami elettroacustici	131

Appendice B

Approccio bayesiano allo smoothing e deconvoluzione	136
Ricostruzione del segnale EGG.....	141

Appendice C

Caratteristiche dettagliate data base patologici	146
--------------------------------------------------------	-----

Appendice D

Codice MATLAB	152
Bibliografia:	182

Capitolo 1:

Segnale elettroglottografico per la valutazione dell'apparato fonatorio

1.1 Principi di funzionamento dell'apparato fonatorio e segnale elettroglottografico

Scopo di questo primo capitolo è la descrizione meccanica e fisiologica di tutti i fattori che intervengono nella produzione del suono glottico, l'analisi della complessità della vibrazione delle corde vocali e la sua traduzione in segnale con conseguente possibilità di analisi clinica oggettiva.

La voce umana può essere vista come un organo. L'organo della voce è composto da tre sottosistemi: il sistema respiratorio che fornisce una determinata pressione aerea, il sistema di vibrazione costituito dalla laringe e il sistema di risonanza.

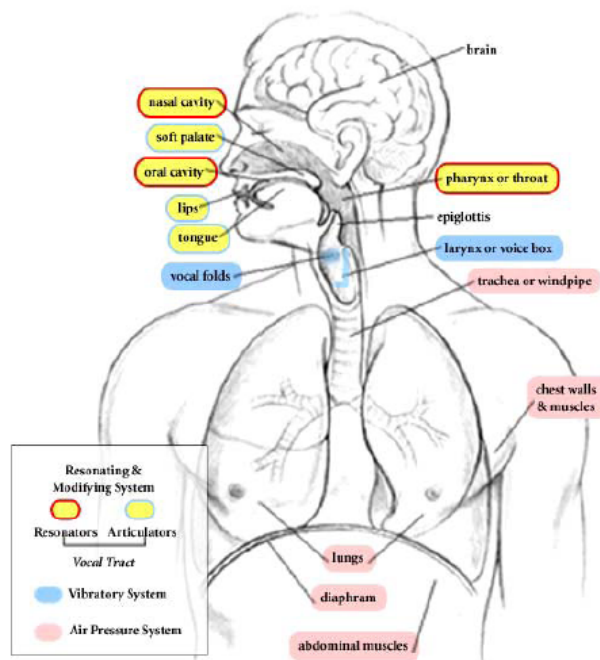


Figura 1.1 Diagramma del tratto vocale

Il sistema di pressione aerea produce la voce partendo con il flusso dell'aria attraverso i polmoni, coordinati dall'azione del diaframma, dai muscoli addominali e dal torace come si vede schematizzato in fig. 1.1. Il sistema vibratorio consiste nella laringe e nelle corde vocali. Il sistema di risonanza è l'organo con il quale le persone producono suoni riconoscibili e formano le caratteristiche personali della voce.

Tra i vari elementi di questi tre sistemi, le corde vocali sono le più importanti per la fonazione.

1.1.1 Anatomia delle corde vocali

Per interpretare il segnale EGG bisogna comprendere i fattori che concorrono alla produzione del suono. Questa parte del capitolo è dedicata alla descrizione di uno di tali fattori ovvero i muscoli che intervengono durante la fonazione.

Le corde vocali (o più correttamente pliche vocali) sono due fascette di tessuto collagene ed elastico (legamento vocale) ricoperto da una mucosa, disposte orizzontalmente all'interno della laringe e sottese al muscolo vocale o tiroaritenoidico, le quali, poste in avvicinamento sulla linea mediana (adduzione), vengono fatte vibrare per effetto della pressione aerea proveniente dai polmoni (pressione sottoglottica) generando così la voce (più precisamente la frequenza fondamentale, o nota, prodotta dal numero di vibrazioni al secondo). A vibrare è in realtà la mucosa di rivestimento del legamento vocale.

L'organo laringeo è costituito da uno scheletro cartilagineo e da un certo numero di muscoli oltre che da legamenti, fasce connettive, mucose.

I muscoli della laringe si possono classificare in due gruppi: la muscolatura intrinseca, costituita dalle corde vocali e dai muscoli che agiscono indirettamente su queste collegando fra loro le cartilagini che compongono la laringe e la muscolatura estrinseca, costituita da muscoli che collegano la laringe con lo scheletro osseo ma che pervengono ad agire sulle corde vocali.

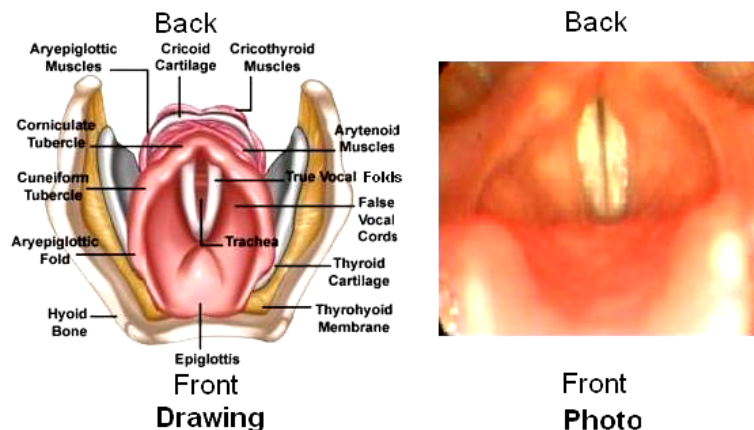


Figura 1.2 Visione trasversale cv

Le seguenti figure (Fig. 1.2 a e b) mostrano le posizioni delle corde vocali nella laringe. Le cv sono formate da dei legamenti allocati nel mezzo della laringe e fissate nelle cartilagini aritenoidee e tiroidee. Esse sono posizionate orizzontalmente rispetto alla laringe. Quando esse sono aperte, la glottide presenta una forma a “V” con la parte larga della V dietro e il punto di contatto della V davanti. I muscoli e le cartilagini controllano i movimenti delle corde vocali. I muscoli cricoaritenoidi posteriori sono gli unici muscoli che controllano l’abduzione.

Nella respirazione, la glottide è aperta quando i muscoli cricoaritenoidi posteriori si contraggono e si chiude quando la cartilagine aritenoidea si alza. Gli altri muscoli correlati alle cv controllano l’abduzione. La loro contrazione provoca il cambiamento delle caratteristiche delle cv come la lunghezza, la tensione e lo spessore che a loro volta modificano la frequenza e l’ampiezza della voce.

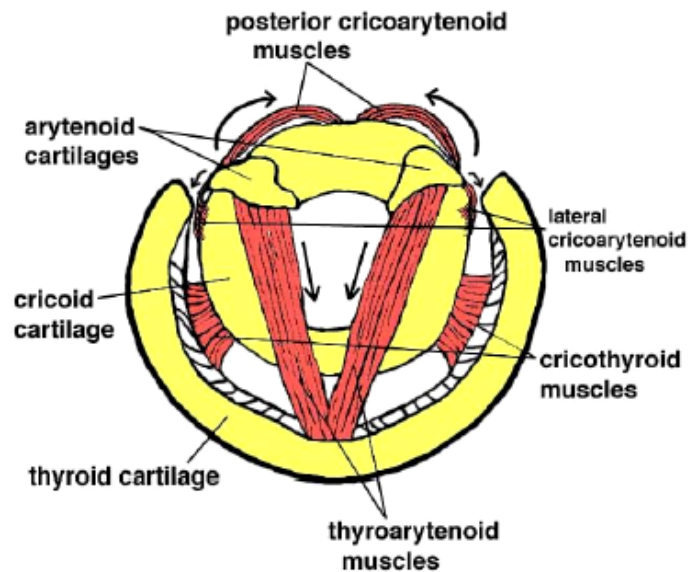


Figura 1.3 Muscoli e cartilagini tratto tiroideo

Fondamentale è poi anche il ruolo svolto dall'osso ioide, a forma di U, situato superiormente alla laringe (Fig. 1.3), che fa da raccordo tra questa e la muscolatura linguale; esso dà attacco a numerosi muscoli orientati in molteplici direzioni, che variano la posizione della laringe nel collo. Per quanto riguarda le corde vocali, queste 'lamine' di tessuto elastico-collagene rivestite da mucosa, vibrano al passaggio dell'aria espirata producendo suoni di diverse frequenze in rapporto alla tensione longitudinale su di esse esercitata. Lo spazio tra le due corde vocali è detto glottide; in condizioni di riposo questo spazio è aperto e triangolare, e attraverso di esso avviene il passaggio dell'aria respirata. Durante la fonazione la glottide è chiusa e viene sollecitata dall'aria espirata a produrre cicli di apertura e chiusura la cui frequenza determina l'altezza tonale del suono prodotto.

La lunghezza delle corde vocali è anatomicamente prestabilita, circa 1,5-3 cm. Nell'uomo esse sono più lunghe del 30% rispetto a quelle

della donna e ne risulta una estensione più grave di circa un'ottava. Per quel che riguarda la formazione del timbro della voce partecipano attivamente sia le corde vocali come strumenti di produzione di suoni, sia le cavità di risonanza costituite da vestibolo laringeo, faringe, cavità orale e cavità nasale.

1.1.2 Meccanica delle corde vocali

Questa parte del capitolo è riservata a una veloce presentazione delle proprietà meccaniche delle corde vocali poiché determinano le caratteristiche quali frequenza e ampiezza.

Durante la fonazione, il sistema di pressione aerea regola la pressione nella laringe che causa la vibrazione delle corde vocali. L'abduzione delle corde vocali e l'adduzione controllano il flusso attraverso la laringe. Il suono base prodotto dalla vibrazione delle corde vocali è chiamato "voiced sound". Il voiced sound è amplificato e modificato dal sistema di risonanza che consiste nella vibrazione dei tratti vocali (gola, cavità labiali e nasali) e lingua, palato e labbra. La prima parte produce un suono riconoscibile, la seconda parte che modifica il suono è responsabile della formazione delle parole. Il suono delle corde vocali ha una sequenza del ciclo vibratorio compresa tra 100 e 300 Hz. Una voce più alta è prodotta dall'aumentare della frequenza della vibrazione delle cv e una voce più profonda è formata dall'aumentare dell'ampiezza della vibrazione delle cv.

La collisione tra le corde vocali è associata a fattori aerodinamici che sono collegati alle caratteristiche della voce. Inoltre l'aumento della tensione nella superficie durante la collisione è considerato un importante fattore per il danneggiamento dei tessuti. È comune pensare che i noduli vocali che hanno origine nelle cv sono il risultato di ripetute collisioni delle cv durante la fonazione e la componente dello sforzo è rilevante nell'assestamento dell'impatto delle corde vocali per potenziali danni ai tessuti. Osservazioni cliniche suggeriscono che le persone con una voce a frequenza maggiore o a maggiore ampiezza tendono ad essere più soggetti a eventuali noduli vocali. Per questo si è assunto che sia la frequenza che l'ampiezza della vibrazione giocano un ruolo fondamentale nella ricerca dei danni alle corde vocali.

1.1.3 Struttura delle corde vocali

Capire la struttura delle corde vocali aiuta a comprendere determinate caratteristiche meccaniche precedentemente descritte.

La struttura della cv è definita multistrato. La seguente figura mostra la struttura delle cv. Lo strato più superficiale è denominato epitelio (0.05 – 0.1 mm di spessore). L'epitelio racchiude un tessuto molle e fluido. Tra l'epitelio e il muscolo esiste la lamina propria che consiste in un tessuto non muscolare. La lamina propria è formata da collagene ed elastina, o meglio vari tipi di collagene ed elastina:elaunin, oxytalan e fibre di elastina (Fig. 1.4).

- Oxytalan è composto da miofibrille da 10 a 12 nm di diametro.
- Elaunin presenta miofibrille e piccole componenti amorse.
- Le fibre di elastina hanno componenti amorse più grandi.

La lamina propria è composta a sua volta di tre strati: uno strato superficiale, strato intermedio e strato profondo. Lo strato superficiale della lamina propria consta di fibre di elastina immerse in un fluido interstiziale.

Lo strato intermedio è formato principalmente da oxytalan le cui fibre sono uniformemente orientate in direzione anteroposteriore. Lo strato più profondo è formato da fibre di elastina praticamente inestensibile che scorre parallelo alla direzione anteroposteriore.

Tale sistema viene nominato Three-Layer-Scheme proveniente dalla teoria di Hirano. Tale teoria comprende uno schema a due livelli per la descrizione del cover-body delle cv. La teoria cover-body ha l'obiettivo di relazionare le proprietà di differenti strati delle cv.

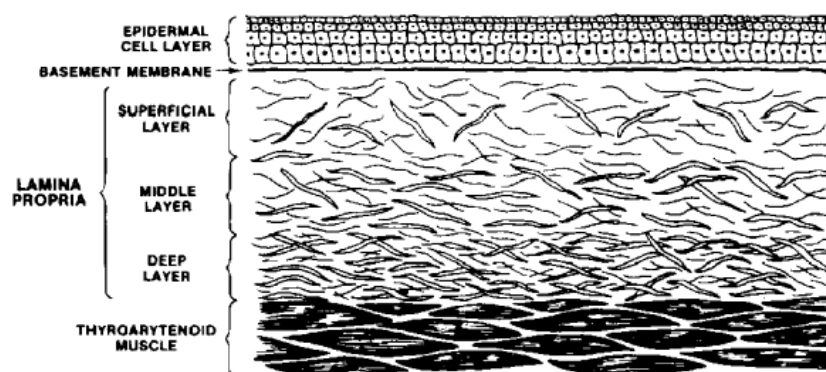


Figura 1.4 Struttura multistrato delle cv

Come detto precedentemente lo strato superficiale e lo strato intermedio sono organizzati in miofibrille e piccoli componenti, l'epitelio consta di un tessuto fluido. Questi tre strati mostrano proprietà meccaniche di viscoelasticità e isotropicità molto simili. Lo strato più profondo e il muscolo presentano proprietà meccaniche dipendenti dall'elasticità e direzione. Inoltre vari studi sulle cv suggeriscono che l'epitelio, lo strato superficiale della lamina propria e quello intermedio possono essere effettivamente rappresentati come una cover, mentre lo strato più profondo e il muscolo rappresentano il body (Fig. 1.5).

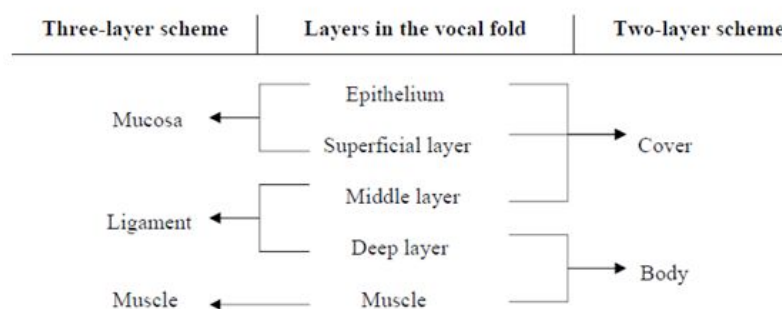


Figura 1.5 Diagramma struttura multistrato con classificazioni differenti

Un modello teorico delle cv può essere un efficiente mezzo per investigare la frequenza e la risposta dinamica durante la fonazione delle cv. Inoltre la geometria delle cv è difficoltosa da descrivere. Questo è dovuto al fatto che la struttura è multistrato e presenta una superficie curva, producendo un modello troppo difficile da risolvere.

1.2 Elettroglottogramma

L'elettroglottografia occupa un ruolo di sicuro rilievo, avendo il merito di registrare l'attività delle corde vocali senza disturbare né interferire sui meccanismi fisiologici della fonazione.

Fu Philippe Fabre, professore di fisica biologica all'università di Lille, a presentare nel 1957 un apparecchio che permetteva di indagare sull'attività glottica senza la necessità del controllo visivo della laringe e della apertura della bocca del paziente.

L'elettroglottografia registra la variazione di impedenza di una corrente elettrica ad alta frequenza e bassa intensità, che passa tra due elettrodi posti ai lati dello scudo laringeo. L'impedenza elettrica che la corrente incontra per passare da un elettrodo all'altro sarà del tipo

$$Z = R - i/(2\pi fC)$$

dove R e C sono le resistenze e le capacità risultanti dal parallelo di tutte le resistenze e le capacità che presentano i vari percorsi seguiti dalla corrente, f è la frequenza e i è il coefficiente dell'immaginario.

1.2.1 Caratteristiche segnale EGG

Il segnale EGG è la visualizzazione della resistenza che diminuisce quanto più le corde vocali si avvicinano, in condizioni normali si ottiene un tracciato con un'onda paratriangolare, con un tratto in

ascesa che rappresenta la fase di avvicinamento delle corde vocali. Di seguito due fotografie che mostrano lo schermo dell'oscilloscopio (Fig. 1.2.1) e una seduta di registrazione del segnale EGG(Fig. 1.2.2)

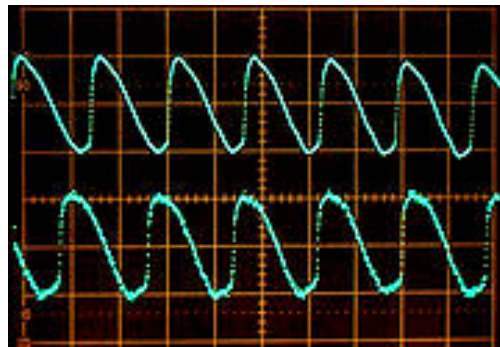


Figura 1.2.1 Registrazione EGG su oscilloscopio



Figura 1.2.2 Fase di registrazione segnale EGG

Lecluse , Brocaar (1977) e Childers , Krishnamurthy (1985) hanno proposto una descrizione schematica del segnale elettroglottografico durante un periodo glottico del segnale EGG . Per provare le loro

osservazioni, il movimento glottideo è stato osservato in parallelo alla registrazione del segnale elettroglottografico tramite la stroboscopia.

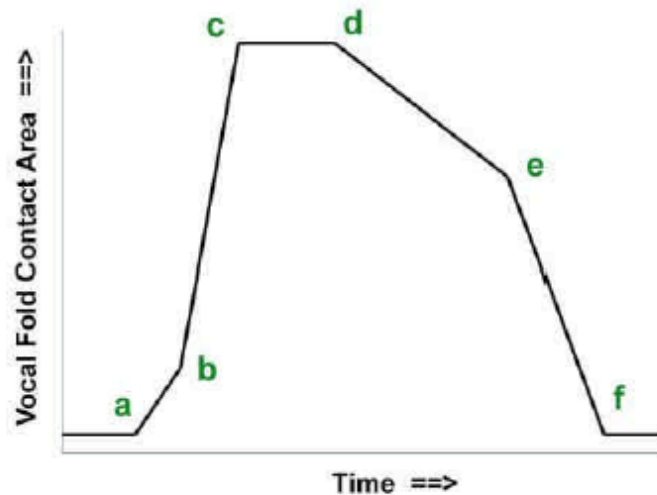


Figura 1.2.3 Segnale EGG schematizzato

Spiegazione segnale EGG (Fig. 1.2.3):

Fase a-c : CLOSING PHASE. Il contatto inizia lungo i margini più bassi delle CV (a-b) per poi propagarsi ai margini superiori (b-c). La chiusura è generalmente più rapida dell'apertura, questa fase è caratterizzata da una durata maggiore nell'EGG. La fase di massima pendenza si trova nel punto b , che corrisponde con un singolo picco positivo nella DEGG.

Fase c-d : CLOSED PHASE. Le CV sono in pieno contatto. Le lievi vibrazioni che si possono notare nel segnale sono solamente dovute alla collisione elastica dei tessuti.

Fase d-f : OPENING PHASE. I margini inferiori delle corde vocali si separano gradatamente , si segue poi lo stacco dei margini superiori . Il punto di massima pendenza si trova nel punto e , che corrisponde con il picco negativo nel segnale DEGG.

Fase f-a : OPEN PHASED. Le corde vocali sono completamente staccate. Si può osservare una lieve vibrazione delle corde vocali dovuta esclusivamente a una lieve variazione nell'ammittenza.

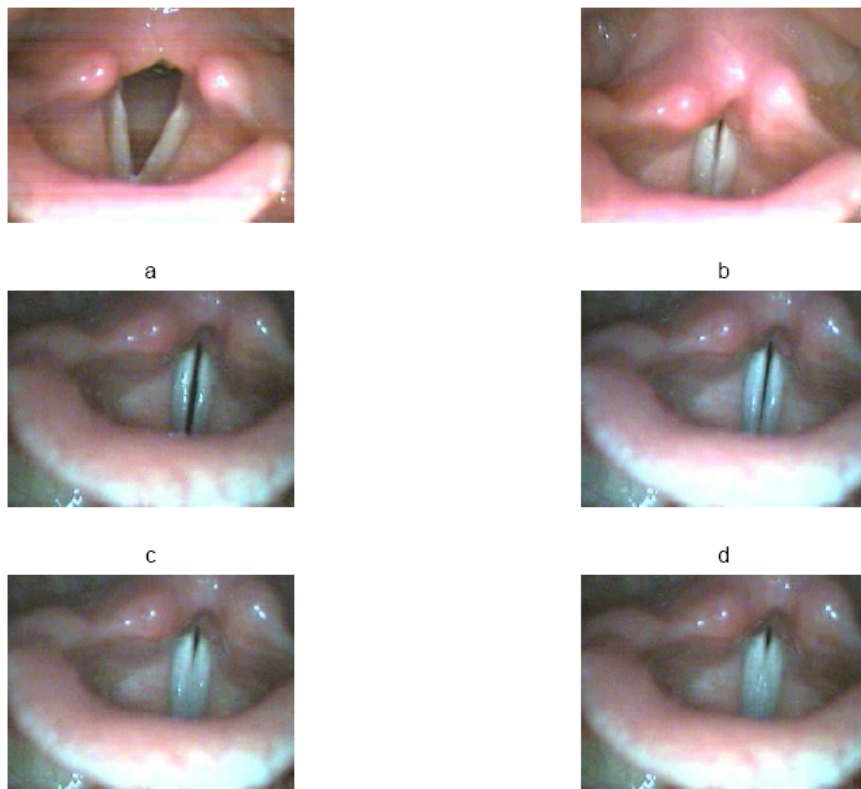


Figura 1.2.4 Videostroboscopia delle CV

Nella Fig. 1.2.4 vengono riportate tutte le fasi del periodo glottico precedentemente descritto.

Nel caso di produzioni non patologiche , Childers and Krishnamurthy (1986) dimostrano che i picchi della derivata dell'EGG sono correlati agli istanti di chiusura e apertura delle corde vocali che coincidono con il periodo di inizio e fine della variazione della "Glottal Area". Tuttavia questo risulta valido per le CV normali. Un caso speciale è rappresentato dalla presenza di muco che si oppone alle naturali vibrazioni delle CV.

Altri studi confermano questa analisi. Berke et al (1987) effettuano simultanee misurazioni dell'EGG, photoglottography , subglottal pressure e stroboscopic photography "in vivo" nei cani, e hanno osservato che le pendenze dell'EGG sono correlate con istante chiusura e apertura delle corde vocali. Anastapo and Karnell (1988) ottennero simili risultati sugli istanti di apertura e chiusura CV attraverso l'analisi EGG. Craner (1991) dimostra che i picchi del DEGG sono correlati ai picchi osservati nella derivata del segnale fotoglottografico.

Le irregolarità dell'EGG riflettono le anomalie delle modalità vibratorie delle corde vocali.

Le varie metodologie di analisi consentono di distinguere atteggiamenti ipo o iper-cinetici in base alla morfologia dell'onda e al rapporto tra durata della fase di apertura e quello dell'intero ciclo vibratorio, definito "quoziente di apertura"; quest'ultimo aumenta nelle forme ipocinetiche e si riduce in quelle ipercinetiche.

1.2.2 Misure dell'elettroglottogramma

Dal punto di vista costruttivo gli elettroglottografi sono schematicamente costituiti da un generatore sinusoidale che può essere a tensione costante o a corrente costante. Nel primo caso sarà necessario misurare la corrente che passa attraverso gli elettrodi per misurare le variazioni di impedenza, nel secondo caso si dovrà misurare la differenza di potenziale che si stabilisce tra gli elettrodi. In ogni caso la corrente massima non raggiunge i 10mA e la tensione non supera i 0.5 V, valori che garantiscono largamente l'incolumità del soggetto in esame.

Se la frequenza a cui si svolge la prova è sufficientemente alta è ragionevole pensare che la componente immaginaria dell'impedenza sia trascurabile rispetto a quella reale e quindi l'impedenza venga a coincidere con la resistenza. In effetti la frequenza normalmente impiegata negli elettroglottografi varia dai 300 kHz ed i 5 MHz per poter ottenere, grazie all'impiego di particolari filtri accordati, un buon rapporto segnale rumore. Tale caratteristica è molto importante se si pensa che la variazione di impedenza che si ha per effetto della vibrazione delle corde vocali è soltanto dell'ordine del 1-0.1% dell'impedenza totale.

L'elettroglottografo impiega due elettrodi metallici, normalmente di argento, con una superficie di contatto di 3 cmq, per il rilevamento

delle variazioni di impedenza. Il segnale è disponibile sia in accoppiamento in continua che in alternata.

L'accoppiamento in continua viene usato quando si vuole misurare l'effettiva variazione di impedenza tra gli elettrodi che comprende anche quella correlata con i lenti movimenti articolari delle corde vocali. Questo tipo di accoppiamento è assai complicato da gestire perché la linea base (linea di zero elettrico) può muoversi verso l'alto o verso il basso per cause diverse da quelle articolari, quali ad esempio i movimenti della testa che causano variazione dello spessore del tessuto tra elettrodi e laringe, la variazioni di resistenza tra elettrodi e cute dovuta a lente variazioni dell'umidità di quest'ultima. E' quindi necessario agire spesso sul comando di bilanciamento dello strumento per evitare che lo slittamento della linea di zero raggiunga valori tali da saturare eventuali sistemi di amplificazione posti a valle dell'elettroglottografo.

L'accoppiamento in corrente alternata viene usato quando si vuole misurare la sola vibrazione delle corde vocali eliminando le componenti a bassa frequenza; in pratica si introduce in serie all'uscita dell'elettroglottografo un filtro passa alto con frequenza di taglio dell'ordine di qualche decina di Hz. Con questo accoppiamento le variazioni della linea di zero praticamente non influenzano più il segnale in uscita e , quindi, non è di regola necessaria alcuna operazione di bilanciamento per tutta la durata dell'esame.

Il segnale viene successivamente acquisito direttamente sotto forma numerica, digitalizzando direttamente l'uscita dell'elettroglottografo o dopo amplificazione e filtraggio anti aliasing.

Come segnalato da Fourcin e Abberton (1971), il segnale elettroglottografico dipende dalla quantità di contatto laterale delle corde vocali piuttosto che dall'ampiezza della rima glottica. Infatti, come detto da Titze e Talkien (1981), "l'energia elettrica trasmessa attraverso la laringe non può essere concentrata attraverso un fascio sottile e quindi il segnale elettroglottografico non può essere usato per studiare la non uniformità spaziale dell'area di contatto ma piuttosto dà una misura del contatto sull'intera superficie mediale delle corde vocali". Quindi quando, durante la fonazione, le corde vocali sono allontanate tra di loro, l'impedenza registrata dell'elettroglottografo tende ad aumentare in quanto la quantità di tessuto interposto tra gli elettrodi aumenta e si formano quindi diverse linee di corrente che aggirano la rima glottica. Quando invece le corde vocali sono completamente unite, da una parte diminuisce la quantità di tessuto interposto tra i due elettrodi e dall'altra aumenta il numero di vie preferenziali di corrente elettrica, parallele tra loro e che attraversa la glottide in maniera diretta; quindi in questo caso si ha una diminuzione dell'impedenza registrata dell'elettroglottografo. Siccome la resistenza totale di queste linee parallele di corrente è minore della resistenza di ogni singola linea, è possibile affermare che l'impedenza tissutale è inversamente proporzionale all'area di contatto laterale delle corde vocali (Childers, 1985).

1.2.3 Difficoltà nella misura del segnale elettroglottografico

Prima di analizzare il tracciato standard e le sue variazioni in rapporto a condizioni fisiologiche e patologiche bisogna ricordare le principali cause di errore che possono influenzare i tracciati stessi.

- 1) È abbastanza difficile far sì che la resistenza di contatto elettrodi-pelle rimanga costante: ciò determina una instabilità della linea di zero del segnale. Poiché tale variazione avviene a causa della modificazione del tasso di umidità cutanea e sussiste anche con l'uso di una crema conduttiva, l'unico accorgimento compensativo è di ridurre la durata della seduta di registrazione e di effettuare la stessa in condizioni ambientali non favorevoli la sudorazione del soggetto.
- 2) I movimenti verticali della laringe, per esempio un suo innalzamento in concomitanza dell'aumento della frequenza di vibrazione delle corde vocali e un suo abbassamento nella articolazione delle vocali posteriori inducono dei problemi a causa dell'aumento della resistenza elettrica dei tessuti conseguente al cambio di posizione della glottide rispetto al punto di applicazione degli elettrodi.
- 3) Nella produzione delle occlusive e della affricate la pressione in faringe aumenta, e ciò determina una maggiore circonferenza di tale cavità. In tale caso diminuisce la resistenza complessiva dei tessuti e delle mucose laringee e conseguentemente si innalza la linea di zero del segnale.
- 4) La morfologia del segnale può variare in relazione a cambiamenti dell'umidità interna della faringe e della laringe.

- 5) I movimenti del capo determinano variazioni dello spessore del tessuto adiposo frapposto fra gli elettrodi e la laringe, il che ha indubbe ripercussioni sulla morfologia e l'ampiezza del segnale rilevato. Un tracciato elettroglottografico ha una morfologia paratriangolare che è in relazione alle varie fasi di un ciclo di vibrazione delle corde vocali.
- 6) Uno studio di Van Michel ha evidenziato che le corde vocali non si aprono di scatto ma con movimento progressivo in senso anteroposteriore e in senso verticale; la persistenza dell'apertura glottica fra i bordi inferiori delle corde vocali quando esse sono già affrontate nella loro parte superiore può spiegare il fatto di avere un'immagine di corde vocali chiuse in corrispondenza di un tracciato elettroglottografico ancora ascendente verso il punto di massima chiusura. Si verificano cioè variazioni di ammettenza anche quando le corde vocali appaiono affrontate lungo i bordi superiori o inferiori.
- 7) Lo stesso tipo di comparazione effettuata da Lecluse e Coll su laringi excisi, chiarisce ulteriormente la natura del segnale elettroglottografico. Durante il movimento verso l'alto dell'area di contatto delle cv in fase di affrontamento, il glottogramma non mostra un vertice piatto, bensì un andamento ascendente seguito da uno discendente: questo effetto causato da variazioni dell'area di contatto, impedisce l'identificazione del picco della curva esattamente con il momento di massima chiusura della glottide. Lecluse, pertanto, scompone ulteriormente la curva elettroglottografica in sei momenti specifici. Analogamente è impossibile identificare un dato punto dell'elettroglottogramma con l'istante di massima apertura totale delle cv.

1.2.4 Caratteristiche segnale DEGG

Sostanzialmente i picchi del segnale DEGG vengono considerati come i veri indicatori degli istanti di apertura e chiusura. Il periodo di chiusura è usualmente molto rapido e l'istante di chiusura risulta essere forte e preciso quindi facilmente identificabile. Mentre l'istante di apertura è molto meno preciso. Questo spiega le riserve esplicate da Baken (1992) nell'utilizzo delle derivata del segnale glottico.

Nella letteratura, molti lavori si basano sull'analisi dell'elettroglottogramma e non della sua derivata. Vengono usati metodi a soglia per l'identificazione dell'istante di apertura e chiusura: una linea di soglia viene scelta come percentuale tra l'altezza massima e minima del segnale EGG. I crossing points tra la linea di soglia e il segnale EGG vengono approssimati agli istanti di chiusura e apertura e vengono successivamente utilizzati per il calcolo dell'open quotient. Questi metodi risultano convenienti per gli scopi medici, sono robusti e possono essere applicati anche in caso di segnale molto rumoroso. Tuttavia, proprio per la natura del metodo i risultati sono imprecisi e inaccurati, tali problemi vengono rilevati nel momento in cui si confrontano i dati ottenuti con il segnale dell'area di contatto delle CV e il glottal flow.

Howard (1995) ha proposto un metodo combinato per evitare l'imprecisione della linea di soglia e della detenzione del picco di apertura nell'egg, ovvero utilizzare il DEGG per determinare solo

l'istante di chiusura e l'EGG-BASED THRESHOLD METHOD per determinare l'istante di apertura.

Una veloce analisi visiva dei segnali DEGG fa notare come si possano facilmente identificare due classi di segnale DEGG: segnale con picchi ben definiti e segnale con picchi doppi o imprecisi:

PICCHI DEFINITI:

Tipico caso in cui l'istante di chiusura e apertura sono rilevabili precisamente. Si può comunque notare come il picco di chiusura sia più marcato rispetto al picco di apertura (Fig. 1.2.5).

