



**Politecnico
di Torino**

Politecnico di Torino

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica

A.a. 2024/2025

Sessione di Laurea Marzo 2025

**Riabilitazione logopedica in presenza e a distanza per pazienti affetti da sclerosi
multipla - Confronto attraverso segnali vocali acquisiti con microfono a contatto**

Relatore:
Carullo Alessio
Correlatore:
Sgrò Davide

Candidata:
Semeraro Chiara
Matr.292289

Sommario

La sclerosi multipla è una malattia autoimmune che colpisce il sistema nervoso centrale, causando sintomi come disturbi cognitivi, problemi di coordinazione e difficoltà nel linguaggio, che riguardano il 25% – 40% dei pazienti. Quest’ultimo aspetto è di particolare rilevanza in questo studio, che valuta l’efficacia della terapia logopedica a distanza rispetto a quella ambulatoriale, analizzando parametri vocali raccolti con il dispositivo Vocal Holter presso l’Ospedale Don Gnocchi di Milano che ha fornito i dati, divisi per aver seguito percorsi di riabilitazione in ambulatorio e da remoto in tre stadi del trattamento: a inizio e fine terapia (T0 e T1) e nel follow-up a tre mesi dalla fine della terapia (T2). Il Vocal Holter, un microfono a contatto posizionato alla base del collo, è stato impiegato per monitorare l’attività delle corde vocali per un massimo di sei ore, mentre i pazienti svolgevano le loro attività quotidiane. Questo dispositivo rileva le vibrazioni della pelle generate dall’attività delle corde vocali, consentendo l’analisi di diversi parametri legati alla fonazione. I dati acquisiti possono poi essere trasferiti su un’interfaccia digitale, per una successiva elaborazione. Prima di procedere all’analisi, è stato necessario un preprocessing dei dati, che ha incluso un controllo preliminare di tutti i file con la rimozione di righe di testo non utili per lo studio e l’eliminazione di file salvati in modo errato. Successivamente, le sequenze di parametri fornite dal VH sono state elaborate tramite script MATLAB (R2023a) e convertite in tabelle, avviando così l’analisi dei dati acquisiti. I parametri analizzati includono frequenza fondamentale (F0), livello di pressione sonora (SPL), il 90° percentile del rumore di fondo BNL_LAF90 (dBA). Inoltre, è stato considerato il rapporto SPL/BNL_LAF90 , che stima la modulazione vocale sul rumore, e gli indicatori di affaticamento dell’apparato fonatorio, quali Time dose, Cycle dose, Distance dose ed Energy dissipation. L’analisi ha evidenziato che il rapporto SPL/BNL_LAF90 tra T0 e T2 subisce un incremento medio di 0.096 dB/dBA nella classe presenza e 0.051 dB/dBA nella classe remoto, suggerendo un miglioramento della modulazione vocale in entrambe le modalità. Analizzando la variazione tra T0 e T1, l’Energy Dissipation aumenta in media di $0.60 \cdot 10^5 \text{ J/m}^3$ in presenza e di $0.26 \cdot 10^5 \text{ J/m}^3$ in remoto, tra T1 e T2 inoltre si ha un incremento di $0.09 \cdot 10^5 \text{ J/m}^3$ e $1.25 \cdot 10^5 \text{ J/m}^3$

in presenza e in remoto rispettivamente; Considerando il Time Dose, tra T0 e T1 si ha un incremento di 322.04 s per la presenza e 7.11 s per il remoto, mentre tra T1 e T2 sommariamente si osserva una diminuzione di 260.44 s per la presenza e un aumento di 519.15 s per il remoto; Inoltre, per il Distance Dose tra T0 e T1 si ha un aumento della media di 59.51 m per la classe presenza e di 22.35 m per la classe remoto, mentre tra T1 e T2 si ottiene un decremento di 212.13 m per la presenza e un aumento di 167.73 m per la classe remoto; Infine, per il Cycle Dose, valutando la variazione tra T0 e T1, si ha un aumento di $4.35 \cdot 10^4$ cicli in presenza, mentre in remoto di $0.69 \cdot 10^4$ cicli, tra T1 e T2 si osserva un decremento della media di $5.30 \cdot 10^4$ cicli in presenza e un aumento di $6.80 \cdot 10^4$ cicli in remoto. L'analisi dei parametri vocali, completa di verifica della sovrapposizione degli intervalli di confidenza, indica che la terapia logopedica a distanza offre risultati comparabili a quelli della terapia in ambulatorio, suggerendo la non inferiorità del trattamento da remoto.

Indice

1	Introduzione	2
1.1	Contesto e obiettivi dello studio	2
1.2	Anatomia vocale	3
1.3	Influenza della SM sulla qualità della voce	6
2	Materiali e metodi	8
2.1	Parametri vocali	9
2.1.1	Frequenza fondamentale F0 (Hz)	10
2.1.2	Sound Pressure Level SPL (dB)	11
2.1.3	BNL_LAF (dBA)	12
2.1.4	Smoothed Cepstral Peak Prominence CPPS (dB)	13
2.1.5	Dose Vocale	14
2.2	Utilizzo del vocal holter per long monitoring	17
2.2.1	Struttura del VH	17
2.2.2	Parametri e impostazioni	19
2.2.3	Corretto utilizzo del VH	20
2.2.4	Dataset	29
2.2.5	Preprocessing	30
2.2.6	Analisi dei dati	32
2.3	Metodo per la determinazione della retta di regressione lineare	39
3	Risultati	42
3.1	Evoluzione di F0 e SPL nel tempo: confronto tra T0, T1 e T2	42
3.2	Relazione tra BNL_LAF90 e i parametri vocali F0 e SPL	49
3.2.1	Correzione di SPL in relazione a BNL_LAF90	55
3.3	Dose Vocale	63
4	Conclusioni	78

Elenco delle figure

1.1	Organi coinvolti nella produzione vocale.	4
1.2	(a) Vista coronale delle corde vocali e delle vie respiratorie; (b) struttura istologica della lamina propria delle corde vocali in un piano coronale (immagine gentilmente fornita dalla Dott.ssa Jennifer Long dell'UCLA); (c) vista superiore delle corde vocali, della struttura cartilaginea e dei muscoli della laringe; (d) vista mediale dell'articolazione cricoaritenoidica, che coinvolge le cartilagini aritenoidica e cricoidea; (e) vista posterolaterale dell'articolazione cricotiroidica tra la cartilagine tiroidea e quella cricoidea. Le frecce in (d) e (e) indicano la direzione dei possibili movimenti delle cartilagini aritenoidica e cricoidea, causati rispettivamente dall'attivazione dei muscoli LCA e CT.	5
2.1	Componenti Vocal Holter	17
2.2	Pannello frontale dell'unità DAP	18
2.3	Pannello posteriore dell'unità DAP	19
2.4	Interfaccia web VH	21
2.5	La corretta posizione dell'operatore durante la taratura	22
2.6	File output Long Monitoring-File standard	26
2.7	File output Long Monitoring-Tab Separated File	27
2.8	File output Long Monitoring-Tab Separated File 46 ms	28
2.9	Suddivisione dei pazienti per classe.	29
2.10	File formato .txt	31
2.11	File formato .xlsx	32
2.12	Andamento nel tempo dei parametri pt1	32
2.13	Andamento nel tempo dei parametri pt2	33
2.14	Andamento nel tempo dei parametri pt3	33
2.15	Andamento nel tempo di SPL originale e SPL corretto	36
2.16	Calcolo di Kv a partire dal file "separated_tab_46"	37
2.17	Esempio di analisi dose vocale a 95 minuti	38
2.18	Valore osservato VS Valore atteso dal modello	40

ELENCO DELLE FIGURE

3.1	Andamento di F0 (Hz) nel tempo (T0)	43
3.2	Andamento di SPL(dB) nel tempo (T0)	44
3.3	Andamento di F0 (Hz) nel tempo (T1)	44
3.4	Andamento di SPL(dB) nel tempo (T1)	45
3.5	Andamento di F0 (Hz) nel tempo (T2)	45
3.6	Andamento di SPL(dB) nel tempo (T2)	46
3.7	Confronto delle variazioni del coefficiente angolare delle rette di regressione di F0 rispetto al tempo tra classe "remoto" e "presenza".	47
3.8	Confronto delle variazioni del coefficiente angolare delle rette di regressione di SPL rispetto al tempo tra classe "remoto" e "presenza".	47
3.9	Relazione tra BNL_LAF90 e i parametri vocali (F0 e SPL) nei tre momenti di valutazione (T0, T1, T2), con relative rette di regressione per il paziente 4.	50
3.10	Relazione tra BNL_LAF90 e i parametri vocali (F0 e SPL) nei tre momenti di valutazione (T0, T1, T2), con relative rette di regressione per il paziente 6.	50
3.11	Relazione tra BNL_LAF90 e i parametri vocali (F0 e SPL) nei tre momenti di valutazione (T0, T1, T2), con relative rette di regressione per il paziente 9.	51
3.12	Relazione tra BNL_LAF90 e i parametri vocali (F0 e SPL) nei tre momenti di valutazione (T0, T1, T2), con relative rette di regressione per il paziente 10.	51
3.13	Relazione tra BNL_LAF90 e i parametri vocali (F0 e SPL) nei tre momenti di valutazione (T0, T1, T2), con relative rette di regressione per il paziente 15.	52
3.14	Confronto tra le classi 'Remoto' e 'Presenza' nelle variazioni delle medie dei coefficienti angolari delle rette di regressione BNL_LAF90/SPL, valutate nei tre intervalli temporali: T0-T1, T1-T2 e T0-T2.	53
3.15	Confronto tra le classi 'Remoto' e 'Presenza' nelle variazioni delle medie dei coefficienti angolari delle rette di regressione BNL_LAF90/F0, valutate nei tre intervalli temporali: T0-T1, T1-T2 e T0-T2.	53
3.16	SPL originale VS SPL corretto a T0:paziente 4	56
3.17	SPL originale VS SPL corretto a T1:paziente 4	56
3.18	SPL originale VS SPL corretto a T2:paziente 4	57
3.19	SPL originale VS SPL corretto: paziente 9 @ T0	59
3.20	SPL originale VS SPL corretto: paziente 9 @ T1	59
3.21	SPL originale VS SPL corretto: paziente 9 @ T2	60
3.22	SPL originale VS SPL corretto: paziente 15 @ T0	61

ELENCO DELLE FIGURE

3.23	SPL originale VS SPL corretto: paziente 15 @ T1	61
3.24	SPL originale VS SPL corretto: paziente 15 @ T2	62
3.25	Andamento della funzione Kv nel tempo @ T0	63
3.26	Andamento della funzione Time dose nel tempo @ T0	64
3.27	Andamento della funzione Distance dose nel tempo @ T0	64
3.28	Andamento della funzione Cycle dose nel tempo @ T0	65
3.29	Andamento della funzione Energy Dissipation dose nel tempo @ T0	65
3.30	Distribuzione dell'attività vocale dei pazienti dopo 95 minuti di monitoraggio a T1, con distinzione tra i soggetti attivi e quelli inattivi.	66
3.31	Distribuzione dei valori delle dosi vocali per ciascun paziente al tempo T0.	67
3.32	Distribuzione dei valori delle dosi vocali per ciascun paziente al tempo T1.	68
3.33	Distribuzione dei valori delle dosi vocali per ciascun paziente al tempo T2.	68
3.34	Distribuzione dei valori delle dosi vocali per pazienti divisi in classi al tempo T0.(1)	69
3.35	Distribuzione dei valori delle dosi vocali per pazienti divisi in classi al tempo T0.(2)	70
3.36	Distribuzione dei valori delle dosi vocali per pazienti divisi in classi al tempo T1.(1)	70
3.37	Distribuzione dei valori delle dosi vocali per pazienti divisi in classi al tempo T1.(2)	71
3.38	Distribuzione dei valori delle dosi vocali per pazienti divisi in classi al tempo T2.(1)	71
3.39	Distribuzione dei valori delle dosi vocali per pazienti divisi in classi al tempo T2.(2)	72
3.40	Distribuzione delle variazioni delle medie delle dosi vocali divise in classi	75

Capitolo 1

Introduzione

1.1 Contesto e obiettivi dello studio

In questo capitolo si affronta il tema che ha portato allo sviluppo del lavoro di tesi. In particolare, si approfondisce la patologia di cui sono affetti i pazienti osservati, i sintomi che presentano e le maggiori difficoltà che affrontano nella comunicazione di tutti i giorni. Tutti i pazienti coinvolti in questo studio hanno ricevuto diagnosi di sclerosi multipla, una malattia autoimmune, caratterizzata da una reazione anomala delle difese immunitarie che attaccano alcuni componenti del sistema nervoso centrale. L'infiammazione scatenata dal sistema immunitario può danneggiare sia la guaina che circonda e isola le fibre nervose chiamata mielina, sia le cellule specializzate nella sua produzione ovvero gli oligodendrociti, che le fibre nervose stesse. Questo processo prende il nome di demielinizzazione e può evolvere da una fase iniziale acuta a una fase cronica, che crea delle placche. Le placche create in fase cronica prendono la forma di cicatrici, dette sclerosi [1]. I pazienti affetti da SM possono presentare vari sintomi, tra cui: disturbi cognitivi che si manifestano attraverso disturbi dell'attenzione o della memoria, difficoltà a mantenere la concentrazione, problemi ad effettuare calcoli o pianificare attività complesse, a svolgere più cose contemporaneamente, confusione; Dolore fisico che può portare a bruciore o fitte in vari distretti corporei come lo stomaco, apparato muscoloscheletrico ecc.; Disturbi della sensibilità; Depressione; Disturbi della coordinazione; Disturbi del linguaggio [2]. Il disturbo del linguaggio è il tema centrale di questo studio, infatti si stima che dal 25% al 40% dei soggetti affetti da sclerosi multipla soffrano di questo sintomo [3]. Anche se le implicazioni della malattia sono numerose, la difficoltà nella comunicazione sembra che provochi maggiore disagio, poiché una cattiva comunicazione può minare le relazioni interpersonali, il proprio senso di sicurezza e può portare a isolarsi dal mondo esterno. I problemi di linguaggio più comuni nei pazienti con SM includono: linguaggio scandito, ovvero pause più lunghe del

normale tra parole o sillabe; linguaggio confuso; linguaggio nasale e difficoltà con il volume, a causa della debolezza del diaframma che può rendere difficile l'ascolto da parte degli interlocutori. I cambiamenti nel linguaggio associati alla SM, sono dovuti dalle lesioni al cervello e sono differenti in base all'area colpita. Oltre alla diretta conseguenza delle lesioni, le disfunzioni del linguaggio sono anche complicati dalla fatica, uno dei sintomi più comuni della malattia in oggetto. L'obiettivo di questo lavoro di tesi è lo studio e la comparazione di tecniche logopediche che trattano i cambiamenti del linguaggio e migliorano la qualità della vita della vita dei pazienti. Questi trattamenti sono effettuati da logopedisti, operatori sanitari autorizzati che dopo aver valutato la condizione del paziente, elaborano esercizi che mirano a rafforzare e migliorare la funzione dei muscoli coinvolti nel parlato, ma anche nella deglutizione e nella respirazione [4]. In particolare, nei capitoli successivi, si valuta l'efficacia di un programma di riabilitazione vocale effettuata per un gruppo di pazienti in sede ospedaliera mentre per un altro gruppo viene effettuata da remoto. Se si osserva l'efficacia della terapia logopedica a distanza, è possibile offrire assistenza anche a quei pazienti che hanno maggiori difficoltà negli spostamenti e a recarsi periodicamente nella struttura ospedaliera.