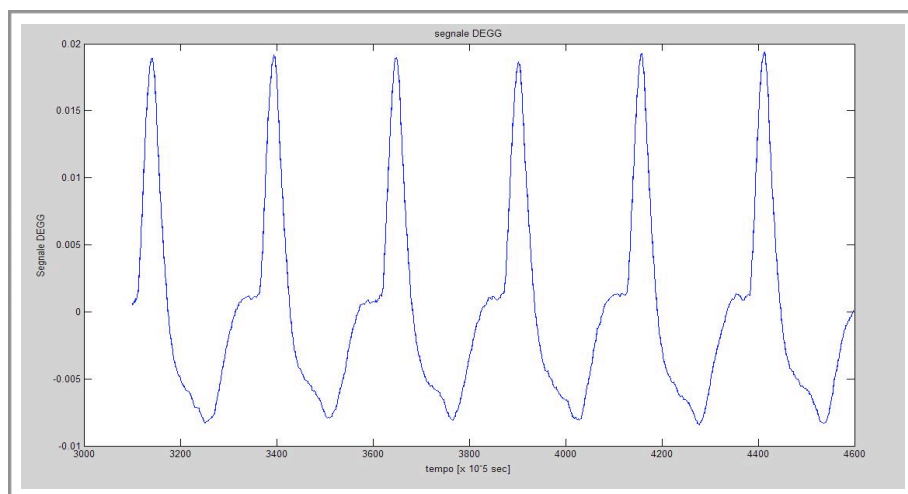
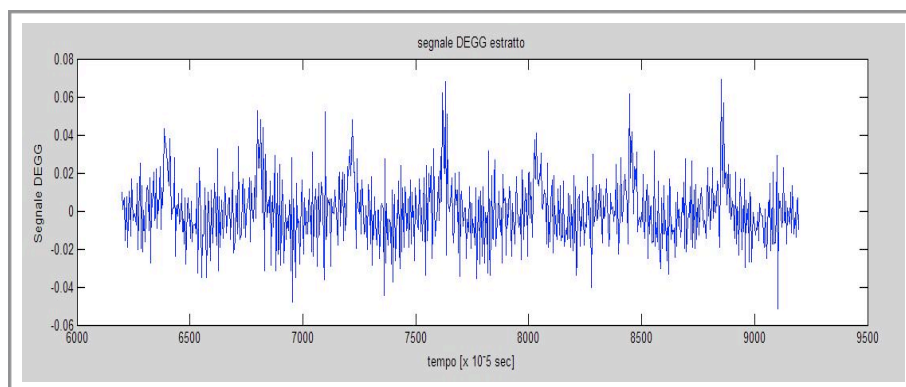


Figura 1.2.5 Segnale EGG con picchi ben definiti (soggetto F1, femmina sana)

PICCHI DOPPI O IMPRECISI:

Tale categoria viene a sua volta divisa in tre sottocategorie: picchi di apertura imprecisi, picchi di chiusura doppi e picchi di apertura doppi (Fig. 1.2.6).



*Figura 1.2.6 Segnale EGG con picchi non definiti univocamente
(soggetto MP17, maschio patologico)*

Studi condotti da Askenfelt (1980), Kitzing (1982), Lecluse (1977), Lecluse e Brocaar (1977), Roubeau (1987), Roubaut e Castellengo (1993) hanno dimostrato che i passaggi dei meccanismi laringei delle CV influenzano l'ampiezza e la pendenza del segnale EGG. Un rapido cambiamento di forma intercorre tra 2 periodi successive e l'ampiezza del periodo può oscillare in un periodo compreso tra 130 – 150 ms. Queste variazioni di ampiezza si possono notare anche nel DEGG. I veloci cambiamenti nella forma dell'EGG si notano maggiormente nel DEGG.

1.2.5 Diagnosi in funzione alla variazione dell' EGG

L'EGG consente di mettere in evidenza le diplofonie, con la caratteristica alternanza di onde di ampiezza differente. Per quanto riguarda l'ipocinesia, si distinguono 4 tipi:

- paralisi ricorrente : tendenza alla scomparsa del plateau di chiusura con passaggio quasi diretto dalla fase di chiusura a quella di apertura
- Ipotonia di adduzione : fase di apertura e chiusura sono normali mentre il plateau di chiusura presenta degli angoli egualmente arrotondati
- Ipotonia di adduzione tensione e adduzione : la curva elettroglottografica presenta una fase di apertura meno rapida, sommità smussa, diminuzione del plateau di chiusura e un'ampiezza diminuita.
- Vibrazione delle bande ventricolari : vibrazione con ampiezza uguale ad un quarto di quella delle corde vocali vere normali.
- Motta e coll. (1990) hanno riportato una casistica di 50 soggetti normali da un punto di vista foniatrico e 382 soggetti con disturbi vocali sia di tipo foniatrico che organico:
- Nei pazienti con disfonia ipocinetica si presenta una diminuzione di ampiezza con sommità appuntita.
- Nei pazienti con disfonia ipercinetica è presente un plateau di chiusura.
- Nei soggetti con noduli vocali si rileva un'incisura singola nella fase di rapida salita.

- Nei pazienti con polipi vocali è presente un'incisura singola o doppia sempre nella fase di rapida salita.
- Nei pazienti con edema cronico delle corde vocali si presenta un reperto analogo a quello rappresentato nei polipi ma con un tracciato del tutto irregolare che non consente il riconoscimento delle varie fasi.

Interessanti sono le esperienze di Esling che ha sottoposto ad un'indagine soggetti maschili inglesi in diverse condizioni di fonazione per studiare le caratteristiche morfologiche del segnale glottico.

- 1) Nella voce modale, che è quella utilizzata nell'eloquio normale, il segnale egg presenta una fase con ammettenza nettamente crescente seguita da una fase con ammettenza rapidamente crescente ed una terza fase di ammettenza decrescente quasi monotonamente.
- 2) Nella voce bisbigliata la morfologia del segnale glottico è simile a quella che si ha nella voce modale, salvo un allungamento della parte iniziale della fase di ammettenza crescente. L'ammettenza inizia a crescere velocemente, quindi rallenta per poi raggiungere in modo rapido il suo valore massimo dopodiché diminuisce in modo monotono e relativamente rapido fino a un valore minimo.
- 3) La voce sussurrata è definita come una combinazione di respiro e voce. La glottide è relativamente molto aperta per cui si genera un flusso d'aria turbolento sovrapposto all'effetto di vibrazione delle cv. Le cv non si incontrano sulla linea mediana ma semplicemente ondeggiano in modo lieve nel soffio d'aria.

- 4) Da un punto di vista elettroglottografico le voci modale, bisbigliata e sussurrata si collocano lungo un continuum costituito da un progressivo allungarsi della fase di ammettenza crescente. In casi estremi di voce sussurrata si ha un periodo lungo di ammettenza relativamente bassa seguito da un breve repentino massimizzarsi dell'ampiezza stessa: dopo ciascun picco positivo l'ammettenza diminuisce molto rapidamente e di modo netto.
- 5) La voce ventricolare chiamata anche voce da false corde è caratterizzata dal fatto di avere una lunga fase di ammettenza decrescente.
- 6) La voce di falsetto è caratterizzata da una frequenza elevata e da una debole intensità, la morfologia della curva egg la rende simile alla voce bisbigliata.

Van Michel pubblicò uno studio sulla morfologia delle curve glottografiche nelle disfonie ipocinetiche ed ipercinetiche. Secondo questo autore le principali caratteristiche dell'ipercinesia sono:

- 1) Plateau di chiusura più allungato
- 2) Allungamento di tutta la fase di chiusura e fase di apertura molto breve
- 3) Ampiezza ridotta della curva che può scendere fino ad un ottavo dell'ampiezza del glottogramma normale.

Nelle forme ipocinetiche l'elemento caratterizzante è il punto di chiusura che diventa arrotondato a volte aguzzo:

- 1) Nelle disfonie funzionali di natura cinetica l'apice della curva assume una configurazione a plateau che corrisponde alla fase di massima adduzione delle cv
- 2) Nelle disfonie funzionali ipocinetiche si costituisce un picco particolarmente aguzzo rispetto al tracciato normale
- 3) Nelle disfonie il rapporto con la presenza di neoformazioni a livello della glottide è possibile osservare in genere un incisura nel tratto corrispondente alla fase adduttoria della vibrazione.

Sapco così caratterizza la curve elettroglottografica delle disfonie ipercinetiche: ampiezza ridotta ed irregolare nelle varie curve senza alcun aumento delle medesime con l'incremento dell'intensità della emissione vocale ed angolo di chiusura ridotto rispetto al normale valore di 84°.

Nelle disfonie ipocinetiche la curva egg è nell'emissione vocale di debole intensità, piatta, irregolare, sinusale ed una chiusura glottica non è dimostrabile. Con l'aumento di intensità ha luogo un aumento di ampiezza; la curva conserva il suo carattere irregolare ma il punto di caduta dell'impedenza elettrica si fa evidente perché in questo caso si verifica una chiusura glottica anche se in ridotta entità e di breve durata.

1.2.6 Interpretazione EGG con altre metodologie di rilevazione

Il confronto delle curve ottenute a partire dalle immagini fotografiche dei film ultrarapidi e dei glottogrammi simultaneamente registrati mostra che il tracciato elettroglottografico è ben rappresentativo, pur con qualche riserva nel caso di voci in falsetto, del movimento delle cv nelle vibrazioni fonatorie e più particolarmente nelle variazioni delle loro superfici di avvicinamento verticale.

Sincronizzando la stroboscopia con il rilievo elettroglottografico si è osservata un'ammaccatura del lampo in prossimità del vertice della curva glottica; la zona di incertezza nel vertice del tracciato egg è pertanto molto limitata ma anche con questo metodo il punto esatto di chiusura non può essere identificato.

La registrazione della pressione sottoglottica contemporaneamente al tracciato egg mette in evidenza come essa varia in funzione dell'apertura della glottide: a un minimo dopo la chiusura delle cv e un massimo poco dopo la loro apertura. Ovviamente il comportamento della pressione sottoglottica varia in rapporto al tipo di voce e al registro.

Per quanto riguarda la comparazione fra foto- e elettroglottografia particolarmente interessanti sono le osservazioni di Croato e Coll. Il massimo del segnale fotoelettroglottografico si consegue in corrispondenza della prima fase di ammettenza crescente del tracciato egg, il minimo del fotoelettroglottogramma si ha quasi in coincidenza con il massimo dell'elettroglottogramma.

In molti casi è utile disporre di vari tipi di rilevazione del segnale glottido per meglio interpretare il movimento vibratorio delle cv.

1.3 Scopo della tesi e presentazione

L'obiettivo di questo lavoro consiste nello sviluppare un metodo di analisi del segnale egg preciso e affidabile confrontandolo con metodologie già esistenti. Risulta critica sia la scelta del filtraggio che la scelta del metodo di analisi, a tal proposito verranno eseguiti dei confronti incrociati tra filtri e metodi ovvero filtro a media mobile, kernel smoother, running line smoother e deconvoluzione con analisi soglia, analisi degg, decom.

1) Scelta del segnale EGG:

Si è scelto di studiare il segnale EGG piuttosto che altre metodologie di rilevazione poichè rappresenta un metodo di analisi della funzione glottica in grado di dare informazione sull'attività vibratoria delle cv senza interferire ad alcun livello con il meccanismo della produzione verbale.

2) Definizione di parametri estraibili dal segnale EGG:

Attraverso lo studio di differenti metodologie si è rilevato un set di parametri utile per caratterizzare completamente il segnale egg e in grado di definire successivamente quando e quanto un metodo è affidabile.

3) Problemi correlati alla presenza di rumore nel segnale EGG:

Ha assunto un ruolo di rilievo il filtraggio del segnale in quanto filtri diversi portano a identificare parametri con quantità diverse che potrebbero precludere la bontà del metodo scelto. Si è quindi affrontata una sessione dedicata esclusivamente al confronto tra filtri e metodi differenti per chiarire quale filtro potesse inficiare meno le informazioni estraibili dal segnale egg.

4) Migliorie apportate ai metodi già esistenti:

Confronto, implementazione e migliorie apportate ai vari metodi per capire quale sia meglio utilizzare nella diagnosi clinica del paziente.

5) Creazione interfaccia grafica per permettere l'analisi on line dei singoli tracciati e aiutare così il medico nella diagnosi.

Il capitolo 1 si occupa della descrizione dell'elettroglottogramma e del segnale che ne deriva. In particolar modo affronta i problemi riscontrati durante la registrazione che si andranno a rilevare nel tracciato EGG

Nel capitolo 2 illustriamo i metodi per l'analisi del segnale elettroglottografico presenti in letteratura, attraverso tale studio si identificano i parametri di estrazione del segnale elettroglottografico che lo caratterizzano.

Nel capitolo 3 descriviamo le implementazioni eseguite mediante l'ausilio di Matlab sul segnale e le innovazioni apportate ai metodi precedentemente descritti, la nuova idea per l'analisi del segnale

mediante approccio bayesiano in modo da effettuare in contemporanea smoothing del segnale e derivata prima. Affrontiamo l'implementazione di un interfaccia grafica utile per l'utilizzo in ambito clinico.

Il capitolo 4 è dedicato all'applicazione sperimentale delle tecniche di analisi e alla descrizione del database. Questi studi sono completi di un'analisi statistica sulla significatività della differenza tra soggetti sani e patologici e sulla sensibilità e specificità delle tecniche di analisi.

L'ultimo capitolo, infine, è dedicato alle conclusioni sul lavoro svolto ed evidenzia le differenze tra le varie tecniche di analisi mostrando quali di queste portano a risultati migliori.

Capitolo 2

Indici di lettura per la quantificazione dell'EKG

Questo capitolo si pone l'obiettivo di effettuare l'analisi dei parametri estraibili dal segnale EGG attraverso metodologie differenti quali:

- Parametro beta
- EGG amplitude cross level
- Wavelet transform
- EGG + PGG
- EGG contact quotient
- DECOM

Di seguito verranno analizzati e processati singolarmente le varie metodologie sopra elencate che porteranno all'estrazione dei seguenti parametri:

- **FONDAMENTAL PERIOD:** tempo tra due chiusure consecutive
- **FONDAMENTAL FREQUENCY:** inverso del **FONDAMENTAL PERIOD**

Sono le caratteristiche principali estratte da un segnale vocale. La loro stima è affidata ad algoritmi che lavorano sia nel dominio del tempo che nel dominio della frequenza, questa stima può risultare spesso imprecisa per l'irregolarità del segnale.

- **OPEN TIME:** tempo tra istante di chiusura e consecutivo istante di apertura

- OPEN QUOTIENT: rapporto tra OPEN TIME e FONDAMENTAL PERIOD
- AREA: area contenuta all'interno della figura geometrica che si forma plottando i valori dell'egg versus degg
- SIMMETRIA E PERIODICITÀ del tracciato EGG

2.1 Metodologie di analisi

2.1.1 Parametro beta

Viene effettuata una normalizzazione morfologica della forma d'onda del segnale EGG.

Un periodo risulta inscritto in un rettangolo ampiezza/tempo di dimensioni prefissate e costanti qualunque sia il valore della FREQUENZA FONDAMENTALE. Il parametro beta risulta essere la linea di base del periodo EGG normalizzato che rispetta il seguente vincolo:

$$\frac{\text{durata parte positiva tracciato}}{\text{durata totale del periodo}} = \text{beta}$$

(2.1)

Il valore beta indica la funzionalità delle corde vocali definita attraverso il seguente range:

$\beta < 0.80 \rightarrow$ iperfunzionalità

$0.50 < \beta < 0.65 \rightarrow$ normale

$0.65 < \beta < 1 \rightarrow$ ipofunzionalità

2.1.2 EGG amplitude cross level

Si identifica il punto massimo e il punto minimo di un ciclo del segnale EGG, si calcola quindi l'ampiezza definita da questi due punti e si effettua l'identificazione della LEVEL LINE attraverso una porzione percentuale di tale ampiezza.

I punti di attraversamento tra il segnale e la LEVEL LINE definiscono gli istanti di chiusura e apertura delle corde vocali (come rappresentato in Fig. 2.1).

Esistono numerosi algoritmi che si occupano della descrizione della porzione percentuale da identificare; in alcuni casi si definiscono percentuali diverse per l'identificazione dell'apertura e della chiusura delle corde vocali.

I limiti di tale metodologia sono dati dall'imprecisione e dall'inaccuratezza.

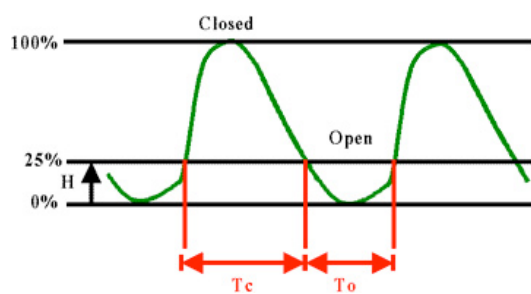


Figura 2.1 Schema segnale EGG

T_o = tempo di apertura corde vocali

T_c = tempo di chiusura corde vocali

H = ampiezza della cross level

2.1.3 Wavelet transform

Lo scopo di questo metodo è la determinazione dell'istante di chiusura e apertura attraverso l'analisi multi-scale del segnale EGG. La trasformata Wavelet è data da una quadratic spline function . I coefficienti wavelet sono calcolati con differenti diadic scales, calcolano il modulo massimo e localizzano le discontinuità del segnale EGG. Per migliorare la localizzazione e la precisione degli istanti di apertura e chiusura, viene effettuato il prodotto tra i coefficienti della wavelet transform di tre differenti diadetic scales. Questo processo riduce il rumore e i picchi spuri.

Questa analisi è migliore dell'edge detection ed esegue una migliore stima del punto massimo. La media geometrica dei tre coefficienti è calcolata applicando al prodotto una cubic root amplitude function. Questo metodo fa ottenere ottime stime del quoziente di chiusura e non precise stime del momento di apertura(Fig.2.2), poiché il prodotto ottenuto è una combinazione non lineare di differenti scales che riducono rumore e picchi spuri. Il presente metodo è effettivamente robusto in tutti quei casi in cui il segnale presenta picchi di chiusura indeterminati o multipli.

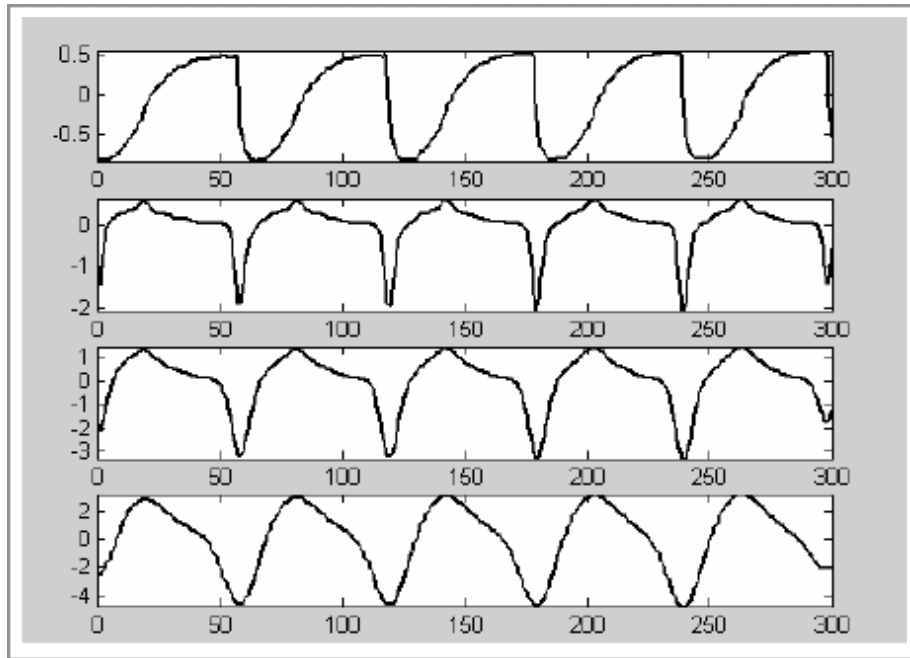


Figura 2.2 EGG /o/, wavelet transforms a 3 differenti scales

La wavelet transforms del segnale EGG mostra 2 tipi di picchi. Il più alto corrisponde all'istante di chiusura, con una forte variazione. Il secondo tipo di picco è collegato all'istante di apertura. L'analisi delle caratteristiche dell'EGG wavelet transform modulus maxima dimostra che i punti singolari detenuti come istanti di chiusura e apertura sono caratterizzati come discontinuità del segnale e l'EGG è più regolare nell'istante di apertura che in quello di chiusura.

Considerando l'analisi multi scale formata da prodotto della wavelet transforms della funzione $f(n)$ con alcune dyadic adjacent scales:

$$p(n) = \prod_{j=1,2,3} w_{s_j} f(n)$$

$$CR = |p(n)|^{1/3}$$

In cui w_{s_j} è la wavelet tranform della funzione $f(n)$ alla scale s_j . Questa espressione è una funzione non lineare. Il prodotto $p(n)$ rivela picchi e discontinuità del segnale.

Operativamente: il primo passo consiste nel calcolare l'egg multi scale product, separare poi la parte positiva (che contiene informazioni sui picchi di chiusura glottale) da quella negativa (che contiene informazioni su picchi di apertura). Il segnale p_{+r} è derivato del segnale originale rimpiazzando tutti i valori negativi a zero, lo stesso metodo per il segnale complementare. Il secondo passo consiste nel calcolare la cubic root per ogni segnale, ottenendo:

$$p_{+r} = |p_+|^{1/3} ; \quad p_{-r} = |p_-|^{1/3}$$

$$p_r = p_{+r} - p_{-r}$$

p_r mostra picchi positivi corrispondenti agli istanti di apertura e negativi che corrispondono a quello di chiusura. L'ultimo passo consiste nella detenzione dei punti di minimo e massimo di p_r .

I punti singolari producono picchi attraverso la scale nella wavelet transform, questi picchi sono rinforzati dal prodotto $p(n)$. Tuttavia in

alcuni particolari livelli di smoothing potrebbe non essere ottimale, la non linearità tende a rinforzare i picchi e a sopprimere picchi spuri.

Scegliendo scales troppo larghe si potrebbero ottenere picchi non veritieri. Scegliere le prime tre dyadetic scales è un'ottima soluzione per rilevare i piccoli picchi. Motivati dall'efficienza del multi scale product nel migliorare la ricerca delle discontinuità, si applica questo metodo nel segnale EGG.

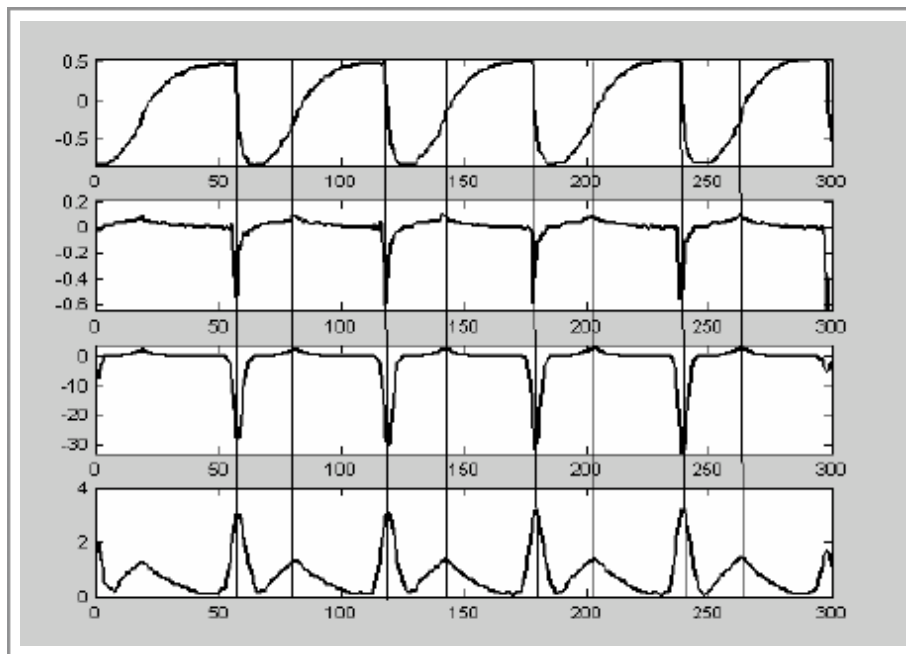
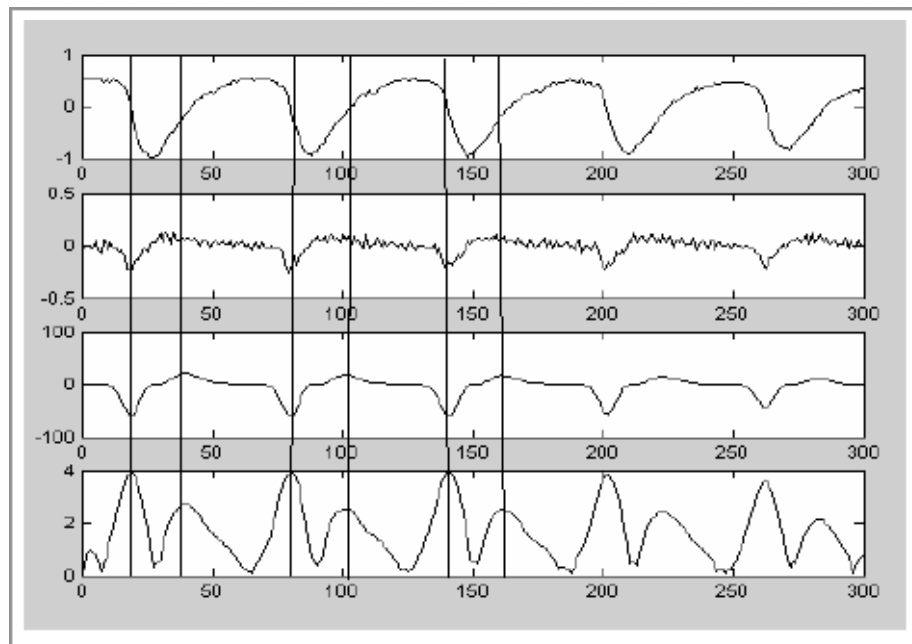


Figura 2.3 EGG /o/, wavelet transforms a 3 differenti scales soggetto sano

Questa figura(Fig. 2.3) mostra rispettivamente il segnale EGG,le derivata del segnale, il prodotto multi scale di tre adiacenti scales e la cubic root del prodotto. La cubic root effettua uno zoom del segnale.

La multi scale product mostra picchi ben definiti con la DEGG. Si notano 2 tipi di picchi, quelli corrispondenti al glottal closure istant sono meglio definiti rispetto a quelli di apertura.



*Figura 2.4 EGG /o/, wavelet transforms a 3 differenti scales
(soggetto patologico)*

La figura precedente (Fig.2.4) mostra come il picco di apertura sia indeterminato e il picco di chiusura presenti struttura irregolare. Si nota chiaramente l'effetto del prodotto nel sopprimere picchi additivi e conseguentemente la migliore rilevazione dell'istante di apertura.

- 1) Questo metodo fornisce una peggiore localizzazione degli istanti di chiusura e apertura in particolar modo nei casi di picchi multipli e indeterminati nella DEGG.

- 2) La non linearità del prodotto rinforza la cross scale peaks prodotta nell'istante di chiusura e specialmente in quello di apertura
- 3) Riduce i picchi spuri dovuti al rumore
- 4) Il multi scale product mostra una struttura periodica nelle parti sonore del segnale e deboli ampiezze nelle parti di silenzio. Per questa proprietà, viene usato come un sistema di decisione voiced /unvoiced part.

2.1.4 EGG e PGG

L'EGG e il PGG sono due metodi per studiare la produzione di suoni vocali monitorando le caratteristiche delle vibrazioni laringee. Vi sono numerosi parametri che vengono utilizzati per la descrizione delle caratteristiche delle corde vocali come: speed quotient, open quotient, jitter ratio, stimme ratio, shift quotient.

Esaminiamo il segnale PGG comparato con l'EGG (Fig. 2.5):

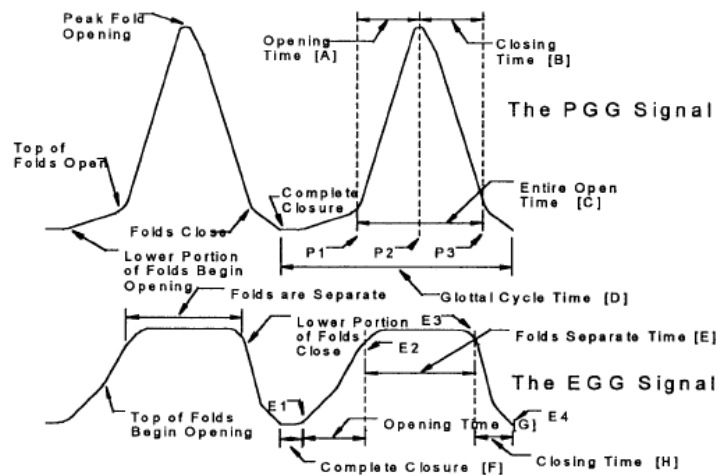


Figura 2.5 Comparazione segnale EGG / PGG

Nel segnale PGG, vi sono 3 punti fondamentali: P_1 quando le corde vocali iniziano ad aprirsi, P_2 quando le corde vocali sono al massimo della loro distanza e P_3 quando le corde vocali sono chiuse. PGG e EGG sono generati da meccanismi differenti, la fonazione ha inizio quando le corde vocali si aprono o si chiudono e questi due momenti non sono rilevabili allo stesso istante nel PGG e nell'EGG.

PARAMETRI CHE CARATTERIZZANO I SEGNALI:

Lo speed quotient (SQ) è il rapporto tra opening time per ciclo e il closing time:

$$SQ = t_A / t_B$$

L'open quotient è il rapporto tra il periodo di apertura delle corde vocali e l'intero ciclo completo:

$$OQ = t_c / t_D$$

Lo shift quotient è il rapporto tra opening time e l'intero tempo del ciclo:

$$ShQ = t_A / t_c$$

Lo jitter ratio è calcolato come segue:

$$JR = |t_{D(n)} - t_{D(n+1)}| / t_{D(ave)}$$

$t_{D(n)}$ è il tempo dell'ennesimo ciclo

$t_{D(n+1)}$ è il tempo per il ciclo $(n+1)$

$t_{D(ave)}$ è la media del periodo glottale

Lo stimme ratio è calcolato tra da 2 consecutive ampiezze:

$$SR = 20 * \log A_i / A_{i+1}$$

Dal segnale EGG vengono invece estratti i seguenti parametri:

$$CQ = t_F / t_D$$

Close quotient:

$$ROQ = t_E / t_C$$

Relative open quotient :

$$RShQ = \frac{t_{Cmid} - t_{Emid}}{t_E}$$

Relative shift quotient:

$$ESQ = t_G / t_H$$

L'egg speed quotient :

Successivamente viene calcolata la derivata di entrambe i segnali e vengono determinate dei punti fondamentali. Tuttavia sia l'EGG che il PGG risultano segnali rumorosi ed effettuare la derivata apporta un incremento di tale rumore, quindi si esegue prima del calcolo della derivata un filtraggio passa basso (cut off frequency pari a 1500 Hz).

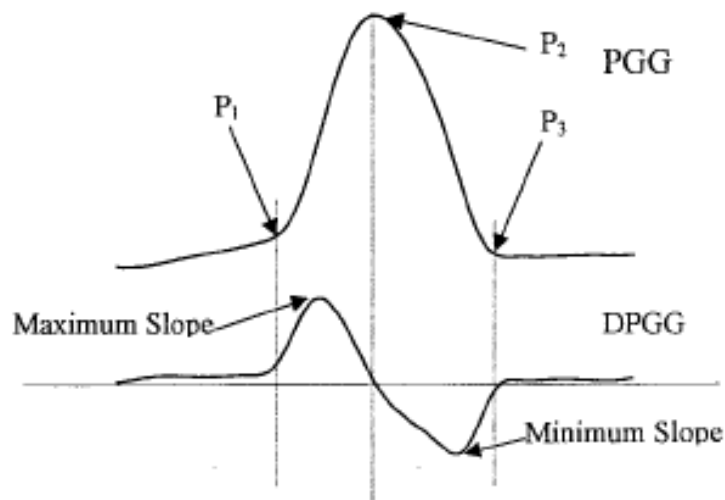


Figura 2.6 Confronto derivate

P_2 viene ricercato tra il punto massimo e minimo della derivata prima e può essere trovato come punto di massimo locale del segnale PGG filtrato. P_1 si trova a sinistra del punto di massimo della derivata prima, P_3 è identificato alla destra del minimo della derivata prima. P_1 e P_3 sono definiti con un cambiamento drastico della pendenza del segnale, tuttavia molti pazienti non mostrano un rapido cambiamento del segnale. Si utilizza quindi un metodo che considera una porzione percentuale.

$$DPGG[P_1] \approx \gamma S_{max}$$

In cui DPGG è la derivata di PGG, $0.15 < \gamma < 0.2$.

$$DPGG[P_3] \approx \gamma S_{min}$$

L'analisi estrae simultaneamente caratteristiche dal PGG e d EGG e successivamente le classifica utilizzando come base un database conosciuto. Il sistema è in grado di classificare correttamente con un'accuratezza pari al 64%.

La generazione di nuovi parametri è importante per eventuali futuri lavori. In questo progetto in particolare vengono definiti quattro nuovi parametri: CLOSE QUOTIENT (CQ), RELATIVE OPEN QUOTIENT (ROQ), RELATIVE SHIFT QUOTIENT (RShQ), EGG SPEED QUOTIENT (ESQ).

2.1.5 EGG contact quotient

Questa metodologia analizza il segnale DEGG in base alla sua forma, ovvero nel caso il segnale presenti un unico picco ben definito sia positivo che negativo, trovo precisamente gli istanti di apertura e chiusura. Nella seguente figura (Fig. 2.6) sono messi a confronto il segnale EGG e DEGG.

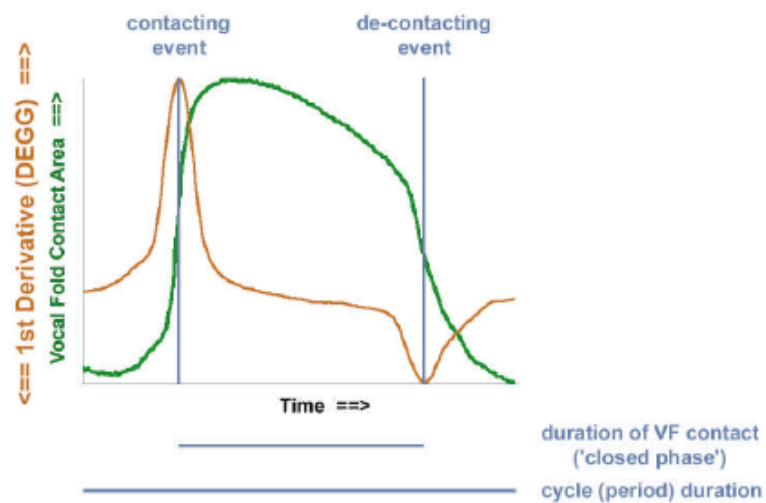


Figura 2.6 Egg vs Degg

Nel caso in cui i picchi di APERTURA dell'EGG non siano rilevati precisamente vengono utilizzate tecniche diverse per la loro definizione quali:

- Identificazione del picco minimo della derivata del segnale EGG come picco di apertura

- Utilizzo di una crossing line individuata calcolando una percentuale ad hoc (ad esempio 25%) dell'ampiezza del segnale in un periodo; il punto di contatto tra la crossing line e l'EKG identifica univocamente il picco di apertura
- Si definiscono i picchi minimi come valori relativi al cambio di pendenza (da negativa a positiva) del segnale DEGG, si effettua la media matematica di tali picchi; l'istante di apertura sarà dato dal tempo corrispondente alla coordinata del punto medio appena calcolato

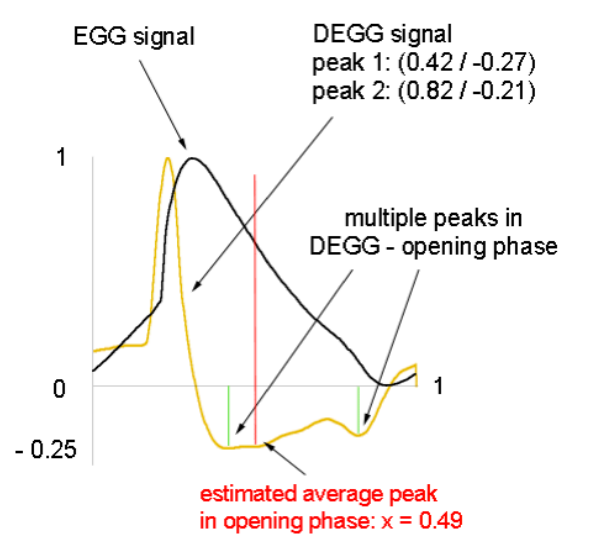


Figura 2.7 Segnale Egg vs Degg con picco apertura non definito

Per la rilevazione dei picchi di CHIUSURA dell'EKG:

- Identificazione del picco massimo della derivata del segnale EKG come picco di chiusura

- Utilizzo di una crossing line individuata calcolando una percentuale ad hoc (ad esempio 75%) dell'ampiezza del segnale in un periodo; il punto di contatto tra la crossing line e l'EKG identifica univocamente il picco di chiusura
- Si definiscono i picchi massimi come valori relativi al cambio di pendenza (da positivo a negativo) del segnale DEKG, si effettua la media matematica di tali picchi; l'istante di chiusura sarà dato dal tempo corrispondente alla coordinata del punto medio appena calcolato

2.1.6 DECOM

Tale metodo viene applicato solo quando il picco di chiusura e apertura è definito. DECOM si basa nella misurazione della fundamental frequency e open time utilizzando un metodo che stima le distanze tra 2 picchi consecutivi di chiusura e la distanza tra picco apertura e il consecutivo picco chiusura.

1) Selezione dei frame(Fig. 2.7):

Vengono selezionati 4 periodi, assumendo noto il fundamental period. Durante il processo di analisi, un valore approssimato del periodo fondamentale viene dedotto dai frame precedenti. Se non è noto, come nel caso di inizio o assenza di voce, la finestra rettangolare viene fissata di lunghezza pari a 40 ms per gli uomini e 20 ms per le donne.

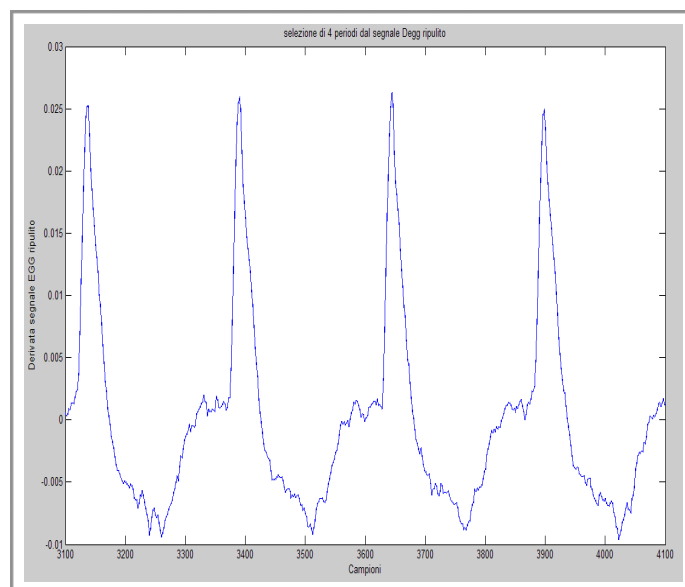


Figura 2.7 Selezione 4 frame (soggetto F4, femmina sana)

2) Divisione del segnale in parte positiva e negativa (Fig. 2.8):

Il segnale viene separato in 2 parti: una parte positiva Sc , che contiene informazioni relative ai picchi di chiusura glottale, e una parte negativa So , che contiene informazioni relative ai picchi di apertura. Il segnale Sc è derivato dall'originale valorizzando la parte negativa a zero, allo stesso modo, il segnale So è ricavato dall'originale rimpiazzando a zero i valori positivi. Contemporaneamente viene invertito, così risulta positivo. Il segnale originale viene ricostruito come differenza tra Sc ed So .

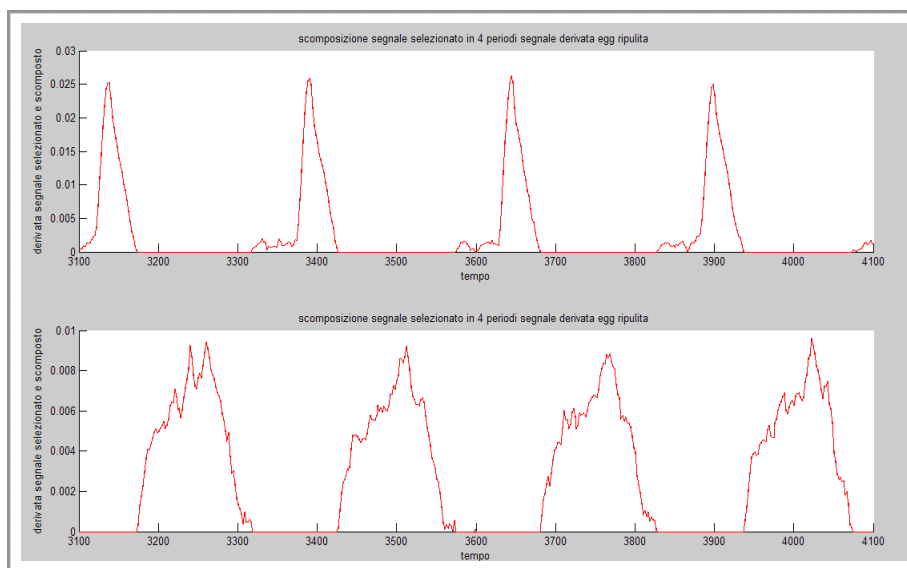


Figura 2.8 Parte positiva e negativa del segnale DEGG

3) Misurazione della frequenza fondamentale:

Dal segnale Sc viene calcolata la funzione di autocorrelazione normalizzata. Il periodo fondamentale è dato dalla posizione del primo massimo che corrisponde al tempo che intercorre tra due picchi di

chiusura consecutivi. Il punto massimo della funzione di autocorrelazione si rileva come i punti di inflessione per i quali sussiste un'inversione di segno della derivata da positiva a negativa. Vengono selezionati solo i punti di inflessione la cui ampiezza è superiore al 50% del punto di inflessione massimo e il primo di questi punti viene indicato come primo massimo della funzione di autocorrelazione.

Successivamente viene applicato un criterio di discriminazione tra parte con voce e senza voce. L'ampiezza del massimo rilevato della funzione di autocorrelazione viene comparata con una soglia settata al 50%. Se l'ampiezza è inferiore alla soglia, il frame è considerato parte della parte senza voce, la frequenza fondamentale e l'open quotient vengono settati a zero e l'algoritmo si stoppa.

4) Misurazione dell'open quotient

La funzione di intercorrelazione è calcolata tra il segnale S_o ed S_c . Il primo massimo di questa funzione di intercorrelazione corrisponde al tempo tra il picco di apertura e il consecutivo picco di chiusura, ma solo i punti di inflessione la cui ampiezza è superiore a una soglia pari all'80% del punto di inflessione massimo.

Comparazione e validazione del metodo Decom:

L'open quotient viene misurato in EGG, DEGG utilizzando i seguenti 4 metodi: metodo con soglia settata a 50% e 35%, metodo di Hohard con soglia a $3/7$ dell'ampiezza massima, e il metodo DECOM.

I metodi a soglia (sia al 50% che al 35%) dimostrano le differenze comparate con il segnale glottal flow oscillano tra 1% e il 10%. La soglia al 35% sembra dare risultati più precisi. Il range di differenze tra 0,79% e 4,13% nel caso del metodo di Howard e da 0.93% a 2,98% nel caso di applicazione metodo DECOM. L'utilizzo del metodo DECOM risulta portare a risultati migliori, più vicini al segnale glottal-flow rispetto ai vari metodi a soglia.

2.2 Problemi aperti

Dall'analisi dei vari metodi risulta chiaro che non ci si può affidare ai vari metodi soglia indicati (egg amplitude cross level ed egg contact quotient) per l'imprecisione e la non accuratezza nella definizione dell'istante che identifica il momento di apertura e chiusura. In particolar modo l'egg amplitude cross level calcola il punto max e min nell'interezza del segnale considerato, una miglioria potrebbe essere data dal calcolo sui diversi periodi, effettuando poi una media dei parametri estratti.

Il metodo Wavelet scale nonostante riduca i picchi spuri dovuti al rumore, non risulta affidabile nella localizzazione degli istanti di chiusura e apertura nei casi di picchi multipli, quindi nei soggetti patologici.

Il confronto con il segnale PGG ci ha aiutato nel trovare interessanti parametri per la quantificazione del segnale EGG.

Il metodo DECOM risulta essere il metodo più utilizzato e quello che porta risultati più vicini al vero tuttavia non è stato testato su soggetti patologici.

I problemi che risultano ancora in discussione sono legati al filtraggio del segnale che causa eventuali modificazioni nel calcolo dell'istante di apertura e chiusura e la scelta del metodo che descrive con maggiore accuratezza le proprietà del tracciato.

Capitolo 3

Tecniche di smoothing per miglioramento degli indici

Questo capitolo espone i filtri e le metodologie applicate al segnale elettroglottografico con eventuali miglioramenti apportati, descrive l'utilizzo dell'algoritmo di deconvoluzione con approccio bayesiano per la ricostruzione del segnale egg senza la componente rumorosa e la creazione dell'interfaccia grafica per utilizzo clinico. Di seguito (Fig. 3.1) una visualizzazione schematica del processamento del segnale.

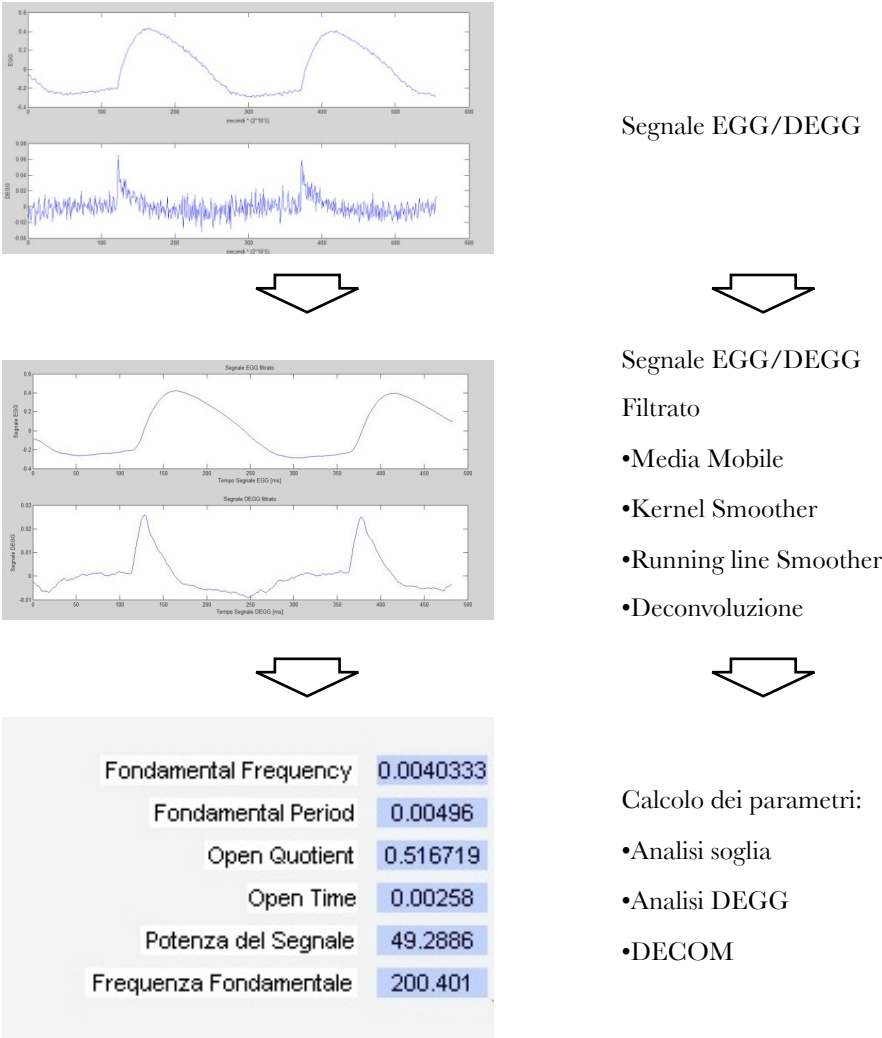
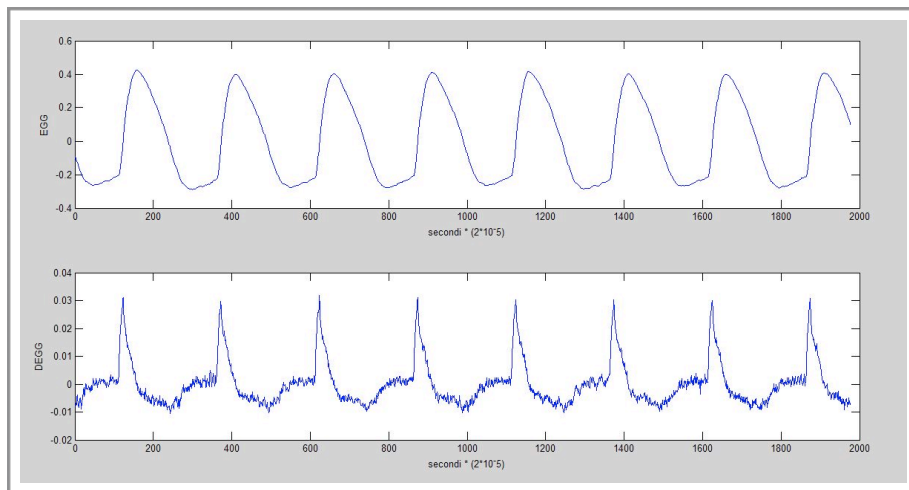


Figura 3.1 Struttura analisi effettuate per il segnale EGG

3.1 Filtraggio segnale EGG

3.1.1 Filtro a media mobile

Si applica il filtro a media ponderata al segnale EGG, essendo un operatore locale, esegue una media dei campioni su una finestra lineare con intervallo prestabilito e il valore del campione analizzato viene sostituito con il valore della media dei campioni considerati nell'intervallo corrente.



*Figura 3.2 Plot segnale EGG e DEGG senza filtraggio
(soggetto F12, femmina sana)*

Con questo filtro non viene eliminata totalmente la componente rumorosa (Fig. 3.2) e alzando l'intervallo di campioni su cui effettuare la media pesata, inficia sulla precisione dei parametri da estrarre.

3.1.2 Kernel smoother

Il Kernel smoother è una tecnica di approssimazione di dati che mette in atto un approccio non parametrico. Appartiene alla classe degli smoothers “locali” perchè, a differenza di quanto avviene con i polinomi e con l'approssimatore non parametrico, la funzione interpolante dipende, localmente, dai soli dati vicini (“neighbour”).

Fissato il kernel $d(t)$ pari a:

$$d(t) = \begin{cases} \frac{3}{4}(1-t^2) & \text{se } |t| \leq 1 \\ 0 & \text{altrimenti} \end{cases}$$

La stima puntuale è ottenuta come:

$$u(t) = \frac{\sum_{i=1}^n d\left(\frac{t-t_i}{h}\right) y_i}{\sum_{i=1}^n d\left(\frac{t-t_i}{h}\right)}$$

ove $d(t)$ è una funzione pari, positiva e monotona decrescente in \mathbb{R}^+ .

In sostanza $u(t)$ è ottenuta come media pesata dei campioni y_i , con pesi stabiliti dal kernel scelto $d(t)$. Il kernel viene costruito nella funzione `funz_kernel` (Fig.3.3) mentre la stima puntuale viene eseguita dalla `function kernel_smoother`. La `function smooth_discrepancy` ha

l'obiettivo di identificare il parametro λ che soddisfa il criterio di discrepanza.(appendice C, codice matlab).

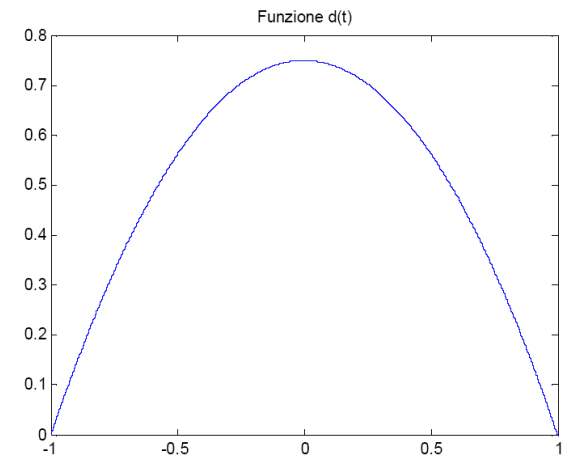


Figura 3.3 Funzione $d(t)$ utilizzata come kernel

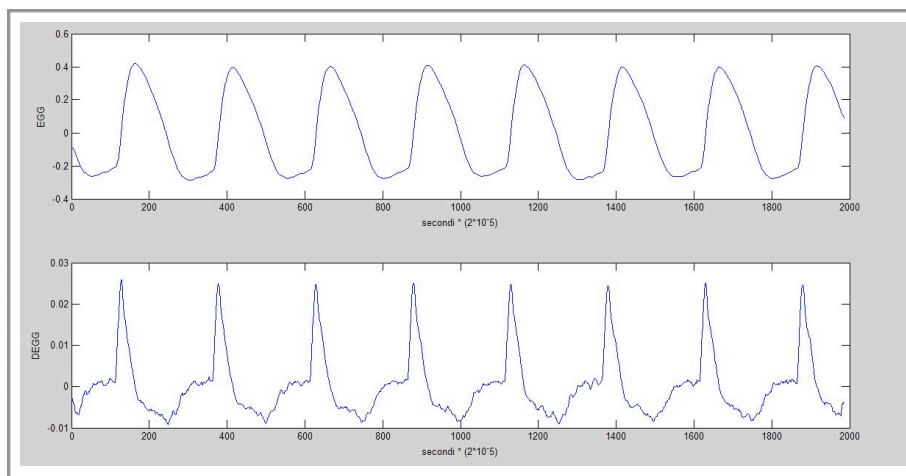


Figura 3.4 Segnale Egg e Degg con filtro Kernel (soggetto F12, femmina sana)

3.1.3 Running line smoother

Il running line è un metodo di approssimazione di dati locale e non parametrico quindi come tale presenta le seguenti caratteristiche comuni a tutti i tipi di Smoothers “locali”: non richiedono/utilizzano alcuna informazione sul problema che si sta analizzando e la funzione approssimante dipende, localmente, dai soli punti vicini.

Nel particolare tipo di smoother implementato si identifica un insieme formato da $2p$ istanti di campionamento $\{t_i\}$ più vicini a t , se t è proprio un istante di campionamento allora l'insieme dovrà contenerlo e la sua dimensione diventerà pari a $(2p+1)$.

Dai dati relativi agli istanti di campionamento contenuti nell'insieme prima descritto, si determina la miglior retta di regressione $\alpha t + \beta$:

$$[\hat{\alpha}, \hat{\beta}] = \underset{\alpha, \beta}{\operatorname{argmin}} \left(\sum_{i: t_i \in N^{2p}(t)} [y_i - (\alpha t_i + \beta)]^2 \right)$$

In cui $N^{2p}(t)$ identifica l'insieme di punti che si stanno analizzando.

Il valore dello smoother in t è quindi:

$$\hat{u}(t) = \hat{\alpha}_t t + \hat{\beta}_t$$

Il metodo running line rispetto al filtro media migliora i risultati vicino ai bordi, tuttavia si deve far notare come spostandoci lungo l'asse t all'improvviso un campione t_q scompaia dalla finestra considerata e venga sostituito da un altro t_m . Si dovrebbero creare dei raccordi più dolci e questo è uno fra gli obiettivi che si prefigge il Running Line con pesi o il Kernel Smoother.

Si determina il valore di p mediante il criterio di discrepanza, tale metodo si basa sul concetto che i residui rappresentano una previsione dell'errore sulle misure. Se l'algoritmo di smoothing è tarato in modo "adeguato", mi aspetto che

$$E[v^T v] = \text{trace}(\Sigma_v) = n * \sigma^2$$

Il criterio ottimo con cui si determina il valore di p si ottiene con la minimizzazione della norma dell'errore di stima, l'errore di stima è descritto dall'equazione:

$$\text{errore di stima} = u - \text{uhat}$$

dove uhat è la stima di u .

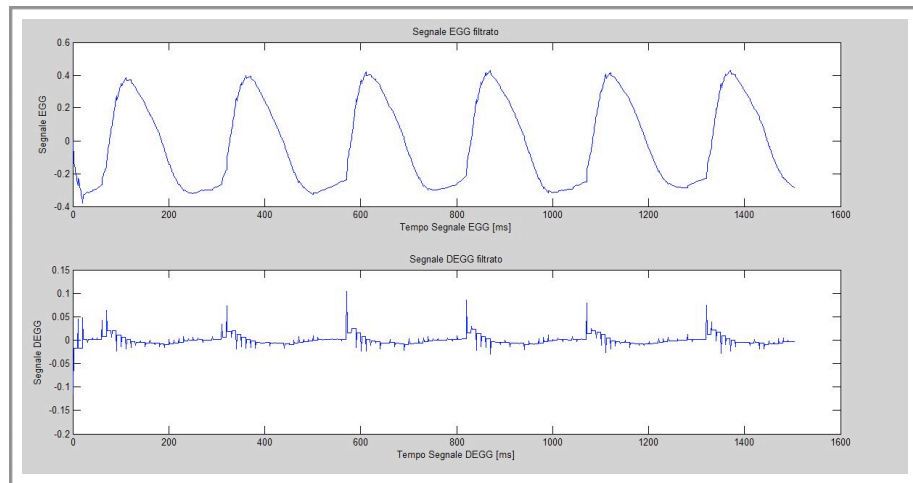


Figura 3.5 Segnale Egg e Degg con filtro Running line (soggetto F12, femmina sana)

3.2 Deconvoluzione

L'applicazione della deconvoluzione al segnale EGG nasce dall'esigenza di eliminare le oscillazioni spurie e di determinare i punti di chiusura e apertura della glottide il più precisamente possibile tramite l'analisi della derivata prima del segnale.

L'elettroglottogramma fornisce in uscita il segnale EGG affetto da rumore di misura, per modellizzare tale affermazione si utilizza la seguente equazione:

$$y(t)=u(t)+v(t)$$

dove $y(t)$ rappresenta l'egg misurato dall'elettroglottogramma, $u(t)$ è il vero ma sconosciuto, segnale egg e $v(t)$ è il rumore di misura che si suppone essere additivo, bianco, a media nulla e varianza non nota.

L'obiettivo è di sviluppare uno strumento che permetta di filtrare il segnale rumoroso $y(t)$ per estrarre il valore $u(t)$.

Risulta poco preciso utilizzare un filtro causale passa basso per separare rumore e segnale poiché lo spettro del segnale utile e rumoroso si sovrappongono quindi è impossibile togliere la componente rumorosa senza distorcere il segnale. Nemmeno il filtro a media mobile può evitare di distorcere il segnale utile poiché, una volta selezionata la sua aggressività mediante l'aggiustamento dei pesi, tratta qualsiasi serie temporale allo stesso modo senza distinguere differenze dal rapporto SNR.

La tecnica utilizzata in questo lavoro per il filtraggio dei dati con conseguente estrazione del segnale egg e della sua derivata, sfrutta l'approccio bayesiano. Tale approccio parte dal presupposto che si disponga non solo di conoscenze sul legame fra grandezze da stimare e misura, ma anche di informazioni a priori di tipo probabilistico sull'incognita che è assunta come una quantità aleatoria.

Il problema di stima della derivata viene qui approcciato, mediante stimatore bayesiano, attraverso la deconvoluzione, effettuando opportune ipotesi:

Modello delle misure: si considerino due segnali a tempo continuo $z(t)$ e $u(t)$, dove $u(t) = \dot{z}(t)$ per un generico istante t_0 si ottiene l'equazione integrale

$$z(t) = z(t_0) + \int_{t_0}^t u(\tau) d\tau$$

Assumendo per semplicità $t_0 = 0$ e $z(0)=0$, è possibile riscrivere la precedente equazione come:

$$z(t) = \int_0^t g(t-\tau)u(\tau) = g(t) \otimes u(t)$$

Dove $g(t)$ è la funzione gradino

$$g(t) = 1(t) = \begin{cases} 0 & \text{se } t < 0 \\ 1 & \text{se } t \geq 0 \end{cases}$$

Quindi la matrice del modello delle misure risulta

$$G = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & \dots & 0 \\ 1 & 1 & 0 & \dots & 0 \\ 1 & 1 & 1 & \dots & 0 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 1 & \dots & \dots & \dots & 1 \end{bmatrix}$$

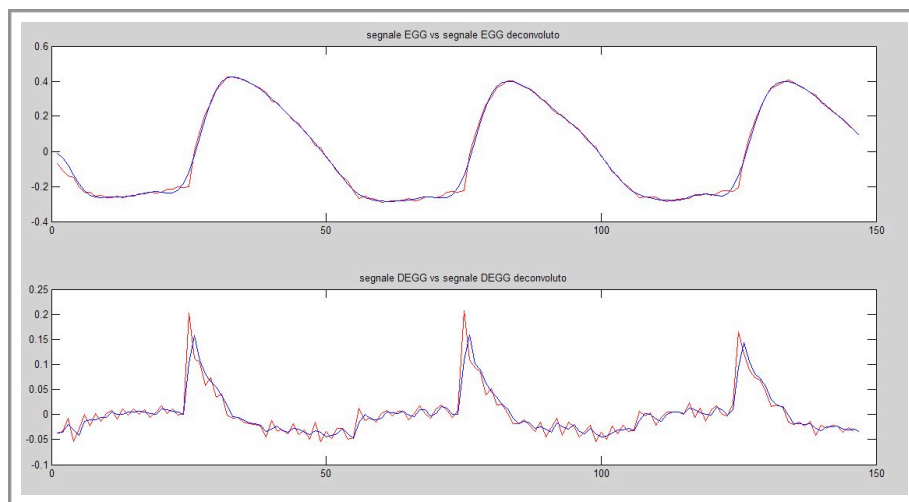
Che risulta essere di Toeplitz diagonale inferiore, come era ragionevole supporre.

- Informazioni a priori: a differenza del caso di smoothing, in questa circostanza non si hanno informazioni dirette di tipo qualitativo sulla regolarità del segnale che deve essere estratto. Sfruttando il fatto che il modello a priori del segnale è dato da un processo di integrazione di rumore bianco, per definizione di derivata, risulta

conveniente scegliere un grado inferiore di regolarità. Per l'estrazione della derivata mediante deconvoluzione, si sfrutta un modello a priori di rumore bianco integrato con $m=1$. Questa scelta possiede quindi anche un significato teorico poiché viene sfruttata il concetto di derivata applicato al modello a priori scelto per il segnale da cui proviene la derivata stessa.

Una volta estratta la derivata è possibile ricostruire il segnale glicemico mediante semplice integrazione sfruttando la matrice G del modello.

Con le deconvoluzione si ottiene quindi l'eliminazione delle oscillazioni spurie (Fig. 3.6) del segnale e la determinazione della derivata prima.



*Figura 3.6 Plot segnale EGG e DEGG deconvolto
(soggetto F12, femmina sana)*

3.3 Algoritmi di estrazione dei parametri

In questa parte del capitolo provvederemo allo studio delle metodologie usate per l'estrazione dei parametri e le migliorie apportate ad ogni metodo.

Si è scelto di implementare tre tipologie di algoritmi tra tutti quelli presentati nel Capitolo 2 poiché i soggetti patologici presentano un segnale complesso e di difficile analisi, l'utilizzo dei tre algoritmi, sotto descritti, può invece portare a dei buoni risultati di comprensione del segnale.

I tre metodi che vengono di seguito implementati sono i seguenti:

- **Analisi soglia EGG:** esiste un'accesa discussione sul valore soglia da attribuire alla livel line, rappresenta comunque un metodo in grado di fornire dei dati sommari sia su soggetti sani che patologici.
- **Analisi DEGG:** con le migliorie apportate può rappresentare un metodo robusto per la sola definizione di soggetto sano o patologico poiché risulta avere dei problemi sulla definizione del momento di apertura corde vocali per presenza picchi doppi non dovuti a rumore, essendo il segnale precedentemente filtrato, ma per cause fisiologiche del paziente.
- **Analisi DECOM:** metodo robusto e deciso che riesce a fornire parametri accurati sia su soggetti sani che patologici.

3.3.1 Analisi soglia

Questo algoritmo analizza il segnale in una finestra temporale che esclude il 10% iniziale e finale della registrazione. Trova il picco massimo e minimo del segnale compreso in tutta la finestra temporale e determina una soglia pari al 25% rispetto all'ampiezza data dalla differenza tra picco massimo e picco minimo.

Anche il nostro algoritmo modificato prevede di analizzare tutto il segnale ad esclusione dei campioni iniziali e finali pari al 20% del segnale totale ma riconosce e identifica i singoli periodi fondamentali e li analizza separatamente determinando picchi di max e min relativi. Successivamente calcola la level line e identifica gli istanti di chiusura e apertura effettuando una media dei parametri estratti. Così facendo si migliora l'algoritmo iniziale aumentando la precisione della localizzazione degli istanti analizzati per ogni singolo ciclo del segnale. Nella figura seguente (Fig. 3.7) si mostra la suddivisione in singoli periodi il calcolo della level line.