1.2 Anatomia vocale

Il processo che porta alla produzione della voce umana coinvolge tre sistemi principali: il respiratorio, il fonatorio e il risonante. Il sistema respiratorio, chiamato anche "supporto del respiro", include i polmoni, la gabbia toracica, i muscoli del torace, il diaframma e la trachea. Esso fornisce l'aria necessaria per la produzione del suono. Quando vogliamo parlare, inspiriamo, e quando espiriamo, l'aria attraversa la trachea e arriva alla laringe, iniziando il processo di produzione del suono. Il sistema fonatorio, che corrisponde alla "scatola vocale" o laringe, è il punto in cui il suono viene effettivamente generato. Le corde vocali, situate nella laringe, sono piccole strutture muscolari coperte da una membrana umida. Durante l'espirazione, le corde vocali si chiudono, creando vibrazioni a causa dell'aria che passa tra di esse. Queste vibrazioni sono la base del suono vocale. Il sistema risonante, che include la gola, la cavità nasale, i seni paranasali e la bocca, amplifica e modella il tono prodotto dalle corde vocali. La lunghezza e la forma di questi passaggi influenzano come il tono viene modificato. Le cavità naturali nel tratto vocale fanno sì che il suono si amplifichi, creando una voce più ricca e articolata. Quando le onde sonore raggiungono la bocca, labbra, lingua e denti entrano in gioco per modellare il suono e trasformarlo in parole attraverso un processo chiamato articolazione. In sintesi, la respirazione fornisce il flusso d'aria, la laringe produce il suono, e il tratto vocale lo amplifica e lo articola, creando la nostra voce [5].

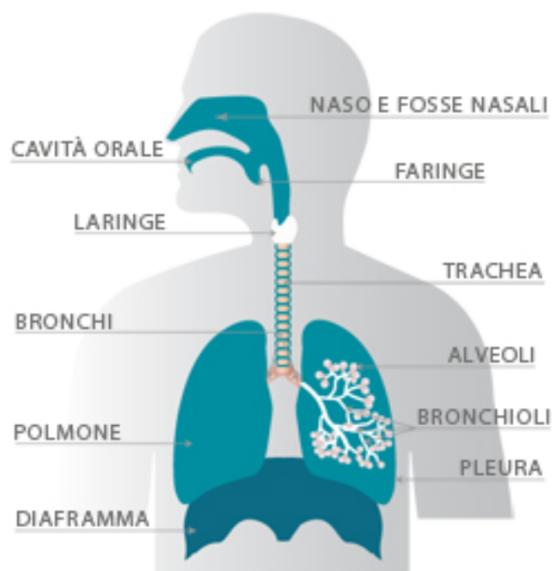


Figura 1.1: Organi coinvolti nella produzione vocale.

[6]

Questa sinergia tra organi appartenenti a diversi apparati può essere paragonata a un circuito elettrico, in cui l'apparato respiratorio funge da alimentatore, le corde vocali agiscono come un interruttore con resistenza variabile (regolando il flusso d'aria tra apertura e chiusura), il tratto vocale svolge il ruolo di amplificatore, e il suono prodotto rappresenta il segnale di output, ovvero la voce. Ogni corda vocale misura circa 11–15 mm nelle donne adulte e 17–21 mm negli uomini, estendendosi attraverso la laringe in direzione antero-posteriore. Le corde vocali si attaccano anteriormente alla cartilagine tiroidea e posteriormente alla superficie anterolaterale delle cartilagini aritenoidee. Entrambe le cartilagini, aritenoide e tiroide, si trovano sopra la cartilagine cricoidea, e interagiscono con essa rispettivamente tramite l'articolazione cricoaritenoidea e cricotiroidea. Il movimento reciproco di queste cartilagini regola la geometria, le proprietà meccaniche e la posizione delle corde vocali. Lo spazio tra le due corde vocali, che si trovano opposte, è noto come glottide.

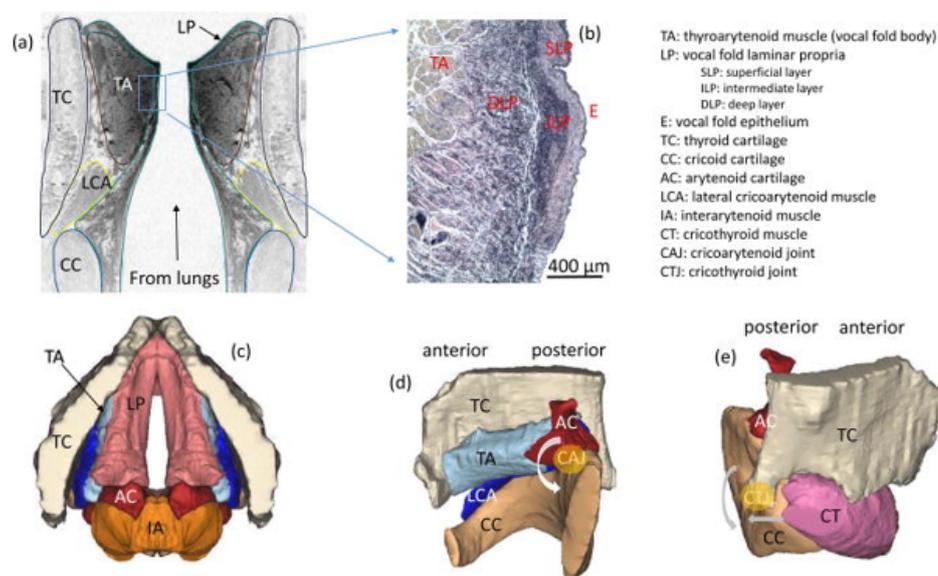


Figura 1.2: (a) Vista coronale delle corde vocali e delle vie respiratorie; (b) struttura istologica della lamina propria delle corde vocali in un piano coronale (immagine gentilmente fornita dalla Dott.ssa Jennifer Long dell'UCLA); (c) vista superiore delle corde vocali, della struttura cartilaginea e dei muscoli della laringe; (d) vista mediale dell'articolazione cricoaritenoidica, che coinvolge le cartilagini aritenoidica e cricoidea; (e) vista posterolaterale dell'articolazione cricotiroidea tra la cartilagine tiroidea e quella cricoidea. Le frecce in (d) e (e) indicano la direzione dei possibili movimenti delle cartilagini aritenoidica e cricoidea, causati rispettivamente dall'attivazione dei muscoli LCA e CT.

[7]

La corda vocale, spesso chiamata anche piega vocale, è concettualmente rappresentata come una struttura a due strati, corpo e copertura. Il processo di fonazione inizia con l'adduzione delle corde vocali, che si avvicinano per ridurre o chiudere la glottide. Il flusso d'aria generato dalla contrazione dei polmoni crea una pressione sotto la glottide. Quando questa pressione supera una determinata soglia, le corde vocali iniziano a vibrare in modo autosostenuto. La vibrazione delle corde vocali modula il flusso d'aria attraverso la glottide, trasformandolo prima in un flusso pulsante, che successivamente diventa turbolento nel tratto vocale. Il ciclo di fonazione si divide in due fasi: la fase di apertura, in cui la glottide si apre e si chiude, e la fase di chiusura, in cui la glottide è completamente chiusa o rimane parzialmente aperta se la chiusura è incompleta. Durante la fase di apertura, il flusso glottidale aumenta, mentre nella fase di chiusura il flusso si riduce a zero o resta minimo nel caso di chiusura incompleta [7]. Una fase di apertura più lunga

favorisce la predominanza della prima armonica nella porzione a bassa frequenza dello spettro vocale. Al contrario, una fase di apertura molto breve può far emergere come dominante la seconda armonica o addirittura la quarta. La piega vocale può essere soggetta a deformazioni o danni, con conseguenti alterazioni nella qualità della voce. Disturbi come l'infiammazione, la paralisi o la formazione di noduli sulle corde vocali possono causare disordini vocali, che spesso richiedono trattamenti terapeutici, come la logopedia, per migliorare la funzione vocale.

1.3 Influenza della SM sulla qualità della voce

Questo studio ha posto l'attenzione sulla qualità della voce nei pazienti affetti da sclerosi multipla, analizzando in particolare la presenza di alterazioni vocali legate alla patologia. I risultati di una ricerca condotta su un gruppo di pazienti con sclerosi multipla hanno evidenziato che il 90% dei soggetti che presentano episodi di interruzione vocale si trova nella fase recidivante-remittente, mentre il restante 10% appartiene alla fase primaria o secondaria progressiva. Allo stesso modo, tra i pazienti che manifestano affaticamento vocale, circa l'80% si trova nello stadio recidivante-remittente, mentre il restante 20% è nelle forme primaria o secondaria progressiva. Questi dati suggeriscono che i disturbi vocali non sono esclusivi di un'unica forma della malattia, ma possono manifestarsi sia nella sclerosi multipla recidivante-remittente sia nelle forme progressive. Tali sintomi potrebbero riflettere il coinvolgimento del sistema nervoso centrale nella regolazione della fonazione e indicano la necessità di un'attenzione clinica mirata per la gestione delle difficoltà vocali nei pazienti con sclerosi multipla, indipendentemente dallo stadio della malattia [8]. Gli studi hanno inoltre evidenziato che i pazienti affetti da sclerosi multipla possono presentare una debolezza nei muscoli espiratori, condizione spesso associata a difficoltà nel tossire e nell'eliminare le secrezioni dalle vie aeree principali [9]. Come riportato in [8], sia nelle donne che negli uomini è stata osservata una riduzione del tempo di fonazione rispetto ai valori fisiologici, attribuibile a una scarsa coordinazione tra i muscoli respiratori e laringei. Un'ulteriore differenza nei parametri vocali tra soggetti sani e pazienti affetti da sclerosi multipla è stata osservata nel lavoro di tesi [10], in cui si evidenzia che i pazienti affetti da sclerosi multipla mostrano una minore capacità di variare sia il livello di intensità del parlato (SPL) che la frequenza fondamentale (F0) in risposta al rumore di fondo. La capacità di variare l'intensità della voce in funzione del rumore di fondo è nota come *effetto Lombard*. Un secolo fa, l'otorinolaringoiatra francese Etienne Lombard descrisse un fenomeno osservato mentre esaminava un paziente all'Hôpital Lariboisière di Parigi. Questa scoperta, pubblicata nel suo scritto intitolato "Le signe de l'élévation de la voix" (Lombard, 1911), venne successivamente riconosciuta come l'Effetto Lombard, in suo onore. Oggi, l'Effetto Lombard è considerato uno

strumento essenziale non solo in ambito medico, ma anche in discipline come la psicologia, la neurobiologia e la ricerca sul comportamento animale. Lombard espone un paziente a un rumore mentre era impegnato in una conversazione e osservò che, in presenza del suono, il soggetto aumentava automaticamente il volume della propria voce. Quando il rumore cessava, il livello vocale tornava alla normalità. Il paziente, tuttavia, non sembrava rendersi conto di questa variazione nel proprio sforzo vocale.[11] La presenza di questo fenomeno in condizioni fisiologiche risulta ridotta nei soggetti affetti da sclerosi multipla. Questa differenza tra risposta vocale in individui sani e in quelli con patologia rappresenta un aspetto centrale di questo lavoro di tesi. In particolare, è stata analizzata la variazione dell'intensità vocale in relazione al rumore di fondo, insieme ad altri parametri vocali, al fine di confrontare due approcci differenti di riabilitazione logopedica. Il miglioramento della qualità vocale nei pazienti affetti da sclerosi multipla attraverso la terapia logopedica è stato confermato anche in studi precedenti. In particolare, nello studio [12] i risultati evidenziano un miglioramento significativo dei parametri vocali nel gruppo sottoposto a esercizi specifici rispetto al gruppo di controllo. I progressi sono stati particolarmente evidenti nelle prove in cui i partecipanti dovevano sostenere la vocale /a/, rispetto a quelle che prevedevano un eloquio spontaneo. Inoltre, i pazienti hanno riportato una percezione positiva della propria voce e della sua efficacia nella vita quotidiana, suggerendo che i benefici del trattamento si siano mantenuti nel tempo. Nel capitolo successivo vengono presentati i metodi e i risultati di uno studio che ha confrontato due approcci terapeutici logopedici: il primo prevede l'erogazione della terapia in ambulatorio, mentre il secondo si basa sulla somministrazione della terapia a distanza

Capitolo 2

Materiali e metodi

Il presente studio è condotto in collaborazione con il reparto di Logopedia e Riabilitazione dell'Ospedale Don Gnocchi di Milano. La missione della Fondazione è quella di rispondere ai bisogni sanitari e assistenziali delle persone in condizioni di sofferenza e fragilità, offrendo supporto ai pazienti e a coloro che li assistono, come familiari, operatori sanitari e volontari. Nell'ambito di questo lavoro di tesi, il focus è rivolto ai pazienti affetti da sclerosi multipla (SM), in particolare all'analisi degli effetti della patologia sulle prestazioni vocali. A tal fine, è stato esaminato un dataset costituito da registrazioni vocali di 20 soggetti tra uomini e donne, suddivisi in due gruppi: 10 pazienti seguiti in ambulatorio e 10 seguiti da remoto. Per l'acquisizione e l'analisi dei dati, i pazienti hanno indossato un vocal holter, che ha registrato la loro attività vocale per un periodo di circa quattro ore durante la giornata. Le registrazioni sono state effettuate in vari contesti ambientali, sia in solitudine che in presenza di altre persone, in ambienti silenziosi o rumorosi. Il cambiamento del contesto è un aspetto cruciale per valutare la capacità del soggetto di modulare l'attività vocale in base alle condizioni esterne. Le acquisizioni vocali sono state effettuate in tre momenti distinti: all'inizio del percorso riabilitativo (T0), al termine dello stesso (T1) e nel follow-up successivo (T2). L'obiettivo principale della tesi è il confronto tra la riabilitazione svolta in ambulatorio, successivamente denominata "in presenza", e quella effettuata a distanza tramite comunicazione remota, definita come "remoto". L'analisi comparativa è stata condotta considerando diversi parametri vocali, tra cui la frequenza fondamentale F0 (Hz), il CPPS (dB), il livello di rumore di fondo (90° percentile, in dBA) e il livello di pressione sonora SPL (dB). Inoltre, per valutare l'affaticamento vocale, sono stati analizzati parametri derivanti dalla dose vocale, quali Time dose, Cycle dose, Distance dose ed Energy dissipation.

2.1 Parametri vocali

Per questo studio sono stati analizzati ed elaborati due tipi di file di testo che il vocal holter restituisce come output: Il primo è in formato “tab”, in cui si trovano i parametri :

- Time(HH:MM:SS);
- Battery(%);
- T(°C);
- RH(%);
- BNL_LAF90(dBA);
- BNL_LAF75(dBA);
- BNL_LAF50(dBA);
- BNL_Leq(dBA);
- PPT(%);
- SPL_mean(dB);
- SPL_median(dB);
- SPL_5perc(dB);
- SPL_95perc(dB);
- SPL_SDV(dB);
- F0_mean(Hz);
- F0_median(Hz);
- F0_5perc(Hz);
- F0_95perc(Hz);
- F0_SD(Hz);
- CPPS_mean(dB);
- CPPS_median(dB);

- CPPS_5perc(dB),

tabulati ogni minuto e trenta secondi circa.