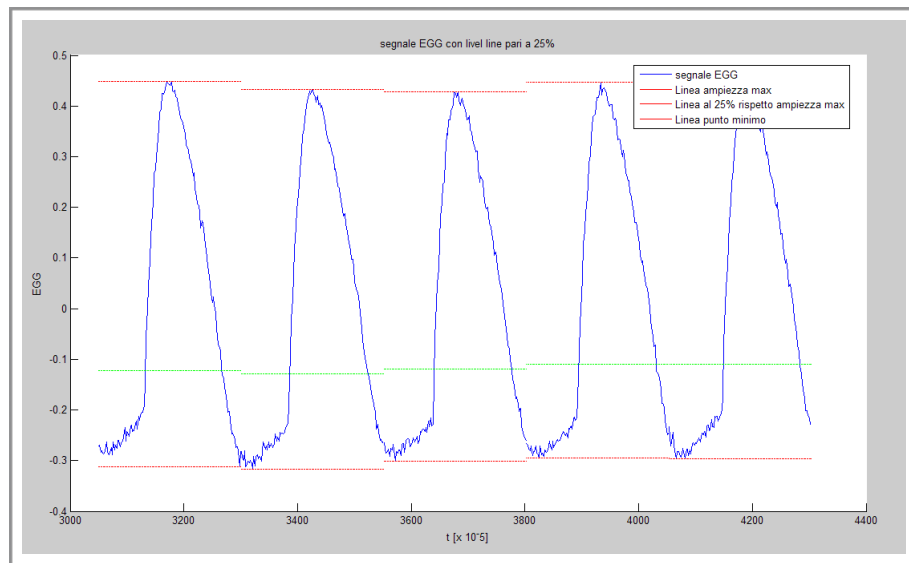


Figura 3.7 Plot segnale EGG (soggetto M09, maschio sano)

3.3.2 Analisi DEGG

Le migliorie apportate a questo metodo descritto nel Capitolo 2.2.1 sono decretate dalla tipologia di filtro utilizzato che elimina i picchi doppi della derivata del segnale EGG dovuti al rumore di misura e quindi permette una identificazione univoca dell'istante di apertura e chiusura delle corde vocali. Inoltre non esegue semplicemente l'analisi su una finestra temporale di 40 ms come da letteratura ma effettua il riconoscimento e l'estrazione dei parametri sul singolo periodo, effettuando come per l'analisi EGG, una media dei parametri rilevati per ogni ciclo considerato.

Come vedremo nel Capitolo 6, l'identificazione degli istanti di chiusura e apertura dati dal picco positivo e negativo della derivata del segnale EGG filtrato risultano abbastanza precisi per i soggetti sani,

non precisi per i soggetti patologici(Fig.3.8) dove la presenza di picchi doppi non è dovuta alla componente additiva rumorosa ma alla parziale chiusura delle corde vocali. Tale algoritmo potrebbe quindi venire utilizzato solo per discriminare la tipologia di paziente, se sano presenta picchi precisi se patologico picchi doppi.

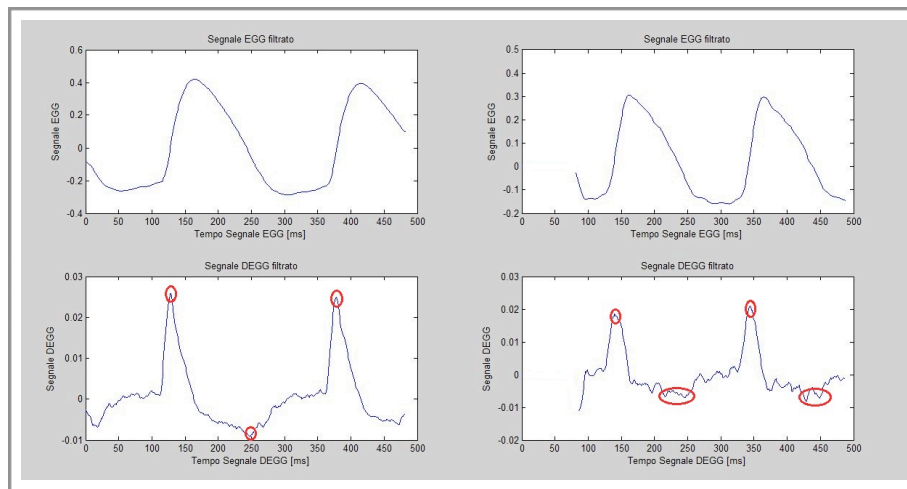


Figura 3.8 Plot segnale EGG e DEGG (soggetto F12, femmina sana a sx; soggetto FP22a, femmina patologica a dx)

3.3.3 Analisi DECOM

Il principio dell'algoritmo DECOM si basa sulla misurazione della frequenza fondamentale e dell'open quotient stimando la distanza tra due consecutivi picchi di chiusura e la distanza tra il picco di apertura e il consecutivo picco di chiusura.

Si inizia con la selezione di 4 periodi che noi elaboriamo con la funzione che riconosce le forme d'onda e non con una finestra temporale pari a 40ms per gli uomini e 20ms per le donne poiché

questa non è applicabile ai soggetti patologici, essi infatti hanno un periodo in ms diverso rispetto ai soggetti sani.

Si passa alla divisione del segnale egg in parte positiva, che contiene informazioni sulla fase di chiusura delle corde vocali e in parte negativa, che contiene informazioni sull'apertura. Il segnale positivo si ottiene imponendo a zero la parte negativa e viceversa. Il segnale negativo subisce inoltre un'inversione di segno.

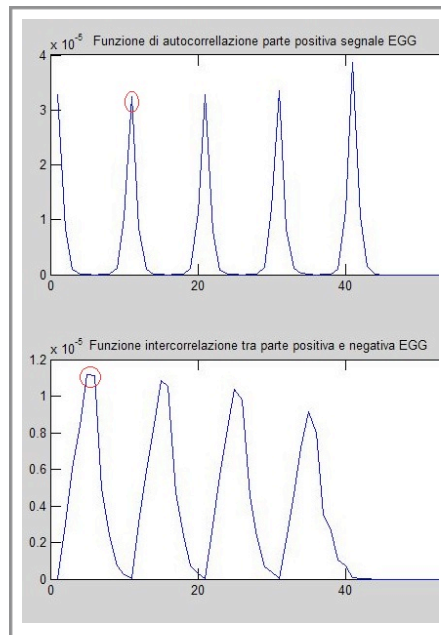
Il passo successivo è il calcolo della funzione di autocorrelazione della parte positiva del segnale:

$$\widehat{R_s(k)} = \frac{1}{N-k} \sum_{n=0}^{N-k-1} (s_n * s_{n+k})$$

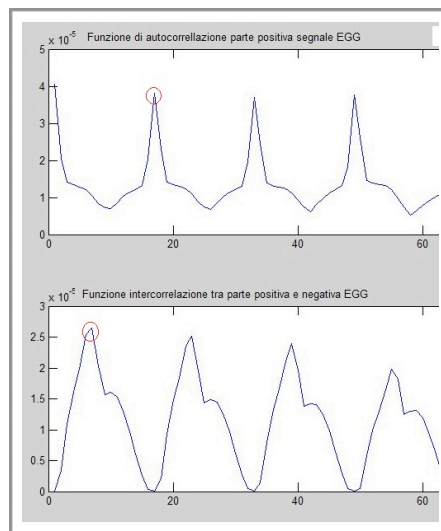
La posizione del primo picco positivo della funzione di autocorrelazione determina il fundamental period che corrisponde al tempo tra due istanti di chiusura consecutivi.

Si passa poi al calcolo della funzione di intercorrelazione e la definizione della posizione del primo picco positivo:

$$\widehat{R_{s,g}(k)} = \frac{1}{N-k} \sum_{n=0}^{N-k-1} (s_n * g_{n+k})$$



*Figura 3.9 Funzione intercorrelazione e autocorrelazione
(soggetto F12, femmina sana)*



*Figura 3.10 Funzione intercorrelazione e autocorrelazione
(soggetto MP9b, maschio patologico)*

3.4 Implementazione in un software con interfaccia grafica

Oltre all'implementazione degli algoritmi per l'estrazione dei parametri precedentemente descritti, abbiamo creato un interfaccia grafica (in ambiente Matlab) che permette l'utilizzo delle varie metodologie descritte nel capitolo 2. L'interfaccia permette di selezionare il file wave su cui è registrato il segnale EGG, di visualizzare le forme d'onda e di scegliere la finestra di visualizzazione selezionando il numero di forme d'onda da visualizzare.

Si può quindi selezionare il tipo di filtro da applicare al sistema e in contemporanea vengono calcolati la Frequenza Fondamentale e la Potenza del segnale con Metodo Diretto.

In funzione al tipo di filtraggio selezionato, viene plottato il segnale EGG contro il segnale DEGG e calcolata l'area contenuta all'interno di tali punti. Tale parametro differisce in funzione alla tipologia di filtro selezionato e verrà analizzato anche esso nell'analisi statistica dei vari risultati nel Capitolo 6.

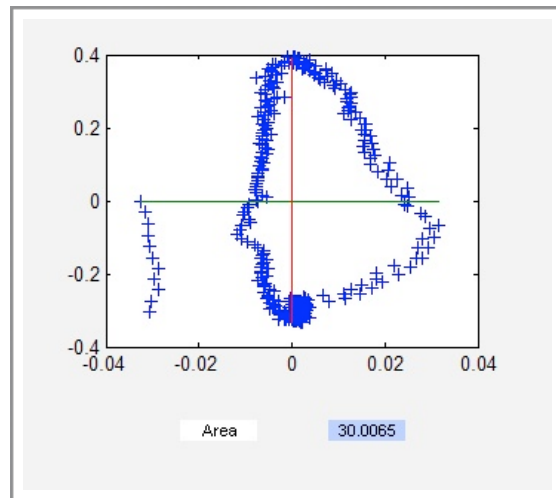


Figura 3.11 Plot Degg vs Egg (soggetto F23, femmina sana)

Successivamente si seleziona la tipologia di analisi da implementare sul segnale filtrato appena visualizzato e appaiono quindi gli indici di caratterizzazione del segnale ovvero Fundamental Frequency, Fundamental Period, Open Time, Open Quotient.

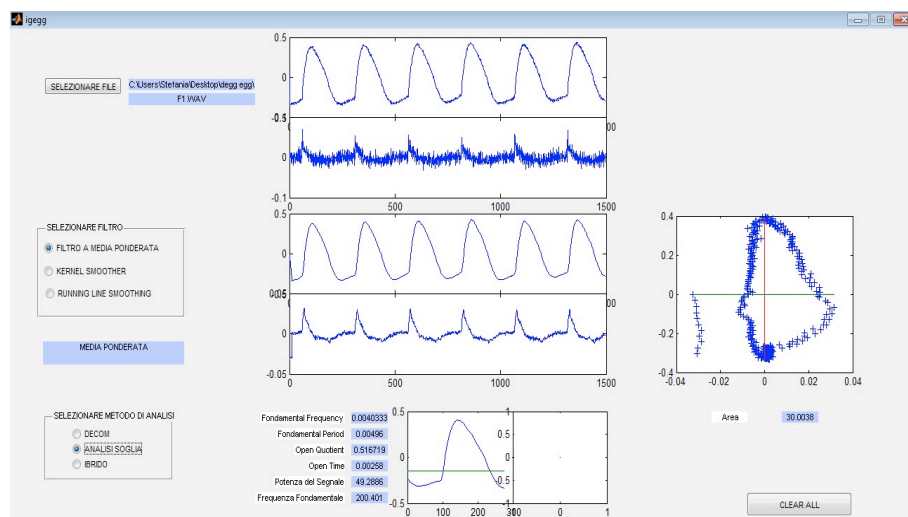


Figura 3.12 Interfaccia grafica per utilizzo clinico

Capitolo 4:

Database

4.1 Descrizione data base e strumenti di acquisizione del segnale

Il data base utilizzato per la nostra analisi sperimentale è costituito da 139 soggetti suddivisi in due classi: 60 soggetti normofonici e 79 disfonici.

Eufonici

	N. sogg.	Limiti età	Età media	DS età
Maschi	30	20-60	33,2	11,3
Femmine	30	16-50	32,3	10,0
Totali	60	16-60	32,7	10,6

Disfonici

	N. sogg.	Limiti età	Età media	DS età
Maschi	35	15-76	27,6	21,4
Femmine	44	18-74	35,4	16,5
Totali	79	15-76	32,0	19,1

I soggetti normofonici sono divisi equamente in 30 di sesso maschile, di età compresa tra 20 e 60 anni, e 30 di sesso femminile, di età compresa tra 16 e 50 anni. I soggetti disfonici sono divisi in 35 di sesso maschile, di età compresa tra 15 e 76 anni, e 44 di sesso femminile, di età compresa tra 18 e 74 anni.

Per ogni soggetto del data base disponiamo di un segnale microfonico e di un segnale elettroglottografico, ottenuti dall'emissione della vocale [a] sostenuta. Il giudizio della qualità della voce, che ha permesso di

inserire ogni soggetto in una delle due classi, è stato effettuato mediante una valutazione uditivo-percettiva indipendente di tre logopediste.

Tutti i soggetti, previa informazione sulla qualità dello studio e adeguato numero di prove di emissione, sono stati invitati a produrre la vocale [a] per un minimo di 4 secondi, se possibile, mantenendo stabili il più possibile altezza e intensità. La registrazione del segnale è avvenuta direttamente su PC mediante uno spettrografo digitale CSL 4300B con campionamento a 50kHz e 16 bit di quantizzazione.

Il microfono direzionale dinamico Shure-Prolog è stato posizionato nelle condizioni ideali di acquisizione secondo [Titze et al., 1993(2)]. Il guadagno di input è stato regolato relativamente all'intensità di emissione di ogni soggetto per evitare fenomeni di saturazione o di mancata registrazione.

Ogni segnale è stato processato dal software MDVP utilizzando solamente 3 secondi centrali (150000 campioni) di ogni acquisizione in modo da non analizzare le fasi di attacco ed estinzione che presentano maggiori perturbazioni.

Capitolo 5:

Valutazione delle applicazioni al segnale elettroglottografico

In questa sessione analizziamo statisticamente i valori rilevati.

Iniziamo con il confronto dei parametri che non dipendono dalla tipologia di filtro/ricostruzione segnale ovvero massimo spettro, frequenza fondamentale e area.

Passiamo poi all'analisi dei metodi fissato il filtro e le differenze che i filtri stessi comportano nella definizione quantitativa dei parametri. Valuteremo inoltre la sensibilità e la specificità di ogni metodo in modo da poter definire il metodo più robusto tra quelli analizzati.

L'ultima parte è dedicata all'analisi eseguita mediante il software SPSS per definire quantitativamente quale metodo indipendentemente dal filtro spiega meglio se il soggetto è sano o patologico (con la costruzione di un modello di analisi lineare multivariato/ tabella ANOVA) e l'influenza sui dati stimati da parte del filtro con il confronto tra tutte le combinazioni possibili filtro/metodo (test pos hoc).

5.1 Analisi frequenza fondamentale e potenza del segnale

Mettiamo a confronto il vari indici direttamente ricavati dal segnale egg non filtrato ovvero la frequenza fondamentale e il valore massimo dello spettro ricavato con il metodo diretto attraverso la trasformata di Fourier.

FEMMINE	max spettro	freq fondamentale
Media	551,46373	252,9611
Sd	406,4415735	26,98019403
Max	1678,3204	6786,987
Min	101,1615	184,0727

FEMMINE PATOLOGICHE	max spettro	freq fondamentale
media	442,0103581	199,2106116
sd	375,2334773	32,44436949
max	1349,5375	273,3313
min	25,8788	150,6934

*Tabella 1. Media, sd, max e min dei parametri spettro e frequenza fondamentale
soggetti femminili.*

MASCHI	max spettro	freq fondamentale
media	1176,231993	133,5422233
sd	605,7136979	14,26149656
max	2865,4325	164,4432
min	265,0931	104,814

MASCHI PATOLOGICI	max spettro	freq fondamentale
media	800,2437176	179,3972833
sd	985,5753273	64,87165727
max	2766	334,442
min	47,9171	82,592

*Tabella 2. Media, sd, max e min dei parametri spettro e frequenza fondamentale
soggetti maschili.*

I diagrammi a dispersione visualizzano il confronto effettuato tra maschi e maschi patologici, femmine e femmine patologiche.

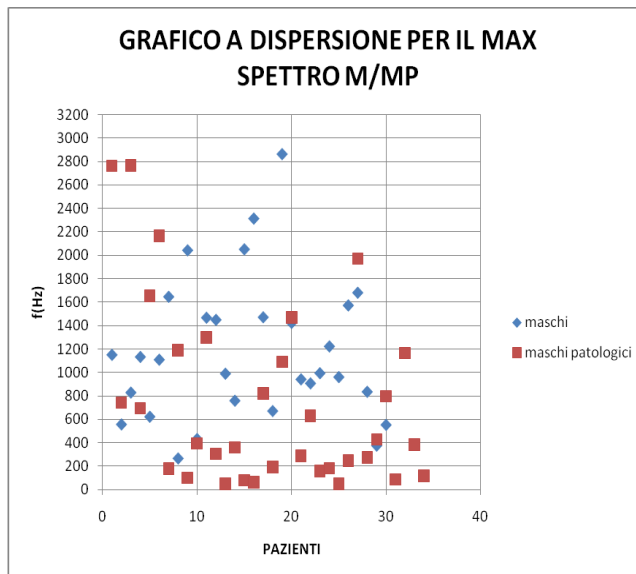
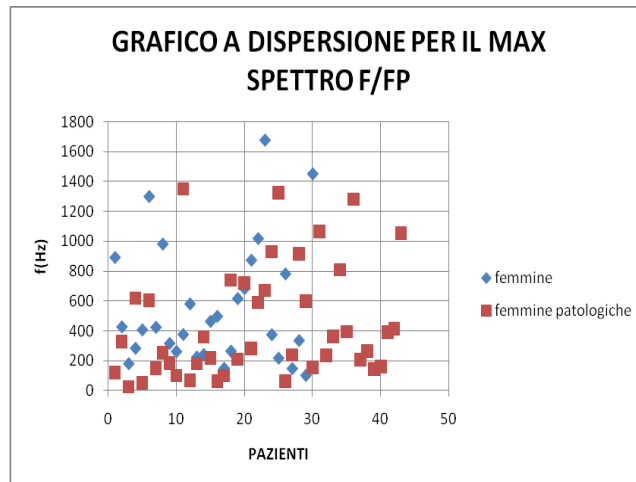


Figura 5.1 Grafico a dispersione per la valutazione della quantità max dello spettro suddiviso tra maschi e femmine patologici e sani

Da rilevare nella Fig. 5.1 come per i soggetti femminili non patologici il valore massimo dello spettro si concentra in una fascia compresa tra i 200 Hz e i 400 Hz mentre per le femmine patologiche si abbassa nella fascia compresa tra 0-200 Hz. Diversa invece la situazione per i maschi sani che presentano il massimo valore dello spettro con una banda preferenziale compresa tra 600-1600 Hz(molto ampia), per i soggetti patologici risulta avere valori compresi tra i 0-400 Hz (banda più ristretta).

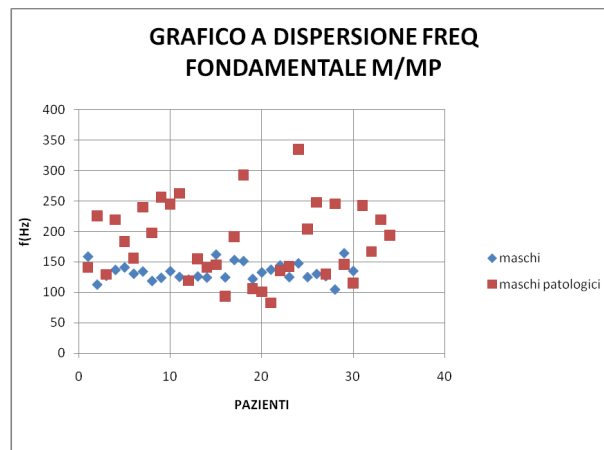
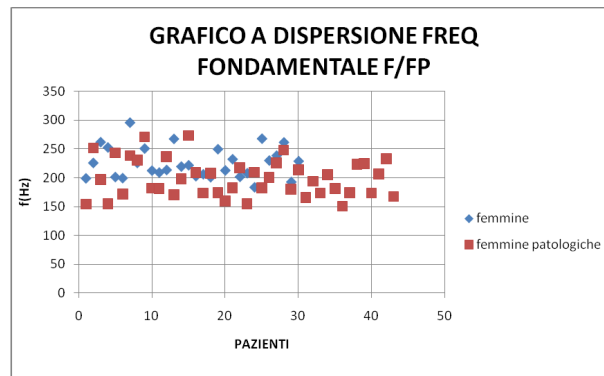


Figura 5.2 Grafico a dispersione per la frequenza fondamentale per maschi e femmine sani e patologici

In questi grafici (Fig.5.2) si nota invece come per i soggetti sani la frequenza fondamentale si concentri su valori pari a 200 Hz per la femmine e 135 Hz per i maschi mentre nei soggetti patologici abbia una dispersione significativa in particolare modo per i soggetti maschili.

5.2 Analisi valore area

Il parametro dell'area calcolato dal plot dei dati egg vs degg risulta discriminante per la popolazione sana in funzione al sesso del paziente ($t=1,7879$, $p\text{-value}=0,007986$ per un t-test con livello di sensibilità pari a 95%) mentre la popolazione patologica si può unificare poiché il t-test da come valori $t= 2,4593$ e $p\text{-value}=0,18721$.

AREA	f	m	fp	mp
Media	29,7077	30,1457	28,4701	26,5890
Sd	1,168025	0,027128	2,45629	2,2513
Max	30,0994	30,1910	30,2500	30,3645
Min	26,0044	30,1065	2,4563	2,3130

Tabella 3. Media,sd, max e min del parametro area.

L'area presenta valori inferiori per i soggetti patologici e superiori per i soggetti sani.

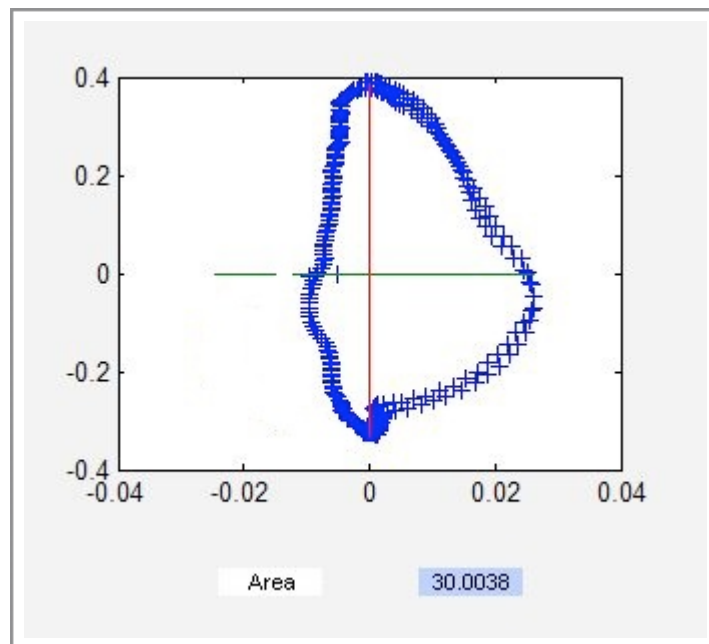


Figura 5.3 Degg vs Egg (soggetto F12, femmina sana)

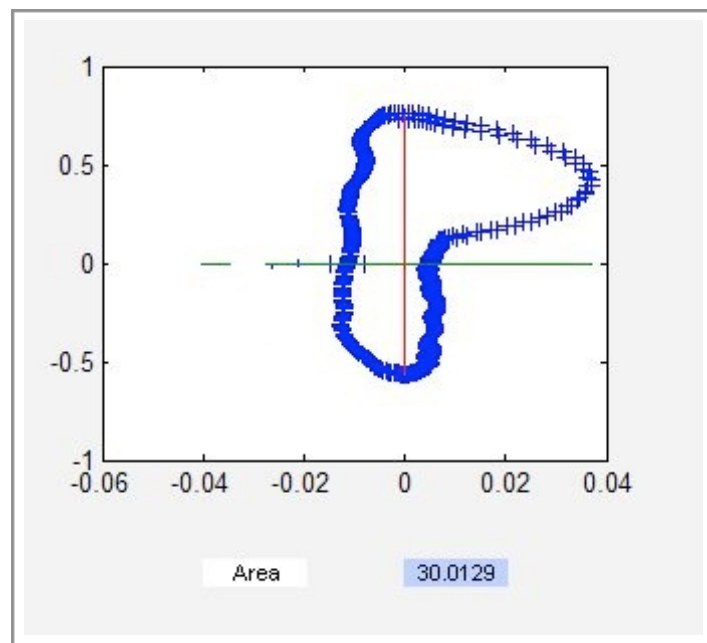


Figura 5.4 Degg vs Egg (soggetto FP21a, femmina patologica)

5.3 Analisi statistica dei metodi per l'estrazione parametri fissato il filtro

Di seguito eseguiremo una valutazione quantitativa sui risultati dati dai vari metodi definendo sensibilità e specificità per ognuno.

FILTRO MEDIA MOBILE		
ANALISI SOGLIA	DEGG	DECOM

KERNEL SMOOTHER		
ANALISI SOGLIA	DEGG	DECOM

RUNNING LINE SMOOTHER		
ANALISI SOGLIA	DEGG	DECOM

DECONVOLUZIONE		
ANALISI SOGLIA	DEGG	DECOM

Tabella 4. Schema analisi statistica t-test e p value a filtro fissato.

Si è deciso di analizzare a livello statistico solo l'open quotient e non gli altri parametri poiché discrimina in modo più significativo le classi di soggetti sani rispetto ai malati indifferentemente dalla tipologia di filtro e dall'algoritmo scelto. Inoltre è il parametro che riassume meglio le caratteristiche del segnale coinvolgendo il rapporto tra due variabili quali il periodo di apertura e il periodo fondamentale.

5.3.1 Filtro media mobile / analisi soglia; DEGG; DECOM

Con i valori a disposizione abbiamo effettuato un test statistico per verificare la significatività delle differenze tra le due classi. I risultati sono riportati nella tabella sottostante.

Prima abbiamo calcolato t-test e p-value tra maschi e femmine/maschi patologici e femmine patologiche se la p-value apporta un valore $< 0,05$ significa che l'open quotient discrimina il sesso dei pazienti, nel caso contrario si possono unificare i sessi e procedere all'analisi delle due categorie sano o patologico (risultati riassunti nella Tab.5).

ANALISI SOGLIA	MEDIA				DS			
<i>p=0,03741</i>	F	M	FP	MP	F	M	FP	MP
	59,87	61,5	62,51	63,41	0,3283	0,1417	0,1686	0,1732
	p=0,19 39		p=0,72 77					
DEGG	MEDIA				DS			
<i>p=0,04883</i>	F	M	FP	MP	F	M	FP	MP
	47,99	50,05	43,44	46,72	0,0551	0,1137	0,1809	0,1885
	p=0,48 77		p=0,57 75					
DECOM	MEDIA				DS			
<i>p=0,0098</i>	F	M	FP	MP	F	M	FP	MP
	54,64	62,54	70,31	71,7	0,0971	0,1632	0,1328	0,1775
	p=0,48 77		p=0,57 75					

Tabella 5. Media, sd del parametro Open Quotient, i valori sono espressi in %.

Nella prima colonna sono visibili i valori del p-value della categoria sano/patologico poiché la p-value effettuata tra sessi ha valore $> 0,05$ quindi ho unificato i campioni precedentemente distinti per sesso in un unico campione sano e patologico. L'applicazione del t-test dimostra una differenza statisticamente significativa tra questi due campioni ($p < 0.05$). Si può notare che la differenza più significativa tra le classi sano/patologico si trova con il metodo di analisi DECOM.

L'open quotient nel metodo soglia e decom rispetta la condizione ipotetica che prevede valori più elevati per soggetti patologici essendo clinicamente affetti da disfonia ipocinetica (informazioni a priori ed indicativa di ridotta chiusura glottica fonatoria) mentre per il metodo analisi degg risulta essere più basso in media per i soggetti patologici rispetto ai normali sia per le femmine che per i maschi. Evidentemente il filtro determina cambiamenti di segno nel segnale egg rilevati dalla sua derivata che però sono causati da rumore di misura e non da effettiva apertura/chiusura della glottide.

	MEDIA SOGG SANI	SD SOGG SANI	MEDIA SOGG PATOLOGICI	SD SOGG PATOLOGICI
<i>ANALISI SOGLIA</i>	60,48	0,2342	62,72	0,1674
<i>DEGG</i>	48,97	0,0964	45,65	0,1882
<i>DECOM</i>	59,98	0,1123	70,98	0,1564

Tabella 6. Media, sd del parametro Open Quotient, i valori sono espressi in %.

Si passa all'analisi della specificità e sensibilità di ogni metodo, la sensibilità è un indice di correttezza del test nell'identificare i soggetti

patologici mentre la specificità indica la capacità del test di identificare i soggetti sani. Per questo studio sono state considerate due soglie di normalità: $\text{media} \pm 1\text{SD}$ e $\text{media} \pm 2\text{SD}$ (soglie di normalità utilizzate nell'analisi statistica standard per la valutazione dei parametri vocali).

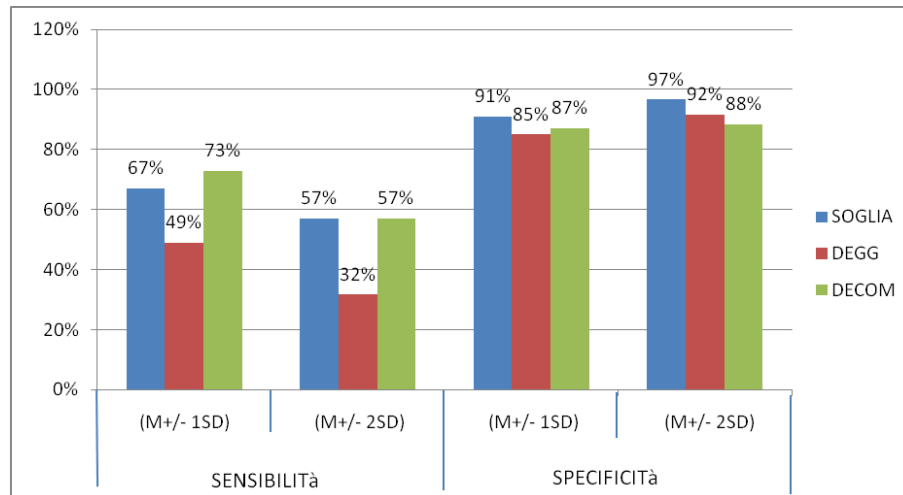


Figura 4.5 Grafico a barre fissato filtro a media mobile

Nel grafico sopra riportato Fig. 4.5 si indicano i valori della sensibilità e specificità per ogni metodo. I falsi negativi sono complementari al valore di sensibilità, in quanto indicano la percentuale di soggetti patologici che vengono classificati come sani. Un test poco sensibile produce un'alta percentuale di falsi negativi. Al contrario i falsi positivi sono complementari alla specificità, che risulta alta per i tre metodi, e indicano i soggetti sani che vengono classificati come patologici. Considerando il metodo più sensibile, cioè il metodo decomp, si osserva un'alta percentuale di falsi negativi pari a 26.75% con la soglia $M+1\text{SD}$, e 43% con la soglia $M+2\text{SD}$.

Si nota come il metodo degli r rifletta i problemi sopra discussi: con la soglia $M+1DS$ i falsi negativi sono il 51%

5.3.2 Running line smoothing / analisi soglia DEGG DECOM

Si esegue l'analisi precedentemente descritta anche applicando il filtro running line. Come notato prima, anche in questo caso il metodo che meglio discrimina tra categoria pazienti sani e malati risulta il metodo decom con $p=0,0097$. Il metodo di Analisi Soglia è lievemente significativo, mentre il metodo DEGG non è significativo per $p<0,05$.

ANALISI SOGLIA	MEDIA				DS			
$p=0,0414$	F	M	FP	MP	F	M	FP	MP
	63,99	53	59,11	61,29	0,3179	0,1452	0,1522	0,1474
	p=0,28 84		p=0,30 58					
DEGG	MEDIA				DS			
$p=0,05144$	F	M	FP	MP	F	M	FP	MP
	84,00	85	82	75	0,098	0,1285	0,1181	0,2122
	p=0,06		p=0,28 91					
DECOM	MEDIA				DS			
$p=0,0097$	F	M	FP	MP	F	M	FP	MP
	61,00	65,01	62	67,41	0,135	0,113	0,1716	0,1658
	p=0,13		p=0,33 44					

Tabella 6. Media, sd del parametro Open Quotient, i valori sono espressi in %

	MEDIA SOGG SANI	SD SOGG SANI	MEDIA SOGG PATOLOGICI	SD SOGG PATOLOGICI
ANALISI SOGLIA	57,27	0,2112	60,58	0,1485
DEGG	85	0,1023	61	0,1534
DECOM	63,25	0,1156	65,95	0,1665

Tabella 7. Media, sd del parametro Open Quotient, i valori sono espressi in %.

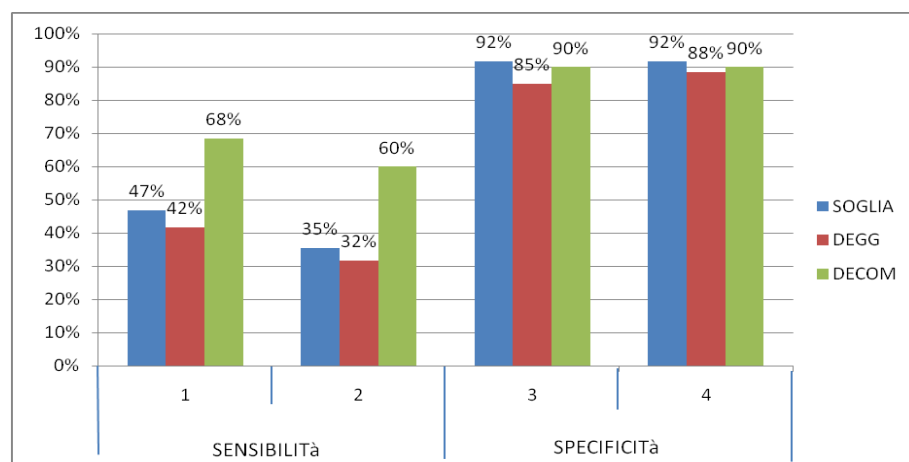


Figura 4.7 Grafico a barre fissato il filtro Running line

Il metodo decom risulta avere sensibilità e specificità superiore agli altri due, in particolare modo i falsi negativi risultano pari a 31.64% per media \pm 1sd e 40.36% per media \pm 2sd e i falsi positivi 10% per la prima e la seconda soglia.

5.3.3 Kernel smoother / analisi soglia DEGG DECOM

Anche in questa analisi statistica il metodo più sensibile e più specifico risulta il decom.

ANALISI SOGLIA	MEDIA				DS			
p=0,0089	F	M	FP	MP	F	M	FP	MP
	57,67	54,45	69,11	63,66	0,76	0,7917	0,8955	0,1212
	p=0,14 15		p=0,18 78					
DEGG	MEDIA				DS			
p=0,0495	F	M	FP	MP	F	M	FP	MP
	51,43	54,37	62,64	70,25	0,077	0,074	0,1398	0,102
	p=0,12 52		p=0,00 4					
DECOM	MEDIA				DS			
p=0,0098	F	M	FP	MP	F	M	FP	MP
	40,85	50,25	44,21	45,84	0,1815	0,2623	0,2222	0,2242
	p=0,16 90		p=0,90 25					

Tabella 8. Media,sd del parametro Open Quotient, i valori sono espressi in %.

Si continua a d applicare il t- test e conseguente valutazione p-value (Tab.8) anche con fissato il filtro Kernel.Prima fra femmine e maschi sani, essendo la p-value>0,05 si ottiene un unica popolazione di soggetti sani non distinti per sesso. Si passa alla valutazione della popolazione patologica maschi/femmine, anche in questo caso la p-value risulta>0,05 quindi si calcolano le medie dei pazienti sani e malati (Tab.9)

	MEDIA SOGG SANI	SD SOGG SANI	MEDIA SOGG PATOLOGICI	SD SOGG PATOLOGICI
ANALISI SOGLIA	55,48	0,7784	67,78	0,3488
DEGG	52,31	0,0775	68,34	0,1134
DECOM	45,44	0,1185	44,39	0,2245

Tabella 9. Media, sd del parametro Open Quotient, i valori sono espressi in %.

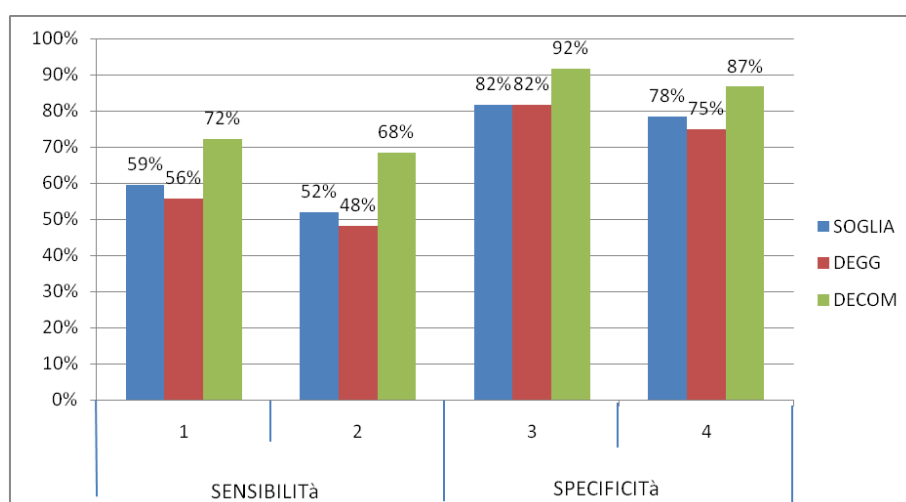


Figura 4. Grafico a barre fissato il filtro Kernel

Anche con il kernel smoother si nota che il metodo di analisi DEGG risulta avere sensibilità e specificità inferiori rispetto agli altri metodi. L'analisi soglia sembra avere specificità e sensibilità costante per entrambe i filtri fin'ora visionati.

5.3.4 Deconvoluzione / analisi soglia DEGG DECOM

In Tab. 10 sono presentati i valori dell'Open Quotient calcolati attraverso i vari metodi, il segnale viene ricostruito attraverso la deconvoluzione.

ANALISI SOGLIA	MEDIA				DS			
<i>p=0,0709</i>	F	M	FP	MP	F	M	FP	MP
	59,81	60,98	63,34	62,68	0,1034	0,1183	0,111	0,1019
	p=0,69 15		p=0,78 63					
DEGG	MEDIA				DS			
<i>p=0,0506</i>	F	M	FP	MP	F	M	FP	MP
	46,28	47,67	37,33	43,66	0,1307	0,1786	0,1112	0,1522
	p=0,73 80		p=0,36 48					
DECOM	MEDIA				DS			
<i>p=0,0099</i>	F	M	FP	MP	F	M	FP	MP
	64,02	66,3	78,64	74,88	0,1545	0,1608	0,7602	0,1078
	p=0,57 79		p=0,21 20					

Tabella 10. Media, sd del parametro Open Quotient, i valori sono espressi in %.

Anche con le deconvoluzione i vari metodi non discriminano tra sessi ma in popolazione sana e patologica. Si passa dunque a calcolare media e sd per ognuna delle due popolazioni (Tab.11).

	MEDIA SOGG SANI	SD SOGG SANI	MEDIA SOGG PATOLOGICI	SD SOGG PATOLOGICI
ANALISI SOGLIA	59,88	0,11	63,11	0,1111
DEGG	46,99	0,1342	40,25	0,1124
DECOM	65,34	0,1553	77,89	0,1532

Tabella 11. Media, sd del parametro Open Quotient, i valori sono espressi in %.

Segue la quantificazione della sensibilità e specificità per ogni filtro (Fig.4.9).

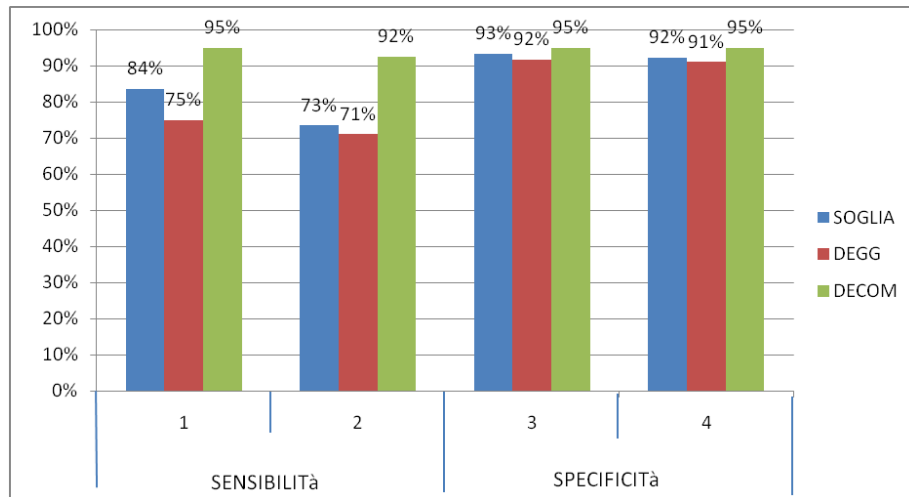


Figura 4.9 Grafico a barre fissata la deconvoluzione

Attraverso la deconvoluzione si sono raggiunte le più alte percentuali di specificità e sensibilità per ogni metodo in particolare modo per la Decom, il metodo DEGG ha sempre valori inferiori rispetto agli altri due.

5.4 Influenza della scelta del filtro sui metodi di analisi

In questo capitolo eseguiamo un'analisi trasversale dei metodi presentati ovvero quantifichiamo quanto un filtro rispetto ad un altro possa influire sulla precisione dei parametri e sulla sensibilità e specificità dei diversi metodi.

Il metodo soglia risulta avere specificità costante variando i filtri o passando attraverso la deconvoluzione, cambia invece la sensibilità identificando un maggior numero di soggetti falsi negativi: con la $\text{media} \pm 1\text{sd}$ si ha 33.03% con filtro media mobile, 53.16% con il running line, 40.50% con kernel, 16.45% con la deconvoluzione.

L'analisi del segnale con metodo degg appare molto suscettibile alla tipologia di filtraggio eseguito e la sua sensibilità e specificità risulta inferiore rispetto agli altri metodi considerati. I falsi negativi risultano rispettivamente pari a 51.8% con filtro media mobile, 58.88% con running line smoothing, 44.01% con Kernel, 25.01% con la deconvoluzione considerando la prima soglia.

Il metodo decom che riporta i dati migliori sia per la sensibilità che per la specificità, eccelle in particolare modo con la deconvoluzione infatti classifica solo 3 pazienti su 60 sani come patologici e 6 sani invece che malati.

Notiamo inoltre che con il filtro a media mobile otteniamo il peggior risultato in sensibilità e specificità di tutti i metodi, questo fenomeno è dovuto al fatto che per evitare perdita di informazioni si è preferito una finestra temporale ristretta quindi non si è sufficientemente smorzato la componente rumorosa e le informazioni sulla derivata sono peggiorate in termini di stima.

Per il kernel smoother e running line non sembrano esserci differenze degne di nota, mentre la deconvoluzione apporta un incremento dei due parametri statistici rilevati per tutti i metodi analizzati.

5.5 Analisi lineare multivariata con il software SPSS

In questo capitolo eseguiremo la procedura GLM Multivariata che consente di eseguire l'analisi di regressione e l'analisi della varianza per più variabili dipendenti in base a una o più variabili fattore o covariate. Le variabili fattore suddividono la popolazione in gruppi e nel nostro caso la popolazione viene suddivisa in soggetti sani e patologici e in funzione al filtro scelto.

Con questa procedura di modello lineare generalizzato è possibile verificare ipotesi nulle relative agli effetti delle variabili fattore sulle medie di vari raggruppamenti di una distribuzione congiunta di variabili dipendenti.

L'analisi viene affrontata mediante l'utilizzo del software SPSS.18 e vengono definiti i seguenti passi:

- Costruzione del foglio .sav su cui si andrà ad eseguire l'analisi:
abbiamo progettato la tabella in modo tale da permettere un'analisi sulla diversità degli open quotient in funzione di filtro e metodo; le colonne sono così disposte: NOME SOGG(String) ,
PATOLOGICO O SANO(1 o 2), FILTRO (1=media mobile,
2=running line, 3=kernel smoother, 4=deconvoluzione), OQ
SOGLIA, OQ DEGG, OQ DECOM.
- Definizione delle variabili indipendenti (PATOLOGICO O SANO, FILTRO) e dipendenti (OQ SOGLIA, OQ DEGG, OQ DECOM)

- Il modello scelto è fattoriale completo poiché contiene tutti gli effetti principali dei fattori e delle covariate e tutte le interazioni fattore per fattore.
- Definizione dei contrasti: i contrasti consentono di verificare il grado di differenza tra i livelli di un effetto. Abbiamo scelto la tipologia di contrasto semplice che consente di confrontare la media di ciascun livello con la media di un livello specifico.
- Scelta dei grafici di profilo: vengono creati per ciascuna variabile dipendente, è un grafico a linee in cui ciascun punto indica la media marginale stimata di una variabile dipendente in corrispondenza di un solo livello di un fattore. Il grafico mostra se tra i vari livelli le medie marginali stimate aumentano o diminuiscono. Le linee parallele indicano che tra i fattori non esiste alcuna interazione, ovvero che è possibile analizzare i livelli di un solo fattore. Se le linee si incrociano significa che esiste un'interazione.

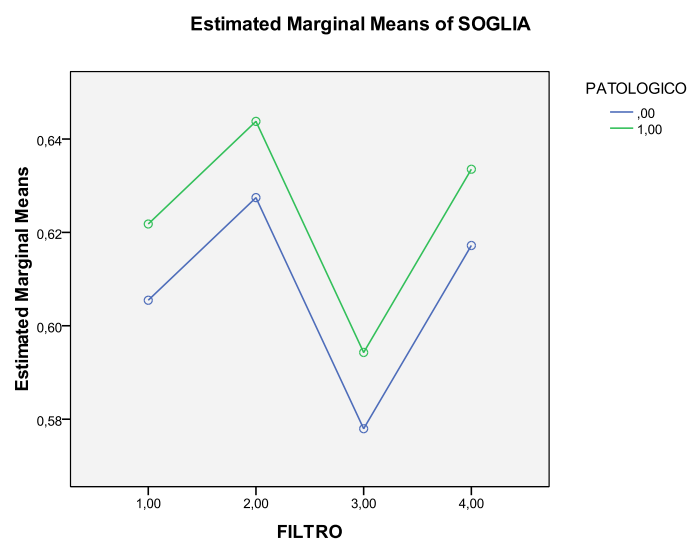


Figura 5.6.1 Grafico profilo di comparazione filtro / metodo

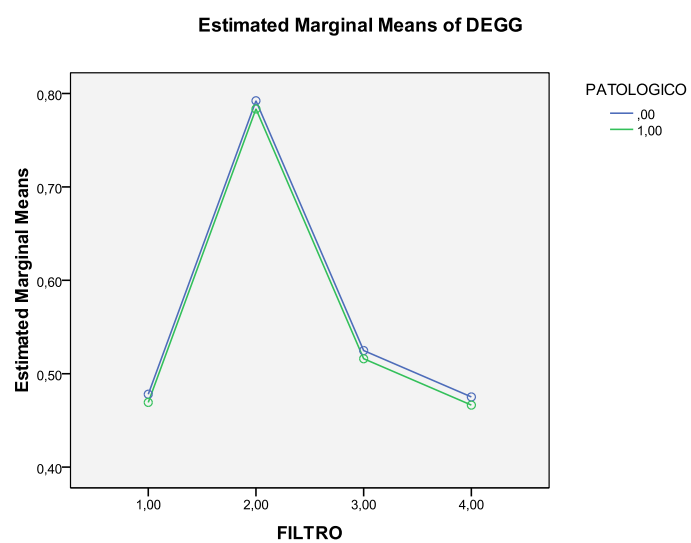


Figura 5.6.2 Grafico profilo di comparazione filtro / metodo

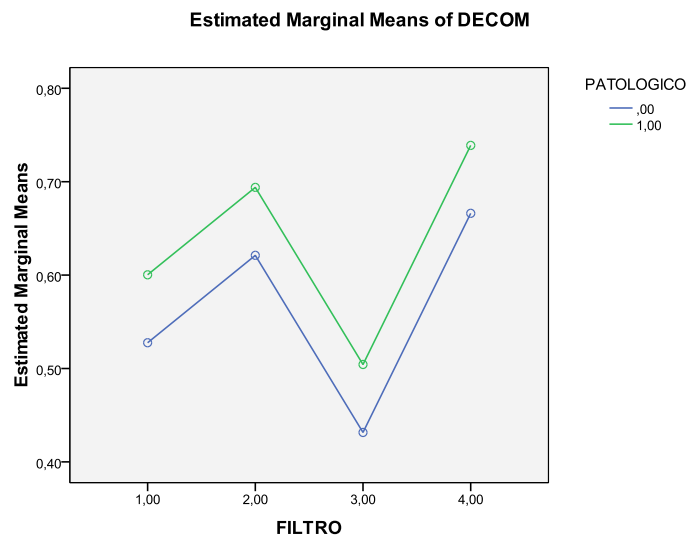


Figura 5.6.3 Grafico profilo di comparazione filtro / metodo

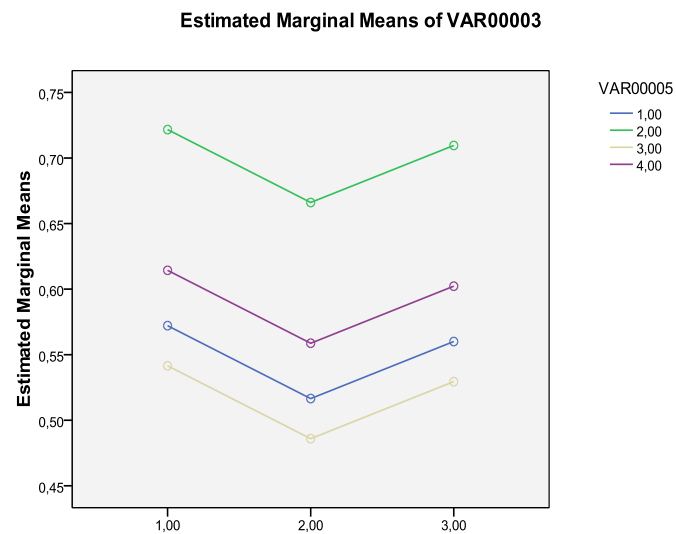


Figura 5.6.4 Grafico profilo di comparazione filtro / metodo

Si nota come i soggetti patologici e sani non abbiano alcuna interazione tra loro ne cambiando la tipologia di filtro ne cambiando il

metodo (Fig. 5.6.1,2,3). Solo per il DEGG le medie marginali stimate sembrano discostarsi molto poco tra loro.

Non si dimostra alcuna interazione nemmeno tra VAR00005 (metodo) e VAR00004 (filtro) selezionato(Fig. 5.6.4).

- Confronti multipli Post Hoc per medie osservate: tali confronti consentono di rilevare quale media differisce dalle altre. In questo caso abbiamo usato il test delle differenze significative di Tukey (Tab. 5.6.1) che utilizza la statistica di intervallo per effettuare tutti i confronti a coppie tra gruppi.

Multiple Comparisons

Tukey HSD

Dependent Variable			Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
						Lower Bound	Upper Bound
SOGLIA	1,00	2,00	-,0216	,04347	,959	-,1344	,0911
		3,00	,0303	,04481	,906	-,0860	,1465
		4,00	-,0114	,04163	,993	-,1194	,0966
	2,00	1,00	,0216	,04347	,959	-,0911	,1344
		3,00	,0519	,04432	,645	-,0630	,1669
		4,00	,0102	,04110	,995	-,0964	,1168
	3,00	1,00	-,0303	,04481	,906	-,1465	,0860
		2,00	-,0519	,04432	,645	-,1669	,0630
		4,00	-,0417	,04252	,760	-,1520	,0686
	4,00	1,00	,0114	,04163	,993	-,0966	,1194
		2,00	-,0102	,04110	,995	-,1168	,0964
		3,00	,0417	,04252	,760	-,0686	,1520
DEGG	1,00	2,00	-,3144*	,03047	,000	-,3935	-,2353
		3,00	-,0483	,03141	,418	-,1298	,0332
		4,00	,0027	,02918	1,000	-,0730	,0784
	2,00	1,00	,3144*	,03047	,000	,2353	,3935
		3,00	,2661*	,03107	,000	,1855	,3467

Multiple Comparisons

Tukey HSD

Dependent Variable	(I)	(J)	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
						Lower Bound	Upper Bound
SOGLIA	1,00	2,00	-,0216	,04347	,959	-,1344	,0911
		4,00	,3171*	,02881	,000	,2424	,3919
		3,00	,0483	,03141	,418	-,0332	,1298
	2,00	1,00	-,2661*	,03107	,000	-,3467	-,1855
		4,00	,0510	,02980	,321	-,0263	,1283
		3,00	-,0027	,02918	1,000	-,0784	,0730
	3,00	1,00	-,3171*	,02881	,000	-,3919	-,2424
		2,00	-,0510	,02980	,321	-,1283	,0263
		4,00	-,0921*	,03321	,031	-,1782	-,0060
DECOM	1,00	2,00	,1084*	,03423	,010	,0196	,1972
		4,00	-,1372*	,03180	,000	-,2197	-,0547
		3,00	-,0921*	,03321	,031	,0060	,1782
	2,00	1,00	,2005*	,03385	,000	,1127	,2884
		4,00	-,0451	,03140	,478	-,1265	,0363
		3,00	-,1084*	,03423	,010	-,1972	-,0196
	3,00	1,00	-,2005*	,03385	,000	-,2884	-,1127
		2,00	-,2456*	,03248	,000	-,3299	-,1614
		4,00	,1372*	,03180	,000	,0547	,2197
	4,00	1,00	,0451	,03140	,478	-,0363	,1265
		2,00	,2456*	,03248	,000	,1614	,3299
		3,00	-,1372*	,03180	,000	-,2197	-,0547

Tabella 5.6.1 Tabella di Tukey con relative differenze tra medie marginali

La tabella precedente (Tab. 5.6.1) mostra le differenze sulle medie suddivise in funzione alla variabile dipendente (il metodo) e ad ogni combinazione di filtro.

Per capire quale variabile incide più delle altre si calcola il coefficiente di determinazione, dato dal rapporto tra la somma dei quadrati della regressione e la somma totale dei quadrati.

$$r_{Y.i}^2 = \frac{SQR}{SQT}$$

Dove:

SQR = somma dei quadrati della regressione

SQT = somma totale dei quadrati

Applico quindi il test F (schema con relativi indici in Fig. 5.6.4) per la verifica della significatività dell'insieme dei coefficienti di regressione nel modello di regressione multipla con $p=3$.

Fonte	GDL	Somma dei quadrati	Media dei quadrati (varianza)	F
Regressione	p	SQR	$MQR = \frac{SQR}{p}$	$F = \frac{MQR}{MQE}$
Residuo	$n - p - 1$	SQE	$MQE = \frac{SQE}{n - p - 1}$	
Totale		$n - 1$	STQ	

Figura 5.6.4 Esempio tabella ANOVA con indicazione Indici

Tests of Between-Subjects Effects

Source	Dependent Variable	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Corrected Model	SOGLIA	,074 ^a	4	,018	,454	,769
	DEGG	3,082 ^b	4	,770	38,605	,000
	DECOM	1,770 ^c	4	,442	18,669	,000
Intercept	SOGLIA	63,846	1	63,846	1572,130	,000
	DEGG	53,505	1	53,505	2681,186	,000
	DECOM	60,323	1	60,323	2545,677	,000
PATO	SOGLIA	7,026	3	2,342	383,723	,712
	DEGG	4,890	3	1,630	167,851	,000
	DECOM	5,643	3	1,881	230,205	,000
Error	SOGLIA	1,056	173	,006		
	DEGG	1,680	173	,010		
	DECOM	1,414	173	,008		
Corrected Total	SOGLIA	7,099	177			
	DEGG	6,534	177			
	DECOM	5,869	177			

Tabella 5.6.2 Tabella ANOVA comparazione metodologie implementate

E calcolo il coefficiente di determinazione (Tab. 5.6.3):

COEF DI DETERMINAZIONE	
SOGLIA	99%
DEGG	75%
DECOM	96%

Tabella 5.6.3 Coefficiente di determinazione calcolato per ogni metodo

Notiamo dunque che il metodo soglia indipendentemente dal filtro utilizzato sembra spiegare meglio la differenza tra soggetti sani e malati tuttavia ricordiamo la sua non precisione nella stima dell'open quotient.

Capitolo 6

Conclusione e sviluppi futuri

L'obiettivo di questo lavoro consisteva:

- definizione di indici e metodi in grado di estrarre dal segnale elettroglottografico caratteristiche quantitative utili dal punto di vista clinico.
- eliminare il rumore di misura senza interferire sulle informazioni che verranno successivamente estrapolate.
- fornire un quadro completo di tutte le analisi che possono effettivamente apportare informazioni clinicamente utili.
- migliorare le tecniche già in essere
- utilizzare la deconvoluzione come mezzo di ricostruzione del segnale.

In letteratura sono presenti numerosi metodi per l'analisi del segnale elettroglottografico tuttavia molti si basano esclusivamente su informazioni cliniche a priori ed in assenza di una esauriente critica valutazione dei risultati ottenuti. A volte in effetti sono considerati patognomonic dalla patologia dati che presumibilmente sono attribuibili ad errori di processamento. Questa considerazione è ancor più evidente nel caso di soggetti patologici con tracciato più complesso e conseguentemente più difficilmente processabile.

Dopo l'implementazione dei vari metodi e filtri si è passati all'analisi statistica dei risultati ottenuti sia attraverso t-test, p-value che sensibilità e specificità per ogni combinazione filtro/metodo . Inoltre si è

provveduto alla creazione di un modello di regressione multivariata che ha permesso la quantificazione del coefficiente di determinazione tra le variabili dipendenti ovvero i metodi.

I dati empirici ottenuti e le analisi statistiche effettuate consentono di definire il metodo decom come il più appropriato nel differenziare i soggetti sani dai soggetti patologici.

Gli altri due metodi (Soglia e DEGG) da un lato presentano una minor sensibilità e dall'altro possono essere meno precisi nella determinazione dell'open quotient.

Il metodo Soglia, pur fornendo in tutti i casi, anche i più complessi, una quantificazione del segnale EGG si basa su una soglia predefinita e presente in letteratura in assenza di una esauriente giustificazione.

Il metodo DEGG, pur dopo un adeguato filtraggio, a volte può essere del tutto impreciso nella determinazione del picco di apertura.

Grazie allo sviluppo dell'utilizzo della deconvoluzione su altri segnali biologici, si è implementato una nuova metodologia per stimare il segnale elettroglottografico senza la componente rumorosa. Ciò ha fornito da un punto di vista statistico risultati ben definiti in quanto è possibile ricostruire tutti i segnali appartenenti a soggetti patologici o sani eliminando i picchi doppi dovuti al rumore. Attraverso l'analisi statistica si è rilevato che l'accoppiamento deconvoluzione / decom ha portato a ottimi risultati discriminando correttamente 95.5% del data base, inoltre gli indici di analisi estrapolati (open quotient, fundamental

period, open time, closed time) risultano essere più precisi rispetto agli altri metodi. Il decom, testato anche per soggetti patologici, risulta essere robusto e affidabile in grado di fornire risultati per ogni segnale analizzato. Decisivo il filtraggio avvenuto prima attraverso la deconvoluzione che permette la conservazione delle informazioni del segnale eliminando il rumore.

Gli sviluppi futuri nell'analisi del segnale elettroglottografico sono da ricercarsi sulla valutazione di soggetti con patologie differenti rispetto a quelle analizzate per capire se la ricostruzione del segnale tramite la deconvoluzione continua ad apportare risultati utili.

Un ulteriore sviluppo potrebbe essere fornito dall'accoppiata segnale egg / modello biomeccanico ovvero definendo open quotient, fundamental period, open time, closed time e analizzando i picchi della derivata in modelli laringei realizzati attraverso delle mesh.

Definendo le caratteristiche di ogni componente il modello potrebbe fornire elementi di correlazione fra funzionamento cordale e caratteristiche del segnale EGG.

Appendice A

Comparazione del segnale EGG con metodologie di studio alternativi

Questo capitolo si pone l'obiettivo di comparare lo studio del segnale egg attraverso varie metodologie di studio alternativo.

Tutte le metodologie di seguito presentate si impongono la misurazione di determinati parametri per riuscire a effettuare una diagnosi il più accurata possibile. Analizzando il ciclo vibratorio si nota che le due principali fasi sono costituite dalla fase di apertura e da quella di chiusura. Dal rapporto tra la durata delle due fasi si individuano le modalità di vibrazione normale, ipercinetica (quando aumenta la durata della fase di chiusura) ipocinetica (quando aumenta la durata della fase di apertura). I parametri da valutare, così come descritti da Hirano (1981) sono:

- frequenza fondamentale
- simmetria
- periodicità
- chiusura glottica
- ampiezza
- progressione dell'onda mucosa

La frequenza fondamentale (F_0) viene rilevata mediante il microfono dello stroboscopio. La sua misurazione risulta più attendibile se

effettuata mediante l'esame spettrografico od elettroglottografico, soprattutto per quanto riguarda la frequenza fondamentale media della voce di conversazione. La F_0 si innalza con l'aumento della tensione e della rigidità delle corde vocali ed anche della pressione sottoglottica; inoltre aumenta quanto più la massa e la lunghezza della parte vibrante sono piccole.

La simmetria viene valutata sia in ampiezza (entità dello spostamento del bordo libero sul piano orizzontale), che in fase (sincronismo delle oscillazioni).

La periodicità può essere regolare, irregolare o inconsistente. Il secondo caso lo si riscontra caratteristicamente della voce diplofonica, in cui per un difetto del tono muscolare o per una lesione cordale si alterano vibrazioni glottiche di normale ampiezza a vibrazioni di ampiezza ridotta. Se la loro successione è di uno a uno si parla di diplofonia di 1° grado. Se la vibrazione di minor ampiezza si verifica ogni due vibrazioni normali, si parla di diplofonia di 2° grado (Ferrero , 1979). La periodicità inconsistente si verifica solitamente nelle severe insufficienze glottiche, come nelle paralisi cordali monolaterali in posizione intermedia o in abduzione completa, in cui la corda mobile non riesce a giungere a contatto con la corda fissa, rendendo impossibile la vibrazione glottica.

La chiusura glottica ha una durata che aumenta con l'incremento dell'intensità vocale e al diminuire dell'altezza tonale. Nella vibrazione di tipo marginale, che si osserva nella voce in falsetto, la fase di

apertura è brevissima e a volte incompleta. La chiusura incompleta è caratteristica di quadri patologici legati a deficit motori, rigidità cordale, masse che si interpongono tra le corde vocali o qualsiasi condizione che ne impedisca il corretto affrontamento.

L'ampiezza della vibrazione glottica viene misurata come distanza tra i bordi delle corde vocali durante la fase di massima apertura. Essa aumenta con l'incremento dell'intensità e con la diminuzione dell'altezza tonale. La fase di apertura, così come quella di chiusura, devono sempre essere riferite al livello di intensità, all'altezza tonale e al registro con cui viene prodotta la voce, per evitare di interpretare come patologico un tipo di vibrazione che in realtà è fisiologico per quella modalità di produzione vocale.

Lo studio della progressione dell'onda mucosa dalla faccia inferiore a quella superiore della corda vocale è uno dei momenti fondamentali per l'individuazione di zone di rigidità della mucosa, causate ad esempio da lesioni cordali congenite o da precancerosi laringee.

Endoscopia e laringostroboscopia

L'endoscopia laringea a fibre ottiche; questa può essere eseguita con strumento rigido o flessibile. L'ottica rigida è preferibile perché fornisce una visuale di maggiore ampiezza, con immagini più luminose e più nitide, senza distorsioni; ne esistono due modelli, con lente a 90° e a 70°. Nel primo caso, il paziente deve essere posto alla stessa altezza

dell'esaminatore, con il capo diritto; lo strumento va introdotto nel cavo orale orizzontalmente. Nel secondo, l'esaminatore deve stare in piedi ed il paziente seduto, con il capo iperteso; l'ottica va inserita obliquamente, con inclinazione dall'alto verso il basso. L'ottica a 90° ha solitamente il fuoco registrabile, mentre quella a 70° ha il fuoco fisso.

Il fibroscopio flessibile, pur dando immagini meno definite, risulta molto utile in caso in caso di iperreflessia o di ostacoli anatomici bucco-faringo-laringei, oppure per visualizzare la sede ipoglottica. Consente inoltre una valutazione del tratto vocale sopraglottico nella sua globalità durante la fonazione.

Entrambe le metodiche consentono la videoregistrazione dell'esame, o la fotografia. I limiti sono dati dal costo e dal tempo necessario per la sterilizzazione. La laringostroboscopia, è considerata l'indagine strumentale di maggior importanza, consiste in una endoscopia laringea che utilizza una particolare fonte di luce, in grado di produrre l'effetto stroboscopico. Si fonda su un'illusione ottica dovuta all'inerzia proprio del nostro senso della vista; secondo la legge di Talbot, ogni impressione luminosa che colpisce la retina lascia un'immagine su di essa della durata di 0.2 secondi. Una serie di immagini singole, presentate ad intervalli inferiori a 0.2 secondi, appare come un'immagine continua. Movimenti vibratori che si susseguono con rapidità tale da non essere recepite dall'occhio umano, possono essere rese visibili illuminando a rapidi tratti le singole fasi di vibrazione e

facendo in modo che la durata dei lampi sia inferiore alla durata del periodo di vibrazione. Quando la frequenza dei lampi coincide esattamente con la frequenza di vibrazione dell'oggetto, viene illuminata sempre la stessa fase vibratoria; l'oggetto che in realtà vibra, appare ai nostri occhi immobile. La posizione in cui l'oggetto appare fermo dipende dalla fase che viene illuminata. Se la frequenza dei lampi non coincide esattamente con la frequenza di vibrazione, non viene illuminata ad ogni passaggio la medesima posizione, ma quella immediatamente adiacente. Ciò che si vede è un movimento vibratorio apparentemente lento, composto da singole fasi di periodi successivi, che nel loro insieme riproducono un effetto ottico di continuità. In altre parole la stroboscopia fornisce un'immagine illusoria, che si compone di piccoli frammenti del ciclo vibratorio reale, mentre per la maggior parte del tempo, l'oggetto rimane al buio.