Le prime quattro colonne danno un'indicazione dell'orario di ogni tabulazione, della percentuale di batteria residua del dispositivo, della temperatura e dell'umidità percentuale in cui avviene la registrazione.

Di tutti i parametri vocali presenti, quelli di maggior interesse sono stati: F0_mean, F0_SD, SPL_mean, SPL_SDV, BNL_LAF90.

Il secondo file contiene solo due colonne, nella prima sono registrati i valori di F0 e nella seconda i valori di SPL. I due valori vengono acquisiti ogni 46 ms.

2.1.1 Frequenza fondamentale F0 (Hz)

È un parametro che rappresenta la frequenza oscillatoria delle corde vocali espressa in Hertz. F0 è determinata prevalentemente da dimensione e massa della laringe. Le differenze tra le vocali pronunciate da uomini, donne e bambini dipendono non solo da fattori anatomici, come la dimensione della laringe, la massa delle corde vocali e la lunghezza del tratto vocale, ma anche dalla fisiologia della vibrazione delle corde vocali. Nelle donne e nei bambini, infatti, si verifica un'interazione significativa tra la sorgente sonora e il filtro vocale, che contribuisce a conferire alle loro voci una caratteristica qualità "soffiata" (breathy).[13]. Poiché le corde vocali degli uomini sono di lunghezza maggiore rispetto a quella delle donne, i primi avranno una F0 inferiore. In particolare, per i soggetti sani, è compresa in un intervallo che per gli uomini va dai 80 Hz ai 180 Hz, per le donne si trova tra i 160 e 260 Hz.[14] Valori di frequenza fondamentale che si discostano significativamente dai valori di riferimento, superando la tolleranza definita dalla deviazione standard, indicano corde vocali troppo corte o una massa eccessivamente ridotta, qualora la F0 sia superiore ai valori normativi. Al contrario, una frequenza fondamentale troppo bassa potrebbe derivare da una riduzione della tensione delle corde vocali (ad esempio a causa di una neuropatia), o da un aumento della massa delle corde vocali, come nel caso di polipi, edemi o esposizione agli androgeni nelle donne.

2.1.2 Sound Pressure Level SPL (dB)

Il livello di pressione sonora (SPL), a una determinata distanza dalla bocca del locutore, è il risultato delle variazioni della pressione ambientale dell'aria provocate dal raggiungimento di un'onda sonora. È calcolata come una scala logaritmica rispetto a un livello di riferimento di 20 micropascal, che corrisponde al limite dell'udito umano. La norma ISO 1999 definisce la pressione sonora livello (L_p) con la seguente formula:

$$L_p = 10 \log_{10} \cdot \left(\frac{p}{p_0}\right)^2 \quad (2.1)$$

A causa delle grandi variazioni di ampiezza della pressione sonora, viene utilizzato il livello di pressione sonora in decibel (L_p) anziché in Pascal. Nel sistema dei decibel, i suoni percepibili dall'orecchio umano spaziano da 0 dB, corrispondente alla soglia dell'udito, fino a oltre 130 dB, livello associato alla soglia del dolore. Più nel dettaglio, i suoni compresi tra 0 e 40 dB vengono classificati come deboli o molto deboli, mentre quelli tra 60 e 80 dB rientrano generalmente nella categoria dei suoni rumorosi. I valori tipici per la voce umana variano, ma si aggirano intorno ai 60-80 dB durante una conversazione normale. Valori di SPL sotto i 60 dB possono indicare una voce debole o una ridotta intonazione, mentre valori superiori a 80 dB possono indicare una voce molto forte o forzata. Il parametro SPL, misurato dal dispositivo VH, è riferito a una distanza standard d_0 di 22 cm, ovvero la distanza tra la bocca del soggetto e il microfono. La seguente espressione viene utilizzata per trasformare il valore SPL ad una distanza generica d :

$$SPL_d = SPL_{d_0} + 20 \log_{10} \cdot \left(\frac{d_0}{d}\right) \quad (2.2)$$

Quindi,

$$SPL_d = SPL_{d_0} - 13,5 dB \quad (2.3)$$

Per ottenere il valore di SPL relativo a un metro di distanza, bisogna sottrarre un valore costante pari a 13,15 dB.

Il valore medio di SPL fornisce una misura dell'intensità generale della voce durante un'interazione. Valori medi più alti possono essere associati a una voce più forte e chiara, mentre valori più bassi possono indicare difficoltà nel produrre un suono adeguato.

2.1.3 BNL_LAF (dBA)

Questo parametro rappresenta il rumore di fondo presente durante l'intervallo di acquisizione. Nel long monitoring, vengono registrati diversi valori, tra cui BNL_LAF50, BNL_LAF75, BNL_LAF90 e BNL_LAF_eq. I numeri 50, 75 e 90 si riferiscono ai percentili, che indicano la distribuzione dei dati misurati. 50° percentile (mediana): rappresenta il valore centrale della distribuzione, con il 50% dei dati inferiori e il 50% superiori. Ad esempio, se la mediana dell'altezza in un gruppo di persone è 170 cm, significa che metà delle persone è più bassa e l'altra metà più alta. 75° percentile: indica il valore al di sotto del quale si trova il 75% dei dati, mentre il restante 25% è superiore. Ad esempio, se il 75° percentile dello stipendio in un'azienda è 3.000 €, significa che il 75% dei dipendenti guadagna meno di questa cifra, mentre il restante 25% guadagna di più. 90° percentile: rappresenta il valore sotto il quale si colloca il 90% dei dati, con solo il 10% superiore. Ad esempio, se il 90° percentile del tempo di risposta di un server è 200 ms, significa che il 90% delle richieste viene elaborato in meno di 200 ms, mentre il restante 10% impiega più tempo.

PERCENTILE	SIGNIFICATO	COSA INDICA?
50° percentile	Mediana	Il 50% dei dati è sotto, il 50% sopra
75° percentile	Alto valore nella distribuzione	Il 75% dei dati è sotto, il 25% sopra
90° percentile	Valore molto alto	Il 90% dei dati è sotto, il 10% sopra

Tabella 2.1: Riassunto percentili del rumore di fondo

Per questo motivo, il parametro più utilizzato per l'analisi dei dati vocali sarà BNL_LAF90, in quanto rappresenta il valore più elevato del rumore di fondo.

2.1.4 Smoothed Cepstral Peak Prominence CPPS (dB)

Il cepstrum di un segnale si ottiene facendo la trasformata di Fourier del logaritmo della trasformata di Fourier del segnale. Per questo motivo, viene definito come uno spettro dello spettro. Visto che questo dominio non è né quello della frequenza né quello del tempo, è stato dato il nome di dominio di quefrequency per evitare confusione, e il valore ottenuto dalla formula prende il nome di cepstrum, ovvero dall'anagramma della "spectrum".[15]

$$C_p(\tau) = |\mathcal{F} \{ \log (|\mathcal{F}\{x(t)\}|^2) \}|^2 \quad (2.4)$$

In cui $x(t)$ è il segnale vocale, F è la trasformata di Fourier, $|F\{x(t)\}|^2$ è lo spettro di potenza del segnale e τ è la quefrequency.

Dal cepstrum si possono definire due parametri importanti per valutare la qualità della voce, vale a dire il CPP (Cepstral Peak Prominence) e CPPS (Cepstral Peak Prominence Smoothed).

Il CPP è una misura dell'intensità del picco cepstrale relativo (espressa in decibel) del segnale vocale. Viene calcolato come la differenza tra il valore massimo del picco cepstrale, che si trova all'interno delle frequenze di fonazione previste, e il valore corrispondente sulla retta di regressione ottenuta dal cepstrum.

La CPPS viene calcolata su una versione smussata del cepstrum. Il processo di smoothing avviene in due fasi: nella prima, i cepstrum vengono mediati nel dominio del tempo, mentre nella seconda, la media viene applicata lungo la quefrequency, che è anch'essa una misura temporale (espressa in secondi), ma non nel senso tradizionale di segnale che evolve nel tempo. La quefrequency viene utilizzata per identificare i periodi delle componenti armoniche di un segnale vocale. È stata progettata per offrire una previsione più accurata, soprattutto per quanto riguarda i segnali vocali. Il CPPS è consigliato per il monitoraggio della voce, poiché presenta un elevato valore predittivo rispetto alla presenza di disturbi vocali, pur essendo anche il CPP una misura utile. Studi condotti nel tempo hanno dimostrato che, quanto più una persona è disfonica, tanto più i suoi valori di CPP e CPPS risultano inferiori rispetto a quelli di un soggetto senza disturbi vocali. In particolare In uno studio che analizza il segnale vocale prodotto dalla vocale "a" sostenuta, Astolfi et al. propongono questo tipo di classificazione:

- -1 se il valore medio di CPPS (CPPS_mean) è maggiore di 19,7 dB e la deviazione standard di CPPS (CPPS_std) è inferiore a 0,9 dB, indicativo di una voce sana;
- +1 se CPPS_mean è inferiore a 18,0 dB e CPPSstd è superiore a 1,3 dB, indicativo di una voce patologica;

- 0 se CPPS_mean è compreso nell'intervallo (18,0÷19,7) dB e CPPS_std è compreso nel range (0,9÷1,3) dB, corrispondente a valori non attendibili.[16]

2.1.5 Dose Vocale

È fondamentale analizzare gli effetti di un utilizzo prolungato o eccessivo della voce per valutare con precisione la quantità di vocalizzazione. A tale scopo, si possono prendere in considerazione tre fattori chiave:

- Durata della produzione vocale;
- Intensità del suono emesso;
- Frequenza fondamentale.

Il carico vocale è definito come la combinazione di un utilizzo prolungato della voce e altri fattori, come una frequenza di fonazione elevata e un livello alto di pressione sonora.[17]. Lo sforzo vocale, invece, è una misura fisiologica che considera i cambiamenti nella produzione vocale causati dalla distanza dal pubblico, dal rumore e dalle condizioni ambientali. Negli ultimi anni, l'attenzione si è focalizzata sulla valutazione della quantità di vocalizzazione eseguita dai locutori nel tempo, e gli accumulatori vocali vengono impiegati per determinare parametri come l'intensità del parlato (misurata come livello di pressione sonora, SPL), la frequenza fondamentale f_0 e la durata della fonazione. Un uso prolungato della voce può essere considerato un problema legato all'esposizione delle corde vocali alle vibrazioni, e, sebbene queste vibrazioni siano autoindotte, sono simili all'esposizione ai raggi solari o a sostanze chimiche. È stato introdotto il concetto di "dose vocale" e viene utilizzato per quantificare la quantità di vocalizzazione. In questa sezione, vengono presentate le definizioni di quattro dosi vocali.[18]

Time Dose D_t

La dose vocale più semplice è la dose temporale, espressa in secondi, spesso indicata come tempo di vocalizzazione o tempo di accumulo vocale. Questa misura quantifica la durata complessiva in cui le pieghe vocali sono in vibrazione.

$$D_t = \int_0^{t_m} k_v dt \quad (2.5)$$

Il tempo totale di misurazione è rappresentato da t_m , mentre k_v è una funzione a gradino che assume valore 1 quando il fotogramma è vocalizzato. La dose temporale può essere messa in relazione con la Percentuale di Tempo di Voicing (PPT), la quale si ottiene calcolando il rapporto tra la dose temporale e il tempo

complessivo di misurazione, moltiplicando poi il risultato per 100.

Cycle Dose D_c

Quantifica il numero totale di oscillazioni completate dalle corde vocali nel tempo.

$$D_c = \int_0^{t_m} k_v f_o dt \quad (2.6)$$

f_0 è la frequenza fondamentale dell'oscillazione delle corde vocali (Hz).

Distance Dose D_d

Per considerare anche le variazioni di ampiezza della vibrazione, viene introdotta la dose di distanza, che quantifica il percorso totale compiuto dalle corde vocali durante i cicli di vibrazione. Questa misura è espressa in metri.

$$D_d = 4 \int_0^{t_m} k_v A f_o dt \quad (2.7)$$

Dove A rappresenta l'ampiezza delle corde vocali. Il coefficiente quattro è giustificato dal fatto che, teoricamente, le corde vocali percorrono una distanza pari a quattro volte la loro ampiezza durante un ciclo di vibrazione. Poiché l'ampiezza varia in funzione dell'intensità vocale, la dose di distanza (D_d) considera sia l'intensità che la frequenza fondamentale durante la fonazione. Tuttavia, la misurazione diretta dell'ampiezza delle corde vocali risulta estremamente complessa. Per ovviare a questa difficoltà, si ricorre a un'approssimazione basata su normative consolidate e dati sperimentali preesistenti. L'ampiezza A può essere stimata attraverso la formula:

$$A = 0.05 L_0 [(P_L - P_{th}) / P_{th}]^{\frac{1}{2}} \quad (2.8)$$

In cui L_0 rappresenta la lunghezza di riferimento delle corde vocali, che è 0.016 m per gli uomini e 0.01 m per le donne, P_L è la pressione dei polmoni e P_{th} è la pressione minima per avviare la fonazione. La formula per determinare P_{th} è riportata nell'equazione seguente:

$$P_{th} = 0.14 + 0.06 (f_0 / f_{0N})^2 \quad (2.9)$$

Dove f_0 rappresenta la frequenza fondamentale e f_{0N} è la frequenza fondamentale nominale (pari a 120 Hz per gli uomini e 190 Hz per le donne). La formula per calcolare la pressione polmonare P_L è la seguente:

$$P_L = P_{th} + 10^{\frac{(SPL-78.5)}{27.3}} \quad (2.10)$$

L'SPL utilizzato nel formula è riferito a 50 cm.

Energy Dissipation Dose D_e

Considera l'effetto del fattore di agitazione termica del tessuto all'interno della piega vocale e quantifica la quantità di calore generata durante la vibrazione, come calcolato nell'Eq.2.11:

$$D_e = \frac{1}{2} \int_0^{t_m} k_v \eta (A/T)^2 \omega^2 dt \quad (2.11)$$

La dose di dissipazione dell'energia è espressa in joule/m³, dove η rappresenta la viscosità di taglio del tessuto delle corde vocali, misurata in Pascal·s, e T è lo spessore verticale delle corde vocali, espresso in metri. Inoltre, $\omega=2\pi f_0$ è la frequenza angolare di vibrazione delle corde vocali in rad/s. Sia la viscosità di taglio η che lo spessore verticale T sono approssimati utilizzando le seguenti regole:

$$\eta = \begin{cases} \frac{5.4}{f_0}, & \text{per gli uomini} \\ \frac{1.4}{f_0}, & \text{per le donne} \end{cases} \quad (2.12)$$

$$T = \begin{cases} \frac{0.0158}{1+2.15(f_0/120)^{\frac{1}{2}}}, & \text{per gli uomini} \\ \frac{0.01063}{1+1.69(f_0/190)^{\frac{1}{2}}}, & \text{per le donne} \end{cases} \quad (2.13)$$

Come si può notare, entrambi i parametri derivano dalla grandezza f_0 .

2.2 Utilizzo del vocal holter per long monitoring

Per raccogliere tutte le misure necessarie allo studio, è stato utilizzato un microfono a contatto, uno strumento che consente di rilevare le vibrazioni della pelle generate dall'attività delle corde vocali. Rispetto ai microfoni aerei tradizionali, questa tecnologia riduce l'influenza del rumore ambientale e garantisce un'acquisizione più precisa dei parametri vocali. In particolare, il dispositivo impiegato è il Vocal Holter Med, un sistema di monitoraggio basato sulla tecnologia Voice Care[®], progettato sia per la prevenzione primaria sia come supporto diagnostico per i disturbi dell'apparato vocale. Il sistema non solo registra le vibrazioni vocali, ma fornisce anche feedback sonori in tempo reale in caso di situazioni di rischio. I dati raccolti, che comprendono parametri vocali, temperatura locale e umidità relativa, possono essere scaricati e analizzati tramite un'interfaccia web. Grazie all'affidabilità delle misurazioni, Vocal Holter Med rappresenta un valido dispositivo elettromedicale per il monitoraggio e la diagnosi dei disturbi vocali.

2.2.1 Struttura del VH

Il dispositivo è composto dai seguenti componenti:

- A. Unità per l'acquisizione ed elaborazione dei dati (DAP), con dimensioni approssimative di $9 \times 8 \times 4$ cm, dotata di microfono audio integrato e distanziatore.
- B. Microfono a contatto (modello HX-505-1-1).
- C. Adattatore di alimentazione con relativo cavo.
- D. Manuale d'uso.

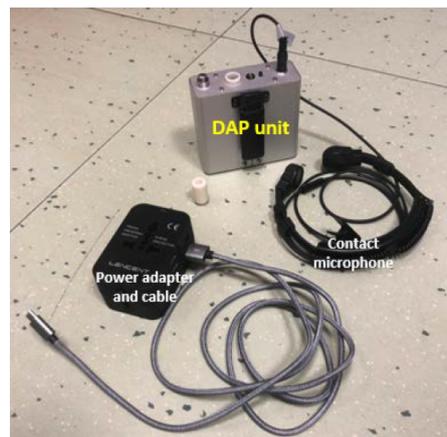


Figura 2.1: Componenti Vocal Holter

Il pannello frontale dell'unità DAP è illustrato nella Figura 2, dove sono visibili i seguenti elementi:

- Microfono audio: utilizzato come riferimento durante la taratura del microfono a contatto e impiegato nella valutazione a lungo termine per stimare il livello di rumore di fondo.
- LED di stato (Light Emitting Diode): segnala l'accensione o lo spegnimento dell'unità DAP e fornisce informazioni sul livello di carica della batteria e sullo stato operativo del dispositivo.
- Pulsante multifunzione, utilizzato per diverse operazioni:
 - Pressione prolungata (oltre 3 secondi): consente di accendere o spegnere l'unità DAP dopo 30 secondi (oppure immediatamente con un doppio clic dopo la pressione prolungata). Se il processo di spegnimento viene interrotto, è sufficiente eseguire un singolo clic.
 - Doppio clic: attiva il trasmettitore Wi-Fi dell'unità DAP e termina eventuali operazioni in corso.
 - Singolo clic: mostra lo stato di carica della batteria tramite il LED di stato.
- Antenna telescopica: funge da distanziatore durante la taratura del microfono a contatto.
- Connettore jack femmina: punto di connessione in cui viene inserito il jack maschio del microfono a contatto.

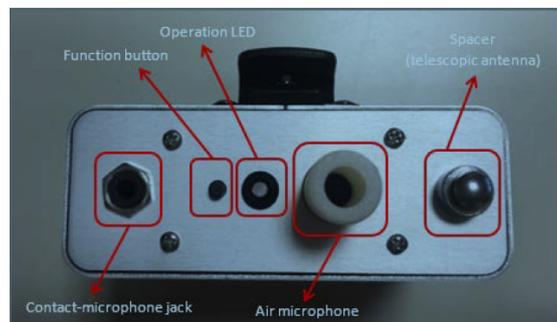


Figura 2.2: Pannello frontale dell'unità DAP

Nel retro dell'unità DAP, si trovano i seguenti componenti:

- Connettore USB per la ricarica della batteria, che avviene tramite alimentatore.

- LED di ricarica, che assume un colore arancione durante la fase di ricarica e diventa verde quando la batteria è completamente carica.
- LED di stato, che si illumina di rosso quando il livello della batteria scende sotto la soglia minima.



Figura 2.3: Pannello posteriore dell'unità DAP

Le superfici interna ed esterna dell'unità DAP presentano rispettivamente:

- La clip per cintura sulla superficie interna.
- Il foro per il sensore di temperatura e umidità sulla superficie esterna.

2.2.2 Parametri e impostazioni

Vocal Holter Med è in grado di misurare diversi parametri vocali e ambientali:

Parametri vocali

- Livello di pressione sonora (SPL) a circa 22 cm dalla bocca, in dB
- Frequenza fondamentale (F0), espressa in Hz.

- Percentuale del tempo di espressione (Dt%).
- Jitter locale (%), Shimmer locale (%) e CPPS (Cepstral Peak Prominence Smoothed), espressi in dB, relativi alla pronuncia di una vocale continua.

Parametri ambientali

- Livello di rumore di fondo con i parametri LA50, LA75, LA90, LAeq, in dB.
- Temperatura dell'aria, espressa in °C.
- Umidità relativa dell'aria (h), espressa in %UR.

2.2.3 Corretto utilizzo del VH

Per utilizzare correttamente il dispositivo, è necessario seguire i seguenti passaggi:

1. Collegare il microfono a contatto all'unità DAP e indossarlo comodamente attorno al collo, nella posizione corretta.
2. Accendere l'unità DAP per renderla rilevabile, quindi collegarla al proprio computer tramite Wi-Fi, inserendo una password specifica per ogni dispositivo. Il dispositivo viene solitamente identificato come VHM_N, dove N è un numero intero che rappresenta l'unità in uso. Successivamente, aprire un browser web (preferibilmente Firefox o Chrome) e digitare l'indirizzo IP del Vocal Holter. Il nome e la password della rete Wi-Fi del Vocal Holter Med, insieme al suo indirizzo IP, sono riportati sulla ID-CARD del dispositivo, che include anche il numero di serie e la versione del firmware. L'interfaccia web è suddivisa in quattro sezioni principali:
 - Sezione taratura: consente di avviare il processo di taratura sia per il microfono audio che per il microfono a contatto.
 - Sezione di valutazione: permette di scegliere tra una valutazione a breve o lungo termine.

- Sezione ambientale e di sistema: mostra in tempo reale i valori di temperatura, umidità relativa e lo stato di carica della batteria.
- Sezione download: consente di scaricare parametri, dati sotto forma di istogrammi o campioni vocali. Il pulsante “Scarica campioni vocali” rimane disattivato e si abilita solo se l’opzione “Registra audio” è stata selezionata all’inizio della valutazione, sia a breve che a lungo termine.

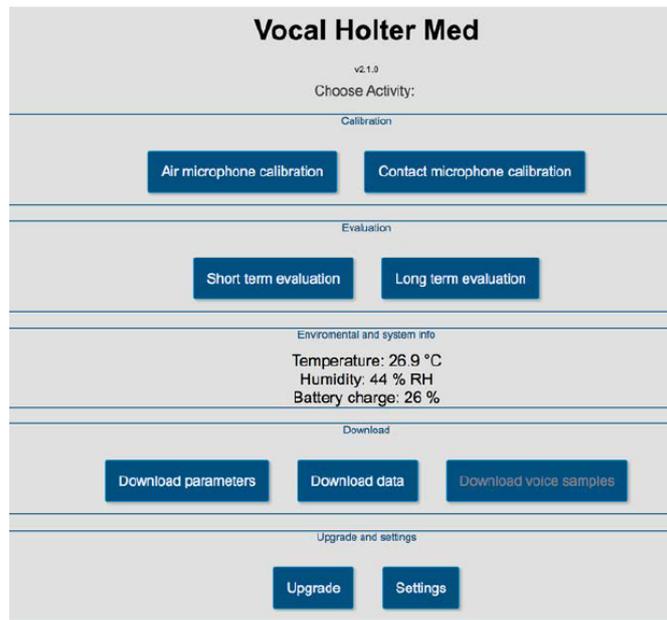


Figura 2.4: Interfaccia web VH

3. Procedere con la taratura del microfono a contatto:

- Selezionare l’opzione “Taratura del microfono a contatto” nell’interfaccia web del Vocal Holter Med e impostare il livello di linearità minima desiderato (60%, 70% o 80%). -Il parametro di linearità minima rappresenta un indice di qualità da raggiungere durante il processo di taratura: un valore più alto implica un errore quadratico medio inferiore, ma richiede maggiore precisione nell’esecuzione della taratura.
- Indossare il microfono a contatto assicurandosi che rimanga stabile nella stessa posizione (evitare di spostarlo durante la valutazione a lungo termine).
- Estendere completamente l’antenna e posizionarla a contatto con il mento.

- Avviare la taratura premendo il pulsante OK sull'interfaccia web.
- Rimanere in silenzio per i primi 5 secondi, fino al segnale acustico di avviso.
- Pronunciare il fonema /a/ con un'intensità progressivamente crescente fino al completamento della barra di avanzamento, alternando la vocale sostenuta con brevi pause di silenzio.



Figura 2.5: La corretta posizione dell'operatore durante la taratura

Se la taratura viene eseguita correttamente, verrà visualizzata una finestra di avviso contenente informazioni sulla linearità stimata della funzione di taratura adattata, sulla sua pendenza e sull'errore quadratico medio tra i dati sperimentali e la funzione di taratura adattata. L'errore quadratico medio stimato rappresenta uno degli aspetti principali dell'incertezza del parametro SPL misurato; esso deve essere combinato con l'incertezza associata al taratore di pressione utilizzato per tarare il microfono ad aria, nonché con l'incertezza strumentale del dispositivo (inclusi effetti come non linearità, planarità della risposta in banda passante e altre grandezze di influenza), al fine di determinare l'incertezza complessiva di SPL. L'incertezza tipo strumentale $u(SPL_{instr})$ del dispositivo è stata valutata essere pari a 1.0 dB. Se la taratura non riesce a raggiungere il livello minimo di linearità, il processo si arresta e viene visualizzata una finestra di avviso con il messaggio "Taratura non riuscita".

4. Avviare i monitoraggi necessari, sia a breve che a lungo termine. Al termine, interrompere la registrazione con un doppio clic.

- Valutazione a breve termine

- Posizionare il microfono a contatto.
- Selezionare l'opzione "Valutazione a breve termine" nell'interfaccia web del Vocal Holter Med.
- Prima di avviare la "Valutazione a breve termine", appare una finestra di avviso che ricorda di tarare il microfono a contatto per determinare la soglia di voicing, utilizzata per selezionare i dati validi per l'analisi. La taratura può essere utilizzata anche per la valutazione a lungo termine e rimane valida fino allo spegnimento del dispositivo.
- Se desideri registrare i campioni vocali, seleziona l'opzione "Registra audio".
- Un avviso viene mostrato, poiché i dati precedenti salvati nell'unità DAP verranno eliminati quando premi il pulsante "OK".
- Premi "OK" nella finestra dell'ultimo messaggio e vocalizza il fonema /a/ per tutto il tempo possibile. Se vengono effettuate più vocalizzazioni durante il periodo di registrazione, solo la prima verrà elaborata, indipendentemente dalla durata del suono emesso.
- L'acquisizione dei dati inizia immediatamente dopo aver premuto il pulsante "OK".

Al termine della vocalizzazione, l'unità DAP elabora i dati e successivamente appare una finestra di avviso nell'interfaccia web che mostra il valore dei seguenti parametri, i quali vengono salvati nella memoria interna dell'unità DAP:

- Jitter locale (%);
- Shimmer locale (%);
- Mediana (dB) e deviazione standard (dB) del parametro CPPS (Central Peak Prominence Smoothed);
- Frequenza fondamentale F0 (Hz).

I dati salvati nella memoria interna dell'unità DAP possono essere letti selezionando l'opzione "Scarica parametri" o "Scarica dati" nell'interfaccia web del Vocal Holter Med. Se vengono selezionate le opzioni "Scarica parametri" e "File standard", vengono visualizzati gli stessi parametri della finestra di avviso precedente, insieme ad altre informazioni: data e ora, stato della batteria, temperatura (°C) e umidità relativa (%UR).

Se viene selezionata l'opzione "Scarica dati", vengono generati gli istogrammi relativi ai parametri F0 (Hz), SPL (dB) e CPPS (dB).

- Valutazione a lungo termine

La valutazione a lungo termine deve essere avviata solo dopo che la taratura del microfono a contatto è stata completata con successo, per garantire misurazioni tracciabili dell'SPL.

- Mantenere il microfono a contatto nella stessa posizione in cui è stato fissato durante la taratura.
- Selezionare l'opzione "Valutazione a lungo termine" nell'interfaccia web del Vocal Holter Med.
- Scegliere l'opzione "Registra audio" se si desidera salvare i campioni vocali.
- Selezionare l'opzione "Feedback audio" per attivare il feedback in base alle soglie configurabili nella finestra.
- Le soglie configurabili riguardano i parametri di frequenza fondamentale (con soglie bassa e alta, di default impostate rispettivamente a 0,2 e 0,8 percentili, modificabili) e livello di pressione sonora (con una soglia di default pari a 0,5 percentile).
- L'opzione "Threshold sensitivity (voiced/unvoiced)" definisce la percentuale minima di tempo di fonazione per l'attivazione del feedback audio (il valore predefinito è 50%, ma può essere modificato a 10% o 80%).
- Il controllo scorrevole "Volume avvisi" consente di regolare il volume dei feedback audio.

- Prima di avviare la valutazione a lungo termine, vengono visualizzate tre finestre di avviso: la prima ricorda di tarare il microfono a contatto, la seconda informa che alcuni file sono disponibili per il download e la terza avverte che il trasmettitore Wi-Fi verrà disconnesso durante la valutazione a lungo termine per motivi di risparmio energetico. Se la taratura del microfono a contatto è già stata eseguita, il primo messaggio non verrà visualizzato.
- Dopo aver premuto il pulsante "OK" nell'ultima finestra di avviso, l'interfaccia fornirà le istruzioni per riattivare il trasmettitore Wi-Fi al termine della valutazione a lungo termine.
- Indossare l'unità DAP utilizzando la clip da cintura incorporata e proseguire con la normale attività. Se la valutazione a lungo termine inizia con la batteria completamente carica, si garantisce un tempo di acquisizione di circa sei ore. Al termine della valutazione, fare doppio clic sul pulsante funzione per interrompere l'acquisizione e riaccendere il trasmettitore Wi-Fi dell'unità DAP.
- Connettiti all'interfaccia web del tuo Vocal Holter Med.