I moderni laringoscopi sono tutti caratterizzati dalla regolazione automatica della frequenza, che permette di sincronizzare lo strumento con la frequenza fondamentale della voce del paziente; quest'ultima viene prelevata mediante un microfono a contatto con la laringe o montato sul tele laringoscopio. L'esame viene registrato impiegando una microcamera collegata ad un videoregistratore e visualizzando su monitor ad alta definizione. Al termine dell'esame endoscopico la vibrazione glottica viene analizzata alla moviola, fotogramma per fotogramma. Gli stroboscopi di ultima generazione sono in grado di fornire elementi di notevole importanza riguardo alcune caratteristiche acustiche della voce, quali la frequenza fondamentale, il livello di

intensità sonor in dB, il Jitter e lo Shimmer, con possibilità di visualizzare contemporaneamente la forma d'onda elettroglottografica.

La laringostroboscopia permette di analizzare nei dettagli le caratteristiche fisiologiche e patologiche della vibrazione glottica, in conformità con i dettami della teoria muco-ondulatoria. (Perelli , 1962), sistemizzata da Hirano (1981). Essa spiega la vibrazione glottica come il ritmico susseguirsi di onde della mucosa cordale, che partono dalla zona ipoglottica e si spengono a livello del ventricolo laringeo, spinte dalla pressione aerea sottoglottica. Questo strato superficiale elastico, costituito dalla mucosa (cover), scorre su uno strato profondo rigido (body), costituito dal legamento vocale (parte intermedia e profonda della lamina propria) e del muscolo vocale. Il piano di scorrimento è costituito dallo spazio di Reinke (parte superficiale della lamina propria).

La micro laringoscopia diretta in sospensione è necessaria quando sia richiesta un esplorazione strumentale alla ricerca di una eventuale lesione intracordale occulta (es. cisti, ponte mucoso, sulcus). La micro laringoscopia esplorativa trova indicazione qualora vi sia una netta discordanza tra un esame laringoscopico negativo e l'entità delle disfonie che appare sproporzionata rispetto al reperto obiettivo.

Test Aerodinamici

Un altro gruppo di esami di pertinenza foniatrica, che può essere utile per la scelta della terapia da impostare, studia i parametri aerodinamici, i più importanti sono:

- il tempo massimo fonatorio (TMF) che è la massima durata in secondi di un'emissione vocalica con una sola espirazione, dopo una espirazione massima. È un indice fedele della qualità della chiusura glottica e può essere valutata con l'uso di un semplice cronometro; risulta ridotto in quasi tutti i tipi di disfonia, compresi tra i 25 e 35 sec nell'uomo e 15 – 25 nella donna.
- Il quoziente fonatorio (QF), dato da rapporto tra la capacità vitale (CV) espressa in ml ed il TMF espresso in secondi. Il suo interesse è motivato dalle notevoli variazioni interindividuali del volume respiratorio utilizzabile. I valori si innalzano quanto più la fase di chiusura glottica è insufficiente (paralisi ricorrente, glottide ovalare, a clessidra). Oltre al cronometro serve uno spirometro.
- Altri test aerodinamici di minor rilievo sono il debito aereo fonatorio, che misura la quantità d'aria emessa durante la pronuncia di una vocale nell'unità di tempo (aumenta nelle insufficienze glottiche e diminuisce nelle disfonie spasmodiche) ed il test S/Z che mette in rapporto il TMF per la pronuncia della consonante S con quello della corrispondente consonante sonora Z; il quoziente aumenta in caso di chirurgia glottica incompleta.

- Un terzo gruppo di indagini comprende l'elettromiografia laringea. Costituisce un'indagine strumentale che permette un significativo approfondimento diagnostico e una più corretta indicazione terapeutica nei disordini della motilità laringea. I potenziali di unità motoria neuromuscolare normale dei muscoli fonatori sono bi o trifasici, vengono attivati volontariamente durante la fonazione ed aumentano numero e frequenza di scarica proporzionalmente all'incremento di intensità dell'emissione vocale, fino a giungere al cosiddetto "tracciato di interferenza".

Esami elettroacustici

Gli esami elettroacustici risultano di grande utilità per dimostrare obiettivamente i risultati che si ottengono sul piano fonatorio. Questi accertamenti sono costituiti dalla spettrografia, fonetografia e dalla elettroglottografia.

L'esame spettrografico analizza la voce in tre dimensioni: la frequenza (asse ordinate) , tempo (ascisse) , intensità (scala dei grigi). Si può valutare con precisione la frequenza fondamentale media della voce di conversazione, la ricchezza delle armoniche e la presenza fondamentale di rumore. Quest'ultimo essendo un segnale non periodico, viene rappresentato come una nebbia più o meno scura (secondo l'intensità), che si interpone tra le armoniche o che le sostituisce in alcune zone di frequenza. Yanagihara (1967) ha classificato le disfonie (dal punto di vista spettrografico) secondo il

rapporto tra le intensità delle componenti di rumore e quella delle componenti armoniche in differenti regioni di frequenza, individuando 4 tipi di sonogramma. Per la diagnosi delle disfonie si utilizza un filtraggio a banda stretta, per visualizzare le componenti armoniche, mentre per lo studio dell'articolazione vocalica e consonantica è necessario un filtraggio a banda larga, al fine di visualizzare le formanti. Le diffonie vengono messe in evidenza come sub armoniche inframmezzate alle armoniche normali.

Programmi computerizzati recentemente introdotti consentono una valutazione più sofisticata di tutte le variabili elettroacustiche della voce (MULTI DIMENSIONAL VOICE PROGRAM) (Ferrero e Coll 1995). Tra queste sono di particolare interesse lo jitter (perturbazione della frequenza di vibrazione), lo shimmer (perturbazione dell'ampiezza dell'onda) (Di Nicola 1995) e il rapporto segnale/rumore.

Il fonetogramma consiste nella rilevazione dell'intensità vocale minima e massima in rapporto all'altezza tonale lungo tutta l'estensione della voce. Viene così disegnata un'area che consente di delimitare il campo vocale, rappresenta in sostanza le capacità dinamiche del sistema fonatorio del segnale registrato.

Appendice B

Approccio bayesiano allo smoothing e deconvoluzione

Si consideri il modello generico lineare

$$Y = Gu + v$$

dove y e v sono vettori n -dimensionali, u è un vettore N -dimensionale e G è una matrice $n \times N$. In contesto bayesiano, ovvero con u, v, y stocastici, la stima del vettore u noto il vettore y descritto nella precedente equazione può essere affrontato come un problema di stima lineare a minima varianza d'errore. La soluzione di tale problema è il vettore \hat{u} , linearmente dipendente dal vettore y , che minimizza:

$$E[||u - \hat{u}||^2]$$

il valore atteso della norma quadratica dell'errore di stima. Assumendo che u e v siano vettori a media nulla, tra loro scorrelati e le cui matrici di covarianza, indicate come Σ_u e Σ_v , sono note, la maggior stima lineare di u dato y è la soluzione del sistema di ottimizzazione:

$$\min_{\hat{u}} (y - G\hat{u})^T \Sigma_v^{-1} (y - G\hat{u}) + \hat{u}^T \Sigma_u^{-1} \hat{u}$$

Tale problema ha la funzione costo costituita da due termini:

- La prima componente fornisce la distanza tra predizione del modello ed i dati, rendendo così conto dell'informazione a posteriori disponibile sulla realizzazione del vettore stocastico u .
- La seconda componente fornisce l'aderenza della stima della realizzazione del vettore incognito u all'informazione a priori su di esso disponibile.
- Se tutti i vettori coinvolti nella prima equazione sono gaussiani, lo stimatore lineare è quello che minimizza la varianza d'errore tra tutti gli stimatori di u dato y , lineari o non lineari che siano. Nel caso non gaussiano vi possono essere stimatori di forma non lineare da determinarsi, potenzialmente in grado di superare le prestazioni di quello presentato.
- Dunque il passo successivo consiste nella descrizione statistica di potenza del vettore u e del vettore dell'errore di misura v :
- Descrizione statistica del secondo ordine del vettore u : le informazioni a priori in questo caso sono di tipo qualitativo concernenti la sua generica regolarità. È possibile cercare di formalizzare questa informazione interpretando $u(t)$ come una realizzazione di un processo stocastico imponendo che campioni consecutivi abbiano valori (statisticamente) prossimi. Tale concetto può essere espresso assumendo che le componenti del vettore u siano estratte dalla realizzazione di un processo stocastico ottenuto dalla cascata di m integratori discreti pilotati da rumore bianco

stazionario con media nulla e varianza (incognita) λ^2 con matrice di covarianza a priori

$$\Sigma_u = \lambda^2 (F^T F)^{-1} \text{ con } F = \Delta^m$$

Dove m rappresenta l'indice di penalizzazione delle derivate di ordine m-esimo di u(t) e Δ è la matrice di Toeplitz triangolare inferiore (di dimensione pari a u) del tipo

$$\Delta = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & \dots & 0 & 0 \\ -1 & 1 & 0 & \dots & 0 & 0 \\ 0 & -1 & 1 & \dots & 0 & 0 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \ddots & \vdots & \vdots \\ \vdots & \vdots & \vdots & -1 & 1 & 0 \\ 0 & \dots & \dots & 0 & -1 & 1 \end{bmatrix}$$

Si intuisce quindi che valori di m elevati conducano, in linea di principio, a realizzazioni più regolari del segnale portando quindi ad essere la scelta di tale parametro di fondamentale importanza per indicare la regolarità del segnale e del tipo di operazione che si intende eseguire (smoothing o deconvoluzione).

Date le matrici di covarianza di u e v il problema di ottimizzazione diventa:

$$\min_{\hat{u}} (y - G\hat{u})^T B^{-1} (y - G\hat{u}) + \gamma^0 \hat{u}^T F^T F \hat{u}$$

e la soluzione in forma chiusa:

$$\hat{u} = (G^T B^{-1} G + \gamma^0 F^T F)^{-1} G^T B^{-1} y$$

il rapporto

$$\gamma^0 = \frac{\sigma^2}{\lambda^2}$$

determina automaticamente il miglior trade-off tra due esigenze: essere aderenti all'informazione a posteriori sfruttando in maniera ottima l'informazione a priori nel contempo disponibile. Un alto valore di γ^0 denota che lo stimatore ottimo crede poco alle misure e molto all'informazione a priori, viceversa un basso valore di γ^0 individua uno stimatore che si fida prevalentemente delle misure.

Il principale vantaggio derivante dall'ambito bayesiano consiste nella possibilità di far leva sulle proprietà statistiche di cui gode la stima a minima varianza d'errore per l'estrazione del parametro γ^0 ottimo.

Si definisce somma pesata dei residui al quadrato come:

$$WRSS = (y - G\hat{u})^T B^{-1} (y - G\hat{u})$$

e somma pesata delle stime al quadrato:

$$WESS = \hat{u}^T F^T F \hat{u}$$

Nel contesto stocastico WRSS e WESS sono variabili aleatorie e siccome \hat{u} dipende da γ^0 , anche le realizzazioni delle variabili aleatorie WRSS e WESS dipendono da γ^0 .

Sapendo che, che per il valore ottimo di γ^0 , valgono le proprietà

$$E[WESS(\gamma^0)] = \lambda^2 \cdot q(\gamma^0)$$

$$E[WRSS(\gamma^0)] = \sigma^2 \{n - q(\gamma^0)\}$$

$$\text{Dove } q(\gamma^0) = \text{trace}[B^{-1/2} 2G(G^T B^{-1} G + \gamma^0 F^T F)^{-1} G^T B^{-1/2}]$$

$$\text{Con } B \text{ matrice quadrata tale per cui } B^{-1} = B^{-1/2} * B^{-1/2}.$$

Da queste proprietà sono quindi deducibili dei criteri di consistenza per la scelta di γ^0 sia quando solo σ^2 è incognito sia quando λ^2 è incognito:

Criterio 1: quando λ^2 è incognito (ma σ^2 noto), il parametro γ va scelto in modo tale che

$$WESS(\gamma) = \lambda^2 \cdot q(\gamma^0) \text{ con } \lambda^2 = \sigma^2 / \gamma$$

Criterio 2: quando σ^2 è incognito (ma λ^2 è noto), il parametro γ va scelto in modo tale che

$$WRSS(\gamma) = \sigma^2 \{n - q(\gamma^2)\} \text{ con } \lambda^2 \cdot \gamma$$

Criterio 3: quando sia σ^2 che λ^2 sono incogniti, il parametro γ va scelto il modo che

$$\frac{WRSS(\gamma)}{n - q(\gamma)} = \gamma \cdot \frac{WESS(\gamma)}{q(\gamma)}$$

L'approccio stocastico ha consentito di ottenere dei vantaggi fondamentali rispetto a tecniche di smoothing/regolarizzazione deterministica sia per la scelta del parametro γ , permettendo di calcolare la matrice di covarianza dell'errore di stima e quindi gli intervalli di confidenza, sia per lo sviluppo di uno stimatore sensibile sia alla varianza dell'errore di misura che al fenomeno di bias, del quale stimatori deterministici non permettono di considerare.

Ricostruzione del segnale EGG

L'implementazione dell'approccio bayesiano per la ricostruzione del segnale EGG comporta la stima della da dati rumorosi del profilo dell'egg e della derivata di tale curva in contemporanea.

Il problema di stima della derivata può essere visto come un estensione alla deconvoluzione. Si può riscrivere il modello delle misure come

$$y(t) = z(t) + v(t) = \int_{-\infty}^t g(t, \tau) u(\tau) d\tau + v(t)$$

Dove $g(t, \tau)$ rappresenta il kernel del sistema, specifica completamente il comportamento del sistema dal punto di vista ingresso-uscita. Si approssima il problema della deconvoluzione, dal punto di vista discreto, mediante tre ipotesi semplificative:

- 5) Si suppone che $u(t)$ sia un segnale causale.
- 6) Si approssima $u(t)$ ad un segnale costante a tratti sulla griglia di campionamento $\Omega_s = (t_1, t_2, \dots, t_n)$ con $u(t) = u_i$ per $t_{i-1} < t < t_i$
- 7) Si suppone che il campionamento sia uniforme.

In questo modo si può passare al modello discreto

$$y_k = z(t_k) + v_k = \sum_{i=1}^k u_i \tilde{g}_{k,i} + v_k \text{ con } k = 1, \dots, n$$

Dove

$$\tilde{g}_{k,i} = \int_{t_{i-1}}^{t_i} g(t_k, \tau) d\tau \text{ con } i \leq k$$

Nel caso specifico è lecito supporre che il sistema sia lineare tempo invariante, ossia il nucleo $g(t, \tau)$ dipende dalla differenza $t - \tau$ degli argomenti ed il legame ingresso uscita viene completamente descritto dalla risposta ad impulso unitario centrato nell'origine con la funzione $g(t) = g(t, 0)$ che viene detta risposta impulsiva del sistema. L'equazione precedente diviene pertanto

$$y(t) = z(t) + v(t) = \int_{-\infty}^t g(t - \tau) u(\tau) d\tau + v(t)$$

E sfruttando questa proprietà in campo discreto è possibile ottenere

$$\tilde{g}_{k,i} = \int_{t_{i-1}}^{t_i} g(t_k, \tau) u(\tau) d\tau = \int_{(i-1)T}^{iT} g(kT - \tau) d\tau = \int_{(k-i)T}^{(k-i+1)T} g(t) dt = \tilde{g}_{k-i}$$

Portando a semplificare il modello discreto con

$$y_k = z(t_k) + v_k = \sum_{i=1}^k u_i \tilde{g}_{k-i} + v_k \text{ con } k = 1, \dots, n$$

Questo modello quindi ora può essere rappresentato sotto forma di matrice-vettore $y = Gu + v$, dove la matrice G risulta di Toeplitz, grazie al fatto che il sistema è lineare tempo invariante, triangolare inferiore. Poiché è necessario ricondursi alla formulazione di N incognite con n equazioni, ossia ad una griglia di campionamento virtuale uniforme $\Omega_s = (T_1, T_2, \dots, T_n)$, la quale contenga la griglia temporale su cui sono stati raccolti i dati $\Omega_s = (t_1, t_2, \dots, t_n)$, Dalla matrice G_v così ottenuta, vengono poi ad essere eliminate $N-n$ righe corrispondenti ai campioni mancanti, ottenendo la matrice G di dimensione $n \times N$.

Appendice C

Caratteristiche dettagliate data base patologici

N° paz.	Età	Patologia	categoria
1	12	Disfonia disfunzionale ipocinetica. AL MDVP presenza di sottoarmoniche, ma non allo spettrogramma	Disfunzionale
2	6	Disfonia disfunzionale ipercinetica con iniziali noduli. Il primo file all'MDVP evidenzia delle sottoarmoniche non visibili allo spettrogramma o allo spettro di potenza. Il secondo file è normale all'MDVP, ma allo spettrogramma si rileva rumore alle frequenze	Disfunzionale
3	15	Cisti intracordale destra. Presenza di diplofonia e di rumore	Cisti
4	21	disfonia ipocinetica di grado moderato con sospetto sulcus cordalis bil.	Disfunzionale
5	25	Esiti di exeresi noduli cordali. Da vedere allo spettro la diplofonia	Iatrogena
6	31	Disfonia disfunzionale con probabile silcus cvv sn. Percettivamente non sembra tanto patologico quanto lo dimostra l'MDVP	Disfunzionale
7	11	Disfonia da iniziali noduli	Noduli
8	16	Disfonia da incompleta muta vocale. Diplofonia	Disfunzionale
9	26	Disfonia in esiti di trauma cranico	Disfunzionale
10	8	Disfonia disfunzionale ipocinetica	Disfunzionale
11	9	Noduli cordali, micropalmatura commissurale anteriore. Diplofonia all'MDVP ma non allo spettrogramma	Noduli
12	7	Disfonia mista con atteggiamento glottico fonatorio ipercinetico. Diplofonia all'MDVP, ma non allo spettrogramma	Disfunzionale
13	9	Noduli cordali. Percettivamente lieve disfonia soffiata	Noduli
14	12	Noduli cordali	Noduli
15	49	Disfonia post-intervento	Iatrogena
16	57	Disfonia	Disfunzionale
17	33	Disfonia disfunzionale ipercinetica. Aumento del DUV	Disfunzionale
18	41	Disfonia funzionale ipocinetica,	Disfunzionale
19	70	Disfonia disfunzionale ipocinetica. Aumento DVB e DUV	Disfunzionale
20	11	Noduli	Noduli
21	8	Disfunzionale	Disfunzionale
22	32	esiti exeresi noduli. Aumento SPI	Iatrogena
23	49	Disartria in paziente con lesioni sospette demielinizzanti cerebrali.	Disfunzionale
24	50	Laringectomizzato totale con protesi fonatoria tracheo-esofagea. Aumento DUV	Laringectomizzato

25	53	Disfonia disfunzionale	Disfunzionale
26	72	Disfonia disfunzionale con insufficienza ovalare	Disfunzionale
27	5	Disfonia disfunzionale	Disfunzionale
28	12	Noduli	Noduli
29	10	Noduli	Noduli
30	33	Disfonia organica di grado lieve moderato con atteggiamento glottico fonatorio ipofunzionale in esiti di intervento di exeresi nodulo laringeo. Fissità mucosale	Iatrogena
31	7	noduli cordali. Nel secondo file diplofonia	Noduli
32	40	Disfonia disfunzionale con errati atteggiamenti pneumofonoarticolatori	Disfunzionale
33	76	Disfunzionale ipocinetica	Disfunzionale
34	48	disfonia disfunzionale. Diplofonia	Disfunzionale
35	4	disfonia disfunzionale. Diplofonia	Disfunzionale

Tabella C.1 caratteristiche maschi patologici con diagnosi data da logopediste.

N° paz.	Età	Patologia	Categoria
1	41	Disfonia disfunzionale lieve con laringopatia (piccolo nodulo cordale destro). Attacco aspro, respirazione costale superiore. Fo nella norma. Disfonia lieve, quasi normale	Disfunzionale
2	32	Disfonia mista (noduli cordali) ipocinetica di grado lieve con modesta incoordinazione pneumofonica in paz. operata di exeresi noduli cordali 15 anni fa.	Noduli
3	42	Disfonia disfunzionale ipocinetica con attacco normale, Fo inferiore ai limiti della normalità in esiti di peeling bilaterale delle cc.vv. diplofonia percettiva, allo spettrogramma ed alla sezione - Non processabile per campionamento a 10.000 Hz	Disfunzionale
4	29	Disfonia disfunzionale con tensione muscolare	Disfunzionale
5	17	Disfonia disfunzionale di grado lieve, ipercinetica con tensione muscolare ed incoordinazione pneumofonica	Disfunzionale
6	35	Disfonia disfunzionale ipercinetica	Disfunzionale
7	34	Noduli	Noduli
8	20	Disfonia disfunzionale ipocinetica	Disfunzionale
9	46	Disfonia disfunzionale ipocinetica	Disfunzionale
10	38	Esiti exeresi noduli	Iatrogena
11	11	Disfonia disfunzionale ipocinetica di grado moderato con laringopatia secondaria (iniziali noduli) Deglutizione Atipica	Noduli
12	61	Esiti exeresi edema di Reinke	Iatrogena

13	29	Disfonia disfunzionale ipocinetica. Diplofonia	Disfunzionale
14	49	Esiti peeling corde vocali. Attendibilità MDVP	Iatrogena
15	73	disfonia da incompleta chiusura glottica e mancanza di onda mucosa cvv sn. Esiti di intervento. Diplofonia	Iatrogena
16	53	Disfonia ipocinetica funzionale. Diplofonia	Disfunzionale
17	62	Disfonia post-intervento chirurgico di decorticazione cordale bil. e resezione sinechia commissurale anteriore	Iatrogena
18	42	Esiti exeresi noduli cordali. Disfonia con diplofonia	Iatrogena
19	48	Disfonia funzionale ipocinetica. Diplofonia-Aumeno DUV	Disfunzionale
20	33	Disfonia da probabile sulcus cordalis bilaterale	Disfunzionale
21	28	Disfonia disfunzionale ipocinetica	Disfunzionale
22	21	Noduli cordali	Noduli
23	25	Disfonia disfunzionale ipocinetica	Disfunzionale
24	74	Voce tremula	Tremore
25	25	Esiti di intervento di exeresi noduli cordali. Disfonia disfunzionale ipocinetica	Iatrogena
26	13	Disfonia disfunzionale ipocinetica	Disfunzionale
27	38	Disfonia mista (noduli cordali)	Noduli
28	35	Disfonia in esiti di asportazione polipo cv destra e nodulo cv sinistra	Iatrogena
29	34	Disfonia funzionale ipocinetica	Disfunzionale
30	49	disfonia disfunzionale ipocinetica	Disfunzionale
31	36	Polipo cordale sinistro	Polipo
32	40	Disfonia mista con iniziale accenno nodulare	Disfunzionale
33	38	Disfonia ipofunzionale- Presenza di diplofonia	Disfunzionale
34	23	Disfonia mista con noduli vocali - Attenzione affidabilità MDVP	Noduli
35	32	Cisti cvv destra. Notevole diplofonia. Affidabilità	Cisti
36	40	Disfonia funzionale	Disfunzionale
37	7	disfonia mista (organica)	Noduli
38	24	Disfonia disfunzionale	Disfunzionale
39	9	Disfonia mista. Diplofonia	Noduli
40	24	Disfonia organica (probabili cisti cordali bil.). Diplofonia	Cisti
41	28	Disfonia funzionale	Disfunzionale
42	64	Disfunzionale. Attenzione affidabilità MDVP	Disfunzionale
43	5	Noduli	Noduli
44	54	Disfonia da decorticazione cordale dx	Iatrogena

Tabella C.2 Caratteristiche dettagliate femmine patologiche

Appendice D

Codice MATLAB

Codice metodo DECOM:

```
function
[posizionePrimoMaxAutocorrelazione,FondamentalFrequency,StimaFunzion
eAutocorrelazione,lineaCrossingLevel,posizionePrimoMaxIntercorrelazi
one,PrimoMaxFunzioneIntercorrelazione,StimaFunzioneIntercorrelazione
] = decom(SegnaleEgg,SegnaleDegg,fs)
%riconosco 4 forme onda
[SegnaleEggEstrapolato,SegnaleDeggEstrapolato]
=riconoscitore_forme_onda(SegnaleEgg,SegnaleDegg,fs,4);
j=length(SegnaleDeggEstrapolato);
TempoSegnaleDeggEstrapolato=[1:1:length(SegnaleDeggEstrapolato)];

%divido in parte positiva e negativa il segnale
deggPositivo=zeros(length(SegnaleDeggEstrapolato),1);
deggNegativo=zeros(length(SegnaleDeggEstrapolato),1);

for i=[1:length(SegnaleDeggEstrapolato)]
    if SegnaleDeggEstrapolato(i)>0
        deggNegativo(i)=0;
    else
        deggNegativo(i)=-SegnaleDeggEstrapolato(i);
    end
end

for i=[1:length(SegnaleDeggEstrapolato)]
    if SegnaleDeggEstrapolato(i)<0
        deggPositivo(i)=0;
    else
        deggPositivo(i)=SegnaleDeggEstrapolato(i);
    end
end
tempoSegnaleDeggPositivo=[1:1:length(deggPositivo)];

% funzione autocorrelazione
StimaFunzioneAutocorrelazione=stimaR_s(deggPositivo,600);
StimaFunzioneAutocorrelazione=StimaFunzioneAutocorrelazione
(1:20:length(StimaFunzioneAutocorrelazione));
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%
%approssimazione intervallo...controllare meglio se vale per tutti i
wav

for i=1:(length(StimaFunzioneAutocorrelazione)/2)
    if StimaFunzioneAutocorrelazione(i+1)
<StimaFunzioneAutocorrelazione(i)
        x=i+1;
        if StimaFunzioneAutocorrelazione(x)
<StimaFunzioneAutocorrelazione(x+1)
            PrimoZeroAutocorrelazione=x;
        end
    end
end

StimaFunzioneAutocorrelazione1=StimaFunzioneAutocorrelazione
(PrimoZeroAutocorrelazione:(PrimoZeroAutocorrelazione*2));
PrimoMaxFunzioneAutocorrelazione=max
(StimaFunzioneAutocorrelazione1);
PrimoMaxFunzioneAutocorrelazioneVero=max
(StimaFunzioneAutocorrelazione1)*20;
CrossingLevel=0.5*PrimoMaxFunzioneAutocorrelazione;
```

```

lineaCrossingLivel=CrossingLivel*ones(length
(StimaFunzioneAutocorrelazione1),1);
for i=1:length(StimaFunzioneAutocorrelazione1)
    if StimaFunzioneAutocorrelazione1(i)
        ==PrimoMaxFunzioneAutocorrelazione
            posizionePrimoMaxAutocorrelazione=(i
+PrimoZeroAutocorrelazione)*20;
        end
    end
end
FondamentalFrequency=1/posizionePrimoMaxAutocorrelazione;

LunghezzaFunzioneAutocorrelazione=length
(StimaFunzioneAutocorrelazione1);
NpeakClosing=0;
for k=2:LunghezzaFunzioneAutocorrelazione
    %da trovare la giusta condizione!!!!!!!
    if StimaFunzioneAutocorrelazione(k)>CrossingLivel
        if StimaFunzioneAutocorrelazione(k)
<StimaFunzioneAutocorrelazione(k-1)
            NpeakClosing=NpeakClosing+1;
        end
    end
end
    end
    %disp(['Numero picchi di chiusura pari a ' num2str
(NpeakClosing)])

%funzione intercorrelazione
StimaFunzioneIntercorrelazione=stimaInter_S
(deggPositivo,deggNegativo,600);
StimaFunzioneIntercorrelazione=StimaFunzioneIntercorrelazione
(1:20:length(StimaFunzioneIntercorrelazione));
for i=1:(length(StimaFunzioneIntercorrelazione)/2)
    if StimaFunzioneIntercorrelazione(i+1)
>StimaFunzioneIntercorrelazione(i)
        x=i+1;
        if StimaFunzioneIntercorrelazione(x)
>StimaFunzioneIntercorrelazione(x+1)
            PrimoMaxIntercorrelazione=x;
        end
    end
end
end
posizionePrimoMaxIntercorrelazione=PrimoMaxIntercorrelazione*20;
%PrimoMaxFunzioneIntercorrelazione=max
(StimaFunzioneIntercorrelazione);
PrimoMaxFunzioneIntercorrelazione=posizionePrimoMaxIntercorrelazione
/posizionePrimoMaxAutocorrelazione;
end

```

Codice Analisi Soglia:

```

function
[MediaFondamentalPeriod,MediaFondamentalFrequency,MediaOpenTime,MediaOpenQuotient] =analisi_egg_new(SegnEggFiltrato,FreqCampionamento)
%calcolo il valore al 50% del min e max del segnale
MinSegnEggFiltrato=min(SegnEggFiltrato);
MaxSegnEggFiltrato=max(SegnEggFiltrato);
Val50PercentSegnEggFiltrato=( (MaxSegnEggFiltrato-
MinSegnEggFiltrato)/2)+MinSegnEggFiltrato;

ValMin=Val50PercentSegnEggFiltrato;
ValMax=Val50PercentSegnEggFiltrato;

```



```

%trovo il primo punto del segnale che passa sotto la linea del 50%
e poi da
%quel punto comincio a studiare il segnale

for i=1:length(SegnEggFiltrato)
    if SegnEggFiltrato(i)>Val50PercentSegnEggFiltrato &
SegnEggFiltrato(i+1)<Val50PercentSegnEggFiltrato
        CampioneInizio=i+1;
        break
    end
end

%trovato il campione di inizio effettivo posso andare a crearmi un
array
%che mi conterrà tutti i campioni min-max del segnale tutti uno di
seguito
%all'altro

%inizializzo il contatore per l'array a 1 e il campione di minimo e
il
%campione di massimo =1
ContArray=1;
CampMin=1;
CampMax=1;

%comincio il ciclo per determinare i vari min e max e il loro
campione
%for i=CampioneInizio:length(SegnEggFiltrato)-1
%+++++
+++++
%questa parte è da commentare se si vuole fare un ciclo completo
(ovviamente togliere il commento alla riga precedente però!!!!)
    NumeroCampioniXMillisecondo=(FreqCampionamento)/1000;
    %vado a determinare una durata del test di
80millisecondi (il doppio di una durata di un ciclo di un uomo)
    DurataCicloTest=80*NumeroCampioniXMillisecondo;
    for i=CampioneInizio:length(SegnEggFiltrato) %
lunghezza di test da lasciare commentata
% %fine della parte da commentare se si vuole fare il ciclo più
corto!!
%+++++
+++++

        if SegnEggFiltrato(i)<ValMin
            ValMin=SegnEggFiltrato(i);
            CampMin=(i+1);
        end
        if SegnEggFiltrato(i)>ValMax
            ValMax=SegnEggFiltrato(i);
            CampMax=(i+1);
        end

%se c'è il passaggio da sotto a sopra la soglia del 50% allora
salvo il valore del campione minimo nell'array
        if SegnEggFiltrato(i-1)<Val50PercentSegnEggFiltrato &
SegnEggFiltrato(i)>Val50PercentSegnEggFiltrato
            ArrayAppoggio(ContArray)=[CampMin];
            ContArray=ContArray+1;
            ValMin=Val50PercentSegnEggFiltrato;

        end

%se c'è il passaggio da sopra a sotto la soglia del 50% allora
salvo il valore del campione max nell'array
        if SegnEggFiltrato(i-1)>Val50PercentSegnEggFiltrato &
SegnEggFiltrato(i)<Val50PercentSegnEggFiltrato