I dati memorizzati nella memoria interna dell'unità DAP possono essere consultati selezionando l'opzione "Scarica parametri" o "Scarica dati" nell'interfaccia web del Vocal Holter Med. Se viene selezionato "Scarica parametri", i dati possono essere scaricati in due formati: "File standard" o "File separato da tabulazioni". I dati vengono restituiti nel formato mostrato in fig.2.6 quando viene utilizzato il comando "File standard". Le prime due righe del file contengono le informazioni iniziali: nella prima riga compaiono i parametri di taratura, seguiti, nella seconda riga, da: carica della batteria, la temperatura ($^{\circ}\text{C}$) e l'umidità relativa (%RH), Le righe successive contengono i parametri stimati:

Per il rumore di fondo:

- LA90, LA75, LA50 e LAeq (dB);

I parametri relativi all'attività vocale, invece, sono:

- Percentuale del tempo di espressione (Dt%);
- SPL(dB): Media, mediana, 5° percentile, 95° percentile e deviazione standard. (Il parametro SPL (dB) è riferito a una distanza d_0 di 22 cm, che corrisponde alla distanza impostata dal distanziatore incorporato nell'unità DAP).
- F0(Hz): media, mediana, 5° percentile, 95° percentile e deviazione standard.

```
Long evaluation started on date: 2018-10-08 07:52:08
Calibration parameters: Mean squared error: 8.55 dB, linearity: 86.1 %, Intensity ratio: 1.21 : 1
Battery charge: 74 (%) Temperature: 22.1 (C) Relative humidity: 68 (%RH)

New values: 2018-10-08 07:58:42

Battery charge: 75 (%) Temperature: 22.7 (C) Relative humidity: 61 (%RH)
Background noise (LAF90, LAF75, LAF50, Leq): 49.3 51 55.9 68.4 dB
Percentage phonation time: 5 %
SPL (mean, median, 5° percentile, 95° percentile, standard deviation):74.7 73.5 70.0 85.0 4.8 (dB)
Fundamental frequency (mean, median, 5° percentile, 95° percentile, standard deviation):243.1 228 97 401 98.5 (Hz)

New values: 2018-10-08 08:04:49

Battery charge: 74 (%) Temperature: 23.4 (C) Relative humidity: 59 (%RH)
Background noise (LAF90, LAF75, LAF50, Leq): 53.7 65.8 63.7 77.3 dB
Percentage phonation time: 2 %
SPL (mean, median, 5° percentile, 95° percentile, standard deviation):72.6 72.5 69.5 78.5 2.7 (dB)
Fundamental frequency (mean, median, 5° percentile, 95° percentile, standard deviation):391.6 401 374 401 40.5 (Hz)
```

Figura 2.6: File output Long Monitoring-File standard

Se invece viene utilizzato il comando ‘Download parameters’ e poi ‘Tab-separated-file’, il file di output sarà:

Materiali e metodi

Long evaluation started on date: 2018-10-08 07:52:08
 Calibration parameters: Mean squared error: 8.55 dB, linearity: 86.1 %, Intensity ratio: 1.21 : 1
 Battery charge: 74 (B) Temperature: 22.1 (C) Relative humidity: 68 (RH)

Time	Battery(%)	Temp(C)	RH(%)	BNL_LAF90(dBA)	BNL_LAF75(dBA)	BNL_LAF50(dBA)	BNL_Leq(dBA)	PPT(%)	SPL_mean(dB)									
SPL_median(dB)	SPL_5perc(dB)	SPL_95perc(dB)	SPL_SDV(dB)	F0_mean(Hz)	F0_median(Hz)	F0_5perc(Hz)	F0_95perc(Hz)	F0_SD(Hz)										
07:58:34	75	22.7	61	49.3	51	55.9	68.4	5	74.7	73.5	70.0	85.0	4.8	243.1	228	97	401	98.5
08:04:42	76	23.4	57	53.7	65.8	63.7	77.3	2	72.6	72.5	69.5	78.5	2.7	391.6	401	374	401	40.5
08:10:50	76	24.1	60	56.7	82.3	89.1	69.7	0	72.8	72.0	70.0	78.0	3.5	199.9	145	81	401	134.0
08:16:58	71	24.8	60	67.7	72.2	96	76	2	73.6	74.0	70.0	78.0	2.8	257.5	254	88	401	123.1
08:23:06	70	25.5	60	65.4	74.3	77.4	73.8	0	73.3	73.5	70.0	78.0	2.6	174.4	106	81	401	120.3
08:29:14	69	26.2	55	65.7	74.3	75.7	73.3	2	71.8	72.0	69.5	76.5	2.1	368.1	401	99	401	87.8
08:35:22	69	26.2	56	80.7	76.7	70.6	72.5	15	74.1	74.5	70.0	80.0	3.0	214.8	213	98	387	69.9
08:41:30	66	26.2	56	58	62.8	65.4	68.7	33	73.6	74.0	70.5	78.0	2.4	195.5	199	95	269	49.5
08:47:38	64	26.2	56	53.3	71.7	66.9	69.3	49	74.1	74.5	70.5	79.0	2.7	202.4	201	94	303	58.6
08:53:47	63	26.2	56	56.2	62.7	90.7	71	50	74.8	75.0	70.5	79.0	2.5	206.6	205	97	311	57.6
08:59:55	61	26.2	56	53.3	63.8	94	70.1	59	74.6	75.5	70.5	79.5	2.6	198.7	199	95	283	52.9
09:06:04	61	26.2	56	55	67.2	65.8	69.2	46	74.6	75.0	70.5	79.5	2.7	207.7	209	97	311	59.5
09:12:12	58	26.2	56	58.9	83.1	79	71.6	59	74.8	75.5	71.0	79.5	2.6	209.3	209	94	320	62.5
09:18:21	58	26.2	55	80.8	64.3	79.9	71.6	56	75.2	76.0	71.0	80.0	2.8	227.0	226	97	356	70.0
09:24:29	56	26.2	55	61.2	66.3	69	73.3	58	74.9	75.5	70.5	80.0	2.8	211.4	209	97	325	60.2
09:30:38	58	26.9	55	57.5	68.6	65.4	71.3	57	74.8	75.5	70.5	80.0	2.9	219.3	213	98	351	67.6
09:36:46	55	26.9	55	59.6	68.9	71	71.1	58	75.0	75.5	70.5	80.5	3.0	221.0	217	96	351	68.5
09:42:55	56	26.9	55	58.6	63.3	82.1	72.5	58	75.4	76.0	71.0	81.0	3.0	227.2	221	97	356	70.1
09:49:03	54	26.9	54	71.1	71.4	66.8	71.5	26	74.5	75.0	70.0	80.0	3.1	225.5	223	100	381	73.4
09:55:12	54	26.9	53	62.7	61.9	73.5	68.3	18	74.5	75.0	70.5	80.0	3.0	222.3	217	96	362	73.9
10:01:20	54	26.2	53	64.1	83.3	90.8	70.6	10	73.1	73.0	70.0	76.5	2.8	226.0	221	95	401	80.4
10:07:29	53	26.2	54	60.7	65.4	78.6	75.9	15	74.3	74.5	70.5	80.0	2.9	219.8	215	99	345	69.0
10:13:37	51	26.2	55	68	87.4	66.7	72.6	12	73.0	73.5	70.0	78.0	2.4	203.6	205	98	291	55.1
10:19:46	50	26.9	55	52.2	56.3	61.3	67.5	21	73.0	73.0	70.0	78.5	2.6	216.5	217	98	340	68.9
10:25:54	48	27.6	54	54.9	59.5	67.5	70.4	6	72.2	72.0	69.5	77.0	2.5	228.4	226	94	362	74.3
10:32:03	49	27.6	53	51.3	60	70	67.4	4	72.0	71.5	69.5	77.5	2.7	215.7	211	93	362	75.3
10:38:12	47	27.6	53	55	66.7	66.3	69	15	73.8	74.0	70.0	79.5	3.1	227.2	226	97	362	70.7
10:44:20	45	26.2	51	52.9	57.2	75	74.3	19	73.7	74.0	70.0	79.5	2.9	250.6	246	99	401	78.3
10:50:29	44	26.9	54	50.1	51.6	82.2	71.3	1	74.1	73.5	70.0	82.0	3.6	177.8	170	88	245	86.3
10:56:38	44	27.6	53	58	62.7	74.1	71.2	0	72.5	73.0	70.0	77.0	2.4	213.3	209	83	401	94.6
11:02:46	41	27.6	51	53.7	65.1	83.5	68.1	1	71.2	71.5	69.5	75.0	1.9	194.8	192	89	401	76.5
11:08:55	41	26.9	45	53.6	62.9	69.1	66	7	72.7	73.0	70.0	77.5	2.5	329.0	401	110	401	96.0
11:15:04	41	25.5	51	57.1	60.1	80	70.5	9	72.4	72.5	70.0	76.5	2.1	241.6	217	99	401	95.4
11:21:13	44	26.2	53	55.1	71.7	66	73.6	40	72.2	72.5	70.0	77.0	2.3	187.2	187	90	287	56.8
11:27:21	40	27.6	49	64.1	67.5	71.1	72.6	18	73.1	73.5	70.0	77.5	2.3	196.4	197	97	280	50.6
11:33:30	38	27.6	50	62.2	59	72.9	70.9	16	72.3	72.5	69.5	78.0	2.5	197.5	197	92	303	63.3

Figura 2.7: File output Long Monitoring-Tab Separated File

In questo caso i parametri relativi all'attività vocale saranno gli stessi rispetto al File Standard. Un'ulteriore file viene restituito in output quando si seleziona il comando: "Download parameters" e poi "Tab-separated file (46 ms)". In questo caso, le prime righe saranno identiche ai file analizzati precedentemente, ma i parametri restituiti in output sono solamente SPL e F0, disposti in due colonne, come mostrato in figura 2.8, acquisiti ogni 46.4 ms.

2.2.4 Dataset

Lo studio si basa sull'analisi di un dataset raccolto presso il reparto di riabilitazione della Fondazione Don Gnocchi, composto da 20 pazienti affetti da sclerosi multipla. I pazienti sono stati suddivisi in due gruppi in base alla modalità di somministrazione della terapia logopedica: 10 pazienti hanno seguito il trattamento in presenza, mentre i restanti 10 hanno usufruito della terapia da remoto. Nel dettaglio, il gruppo che ha svolto la terapia in presenza è costituito dai pazienti identificati con i numeri 2, 4, 7, 9, 10, 12, 14, 16, 17 e 18, mentre il gruppo che ha seguito la terapia da remoto include i pazienti 1, 3, 5, 6, 8, 11, 13, 15, 19 e 20. Per quanto riguarda la distribuzione di genere, il campione è composto da 16 donne e 4 uomini. Nello specifico, i pazienti di sesso maschile sono identificati con i numeri 4, 6, 9 e 20, mentre tutti gli altri partecipanti appartengono al genere femminile. Questa suddivisione consente di effettuare un'analisi dettagliata dell'andamento dei parametri vocali e ambientali in relazione alla modalità di terapia seguita, valutandone l'efficacia e le eventuali differenze nei risultati ottenuti.

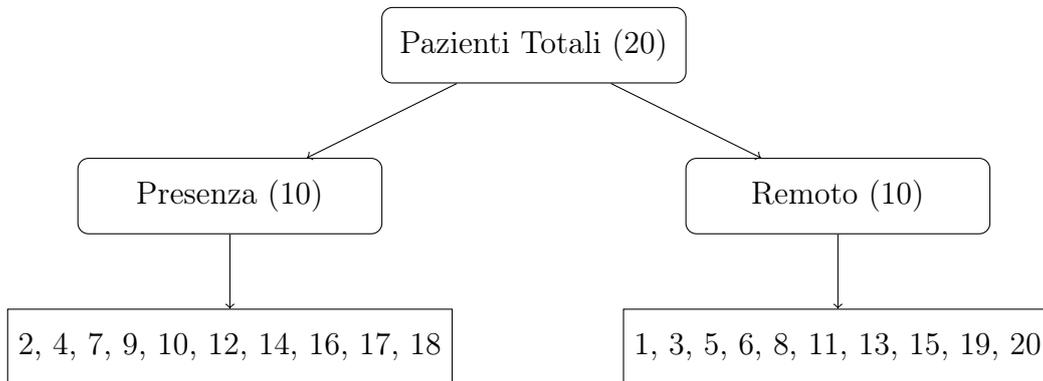


Figura 2.9: Suddivisione dei pazienti per classe.

2.2.5 Preprocessing

Inizialmente, vengono analizzati i file di output in formato "Long monitoring-Tab Separated File", acquisiti dal Vocal Holter (VH). Le prime righe del file .txt contengono informazioni non rilevanti per lo studio, come l'orario di inizio della registrazione e i parametri di taratura. Queste righe vengono quindi eliminate. Successivamente, le righe restanti contengono le acquisizioni dei parametri, registrati a intervalli di circa 1.15 minuti.

I parametri registrati sono divisi in due categorie: ambientali e vocali.

I parametri ambientali includono:

- Orario dell'acquisizione
- Percentuale di carica della batteria
- Temperatura
- Umidità relativa
- BNL_LAF90(dBA)
- BNL_LAF75(dBA)
- BNL_LAF50(dBA)
- BNL_Leq(dBA)

I parametri vocali comprendono:

- SPL_mean(dB)
- SPL_median(dB)
- SPL_5perc(dB)
- SPL_95perc(dB)
- SPL_SDV(dB)
- F0_mean(Hz)
- F0_median(Hz)
- F0_5perc(Hz)

Materiali e metodi

- F0_95perc(Hz)
- F0_SD(Hz)
- CPPS_mean(dB)
- CPPS_median(dB)
- CPPS_5perc(dB)
- CPPS_95perc(dB)
- CPPS_SD(dB).

Il file di testo, dopo l'eliminazione delle righe non pertinenti, è illustrato in figura 2.10. Successivamente, il contenuto viene riorganizzato e convertito in una tabella, come mostrato in figura 2.11, facilitando le successive elaborazioni grazie all'uso di uno script MATLAB.

Time	Battery(%)	T(C)	RH(%)	BNL_LAF90(dBA)	BNL_LAF75(dBA)	BNL_LAF50(dBA)	BNL_Lc9(dBA)	PPT(%)	SPL_mean(dB)	SPL_median(dB)	SPL											
10:13:50	76	28.9	53	50.7	54.8	60.8	68.1	4	76.8	77.5	75.5	79.5	1.2	169.7	169	146	201	26.6	12.2	12.8	6.3	17.8
10:15:05	75	29.6	52	47.2	48.2	68.5	51.8	0	44.0	44.0	44.0	44.0	-0.0	0.0	500	500	500	-0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
10:16:19	75	29.6	53	47.3	51.4	53.5	55.8	0	75.7	76.0	75.5	77.5	0.8	400.0	401	401	401	0.0	5.5	5.9	4.4	6.4
10:17:34	75	29.6	52	52.4	54.7	63.9	58.9	0	75.1	75.5	75.0	76.5	0.5	335.2	401	77	401	136.6	6.4	6.2	5.4	7.9
10:18:48	72	30.3	50	54.2	60.8	63.9	64.1	0	44.0	44.0	44.0	44.0	-0.0	0.0	500	500	500	-0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
10:20:03	73	30.3	50	54	57.7	56.7	59.4	0	77.2	78.0	77.0	78.0	0.6	226.7	211	199	273	39.7	7.2	7.4	4.1	10.4
10:21:17	73	31.0	51	51	53.9	65.5	56.6	0	44.0	44.0	44.0	44.0	-0.0	0.0	500	500	500	-0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
10:22:32	71	31.0	49	51	52.9	59.1	59.6	0	44.0	44.0	44.0	44.0	-0.0	0.0	500	500	500	-0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
10:23:46	72	31.0	49	50.4	53.2	72.5	52.9	0	75.7	76.0	76.0	76.5	0.3	144.0	146	136	153	8.5	10.1	10.2	9.4	11.0
10:24:50	72	31.7	49	52.6	53.2	55.9	61.5	3	77.1	78.0	75.5	79.0	1.0	168.3	190	77	205	39.3	14.3	16.6	5.9	18.9
10:26:05	68	31.7	51	53	54.1	66.3	65.2	14	77.5	78.0	75.5	80.5	1.3	133.3	141	77	207	45.2	11.9	12.1	5.4	18.2
10:27:30	64	32.4	49	51.4	53	71.3	64.8	9	77.4	78.0	75.5	80.0	1.4	137.3	152	77	192	38.2	12.4	12.8	5.9	17.7
10:28:44	67	32.4	50	54.4	60	65.5	62.8	5	77.1	77.5	75.5	80.0	1.3	119.0	108	77	192	41.9	10.9	9.9	5.3	17.0
10:29:40	69	32.4	49	50.2	55.6	56.6	65.6	17	77.3	78.0	76.0	79.5	1.0	156.1	165	77	205	38.4	14.2	15.1	6.8	19.0
10:31:13	68	33.1	49	53.8	71.6	61.3	65.8	0	44.0	44.0	44.0	44.0	-0.0	0.0	500	500	500	-0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
10:32:28	67	33.1	50	55.5	72.8	68.2	65.2	0	44.0	44.0	44.0	44.0	-0.0	0.0	500	500	500	-0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
10:33:42	67	33.8	48	56.1	61.7	58.5	63.7	9	78.3	79.0	77.0	80.5	1.2	148.1	164	77	238	58.8	14.6	16.1	7.7	18.1
10:34:57	65	33.8	46	52.4	55.3	59.8	63.1	0	75.9	76.5	75.0	77.5	0.8	138.6	135	117	159	15.9	9.1	7.9	6.5	15.4
10:36:11	65	33.8	46	51.3	51.6	60.1	58.3	0	44.0	44.0	44.0	44.0	-0.0	0.0	500	500	500	-0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
10:37:26	66	33.8	45	50.7	51.4	53.2	59	0	44.0	44.0	44.0	44.0	-0.0	0.0	500	500	500	-0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
10:38:40	66	33.8	44	51.8	53	60.5	56.7	0	75.2	75.0	75.0	76.5	1.1	76.0	77	77	77	0.0	6.2	6.3	6.3	6.4
10:39:55	65	33.8	45	51.6	52.6	66	59.8	0	44.0	44.0	44.0	44.0	-0.0	0.0	500	500	500	-0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
10:41:09	65	34.5	43	54.9	56.6	60.8	65.2	9	77.0	77.5	76.0	78.5	0.9	151.7	160	81	191	35.3	14.6	15.8	7.8	18.1
10:42:24	64	34.5	45	55.5	57.1	66.9	61.1	0	44.0	44.0	44.0	44.0	-0.0	0.0	500	500	500	-0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
10:44:53	64	34.5	42	61.4	65.9	76.4	70.1	0	75.2	75.5	75.5	76.0	0.4	196.0	197	197	197	0.0	14.8	14.4	14.4	15.5
10:46:07	63	34.5	44	65.8	65.7	68.3	70.8	0	75.5	75.5	75.5	76.5	0.7	249.0	401	99	401	213.5	9.4	5.4	5.4	13.7
10:47:22	63	35.2	44	66.3	65.5	68.2	71.2	0	44.0	44.0	44.0	44.0	-0.0	0.0	500	500	500	-0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
10:48:36	63	35.2	44	64.5	65.5	73.6	71	0	75.0	75.5	75.5	75.5	0.0	269.5	303	238	303	46.0	11.9	11.1	11.1	12.9
10:49:51	63	35.2	44	64.8	65.7	79.8	70.2	0	44.0	44.0	44.0	44.0	-0.0	0.0	500	500	500	-0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
10:51:05	60	35.2	44	66.1	67.1	71.6	72.5	0	74.7	75.0	75.0	75.5	0.3	250.7	238	223	311	40.0	10.5	10.7	8.1	12.4
10:53:34	61	35.8	42	65.2	69.4	70.9	72.8	0	44.0	44.0	44.0	44.0	-0.0	0.0	500	500	500	-0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
10:54:49	60	35.8	39	63.5	68.5	73.2	67.9	0	74.7	75.0	75.0	76.0	0.5	400.0	401	401	401	0.0	6.0	5.6	4.4	8.0
10:56:03	60	35.8	40	65.9	68.1	74.6	70.1	0	74.7	75.0	75.0	75.5	0.3	400.0	401	401	401	0.0	5.7	5.3	5.1	6.6
10:57:18	60	35.2	40	61.9	65.4	76.1	68	0	76.1	75.5	75.0	80.0	1.9	271.5	269	77	401	123.4	8.3	6.7	5.4	13.3
10:58:32	58	35.8	42	58.9	60.1	61.9	64.8	0	44.0	44.0	44.0	44.0	-0.0	0.0	500	500	500	-0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
10:59:47	58	35.8	43	66.6	62.2	64	65	0	44.0	44.0	44.0	44.0	-0.0	0.0	500	500	500	-0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
11:01:02	53	35.8	43	61.8	73.4	74.6	76.4	7	79.0	79.5	77.5	81.0	1.2	190.8	217	96	257	50.0	14.0	15.3	6.9	17.9
11:02:16	58	36.5	43	54.8	66.5	61.7	59.7	4	77.1	77.5	76.0	79.0	0.9	135.0	160	77	207	47.0	12.3	13.5	6.8	18.3
11:03:31	58	36.5	44	54.4	59.1	59.9	61	0	76.6	77.0	75.0	79.5	1.7	163.8	99	77	401	136.8	6.8	7.2	4.8	8.5
11:04:45	58	35.8	41	63.9	68.7	71.4	79.9	0	75.2	76.0	75.0	76.0	0.4	157.0	156	144	191	18.3	7.5	7.3	6.1	9.1

Figura 2.10: File formato .txt

Materiali e metodi

A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P	Q	R	
1	Time	Battery(%)	TC	RH(%)	BNL_LAF90(dBA)	BNL_LAF75(dBA)	BNL_LAF50(dBA)	BNL_Leq(dBA)	PPT(%)	SPL_mean(dB)	SPL_median(dB)	SPL_5perc(dB)	SPL_95perc(dB)	SPL_SDV(dB)	F0_mean(Hz)	F0_median(Hz)	F0_5perc(Hz)	F0_95perc(Hz)
2	10:13:50	76	29	53	50,7	54,8	60,8	68,1	4	76,8	77,5	75,5	79,5	1,2	169,7	169	146	201
3	10:15:05	75	30	52	47,2	48,2	68,5	51,8	0	44	44	44	44	0	0	500	500	500
4	10:16:19	75	30	53	47,3	51,4	53,5	55,8	0	75,7	76	75,5	77,5	0,8	400	401	401	401
5	10:17:34	75	30	52	52,4	54,7	63,9	58,9	0	75,1	75,5	75	76,5	0,5	335,2	401	77	401
6	10:18:48	72	30	50	54,2	60,8	63,9	64,1	0	44	44	44	44	0	0	500	500	500
7	10:20:03	73	30	50	54	57,7	56,7	59,4	0	77,2	78	77	78	0,6	226,7	211	199	273
8	10:21:17	73	31	51	51	53,9	65,5	56,6	0	44	44	44	44	0	0	500	500	500
9	10:22:32	71	31	49	51	52,9	59,1	59,6	0	44	44	44	44	0	0	500	500	500
10	10:23:46	72	31	49	50,4	53,2	72,5	52,9	0	75,7	76	76	76,5	0,3	144	146	136	153
11	10:24:50	72	32	49	52,6	53,2	55,9	61,5	3	77,1	78	75,5	79	1	168,3	180	77	205
12	10:26:05	68	32	51	53	54,1	66,3	65,2	14	77,5	78	75,5	80,5	1,3	133,3	141	77	207
13	10:27:30	64	32	49	51,4	53	71,3	64,8	9	77,4	78	75,5	80	1,4	137,3	152	77	192
14	10:28:44	67	32	50	54,4	60	65,5	62,8	5	77,1	77,5	75,5	80	1,3	119	108	77	192
15	10:29:48	69	32	49	50,2	55,6	56,6	65,6	17	77,3	78	76	79,5	1	156,1	165	77	205
16	10:31:13	68	33	49	53,8	71,6	61,3	65,8	0	44	44	44	44	0	0	500	500	500
17	10:32:28	67	33	50	55,5	72,8	68,2	65,2	0	44	44	44	44	0	0	500	500	500
18	10:33:42	67	34	48	56,1	61,7	58,5	63,7	9	78,3	79	77	80,5	1,2	148,1	164	77	238
19	10:34:57	65	34	46	52,4	55,3	59,8	63,1	0	75,9	76,5	75	77,5	0,8	138,6	135	117	159
20	10:36:11	65	34	46	51,3	51,6	60,1	58,3	0	44	44	44	44	0	0	500	500	500
21	10:37:26	66	34	45	50,7	51,4	53,2	59	0	44	44	44	44	0	0	500	500	500
22	10:38:40	66	34	44	51,8	53	60,5	56,7	0	75,2	75	75	76,5	1,1	76	77	77	77
23	10:39:55	65	34	45	51,6	52,6	66	59,8	0	44	44	44	44	0	0	500	500	500
24	10:41:09	65	35	43	54,9	56,6	60,8	65,2	9	77	77,5	76	78,5	0,9	151,7	160	81	191
25	10:42:24	64	35	45	55,5	57,1	66,9	61,1	0	44	44	44	44	0	0	500	500	500
26	10:44:53	64	35	42	61,4	65,9	76,4	70,1	0	75,2	75,5	75,5	76	0,4	196	197	197	197
27	10:46:07	63	35	44	65,8	65,7	68,3	70,8	0	75,5	75,5	75,5	76,5	0,7	249	401	99	401
28	10:47:22	63	35	44	65,8	65,7	68,3	70,8	0	75,5	75,5	75,5	76,5	0,7	249	401	99	401

Figura 2.11: File formato .xlsx

2.2.6 Analisi dei dati

Le tabelle ottenute sono state utilizzate per analizzare i singoli parametri e monitorarne l'andamento nel tempo, come illustrato nelle figure successive. In particolare, viene mostrato l'andamento dei parametri di un paziente come esempio.

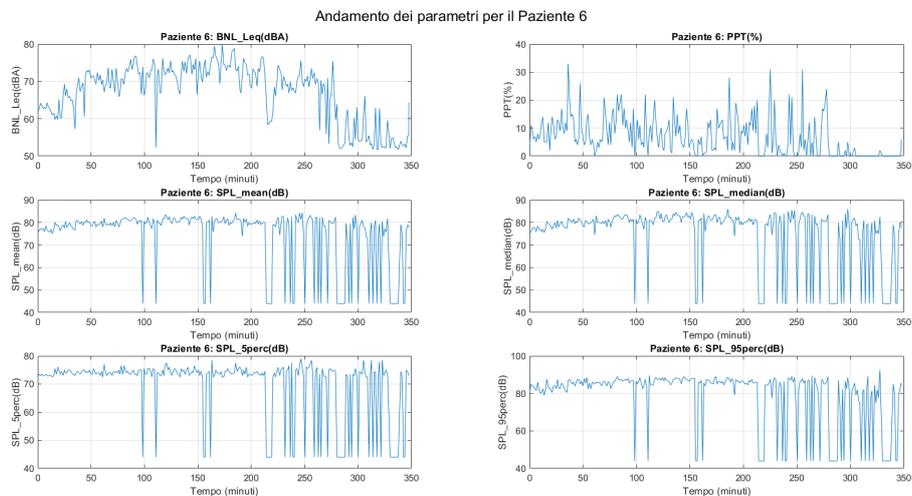


Figura 2.12: Andamento nel tempo dei parametri pt1

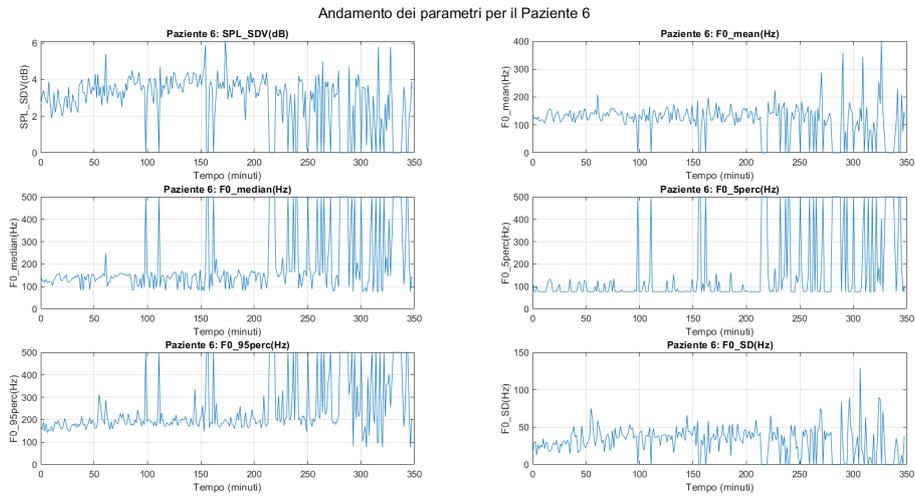


Figura 2.13: Andamento nel tempo dei parametri pt2

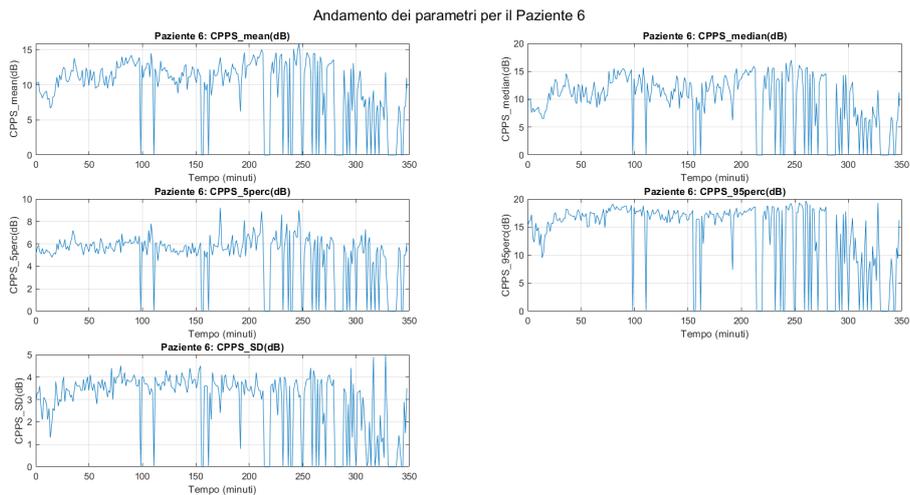


Figura 2.14: Andamento nel tempo dei parametri pt3

Dopo aver introdotto il dataset e condotto le prime analisi preliminari, l'attenzione si è focalizzata sull'andamento temporale di alcuni parametri vocali e ambientali rilevanti:

- Frequenza fondamentale (F0);
- Intensità vocale media (SPL_mean);

- livello di rumore ambientale (BNL_LAF90).