```

```

        ArrayAppoggio(ContArray)=[CampMax];
        ContArray=ContArray+1;
        ValMax=Val50PercentSegnEggFiltrato;
    end

end %fine ciclo di array min e emax

%mostro i dati dell'array che mostrerà come primo dato il campione
del
%primo picco MINIMO e poi di seguito un max, un min, un max, un
min...etc
%etc etc etc
ArrayAppoggio;

i=1;
TotNumeroCicli=0;

TotFondamentalPeriod=0;
TotFondamentalFrequency=0;
TotOpenTime=0;
TotOpenQuotient=0;

MediaFondamentalPeriod=0;
MediaFondamentalFrequency=0;
MediaOpenTime=0;
MediaOpenQuotient=0;

%finchè i+4 sarà minore della lunghezza del mio array di appoggio
allora
%vado a controllare ogni singolo ciclo
while i+4<length(ArrayAppoggio)

    TotNumeroCicli=TotNumeroCicli+1;

    CampInizioPrimo=ArrayAppoggio(i);
    CampFinePrimo=ArrayAppoggio(i+1);

    CampInizioSecondo=ArrayAppoggio(i+2);
    CampFineSecondo=ArrayAppoggio(i+3);

    CampFinale=ArrayAppoggio(i+4);

    %studio del segnale EGG normale

    %calcolo il valore al 25% tra il primo min e il primo max
    ValMinPrimo=SegnEggFiltrato(CampInizioPrimo);
    ValMaxPrimo=SegnEggFiltrato(CampFinePrimo);
    Val25PercPrimo=((ValMaxPrimo-ValMinPrimo)*25)/
100)+ValMinPrimo;

    %trovato il mio valore al 25% del primo ciclo posso andare a
trovare T1
    %e T2 che sono i campioni dove la linea del 25% interseca la
curva del
    %segnale
    Campione=ones(4,1);
    Contatore=1;
    for k=CampInizioPrimo:CampInizioSecondo
        if SegnEggFiltrato(k)<Val25PercPrimo & SegnEggFiltrato(k+1)
>Val25PercPrimo
            Campione(Contatore)=k;
            Contatore=Contatore+1;
        end
    end
end

```

```

        if SegnEggFiltrato(k)>Val25PercPrimo & SegnEggFiltrato(k+1)
<Val25PercPrimo
            Campione(Contatore)=k;
            Contatore=Contatore+1;
        end

    end

    %calcolo il valore al 25% tra il secondo min e il secondo max
    ValMinSecondo=SegnEggFiltrato(CampInizioSecondo);
    ValMaxSecondo=SegnEggFiltrato(CampFineSecondo);
    Val25PercSecondo=((ValMaxSecondo-ValMinSecondo)*25)/
100)+ValMinSecondo;

    %trovato il mio valore al 25% del secondo ciclo posso andare a
trovare
    %T3 e T4 che sono i campioni dove la linea del 25% interseca la
curva del
    %segnale

    for k=CampInizioSecondo:CampFinale
        if SegnEggFiltrato(k)<Val25PercSecondo & SegnEggFiltrato(k
+1)>Val25PercSecondo
            Campione(Contatore)=k;
            Contatore=Contatore+1;
        end
        if SegnEggFiltrato(k)>Val25PercSecondo & SegnEggFiltrato(k
+1)<Val25PercSecondo
            Campione(Contatore)=k;
            Contatore=Contatore+1;
        end
    end

    Campione;

    FondamentalPeriod=(Campione(3)-Campione(1))*(1/FreqCampionamento);
    FondamentalFrequency=(1/FondamentalPeriod)*(1/FreqCampionamento);
    OpenTime=(Campione(2)-Campione(1))*(1/FreqCampionamento);
    OpenQuotient=(OpenTime/FondamentalPeriod);

    TotFondamentalPeriod=TotFondamentalPeriod+FondamentalPeriod;
    TotFondamentalFrequency=TotFondamentalFrequency
+FondamentalFrequency;
    TotOpenTime=TotOpenTime+OpenTime;
    TotOpenQuotient=TotOpenQuotient+OpenQuotient;

    i=i+4;
end %fine ciclo studio singolo ciclo completo

MediaFondamentalPeriod=TotFondamentalPeriod/TotNumeroCicli;
MediaFondamentalFrequency=TotFondamentalFrequency/TotNumeroCicli;
MediaOpenTime=TotOpenTime/TotNumeroCicli;
MediaOpenQuotient=TotOpenQuotient/TotNumeroCicli;

end

```

Codice Analisi DEGG:

```
function
[MediaFondamentalPeriodDEGG,MediaFondamentalFrequencyDEGG,MediaOpenTimeDEGG,MediaOpenQuotientDEGG]=analisi_degg_new
(SegnEggFiltrato,FreqCampionamento)

%calcolo il valore al 50% del min e max del segnale
MinSegnEggFiltrato=min(SegnEggFiltrato);
MaxSegnEggFiltrato=max(SegnEggFiltrato);
Val50PercentSegnEggFiltrato=((MaxSegnEggFiltrato-
MinSegnEggFiltrato)/2)+MinSegnEggFiltrato;

ValMin=Val50PercentSegnEggFiltrato;
ValMax=Val50PercentSegnEggFiltrato;

%trovo il primo punto del segnale che passa sotto la linea del 50% e
poi da
%quel punto comincio a studiare il segnale

for i=1:length(SegnEggFiltrato)
    if SegnEggFiltrato(i)>Val50PercentSegnEggFiltrato &
SegnEggFiltrato(i+1)<Val50PercentSegnEggFiltrato
        CampioneInizio=i+1;
        break
    end
end

%trovato il campione di inizio effettivo posso andare a crearmi un
array
%che mi conterrà tutti i campioni min-max del segnale tutti uno di
seguito
%all'altro

%inizializzo il contatore per l'array a 1 e il campione di minimo e
il
%campione di massimo =1
ContArray=1;
CampMin=1;
CampMax=1;

%comincio il ciclo per determinare i vari min e max e il loro
campione
%for i=CampioneInizio:length(SegnEggFiltrato)-1
%+++++
%questa parte è da commentare se si vuole fare un ciclo completo
(oovviamente togliere il commento alla riga precedente però!!!!)
    NumeroCampioniXMillisecondo=(FreqCampionamento)/1000;
    %vado a determinare una durata del test di
    80millisecondi (il doppio di una durata di un ciclo di un uomo)
    DurataCicloTest=80*NumeroCampioniXMillisecondo;
    for i=CampioneInizio:length(SegnEggFiltrato) %
lunghezza di test da lasciare commentata
% %fine della parte da commentare se si vuole fare il ciclo più
corto!!
%+++++
+++++

        if SegnEggFiltrato(i)<ValMin
            ValMin=SegnEggFiltrato(i);
            CampMin=(i+1);
        end
        if SegnEggFiltrato(i)>ValMax
```

```

        ValMax=SegnEggFiltrato(i);
        CampMax=(i+1);
    end

    %se c'è il passaggio da sotto a sopra la soglia del 50% allora salvo
    il valore del campione minimo nell'array
    if SegnEggFiltrato(i-1)<Val50PercentSegnEggFiltrato &
    SegnEggFiltrato(i)>Val50PercentSegnEggFiltrato
        ArrayAppoggio(ContArray)=[CampMin];
        ContArray=ContArray+1;
        ValMin=Val50PercentSegnEggFiltrato;

    end

    %se c'è il passaggio da sopra a sotto la soglia del 50% allora salvo
    il valore del campione max nell'array
    if SegnEggFiltrato(i-1)>Val50PercentSegnEggFiltrato &
    SegnEggFiltrato(i)<Val50PercentSegnEggFiltrato
        ArrayAppoggio(ContArray)=[CampMax];
        ContArray=ContArray+1;
        ValMax=Val50PercentSegnEggFiltrato;
    end

end %fine ciclo di array min e emax

ArrayAppoggio;

i=1;
TotNumeroCicli=0;

TotFondamentalPeriodDEGG=0;
TotFondamentalFrequencyDEGG=0;
TotOpenTimeDEGG=0;
TotOpenQuotientDEGG=0;

MediaFondamentalPeriodDEGG=0;
MediaFondamentalFrequencyDEGG=0;
MediaOpenTimeDEGG=0;
MediaOpenQuotientDEGG=0;

%finchè i+4 sarà minore della lunghezza del mio array di appoggio
allora
%vado a controllare ogni singolo ciclo
while i+4<length(ArrayAppoggio)

    TotNumeroCicli=TotNumeroCicli+1;

    CampInizioPrimo=ArrayAppoggio(i);
    CampFinePrimo=ArrayAppoggio(i+1);

    CampInizioSecondo=ArrayAppoggio(i+2);
    CampFineSecondo=ArrayAppoggio(i+3);

    CampFinale=ArrayAppoggio(i+4);

    %analisi segnale DEGG di ogni singolo ciclo diviso in due parti%

    SegnDEGGPrimo=diff(SegnEggFiltrato
    (CampInizioPrimo:CampInizioSecondo));
    SegnDEGGSecondo=diff(SegnEggFiltrato
    (CampInizioSecondo:CampFinale));

```

```

%calcolo il min e il max di entrambe le curve DEGG
MaxSegnDEGGPrimo=max(SegnDEGGPrimo);
MinSegnDEGGPrimo=min(SegnDEGGPrimo);
MaxSegnDEGGSecondo=max(SegnDEGGSecondo);
MinSegnDEGGSecondo=min(SegnDEGGSecondo);

%creo un vettore dove salverò il mio primo picco max e il mio
primo
%picco minimo del segnale DEGG, successivamente salverò il
secondo
%picco max e il secondo picco MIN

CampioneDEGG=ones(4,1);
ContatoreDEGG=1;

%vado a riempire il mio vettore CampioneDEGG , occhio che ho
sommato
%+CampInizioPrimo-1 per più chiarezza nella fase di test
for y=1:length(SegnDEGGPrimo)
    if SegnDEGGPrimo(y)==MaxSegnDEGGPrimo;
        CampioneDEGG(ContatoreDEGG)=y+CampInizioPrimo-1;
        ContatoreDEGG=ContatoreDEGG+1;
    end
    if SegnDEGGPrimo(y)==MinSegnDEGGPrimo;
        CampioneDEGG(ContatoreDEGG)=y+CampInizioPrimo-1;
        ContatoreDEGG=ContatoreDEGG+1;
    end
end

%riempio il vettore anche con i campioni di max e min del mio
secondo
%DEGG, occhio che ho sommato length(SegnDEGGPrimo)
+CampInizioPrimo-1
%per più chiarezza nella fase di test
for y=1:length(SegnDEGGSecondo)
    if SegnDEGGSecondo(y)==MaxSegnDEGGSecondo;
        CampioneDEGG(ContatoreDEGG)=y+length(SegnDEGGPrimo)
+CampInizioPrimo-1;
        ContatoreDEGG=ContatoreDEGG+1;
    end
    if SegnDEGGSecondo(y)==MinSegnDEGGSecondo;
        CampioneDEGG(ContatoreDEGG)=y+length(SegnDEGGPrimo)
+CampInizioPrimo-1;
        ContatoreDEGG=ContatoreDEGG+1;
    end
end
%controllo che i dati siano giusti
CampioneDEGG;

FundamentalPeriodDEGG=(CampioneDEGG(3)-CampioneDEGG(1))*(1/
FreqCampionamento);
FundamentalFrequencyDEGG=(1/FundamentalPeriodDEGG)*(1/
FreqCampionamento);
OpenTimeDEGG=(CampioneDEGG(3)-CampioneDEGG(2))*(1/
FreqCampionamento);
OpenQuotientDEGG=(OpenTimeDEGG/FundamentalPeriodDEGG);

TotFundamentalPeriodDEGG=TotFundamentalPeriodDEGG
+FundamentalPeriodDEGG;
TotFundamentalFrequencyDEGG=TotFundamentalFrequencyDEGG
+FundamentalFrequencyDEGG;
TotOpenTimeDEGG=TotOpenTimeDEGG+OpenTimeDEGG;
TotOpenQuotientDEGG=TotOpenQuotientDEGG+OpenQuotientDEGG;

```

```

i=i+4;
end %fine ciclo studio singolo ciclo completo

MediaFondamentalPeriodDEGG=TotFondamentalPeriodDEGG/TotNumeroCicli;
MediaFondamentalFrequencyDEGG=TotFondamentalFrequencyDEGG/
TotNumeroCicli;
MediaOpenTimeDEGG=TotOpenTimeDEGG/TotNumeroCicli;
MediaOpenQuotientDEGG=TotOpenQuotientDEGG/TotNumeroCicli;

disp(['MediaFondamentalPeriodDEGG' num2str
(MediaFondamentalPeriodDEGG)])

end

```

Codice Filtro media mobile:

```

function [SegnaleEggPonderato] = filtraggio_media(SegnaleEgg)

% NumeroCampioniAnalisi=50000;
%
% SegnaleEgg=SegnaleEgg(1:NumeroCampioniAnalisi);
% TempoSegnaleEgg=[1:1:NumeroCampioniAnalisi];

Tolleranza=5;

%comincio il ciclo per definire il vettore SegnaleEggPonderato%
for i=1:(length(SegnaleEgg)-(Tolleranza*2))
    SommaSegnalePonderato=0;
    MediaSegnalePonderato=0;
    for j=0:(Tolleranza*2)
        SommaSegnalePonderato=SommaSegnalePonderato+SegnaleEgg(i+j);
    end
    MediaSegnalePonderato=SommaSegnalePonderato/(Tolleranza*2+1);
    SegnaleEggPonderato(i)=MediaSegnalePonderato;

end

SegnaleEggPonderato;

end

```

Codice Filtro Kernel:

```

function [uhat,res]=kernel_smoother(ts,ys,tv,lambda)

ns=length(ys);
passons=ts(2)-ts(1);
nv=length(tv);
passo=tv(2)-tv(1);

%mappo la virtual grid e la decampiono
for i=1:ns-1

    bb=ts(i)/passo;
    vt(bb)=1;

end %for

```

```

u_den=zeros(nv,1);
u_num=zeros(nv,1);

for i=1:ns

    u_num=u_num+feval('funz_kernel',((tv-ts(i))/lambda))*ys(i);
    u_den=u_den+feval('funz_kernel',((tv-ts(i))/lambda));

end %for

uhat=u_num./u_den;
for i=1:passons:ns
    res(i)=ys(i)-uhat(i);
end

```

Codice Running Line:

```

function [uhat,res]=runningLineSmoother(ys,ts,tv,p)

%ys=vettore che contiene i dati
%ts=istanti di campionamento
%tv=virtual grid uniforme
%p=parametro che contiene il numero di campioni scelti per calcolare
la
%running line
%uhat=prodotto dallo smoother
%res=vettore dei residui

ns=length(ys);
nv=length(tv);

passoTV=tv(2)-tv(1);
passoTS=ts(2)-ts(1);

%mappo la virtual grid
vt=zeros(nv,1);

for k=1:(ns)
    ct=ts(k)/passoTV;
    vt(ct)=1;
end%for

for i=1:passoTV:nv

    if vt(i)==1%costruisco la retta di regressione su 2p+1 campioni
        extrSX=(i/passosTS)-p;
        extrDX=(i/passosTS)+p;
        %controllo se sono su punti di estremo dell'intervallo da 0
a
        %ns,quello dei miei dati
        if extrSX>=1 && extrDX<=ns%insieme simmetrico con 2p+1
            finestraTemp=[ts(extrSX):passosTS:ts(extrDX)];
        elseif extrDX>ns
            %devo creare insieme assimetrico
            k=abs(ns-extrDX);
            extrDX=ns;
            extrSX=(i/passosTS)-p-k;
            finestraTemp=[ts(extrSX):passosTS:ts(extrDX)];
        else%sono nell'estremo sx,creo insieme assimetrico
            k=1-(extrSX);
            extrSX=1;

```



```

        extrDX=(i/passatoTS)+p+k;
        finestraTemp=[ts(extrSX):passatoTS:ts(extrDX)];
    end%if extrSX>=1 && extrDX<=ns

    else%il tv corrente non coincide piu con il ts
        extrSX=(fix(i/passatoTS))-p;
        extrDX=(fix(i/passatoTS))+p;
        %controllo se sono su punti di estremo
        if extrSX>=1 && extrDX<=ns
            finestraTemp=[ts(extrSX):passatoTS:ts(extrDX)];
        elseif extrDX>ns
            %devo creare insieme asimmetrico
            k=abs(ns-extrDX);
            extrSX=fix(i/passatoTS)-p-k;
            extrDX=ns;
            finestraTemp=[ts(extrSX):passatoTS:ts(extrDX)];
        else%sono nell'estremo sx,creo insieme asimmetrico
            k=1-(extrSX);
            extrSX=1;
            extrDX=fix(i/passatoTS)+p+k;
            finestraTemp=[ts(extrSX):passatoTS:ts(extrDX)];
        end%if extrSX>=1 && extrDX<=ns
    end%if vt(i)==1
    G=[finestraTemp',ones(length(finestraTemp),1)];
    y=ys(extrSX:extrDX);
    %a contiene alfa e beta stimati
    a=inv(G'*G)*G'*y;
    %calcolo u stimato
    uhat(i)=polyval(a,i);

end%for
%calcolo dei residui
res=(ys-uhat(ts)');
end

```

Codice Deconvoluzione:

```

function [y_hat,der_hat,gamma,lambda,sigma]=smoothing_derivata_crit3
(ys,m)

%--- Inizializzo le variabili
ns=length(ys);
minimo=1e-10;
massimo=1e+10;
gammamin=minimo;
gammamax=massimo;
itmax=100;
k=0;

%--- Calcolo D, F=D^m e F'*F
rd=zeros(1,ns);
rd(1,1)=1;
rd(2,1)=-1;
cd=zeros(ns,1);
cd(1,1)=1;
Delta=toeplitz(rd,cd);
F=Delta^m;

%---SVD
H=F^(-1);
[U,D,V]=svd(H);
xsi=U'*ys;

```

```

for i=1:length(ys)
    d(i)=D(i,i);
end

eta = zeros(ns,1);
ro = zeros(ns,1);

% ---stima di gamma
while k<=itmax
    k=k+1;
    gamma=10^((log10(gammamin)+log10(gammamax))/2);

    for i=1:length(ys)
        eta(i)=d(i)*xsi(i)/(d(i)^2+gamma);
        ro(i)=gamma*xsi(i)/(d(i)^2+gamma);
    end

    q=sum(d.^2./(d.^2+gamma));
    wess=sum(eta.^2);
    wrss=sum(ro.^2);

    %--bisezione per consistenza3
    if abs(wrss/(ns-q)-gamma*wess/q)<1e-6
        break
    end

    if (wrss/(ns-q))<(gamma*wess/q)
        gammamax=gamma;
    else
        gammamin=gamma;
    end

    %      y=F^(-1)*V*eta;
    %
    %      plot(ys)
    %      hold on
    %      plot(y,'r')
    %      pause(0.1)
    %      hold off

end

y_hat=F^(-1)*V*eta;
der_hat=zeros(size(ys,1),size(ys,2));
der_hat(1)=y_hat(2)-y_hat(1);
der_hat(end)=y_hat(end)-y_hat(end-1);
for i=2:ns-1
    der_hat(i)=(y_hat(i+1)-y_hat(i-1))/2;
end

sigma=sqrt(wrss/(ns-q));
lambda=sqrt(sigma^2/gamma);

% plot(ys)
% hold on
% plot(y,'r')
% plot(y+conf_int,'r--')
% plot(y-conf_int,'r--')
% pause
% hold off

```

Codice Gui Interface:

```
function varargout = igegg(varargin)
% IGEGG M-file for igegg.fig
%     IGEGG, by itself, creates a new IGEGG or raises the existing
%     singleton*.
%
%     H = IGEGG returns the handle to a new IGEGG or the handle to
%     the existing singleton*.
%
%     IGEGG('CALLBACK',hObject,eventData,handles,...) calls the
local
%     function named CALLBACK in IGEGG.M with the given input
arguments.
%
%     IGEGG('Property','Value',...) creates a new IGEGG or raises
the
%     existing singleton*. Starting from the left, property value
pairs are
%     applied to the GUI before igegg_OpeningFcn gets called. An
%     unrecognized property name or invalid value makes property
application
%     stop. All inputs are passed to igegg_OpeningFcn via
varargin.
%
%     *See GUI Options on GUIDE's Tools menu. Choose "GUI allows
only one
%     instance to run (singleton)".
%
% See also: GUIDE, GUIDATA, GUIHANDLES

% Edit the above text to modify the response to help igegg

% Last Modified by GUIDE v2.5 08-May-2010 15:38:27

% Begin initialization code - DO NOT EDIT
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name',       mfilename, ...
                  'gui_Singleton',   gui_Singleton, ...
                  'gui_OpeningFcn', @igegg_OpeningFcn, ...
                  'gui_OutputFcn',  @igegg_OutputFcn, ...
                  'gui_LayoutFcn',   [] , ...
                  'gui_Callback',    []);
if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end

if nargout
    [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end
% End initialization code - DO NOT EDIT

% --- Executes just before igegg is made visible.
function igegg_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles, varargin)
% This function has no output args, see OutputFcn.
% hObject    handle to figure
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
% varargin   command line arguments to igegg (see VARARGIN)

%-----
```

```

%APPENA APRO LA GUI CANCELO TUTTO
%-----%
%SETTO A VUOTO TUTTI I TEXT STATIC
%-----%
set(handles.text1,'String','nome file');
set(handles.text2,'String','directory');
set(handles.text3,'String','nome filtro utilizzato');
set(handles.text9,'String','valore');
set(handles.text10,'String','valore');
set(handles.text11,'String','valore');
set(handles.text12,'String','valore');
set(handles.text13,'String','valore');
set(handles.text15,'String','valore');
set(handles.text17,'String','valore');
%-----%
%CANCELO TUTTI I GRAFICI
%-----%
plot(handles.axes1,0,0);
plot(handles.axes2,0,0);
plot(handles.axes3,0,0);
plot(handles.axes4,0,0);
plot(handles.axes7,0,0);
plot(handles.axes8,0,0);
plot(handles.axes9,0,0);
%-----%
%DESELEZIONO TUTTI I PUSH BOTTON
%-----%
set(handles radiobutton1,'Value',0);
set(handles radiobutton2,'Value',0);
set(handles radiobutton3,'Value',0);
set(handles radiobutton4,'Value',0);
set(handles radiobutton5,'Value',0);
set(handles radiobutton6,'Value',0);

% Choose default command line output for igegg
handles.output = hObject;

% Update handles structure
guidata(hObject, handles);

% UIWAIT makes igegg wait for user response (see UIRESUME)
% uiwait(handles.figure1);

% --- Outputs from this function are returned to the command line.
function varargout = igegg_OutputFcn(hObject, eventdata, handles)
% varargout cell array for returning output args (see VARARGOUT);
% hObject handle to figure
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Get default command line output from handles structure
varargout{1} = handles.output;

% --- Executes on button press in pushbutton1.
function pushbutton1_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to pushbutton1 (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)
[segnale_egg,percorso_segnale_egg] = uigetfile('*.wav','Enter data file');

```

```

set(handles.text2,'String', percorso_segnaled_egg);
set(handles.text1,'String', segnale_egg);
%-----
%disegno su axes4 il tracciato del file originale%
%-----
[FileImportato,FrequenzaCampionamento]=wavread
([percorso_segnaled_egg,segnale_egg]);
SegnEgg=FileImportato(:,2);
LungSegnEgg=length(SegnEgg);
SegnaleDegg=diff(SegnEgg);

[EggEstrapolato,DeggEstrapolato]=riconoscitore_forme_onda
(SegnEgg,SegnaleDegg,FrequenzaCampionamento,6);
%elimino i primi valori plottati a zero pe rricerca prima forma
d'onda
count=0;
for i=1:length(EggEstrapolato)
    if EggEstrapolato(i)==0
        count=count+1;
    end
end
EggEstrapolato=EggEstrapolato(count:length(EggEstrapolato));

TempoSegnEggEstrapolato=[1:length(EggEstrapolato)];
plot(handles.axes1,TempoSegnEggEstrapolato,EggEstrapolato)

DeggEstrapolato=DeggEstrapolato(count:length(DeggEstrapolato));
TempoSegnaleDegg=[1:length(DeggEstrapolato)];
plot(handles.axes2,TempoSegnaleDegg,DeggEstrapolato)

%-----
%-----
%calcolo lo spettro di potenza del segnale da analizzare: Densità
spettroale,
%metodo diretto seconda traccia
%-----
Nzp=length(TempoSegnEggEstrapolato); % zero padding
FT2=fft(SegnEgg,Nzp); % trasformata Fourier
Sp2=(abs(FT2).^2)/Nzp; % calcolo spettro di potenza
f_FT2=(0:FrequenzaCampionamento/Nzp:FrequenzaCampionamento-
FrequenzaCampionamento/Nzp)'; % normalizzazione scala delle
fequenze
%OCCHIO!!!%
Sp2=Sp2(1:round(Nzp/2)); % simmetria -> elimino la seconda meta'
delle stime OCCHIO CHE HO AGGIUNTO ROUND A round(Nzp/2) IN ORIGINE
ERA Sp2=Sp2(1:Nzp/2);
f_FT2=f_FT2(1:round(Nzp/2)); % simmetria ->elimino la seconda meta'
dei campioni OCCHIO CHE HO AGGIUNTO ROUND A round(Nzp/2) IN ORIGINE
ERA f_FT2=f_FT2(1:Nzp/2);
%OCCHIO!!!%
MassimoSpettro=max(Sp2);
for i=1:length(Sp2)
    if Sp2(i)==MassimoSpettro
        FreqFondamentale=f_FT2(i);
    end
end
set(handles.text13,'String', MassimoSpettro);
set(handles.text17,'String', FreqFondamentale);

% --- Executes on button press in radiobutton1.
function radiobutton1_Callback(hObject,eventdata, handles)
% hObject handle to radiobutton1 (see GCBO)

```

```

% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hint: get(hObject,'Value') returns toggle state of radiobutton1

%-----%
%scrivo il titolo del tipo di filtraggio
%-----%
set(handles.text3,'String','MEDIA PONDERATA');

%-----%
%cancello tutti i grafici
%-----%
plot(handles.axes3,0,0);
plot(handles.axes4,0,0);
plot(handles.axes7,0,0);
plot(handles.axes8,0,0);
plot(handles.axes9,0,0);
%-----%
%deselezioni gli altri radio button%
%-----%
set(handles.radiobutton2,'Value',0);
set(handles.radiobutton3,'Value',0);
set(handles.radiobutton4,'Value',0);
set(handles.radiobutton5,'Value',0);
set(handles.radiobutton6,'Value',0);
%-----%
%cancello i static text%
%-----%
set(handles.text9,'String','');
set(handles.text10,'String','');
set(handles.text11,'String','');
set(handles.text12,'String','');
set(handles.text15,'String','');
%-----%
%vado a definirmi il path e il nomefile dai text editor%
%-----%
PathName=get(handles.text2,'String');
FileName=get(handles.text1,'String');

[FileImportato,FrequenzaCampionamento]=wavread([PathName,FileName]);
SegnEgg=FileImportato(:,2);
SegnaleDEgg=diff(SegnEgg);

[EggEstrapolato,DeggEstrapolato]=riconoscitore_forme_onda
(SegnEgg,SegnaleDEgg,FrequenzaCampionamento,6);

[SegnaleEggPonderato] = filtraggio_media(EggEstrapolato);

count=0;
for i=1:1:length(SegnaleEggPonderato)
    if SegnaleEggPonderato(i)==0
        count=count+1;
    end
end
SegnaleEggPonderato1=SegnaleEggPonderato(count:length
(SegnaleEggPonderato));
TempoSegnaleEggPonderato1=[1:1:length(SegnaleEggPonderato1)];

SegnaleDEggPonderato=diff(SegnaleEggPonderato);

SegnaleDEggPonderato1=SegnaleDEggPonderato(count:length
(SegnaleDEggPonderato));
TempoSegnaleDEggPonderato1=[1:1:length(SegnaleDEggPonderato1)];
% L=length(SegnaleDEggPonderato)

```

```

% K=length(TempoSegnaleDEggPonderato)
plot(handles.axes3,TempoSegnaleEggPonderato1,SegnaleEggPonderato1)
axis auto
xlabel('Tempo Segnale EGG [ms]')
ylabel('Segnale EGG')
title('Segnale EGG filtrato')
axis auto

plot(handles.axes4,TempoSegnaleDEggPonderato1,SegnaleDEggPonderato1)
axis auto
xlabel('Tempo Segnale DEGG [ms]')
ylabel('Segnale DEGG')
title('Segnale DEGG filtrato')

%-----
%plotto egg versus degg
%-----
[SegnaleEggEstrapolato,SegnaleDEggEstrapolato]
=riconoscitore_forme_onda_decom
(SegnaleEggPonderato,SegnaleDEggPonderato,FrequenzaCampionamento,1);
k=area(SegnaleDEggEstrapolato,SegnaleEggEstrapolato);
x=zeros(length(SegnaleEggEstrapolato),1);
y=zeros(1,length(SegnaleDEggEstrapolato));
plot
(handles.axes7,SegnaleDEggEstrapolato,SegnaleEggEstrapolato,'+',Segn
aleDEggEstrapolato,y,x,SegnaleEggEstrapolato)
title('segnale egg versus degg')
xlabel('EGG')
ylabel('DEGG')
set(handles.text15,'String',k);
plot(handles.axes9,0,0);

% --- Executes on button press in radiobutton2.
function radiobutton2_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to radiobutton2 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hint: get(hObject,'Value') returns toggle state of radiobutton2
%-----
%scrivo il titolo del tipo di filtraggio
%-----
set(handles.text3,'String','KERNEL SMOOTHER');

%-----
%cancello tutti i grafici
%-----
plot(handles.axes3,0,0);
plot(handles.axes4,0,0);
plot(handles.axes7,0,0);
plot(handles.axes8,0,0);
plot(handles.axes9,0,0);
%-----
%deselezioni gli altri radio button%
%-----
set(handles.radiobutton1,'Value',0);
set(handles.radiobutton3,'Value',0);
set(handles.radiobutton4,'Value',0);
set(handles.radiobutton5,'Value',0);
set(handles.radiobutton6,'Value',0);
%-----
%cancello i static text%
%-----
set(handles.text9,'String','');
set(handles.text10,'String','');
set(handles.text11,'String','');

```

```

set(handles.text12,'String','');
set(handles.text15,'String','');
%-----%
%vado a definirmi il path e il nomefile dai text editor%
%-----%
PathName=get(handles.text2,'String');
FileName=get(handles.text1,'String');

[FileImportato,FrequenzaCampionamento]=wavread([PathName,FileName]);
SegnEgg=FileImportato(:,2);
SegnaleDegg=diff(SegnEgg);

[EggEstrapolato,DeggEstrapolato]=riconoscitore_forme_onda
(SegnEgg, SegnaleDegg, FrequenzaCampionamento, 6);

TempoEggEstrapolato=[1:length(EggEstrapolato)];
ts=TempoEggEstrapolato;
ys=EggEstrapolato;
%calcolo sd
sdSegnaleEgg=calcolosd(ys);
t=[1:1:length(TempoEggEstrapolato)];

sigma2=sdSegnaleEgg*sdSegnaleEgg;
[uhat4,res4,lambda,iterlambda]=smooth_discrepancy(ts,ys,sigma2,t);
segnaleDegg=diff(uhat4);
tempoDegg=[1:1:length(segnaleDegg)];

count=0;
for i=1:1:length(uhat4)
    if uhat4(i)==0
        count=count+1;
    end
end

uhat4p=uhat4(count:length(uhat4));
tsp=[1:1:length(uhat4p)];
plot(handles.axes3,tsp,uhat4p)
axis auto
xlabel('Tempo Segnale EGG [ms]')
ylabel('Segnale EGG')
title('Segnale EGG filtrato')
axis auto

segnaleDeggp=segnaleDegg(count:length(segnaleDegg));
tempoDeggp=[1:1:length(segnaleDeggp)];
plot(handles.axes4,tempoDeggp,segnaleDeggp)
axis auto
xlabel('Tempo Segnale DEGG [ms]')
ylabel('Segnale DEGG')
title('Segnale DEGG filtrato')
%-----%
%plotto egg versus degg
%-----%
[SegnaleEggEstrapolato,SegnaleDeggEstrapolato]
=riconoscitore_forme_onda_decom
(uhat4,segnaleDegg,FrequenzaCampionamento,1);
k=area(SegnaleDeggEstrapolato,SegnaleEggEstrapolato);
x=zeros(length(SegnaleEggEstrapolato),1);
y=zeros(1,length(SegnaleDeggEstrapolato));
plot
(handles.axes7,SegnaleDeggEstrapolato,SegnaleEggEstrapolato,'+',Segn
aleDeggEstrapolato,y,x,SegnaleEggEstrapolato)
title('segnale egg versus degg')
xlabel('EGG')
ylabel('DEGG')

```



```

set(handles.text15,'String',k);
plot(handles.axes9,0,0);

% --- Executes on button press in radiobutton3.
function radiobutton3_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to radiobutton3 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hint: get(hObject,'Value') returns toggle state of radiobutton3
%-----%
%scrivo il titolo del tipo di filtraggio
%-----%
set(handles.text3,'String', 'RUNNING LINE');

%-----%
%cancello tutti i grafici
%-----%
plot(handles.axes3,0,0);
plot(handles.axes4,0,0);
plot(handles.axes7,0,0);
plot(handles.axes8,0,0);
plot(handles.axes9,0,0);
%-----%
%deselezioni gli altri radio button%
%-----%
set(handles.radiobutton1,'Value',0);
set(handles.radiobutton2,'Value',0);
set(handles.radiobutton4,'Value',0);
set(handles.radiobutton5,'Value',0);
set(handles.radiobutton6,'Value',0);
%-----%
%cancello i static text%
%-----%
set(handles.text9,'String','');
set(handles.text10,'String','');
set(handles.text11,'String','');
set(handles.text12,'String','');
set(handles.text15,'String','');
%-----%
%vado a definirmi il path e il nomefile dai text editor%
%-----%
PathName=get(handles.text2,'String');
FileName=get(handles.text1,'String');

[FileImportato,FrequenzaCampionamento]=wavread([PathName,FileName]);
SegnEgg=FileImportato(:,2);
SegnaleDegg=diff(SegnEgg);

[SegnaleEgg,SegnaleDegg]=riconoscitore_forme_onda
(SegnEgg,SegnaleDegg,FrequenzaCampionamento,6);
TempoEggEstrapolato=[1:length(SegnEgg)];

k=(length(SegnaleEgg)/10);
tv=[1:1:length(SegnaleEgg)];
ts=[10:10:length(SegnaleEgg)];
SegnaleEgg1=SegnaleEgg(10:10:length(SegnaleEgg));

[pMinDiscrepanza,uhat]= runSmoothing_norma_err
(SegnaleEgg1,ts,tv,FrequenzaCampionamento);

DeggUhat=diff(uhat);
TempoDeggUhat=[1:1:length(DeggUhat)];

```

```

count=0;
for i=1:length(uhat)
    if uhat(i)==0
        count=count+1;
    end
end

uhatp=uhat(count:length(uhat))
TempoUhatp=[1:length(uhatp)];
SegnaleEgg2=SegnaleEgg1(count:length(SegnaleEgg1));
ts2=[1:length(SegnaleEgg2)];
plot(handles.axes3,TempoUhatp,uhatp)
axis auto
xlabel('Tempo Segnale EGG [ms]')
ylabel('Segnale EGG')
title('Segnale EGG filtrato')
axis auto

DeggUhatp=DeggUhat(count:length(DeggUhat));
TempoDeggUhatp=[1:length(DeggUhatp)];
plot(handles.axes4,TempoDeggUhatp,DeggUhatp)
axis auto
xlabel('Tempo Segnale DEGG [ms]')
ylabel('Segnale DEGG')
title('Segnale DEGG filtrato')
%-----
%plotto egg versus degg
%-----
[SegnaleEggEstrapolato,SegnaleDeggEstrapolato]
=riconoscitore_forme_onda_decom
(uhat,DeggUhat,FrequenzaCampionamento,1);
k=area(SegnaleDeggEstrapolato,SegnaleEggEstrapolato);
x=zeros(length(SegnaleEggEstrapolato),1);
y=zeros(1,length(SegnaleDeggEstrapolato));
plot
(handles.axes7,SegnaleDeggEstrapolato,SegnaleEggEstrapolato,'+',Segn
aleDeggEstrapolato,y,x,SegnaleEggEstrapolato)
title('segnale egg versus degg')
xlabel('EGG')
ylabel('DEGG')
set(handles.text15,'String',k);
plot(handles.axes9,0,0);

% --- Executes on button press in radiobutton4.
function radiobutton4_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to radiobutton4 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hint: get(hObject,'Value') returns toggle state of radiobutton4
%-----
%deselezioni gli altri radio button%
%-----
set(handles.radiobutton5,'Value',0);
set(handles.radiobutton6,'Value',0);

%-----
%vado a definirvi il path e il nomefile dai text editor%
%-----
PathName=get(handles.text2,'String');
FileName=get(handles.text1,'String');

```

```

[FileImportato,FrequenzaCampionamento]=wavread([PathName,FileName]);
SegnEgg=FileImportato(:,2);
SegnaleDegg=diff(SegnEgg);

%-----
%eseguo analisi se il filtro è a media ponderata
%-----

Check1=get(handles.text3,'String');

switch Check1

    case 'MEDIA PONDERATA'
        [EggEstrapolato,DeggEstrapolato]=riconoscitore_forme_onda_decom
        (SegnEgg,SegnaleDegg,FrequenzaCampionamento,6);
        SegnaleEggPonderato=filtraggio_media(EggEstrapolato);
        SegnaleDeggPonderato=diff(SegnaleEggPonderato);

        [posizionePrimoMaxAutocorrelazione,PrimoMaxFunzioneAutocorrelazione,
        StimaFunzioneAutocorrelazione,lineaCrossingLivel,posizionePrimoMaxIn
        tercorrelazione,PrimoMaxFunzioneIntercorrelazione,StimaFunzioneInter
        correlazione,lineaCrossingLivelInter,NpeakClosing] = decom
        (SegnaleEggPonderato,SegnaleDeggPonderato,FrequenzaCampionamento);
        fondamentalePeriod=(1/posizionePrimoMaxAutocorrelazione);
        tempoStimaFA=[1:1:length(StimaFunzioneAutocorrelazione)];
        openTime=(1/posizionePrimoMaxIntercorrelazione);
        set(handles.text9,'String',posizionePrimoMaxAutocorrelazione);
        set(handles.text10,'String',fondamentalePeriod);
        set(handles.text11,'String',posizionePrimoMaxIntercorrelazione);
        set(handles.text12,'String',openTime);
        tempoCL=[1:1:length(lineaCrossingLivel)];
        tempoFI=[1:1:length(StimaFunzioneIntercorrelazione)];
        tempoCRI=[1:1:length(lineaCrossingLivelInter)];
        hold on
        plot
        (handles.axes8,tempoStimaFA,StimaFunzioneAutocorrelazione,tempoCL,li
        neaCrossingLivel,posizionePrimoMaxAutocorrelazione,PrimoMaxFunzioneA
        utocorrelazione,'o')
        axis auto
        hold off
        hold on
        plot
        (handles.axes9,tempoFI,StimaFunzioneIntercorrelazione,tempoCRI,linea
        CrossingLivelInter,posizionePrimoMaxIntercorrelazione,PrimoMaxFunzio
        neIntercorrelazione,'o')
        hold off

    case 'KERNEL SMOOTHER'
        [EggEstrapolato,DeggEstrapolato]=riconoscitore_forme_onda
        (SegnEgg,SegnaleDegg,FrequenzaCampionamento,6);

        TempoEggEstrapolato=[1:length(EggEstrapolato)];
        ts=TempoEggEstrapolato;
        ys=EggEstrapolato;
        %calcolo sd
        sdSegnaleEgg=calcolosd(ys);
        t=[1:1:length(TempoEggEstrapolato)];

        sigma2=sdSegnaleEgg*sdSegnaleEgg;
        [uhat4,res4,lambda,iterlambda]=smooth_discrepancy
        (ts,ys,sigma2,t);
        segnaleDegg=diff(uhat4);
        tempoDegg=[1:1:length(segnaleDegg)];

        [posizionePrimoMaxAutocorrelazione,PrimoMaxFunzioneAutocorrelazione,
        StimaFunzioneAutocorrelazione,lineaCrossingLivel,posizionePrimoMaxIn

```

```

tercorrelazione,PrimoMaxFunzioneIntercorrelazione,StimaFunzioneIntercorrelazione,
lineaCrossingLivelInter,NpeakClosing] = decom
(uhat4,segnaleDegg,FrequenzaCampionamento);
    fondamentalePeriod=(1/posizionePrimoMaxAutocorrelazione);
    openTime=(1/posizionePrimoMaxIntercorrelazione);
    set(handles.text9,'String',posizionePrimoMaxAutocorrelazione);
    set(handles.text10,'String',fondamentalePeriod);
    set(handles.text11,'String',posizionePrimoMaxIntercorrelazione);
    set(handles.text12,'String',openTime);
    tempoCL=[1:1:length(lineaCrossingLivel)];
    tempoFI=[1:1:length(StimaFunzioneIntercorrelazione)];
    tempoCRI=[1:1:length(lineaCrossingLivelInter)];
    tempoStimaFA=[1:1:length(StimaFunzioneAutocorrelazione)];
    plot
(handles.axes8,tempoStimaFA,StimaFunzioneAutocorrelazione,tempoCL,li
neaCrossingLivel,posizionePrimoMaxAutocorrelazione,PrimoMaxFunzioneA
utocorrelazione,'o')
    axis auto
    plot
(handles.axes9,tempoFI,StimaFunzioneIntercorrelazione,tempoCRI,li
neaCrossingLivelInter,posizionePrimoMaxIntercorrelazione,PrimoMaxFunzio
neIntercorrelazione,'o')

    case 'RUNNING LINE'
[SegnaleEgg,SegnaleDegg]=riconoscitore_forme_onda
(SegnEgg,SegnaleDegg,FrequenzaCampionamento,6);
    TempoEggEstrapolato=[1:length(SegnEgg)];

    k=(length(SegnaleEgg)/10);
    tv=[1:1:length(SegnaleEgg)];
    ts=[10:10:length(SegnaleEgg)];
    SegnaleEgg1=SegnaleEgg(10:10:length(SegnaleEgg));

    [pMinDiscrepanza,uhat]= runSmoothing_norma_err
(SegnaleEgg1,ts,tv,FrequenzaCampionamento);
    deggUhat=diff(uhat);

[posizionePrimoMaxAutocorrelazione,PrimoMaxFunzioneAutocorrelazione,
StimaFunzioneAutocorrelazione,lineaCrossingLivel,posizionePrimoMaxIn
tercorrelazione,PrimoMaxFunzioneIntercorrelazione,StimaFunzioneIntercorrelazione,
lineaCrossingLivelInter,NpeakClosing] = decom
(uhat,deggUhat,FrequenzaCampionamento);
    fondamentalePeriod=(1/posizionePrimoMaxAutocorrelazione);
    openTime=(1/posizionePrimoMaxIntercorrelazione);
    set(handles.text9,'String',posizionePrimoMaxAutocorrelazione);
    set(handles.text10,'String',fondamentalePeriod);
    set(handles.text11,'String',posizionePrimoMaxIntercorrelazione);
    set(handles.text12,'String',openTime);
    tempoCL=[1:1:length(lineaCrossingLivel)];
    tempoFI=[1:1:length(StimaFunzioneIntercorrelazione)];
    tempoCRI=[1:1:length(lineaCrossingLivelInter)];
    tempoStimaFA=[1:1:length(StimaFunzioneAutocorrelazione)];
    plot
(handles.axes8,tempoStimaFA,StimaFunzioneAutocorrelazione,tempoCL,li
neaCrossingLivel,posizionePrimoMaxAutocorrelazione,PrimoMaxFunzioneA
utocorrelazione,'o')
    axis auto
    plot
(handles.axes9,tempoFI,StimaFunzioneIntercorrelazione,tempoCRI,li
neaCrossingLivelInter,posizionePrimoMaxIntercorrelazione,PrimoMaxFunzio
neIntercorrelazione,'o')

end

% --- Executes on button press in radiobutton5.

```

```

function radiobutton5_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to radiobutton5 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hint: get(hObject,'Value') returns toggle state of radiobutton5
%-----%
%deselezioni gli altri radio button%
%-----%
set(handles.radiobutton4,'Value',0);
set(handles.radiobutton6,'Value',0);

%-----%
%vado a definirmi il path e il nomefile dai text editor%
%-----%
PathName=get(handles.text2,'String');
FileName=get(handles.text1,'String');

[FileImportato,FrequenzaCampionamento]=wavread([PathName,FileName]);
SegnEgg=FileImportato(:,2);
SegnaleDegg=diff(SegnEgg);

%-----%
%eseguo analisi se il filtro è a media ponderata
%-----%
Check1=get(handles.text3,'String');

switch Check1
    case 'MEDIA PONDERATA'

        [EggEstrapolato,DeggEstrapolato]
        =riconoscitore_forme_onda_decom
        (SegnEgg,SegnaleDegg,FrequenzaCampionamento,6);
        SegnaleEggPonderato=filtraggio_media
        (EggEstrapolato);
        SegnaleDeggPonderato=diff(SegnaleEggPonderato);

        [MediaFondamentalPeriodDEGG,MediaFondamentalFrequencyDEGG,MediaOpenT
        imeDEGG,MediaOpenQuotientDEGG]=analisi_egg_new
        (SegnaleEggPonderato,FrequenzaCampionamento);

        set
        (handles.text9,'String',MediaFondamentalFrequencyDEGG);
        set
        (handles.text10,'String',MediaFondamentalPeriodDEGG);
        set(handles.text11,'String',MediaOpenQuotientDEGG);
        set(handles.text12,'String',MediaOpenTimeDEGG);
        k=length(SegnaleEggPonderato)/6
        tempoK=[1:1:k];
        SegnaleEggPonderato6=SegnaleEggPonderato(1:1:k);
        minimo=min(SegnaleEggPonderato6);
        massimo=max(SegnaleEggPonderato6);
        linea25=(massimo-minimo)*25/100;
        linea25ok=(minimo+linea25)
        vettoreLinea25=ones(length(SegnaleEggPonderato6),1)
        *linea25ok;
        tempolinea=1:1:length(SegnaleEggPonderato6);
        plot
        (handles.axes8,tempoK,SegnaleEggPonderato6,tempolinea,vettoreLinea25
        )
        plot(handles.axes9,0,0);

```

```

case 'KERNEL SMOOTHER'

    [EggEstrapolato,DeggEstrapolato]
=riconoscitore_forme_onda
(SegnEgg,SegnaleDegg,FrequenzaCampionamento,6);

    TempoEggEstrapolato=[1:length(EggEstrapolato)];
    ts=TempoEggEstrapolato;
    ys=EggEstrapolato;
    %calcolo sd
    sdSegnaleEgg=calcolosd(ys);
    t=[1:1:length(TempoEggEstrapolato)];

    sigma2=sdSegnaleEgg*sdSegnaleEgg;
    [uhat4,res4,lambda,iterlambda]=smooth_discrepancy
(ts,ys,sigma2,t);

[MediaFondamentalPeriodDEGG,MediaFondamentalFrequencyDEGG,MediaOpenT
imeDEGG,MediaOpenQuotientDEGG]=analisi_egg_new
(uhat4,FrequenzaCampionamento);

    set
(handles.text9,'String',MediaFondamentalFrequencyDEGG);
    set
(handles.text10,'String',MediaFondamentalPeriodDEGG);
    set(handles.text11,'String',MediaOpenQuotientDEGG);
    set(handles.text12,'String',MediaOpenTimeDEGG);

    k=length(uhat4)/6;
    tempoK=[1:1:k+1];
    count=0;
    for i=[1:1:k]
        if uhat4(i)==0
            count=count+1;
        end
    end
    SegnaleEggPonderato6=uhat4(count:1:count+k);
    % length(SegnaleEggPonderato6)
    minimo=min(SegnaleEggPonderato6);
    massimo=max(SegnaleEggPonderato6);
    linea25=(massimo-minimo)*25/100;
    linea25ok=(minimo+linea25);
    vettoreLinea25=ones(length(SegnaleEggPonderato6),1)
*linea25ok;
    tempolinea=1:1:length(vettoreLinea25);
    % length(tempolinea)
    % length(vettoreLinea25)
    % length(tempoK)
    plot
(handles.axes8,tempoK,SegnaleEggPonderato6,tempolinea,vettoreLinea25
)
    plot(handles.axes9,0,0);

case 'RUNNING LINE'

    [SegnaleEgg,SegnaleDegg]=riconoscitore_forme_onda
(SegnEgg,SegnaleDegg,FrequenzaCampionamento,6);
    TempoEggEstrapolato=[1:length(SegnEgg)];

    k=(length(SegnaleEgg)/10);
    tv=[1:1:length(SegnaleEgg)];
    ts=[10:10:length(SegnaleEgg)];
    SegnaleEgg1=SegnaleEgg(10:10:length(SegnaleEgg));

```

```

        [pMinDiscrepanza,uhat]= runSmoothing_norma_err
        (SegnaleEgg1,ts,tv,FrequenzaCampionamento);
        deggUhat=diff(uhat);

[MediaFondamentalPeriodDEGG,MediaFondamentalFrequencyDEGG,MediaOpenTimeDEGG,MediaOpenQuotientDEGG]=analisi_egg_new
(uhat,FrequenzaCampionamento);

        set
        (handles.text9,'String',MediaFondamentalFrequencyDEGG);
        set(handles.text10,'String',MediaFondamentalPeriodDEGG);
        set(handles.text11,'String',MediaOpenQuotientDEGG);
        set(handles.text12,'String',MediaOpenTimeDEGG);
        k=length(uhat)/4;
        count=1;
        for j=1:1:length(uhat)
            if uhat(j)==0
                count=count+1;
            end
        end

        SegnaleEggPonderato6=uhat(count:1:count+k);
        tempoK=[1:1:length(SegnaleEggPonderato6)];
        minimo=min(SegnaleEggPonderato6);
        massimo=max(SegnaleEggPonderato6);
        linea25=(massimo-minimo)*25/100;
        linea25ok=(minimo+linea25);
        vettoreLinea25=ones(length(SegnaleEggPonderato6),1)
*linea25ok;
        tempolinea=1:1:length(SegnaleEggPonderato6);
        plot
        (handles.axes8,tempoK,SegnaleEggPonderato6,tempolinea,vettoreLinea25
        )
        plot(handles.axes9,0,0);
    end

% --- Executes on button press in radiobutton6.
function radiobutton6_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to radiobutton6 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hint: get(hObject,'Value') returns toggle state of radiobutton6

%-----%
%deselezioni gli altri radio button%
%-----%
set(handles.radiobutton4,'Value',0);
set(handles.radiobutton5,'Value',0);

%-----%
%vado a definirmi il path e il nomefile dai text editor%
%-----%
PathName=get(handles.text2,'String');
FileName=get(handles.text1,'String');

[FileImportato,FrequenzaCampionamento]=wavread([PathName,FileName]);
SegnEgg=FileImportato(:,2);
SegnaleDegg=diff(SegnEgg);

%-----

```

```

%eseguo analisi se il filtro è a media ponderata
%-----
Check1=get(handles.text3,'String');

switch Check1

    case 'MEDIA PONDERATA'
        [EggEstrapolato,DeggEstrapolato]
        =riconoscitore_forme_onda_decom
        (SegnEgg,SegnaleDegg,FrequenzaCampionamento,6);
        SegnaleEggPonderato=filtraggio_media
        (EggEstrapolato);
        SegnaleDeggPonderato=diff(SegnaleEggPonderato);

        [MediaFondamentalPeriodDEGG,MediaFondamentalFrequencyDEGG,MediaOpenT
        imeDEGG,MediaOpenQuotientDEGG]=analisi_degg_new
        (SegnaleEggPonderato,FrequenzaCampionamento);

        set
        (handles.text9,'String',MediaFondamentalFrequencyDEGG);
        set
        (handles.text10,'String',MediaFondamentalPeriodDEGG);
        set(handles.text11,'String',MediaOpenQuotientDEGG);
        set(handles.text12,'String',MediaOpenTimeDEGG);

        k=length(SegnaleEggPonderato)/4;
        count=1;
        for j=1:1:length(SegnaleEggPonderato)
            if SegnaleEggPonderato(j)==0
                count=count+1;
            end
        end
        count
        uhat4new=SegnaleEggPonderato(count:1:count+k);
        diffuhat4new=diff(uhat4new)*10;
        tempouhat4new=[1:1:length(uhat4new)];
        tempodiffuhat4new=[1:1:length(diffuhat4new)];
        plot
        (handles.axes8,tempouhat4new,uhat4new,tempodiffuhat4new,diffuhat4new
        )
        plot(handles.axes9,0,0);

    case 'KERNEL SMOOTHER'

        [EggEstrapolato,DeggEstrapolato]
        =riconoscitore_forme_onda
        (SegnEgg,SegnaleDegg,FrequenzaCampionamento,6);

        TempoEggEstrapolato=[1:length(EggEstrapolato)];
        ts=TempoEggEstrapolato;
        ys=EggEstrapolato;
        %calcolo sd
        sdSegnaleEgg=calcolosd(ys);
        t=[1:1:length(TempoEggEstrapolato)];

        sigma2=sdSegnaleEgg*sdSegnaleEgg;
        [uhat4,res4,lambda,iterlambda]=smooth_discrepancy
        (ts,ys,sigma2,t);

        [MediaFondamentalPeriodDEGG,MediaFondamentalFrequencyDEGG,MediaOpenT
        imeDEGG,MediaOpenQuotientDEGG]=analisi_degg_new
        (uhat4,FrequenzaCampionamento);

```



```

        set
(handles.text9, 'String', MediaFondamentalFrequencyDEGG);
        set
(handles.text10, 'String', MediaFondamentalPeriodDEGG);
        set(handles.text11, 'String', MediaOpenQuotientDEGG);
        set(handles.text12, 'String', MediaOpenTimeDEGG);

        k=length(uhat4)/4;
        count=1;
        for j=1:1:length(uhat4)
            if uhat4(j)==0
                count=count+1;
            end
        end
        uhat4new=uhat4(count:1:count+k);
        diffuhat4new=diff(uhat4new)*10;
        tempouhat4new=[1:1:length(uhat4new)];
        tempodiffuhat4new=[1:1:length(diffuhat4new)];
        plot
(handles.axes8, tempouhat4new, uhat4new, tempodiffuhat4new, diffuhat4new
)
        plot(handles.axes9, 0, 0);

        case 'RUNNING LINE'
            [SegnaleEgg, SegnaleDegg]=riconoscitore_forme_onda
(SegnEgg, SegnaleDegg, FrequenzaCampionamento, 6);
            TempoEggEstrapolato=[1:length(SegnEgg)];

            k=(length(SegnaleEgg)/10);
            tv=[1:1:length(SegnaleEgg)];
            ts=[10:10:length(SegnaleEgg)];
            SegnaleEgg1=SegnaleEgg(10:10:length(SegnaleEgg));

            [pMinDiscrepanza, uhat]= runSmoothing_norma_err
(SegnaleEgg1, ts, tv, FrequenzaCampionamento);
            deggUhat=diff(uhat);

[MediaFondamentalPeriodDEGG, MediaFondamentalFrequencyDEGG, MediaOpenT
imeDEGG, MediaOpenQuotientDEGG]=analisi_degg_new
(uhat, FrequenzaCampionamento);

        set
(handles.text9, 'String', MediaFondamentalFrequencyDEGG);
        set
(handles.text10, 'String', MediaFondamentalPeriodDEGG);
        set(handles.text11, 'String', MediaOpenQuotientDEGG);
        set(handles.text12, 'String', MediaOpenTimeDEGG);

        k=length(uhat)/4;
        count=1;
        for j=1:1:length(uhat)
            if uhat(j)==0
                count=count+1;
            end
        end
        uhat4new=uhat(count:1:count+k);
        diffuhat4new=diff(uhat4new)*10;
        tempouhat4new=[1:1:length(uhat4new)];
        tempodiffuhat4new=[1:1:length(diffuhat4new)];
        plot
(handles.axes8, tempouhat4new, uhat4new, tempodiffuhat4new, diffuhat4new
)
        plot(handles.axes9, 0, 0);

end

```

```

% --- Executes on button press in pushbutton2.
function pushbutton2_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to pushbutton2 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
%-----%
%SETTO A VUOTO TUTTI I TEXT STATIC
%-----%
set(handles.text1,'String','nome file');
set(handles.text2,'String','directory');
set(handles.text3,'String','nome filtro utilizzato');
set(handles.text9,'String','valore');
set(handles.text10,'String','valore');
set(handles.text11,'String','valore');
set(handles.text12,'String','valore');
set(handles.text13,'String','valore');
set(handles.text15,'String','valore');
set(handles.text17,'String','valore');
%-----%
%CANCELLO TUTTI I GRAFICI
%-----%
plot(handles.axes1,0,0);
plot(handles.axes2,0,0);
plot(handles.axes3,0,0);
plot(handles.axes4,0,0);
plot(handles.axes7,0,0);
plot(handles.axes8,0,0);
plot(handles.axes9,0,0);
%-----%
%DESELEZIONO TUTTI I PUSH BOTTON
%-----%
set(handles.radiobutton1,'Value',0);
set(handles.radiobutton2,'Value',0);
set(handles.radiobutton3,'Value',0);
set(handles.radiobutton4,'Value',0);
set(handles.radiobutton5,'Value',0);
set(handles.radiobutton6,'Value',0);

```

Bibliografia:

- THE USE OF THE DERIVATIVE OF ELECTROGLOTTOGRAPHIC SIGNALS FOR CHARACTERIZATION OF NON PATOLOGICAL PHONATION – Nathalie Herinchristofe d'Alessandro, Boris Doval, Michele Castellengo (8 Dicembre 2003)
- VOICE SOURCE PARAMETER MEASUREMENT BASED ON MULTISCALE ANALYSIS OF ELECTROGLOTTOGRAPHIC SIGNAL – A. Bouzid, N. Elleuze (12 Settembre 2008)
- INTEGRATED ANALYZER AND CLASSIFIER OF GLOTTOGRAPHIC SIGNALS – Jack J. Jiang, Shuangyi, Micheel Dalal, Chi-haur Wu and David G. Hanson (2 June 1998)
- http://www.sciencedirect.com/science?_ob=ArticleURL&_udi=B7585-4SP49X5-2&_user=10&_rdoc=1&_fmt=&_orig=search&_sort=d&view=c&_acct=C000050221&_version=1&_urlVersion=0&_userid=10&md5=2fcd72eb5486e65704173c2b05c589b7
- <https://weblogin.cineca.com/>
- <http://voiceresearch.free.fr/egg/#links>
- <http://www.gipsa-lab.inpg.fr/fileadmin/script/seminaires/sem-detail.php?nosem=153>
- <http://www.linguistics.ucla.edu/faciliti/facilities/physiology/egg.htm>
- <http://www.ims.uni-stuttgart.de/phonetik/EGG/pagee2.htm>
- http://books.google.it/books?id=ElPyvaJbDiwC&pg=PA416&lpg=PA416&dq=EGG+signal&source=bl&ots=yo4GG56msj&sig=CFVG6-ucukOKWdsSZDqcu4agw9Q&hl=it&ei=Ucx-SvXrHZiQjAfhgeH0DQ&sa=X&oi=book_result&ct=result&resnum=7#v=onepage&q=EGG%20signal&f=false
- Qualification of quantitative laryngeal imaging system using Videostroboscopy and Videokymography – Peter S. Popolo, PhD and Ingo R. Titze, PhD (June 2008)

- AN INVESTIGATION INTO THE DYNAMIC RESPONSE OF VOCAL FOLDS – Hai Lan (May 2006)
- NORMAL VIBRATION FREQUENCIES OF THE VOCAL LIGAMENT – Ingo R. Titze, Eric J. Hunter (May 2004)
- MODELING OF THE TRANSIENT RESPONSES OF THE VOCAL FOLD LAMINA PROPRIA – Kai Zhang, Thomas Siegmunt Roger W.Chan (May 2008)
- VORTICAL FLOW FIELD DURING PHONATION IN AN EXCISED CANINE LARYNX MODEL – Sid Khosla, MD, Shanmugan Muruguppan, PhD, Ephraim Gutmark, PhD and Ronald Scherer (March 2008)
- CORRESPONDENCE OF ELECTROGLOTTOGRAPHIC CLOSED QUOTIENT TO VOCAL FOLD IMPACT STRESS IN EXCISED CANINE LARYNGES – Katherine Verdoline, Roger Chan, Ingo Titze, Marcus Hess, Wolfgang Bierhals (1998)
- THE SIGMA ALGORITHM FOR ESTIMATION OF REFERENCE-QUALITY GLOTTAL CLOSURE INSTANTS FROM ELECTROGLOTTOGRAPH SIGNALS – Mark Thomas, Patrick Naylor
- GLOTTOGRAPHIC MEASURES OF VOCAL FOLD VIBRATION: AN EXAMINATION OF LARYNGEAL PARALYSIS – David Hanson, Bruce Gerrat, Gerald Berke, Rom Karin (May 1988)
- GLOTTAL OPEN QUOTIENT IN SINGING: MEASUREMENT AND CORRELATION WITH LARYNGEAL MECHANISMS, VOCAL INTENSITY AND FUNDAMENTAL FREQUENCY – Nathalie Henrich, Christophe d'Alessandro, Boris Doval, Michele Castellengo (November 2004)
- ON THE USE OF ELECTROGLOTTOGRAPHY FOR CHARACTERISATION OF THE LARYNGEAL MECHANISM – Nathalie Henrich, Bernard Roubeau and Michele Castellengo (2003)
- EVALUATION OF VARIOUS METHODS TO CALCULATE THE EGG CONTACT QUOTIENT – Christian herbs (2004)

- APPLYING FSL TO THE FIAC DATA: MODEL BASED AND MODEL FREE ANALYSIS OF VOICE AND SENTENCE REPETITION PRIMING – Christian Beckmann, Mark Jenkinson, Marl Woolrich, Timothy E.J. Beherens, David Flitney, Joseph Devlin, Stephen Smith.
- LARIYNGEAL VIBRATION: A COMPARISON BETWEEN HIGH SPEED FILMING AND GLOTTOGRAPHIC TECHNIQUES” – Baer T. , Lofqvist A. , Mc Garr N.S., 1983
- A CRITICAL REVIEW OF ELECTOGLOTTOGRAPHY – Children D.G. , Krishnamurthy A.K.
- COMPARAZIONE TRA SEGNALE ELETTROGLOTTOGRAFICO E SEGNALE FOTOELETTROGLOTTOGRAFICO – Croatto L., Ferrero F., Arrigoni L., 1985
- SPEECH PRODUCTION AND ANALYSIS: ELECTRICAL GLOTTOGRAPHY – fant G., Ondrakova J., Lindqvist J. , Jonesson B. – 1987
- MORPHOLOGIE DE LA CURVE GLOTTOGRAPHIQUE DANS CERTAINS TROUBLES FONCTIONELLES DU LARYNX – Van Michel C. -1987
- MODELLI DI REGRESSIONE MULTIPLA, ANALISI STATISTICA, Levine, 2005
- SPSS ADVANCED MODELS AND GUIDE
- PATOLOGICAL ASSESMENT OF VOCAL FOLD NODULES AND POLYP, Bioinformatics and Biomedical Engineering. ICBBE 2008. The 2nd International Conference on, pp. 2044-2047, 2008 Vaziri G., Almasganj F.
- DYNAMICAL SYSTEMS AND TURBULENCE, Vol. 898, pp. 366-381, 1980 Takens F.
- Some Technical Considerations in Voice Perturbation Measurements, JSLHR; Vol. 30, pp. 252-260, 1987. Titze IR., Horii Y., Scherer RC.

- ACOUSTIC INTERPRETATION OF THE VOICE PROBLEM, J. Speech Hear Res., 35, 21, 1992. Titze I.R. Current topics in voice production mechanisms, Acta Otolaryngol (Stockh); 113:421-7, 1993 Titze I.R.
- THE EFFECT OF MICROPHONE TYPE AND PLACEMENT ON VOICE PERTURBATION MEASUREMENTS, J. Speech Hearing Res., 36(6), 1177-1190. Titze I.R., Winholtz W.S.
- Vocal fold physiology: New frontiers in basic science, San Diego: Singular Publishing Group, 1993 Titze I.R.
- ANALYSIS OF VOCAL DISORDERS WITH METHODS FROM NON LINEAR DYNAMICS, JSLHR 1994. Titze I.R., Herzel H., Berry D., Saleh, Titze I.R.
- STUDY OF COMPLEXITY IN NORMAL AND PATHOLOGICAL SPEECH SIGNALS, Torres et al., 2003, Torres ME., Gamero LG., Ruñ HL., Martinez C.,
- Milone DH., Schlotthauer G, Proceedings of the 25th Annual International
- Conference of the IEEE EMBS, Cancun, Mexico, September 17-21, 2003
- FREQUENCY AND VOICE: PERSPECTIVES IN THE TIME DOMAIN [Roark, 2006] Roark R.M., Journal of Voice, Vol. 20, No. 3, pp. 325-354, 2006
- LARYNGEAL PARALYSIS: THEORETICAL CONSIDERATIONS AND EFFECTS ON LARYNGEAL VIBRATION, Shimizu et al., 2005, Shimizu T., Furuse N., Yamazaki T., Ueta Y., Sato
- LEZIONI PER IL CORSO "ANALISI DATI BIOLOGICI", Sparacino, 2008, Sparacino G. Lezioni per il corso di "Analisi di dati", DEI-Università degli Studi di Padova, 2008
- VOICE ABNORMALITY IN ADULTS WITH CONGENITAL PROBLEMS, Moore et al., 2005, Moore C., Shalet S., Manickam K., Willard T., Maheshwari H., Baumann G., JCEM, Vol. 90(7), pp.

- COLLECTIVE SPECTRALE PATTERN COMPLEXITY ANALYSIS OF VOICING IN NORMAL MALES AND LARYNX CANCER PATIENT, Moore et al., 2006, Moore C., Manickam K., Slevin N., Biomedical Signal Processing and
- Control.
- [Fabre, 1957] Fabre P. Un procede electrique percutane d'inscription de l'ac-
- colement glottique au cours de la phonation: glottographie de haute
- frequence. Premiers resultats, Bull Acad Natl Med 1957;3:9-27.
- [Fant, 1960] Fant G. Acoustic theory of speech production, L'Aia: Ed.
- Mouton 1960
- NOZIONI DI FONETICA ACUSTICA, Ferrero et al., 1979, Ferrero F., Genre A., Boe IJ., Contini M., ed. Omega Torino, 1979