Inoltre, attraverso l'analisi della retta di regressione della frequenza fondamentale (F0) e dell'intensità vocale media (SPL_mean) in relazione al tempo, è possibile valutare la presenza di segni di fatica vocale nel paziente: se un paziente è affetto da fatica vocale, ci si aspetta una diminuzione progressiva dell'intensità vocale e/o della frequenza fondamentale nel corso del tempo. Questo fenomeno può essere evidenziato dall'analisi delle rette di regressione:

- Frequenza fondamentale (F0) nel tempo: una pendenza negativa della retta di regressione di F0 indica che la frequenza della voce tende a diminuire nel tempo. Questo potrebbe essere segno di una riduzione del controllo motorio della laringe o di una difficoltà nel mantenere un'adeguata tensione delle corde vocali a lungo termine;
- Intensità vocale (SPL_mean) nel tempo: se la retta di regressione di SPL_mean ha un coefficiente angolare negativo, significa che l'intensità della voce diminuisce progressivamente con il passare del tempo. Questo può essere indicativo di affaticamento vocale, in quanto il paziente fatica a mantenere costante l'energia vocale durante il periodo di monitoraggio.

L'assenza di variazioni significative nei valori di F0 e SPL_mean nel tempo suggerisce invece che il paziente è in grado di sostenere la produzione vocale senza affaticarsi. Al contrario, una diminuzione di uno o entrambi i parametri può indicare la presenza di fatica, rendendo questi indici utili per il monitoraggio della resistenza vocale e dell'efficacia della terapia logopedica. Per valutare eventuali miglioramenti nel tempo, si confrontano i coefficienti angolari delle rette di regressione in tre diversi momenti della terapia (T0, T1, T2).

Se il coefficiente angolare negativo tende a ridursi nel tempo, significa che il paziente mostra una minore tendenza alla fatica, segnalando un miglioramento nella capacità di sostenere l'emissione vocale.

Un aspetto di particolare interesse è stata l'analisi della relazione tra BNL_LAF90 e F0, nonché tra BNL_LAF90 e SPL_mean. Quest'ultima relazione, in particolare, rappresenta un indicatore significativo della capacità del paziente di modulare l'intensità vocale in funzione del rumore di fondo. Per sintetizzare tale rapporto, sono state generate, tramite script MATLAB, delle rette di regressione che descrivono l'andamento di BNL_LAF90 in relazione a F0 e SPL_mean.

L'analisi della retta BNL_LAF90-SPL_mean è risultata particolarmente rilevante per due motivi principali:

1. Valutazione della capacità di adattamento vocale al rumore ambientale: Il coefficiente angolare della retta rappresenta la capacità del paziente di modulare la propria voce in funzione del rumore di fondo. Un coefficiente angolare più elevato indica un maggiore adattamento della voce al contesto ambientale, mentre un valore più basso suggerisce una difficoltà nel compensare l'aumento del rumore. Confrontando i coefficienti angolari delle rette di regressione ai diversi istanti temporali (T0, T1, T2), è possibile monitorare l'evoluzione della capacità di adattamento vocale del paziente e valutare eventuali miglioramenti nel tempo;

2. Calcolo dell'intensità vocale corretta Utilizzando il coefficiente angolare della retta di regressione, è possibile ottenere il valore corretto di SPL_mean , ovvero quello che si avrebbe in assenza di rumore di fondo. Tale valore viene calcolato secondo la formula:

$$SPL_corretto = SPL_mean - m \cdot BNL_LAF90 \quad (2.14)$$

Dove m è il coefficiente angolare della retta di regressione.

Se la differenza tra SPL originale e SPL corretto è minima, significa che il rumore ambientale ha un'influenza trascurabile sull'intensità vocale del paziente, suggerendo una scarsa capacità di adattamento vocale. Al contrario, una differenza significativa tra i due valori indica che il paziente è in grado di modulare attivamente la voce in risposta al rumore di fondo. Anche in questo caso, il confronto tra SPL originale e SPL corretto ai diversi istanti temporali consente di valutare l'eventuale miglioramento del paziente nel tempo.

Un esempio di regressione lineare dell'SPL rispetto al tempo e di correzione di SPL rispetto al rumore di fondo è riportato nella figura 2.15:

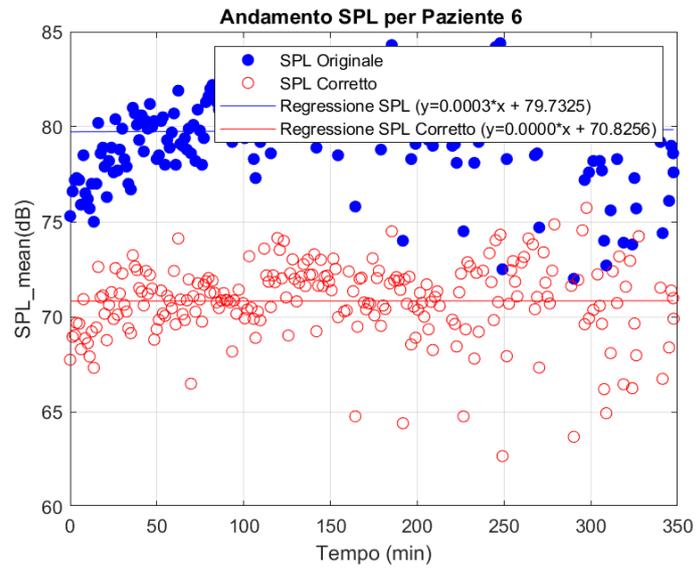


Figura 2.15: Andamento nel tempo di SPL originale e SPL corretto

Un'ulteriore analisi è stata condotta sulla dose vocale, utilizzando i dati contenuti nel file "separated_tab_46". Il primo passo è stata la stima del parametro K_v , che assume valore 0 quando F_0 e SPL sono nulli e valore 1 quando entrambi sono diversi da zero.

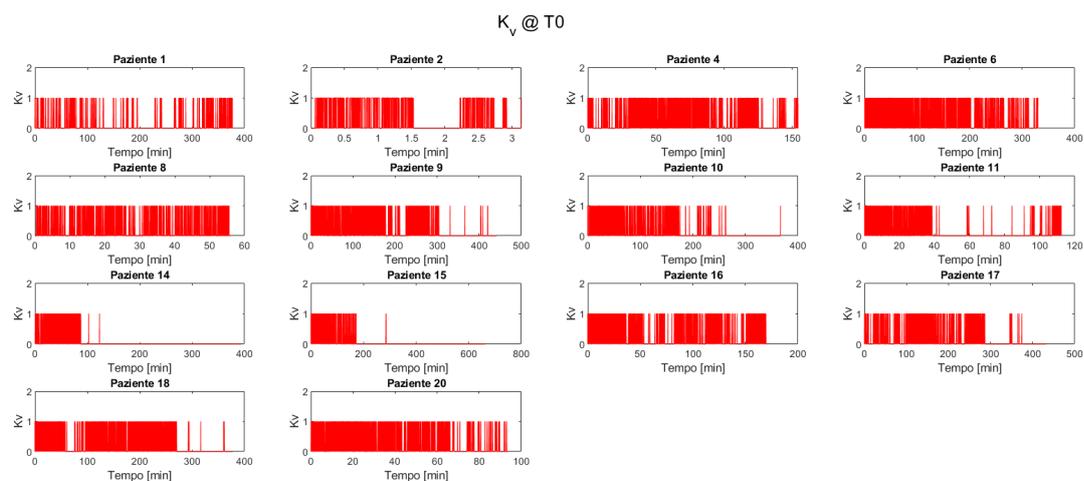


Figura 2.16: Calcolo di K_v a partire dal file "separated_tab_46"

A partire da k_v , sono stati calcolati i seguenti parametri di dose vocale: Distance dose (m), Cycle dose (cicli), Energy dissipation (J/m^3), Time dose (s). Di queste grandezze, è stato analizzato l'andamento nel tempo e il loro valore a 95 minuti dall'inizio del monitoraggio. Sebbene un'analisi su un periodo di tempo più lungo avrebbe fornito risultati più significativi, l'intervallo di 95 minuti è stato scelto poichè permette di includere un numero sufficiente di pazienti di entrambe le classi (terapia logopedica in presenza e terapia logopedica da remoto) per un confronto efficace.

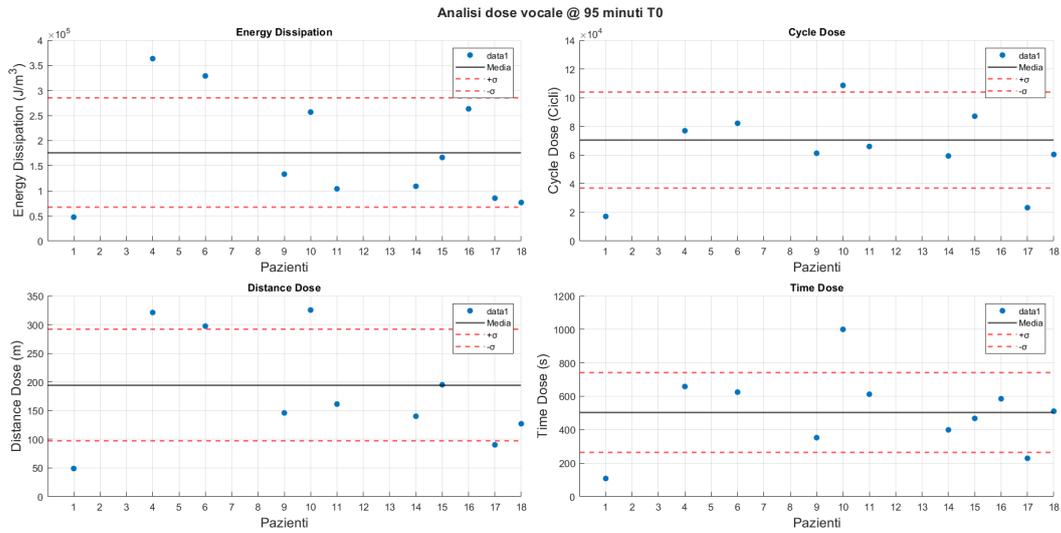


Figura 2.17: Esempio di analisi dose vocale a 95 minuti

I parametri di dose vocale sono stati calcolati in tre istanti temporali (T0, T1, T2) e confrontati tra loro analizzando gli intervalli di confidenza delle due classi. Inoltre, è stata valutata la variazione dei parametri tra T0 e T1 e tra T1 e T2, al fine di verificare la non inferiorità della terapia logopedica da remoto rispetto a quella in presenza. Questo confronto risulta cruciale per valutare l'efficacia delle due modalità di trattamento e per individuare eventuali differenze nei progressi dei pazienti in relazione alla terapia seguita.

2.3 Metodo per la determinazione della retta di regressione lineare

Per determinare le rette di regressione lineare è stata utilizzata la funzione `polyfit` di MATLAB (R2023a). Questa funzione elabora i dati in input, ovvero un vettore contenente i valori della variabile indipendente, un vettore con i corrispondenti valori della variabile dipendente e il grado del polinomio che deve modellare la relazione tra i due vettori. [20] Nel contesto dello studio, per analizzare la relazione tra le variabili di interesse, sono stati utilizzati polinomi di primo grado, che corrispondono a delle rette. Questo approccio è stato scelto per rappresentare in modo semplice e lineare le tendenze osservate nei dati, permettendo così di esaminare con maggiore chiarezza l'andamento delle variabili e le eventuali correlazioni tra di esse. Esistono diversi metodi per ottenere una retta di regressione lineare tra due vettori di dati, nel caso della funzione `polyfit`, viene impiegato il metodo dei minimi quadrati per determinare i coefficienti della retta. Se abbiamo n coppie di dati x_i, y_i si cerca di adattare una retta della forma:

$$y = mx + q \tag{2.15}$$

attraverso i dati, dove y rappresenta il valore della variabile dipendente, x quello della variabile indipendente, m è il coefficiente angolare della retta e q è l'intercetta sull'asse delle ordinate. Per ricavare questa retta attraverso il metodo dei minimi quadrati è fondamentale che:

1. I valori x_i siano noti a livello deterministico: un valore è noto a livello deterministico quando è completamente prevedibile e non soggetto a incertezze. In altre parole, il valore è fissato e non dipende da variabili casuali o probabilistiche.
2. I valori y_i siano caratterizzati da un'aleatorietà di tipo normale: In questo caso, i valori si distribuiscono attorno a una media con una certa varianza, formando la classica curva a campana.

Facendo la regressione di Y rispetto a X , si minimizza lo scarto di y_i rispetto al valore calcolato sulla retta Y_i . Si fa in modo che la somma dei quadrati delle distanze calcolate rispetto alla retta sia nulla.

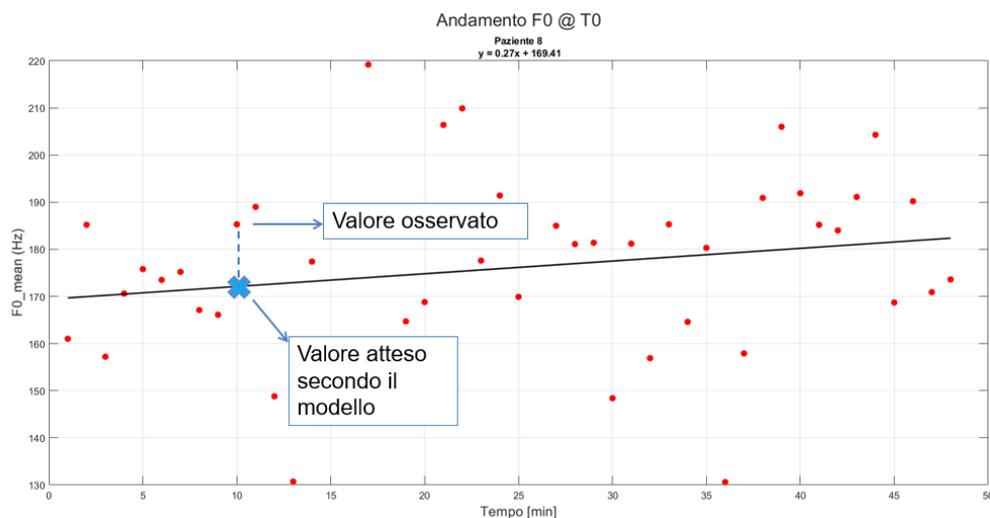


Figura 2.18: Valore osservato VS Valore atteso dal modello

Per calcolare i due parametri m e q , utilizzando il metodo dei minimi quadrati, si seguono i passi seguenti:

Considerando la distanza tra valore osservato e valore atteso come:

$$e_i = Y_i - y_i \quad (2.16)$$

Sostituendo a Y_i la formula dell'equazione della retta ed elevando al quadrato si ottiene:

$$(e_i)^2 = (m \cdot x_i + q - y_i)^2 \quad (2.17)$$

La somma di tutti gli errori è data da:

$$E = \sum_{i=1}^n (m \cdot x_i + q - y_i)^2 \quad (2.18)$$

Per minimizzare E si deriva l'espressione rispetto al coefficiente m e al coefficiente

q , ponendo le due espressioni ottenute uguali a 0:

$$\frac{\partial E}{\partial m} = 0 \rightarrow \sum_{i=1}^n 2 \cdot (m \cdot x_i + q - y_i) \cdot x_i = 0 \quad (2.19)$$

$$\frac{\partial E}{\partial q} = 0 \rightarrow \sum_{i=1}^n 2 \cdot (m \cdot x_i + q - y_i) = 0 \quad (2.20)$$

Dalle equazioni 2.19 e 2.20 si ottengono i valori di m e q :

$$m = \frac{n \sum_{i=1}^n x_i y_i - \sum_{i=1}^n x_i \sum_{i=1}^n y_i}{n \sum_{i=1}^n x_i^2 - (\sum_{i=1}^n x_i)^2} \quad (2.21)$$

$$q = \frac{\sum_{i=1}^n x_i^2 \sum_{i=1}^n y_i - \sum_{i=1}^n x_i \sum_{i=1}^n x_i y_i}{n \sum_{i=1}^n x_i^2 - (\sum_{i=1}^n x_i)^2} \quad (2.22)$$

Ricavando così l'equazione della retta, modello del fenomeno che si intende descrivere [21].

Capitolo 3

Risultati

In questo capitolo vengono presentati i risultati ottenuti dall'analisi dei dati descritti in precedenza, con l'obiettivo di valutare l'efficacia della terapia logopedica somministrata in presenza rispetto a quella erogata a distanza. In particolare, vengono confrontati i risultati ottenuti all'inizio della terapia logopedica (T0), alla fine del trattamento (T1) e a tre mesi dal termine della terapia (T2), al fine di analizzare le variazioni nei diversi momenti temporali e di valutare l'evoluzione dei pazienti nel corso del trattamento e nel follow-up.

Un aspetto fondamentale di questa analisi consiste nel confrontare l'efficacia delle due modalità di trattamento, per determinare se la terapia svolta a distanza possa essere considerata non inferiore rispetto a quella in presenza, ossia se i risultati ottenuti con la terapia remota siano comparabili, o addirittura uguali, a quelli raggiunti con la terapia tradizionale.

Questo confronto permetterà di esaminare le eventuali differenze nei miglioramenti e di trarre conclusioni riguardo alla validità della terapia a distanza come alternativa alla modalità in presenza.

3.1 Evoluzione di F0 e SPL nel tempo: confronto tra T0, T1 e T2

Uno degli aspetti analizzati riguarda l'andamento nel tempo di F0 (frequenza fondamentale) e SPL (livello di pressione sonora) nei diversi momenti di valutazione (T0, T1 e T2). Valutando il coefficiente angolare della retta di regressione rispetto al tempo, è possibile identificare miglioramenti, peggioramenti o situazioni stabili nei pazienti. In particolare, un aumento del coefficiente angolare per entrambi i parametri (F0 e SPL) suggerisce un minor affaticamento vocale nel monitoraggio a lungo termine, indicando che i pazienti sono in grado di mantenere una performance vocale più stabile e meno faticosa nel tempo. Al contrario, una diminuzione del

coefficiente angolare potrebbe riflettere un aumento dell'affaticamento vocale, con una progressiva difficoltà nel mantenere costante l'intensità e la frequenza della voce durante il trattamento e il follow-up. Questo approccio consente di tracciare l'evoluzione della funzionalità vocale nel corso della terapia, mettendo in luce eventuali cambiamenti significativi nel tempo. Di seguito sono riportate le figure che illustrano l'andamento di F0 e SPL dei pazienti nei momenti di valutazione T0, T1 e T2.

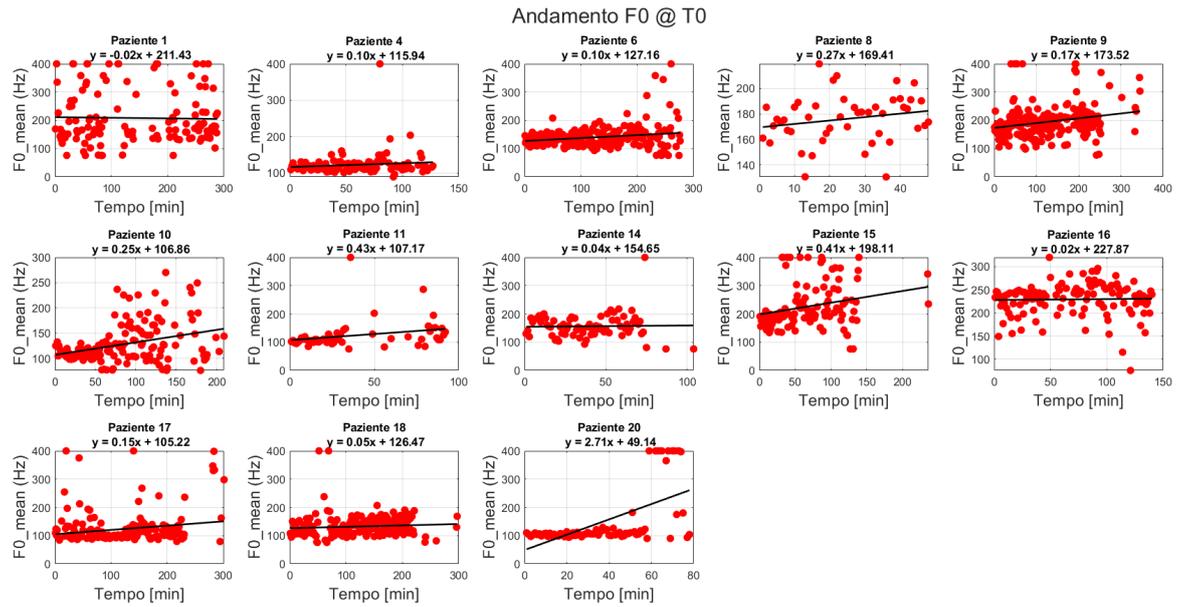


Figura 3.1: Andamento di F0 (Hz) nel tempo (T0)

Risultati

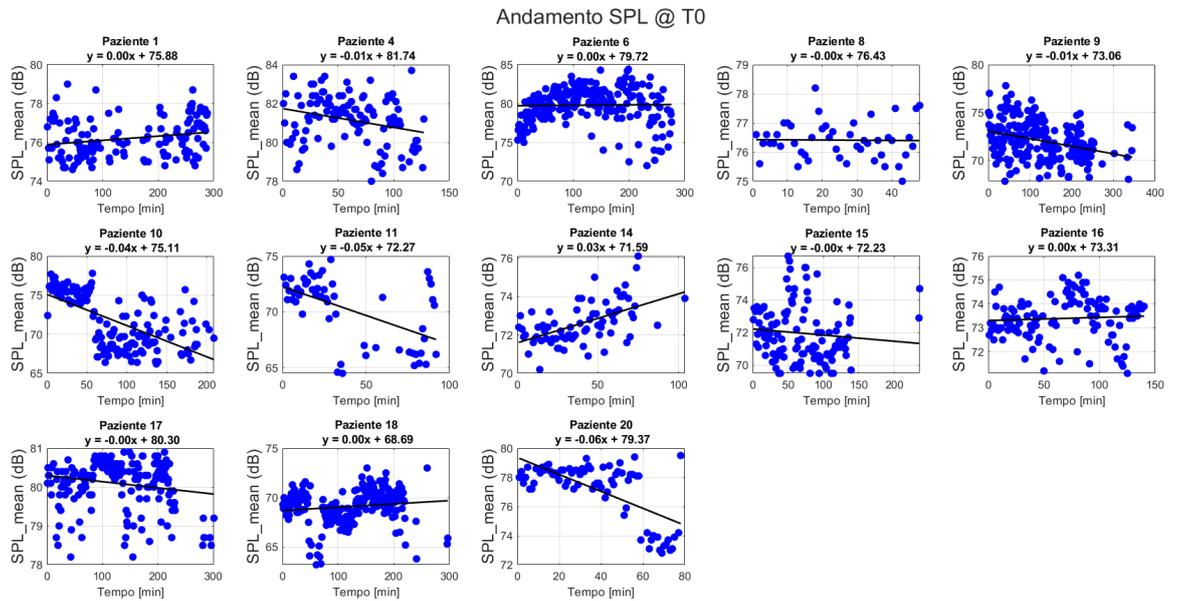


Figura 3.2: Andamento di SPL(dB) nel tempo (T0)

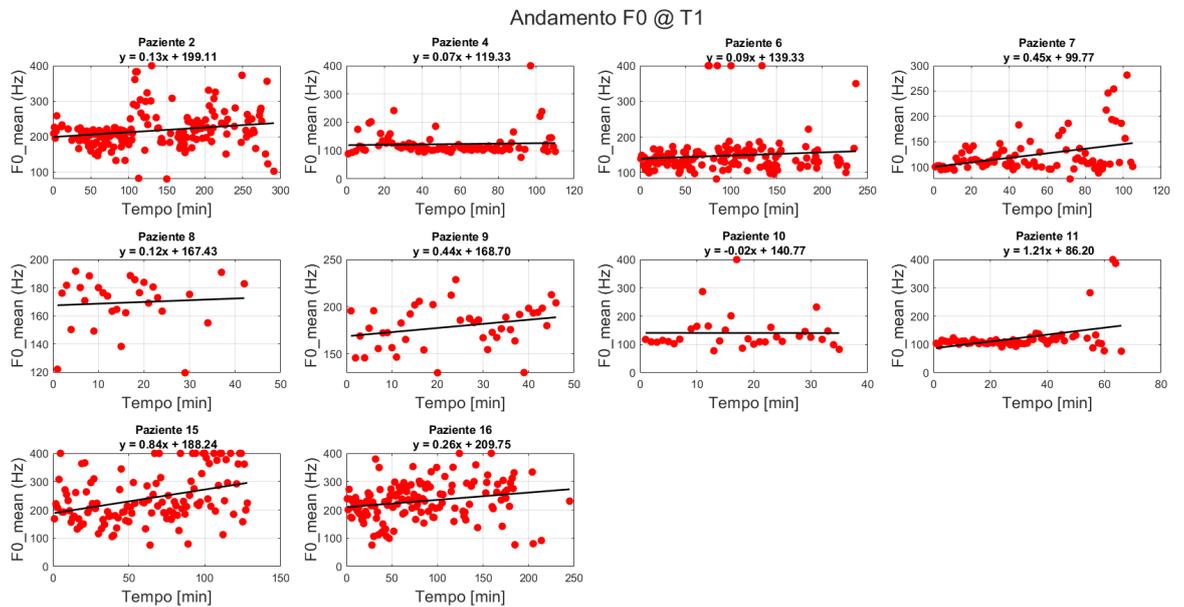


Figura 3.3: Andamento di F0 (Hz) nel tempo (T1)

Risultati

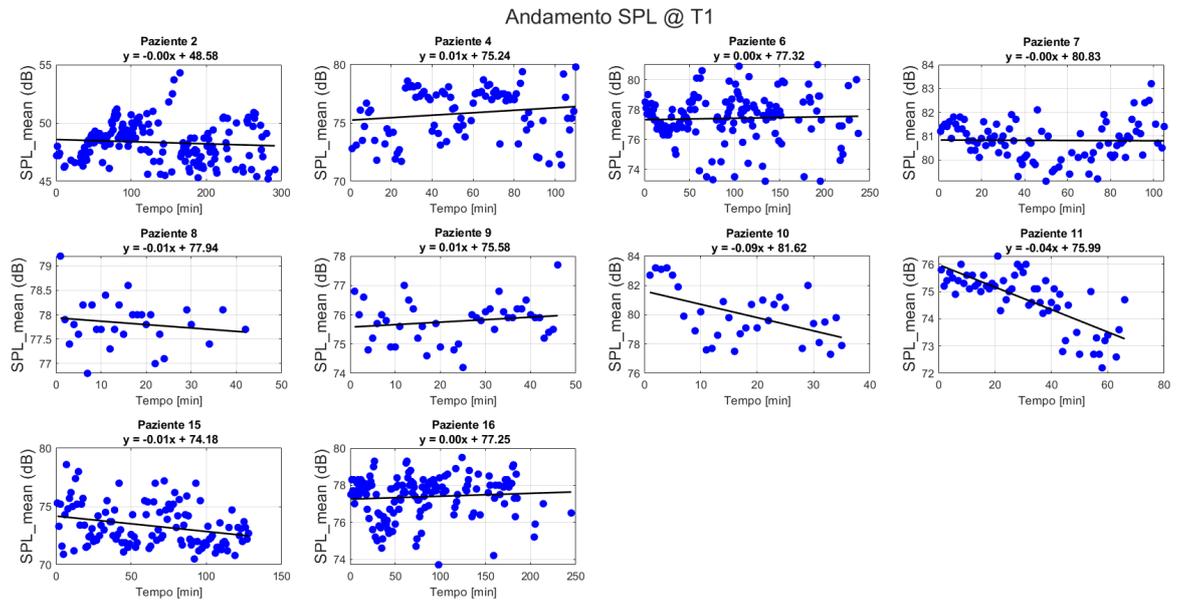


Figura 3.4: Andamento di SPL(dB) nel tempo (T1)

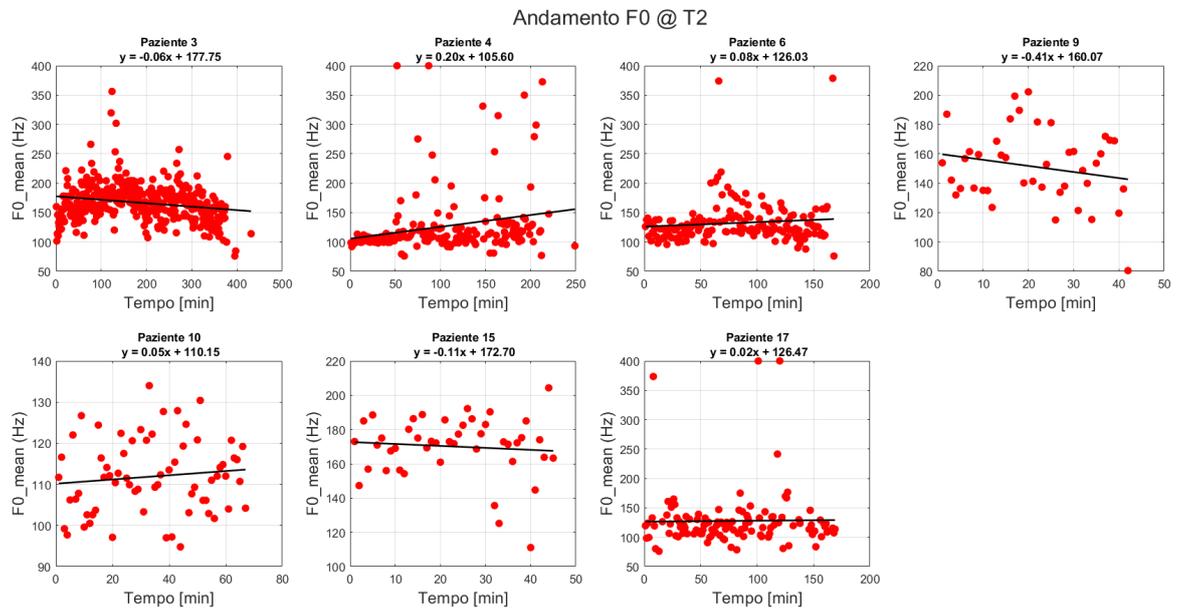


Figura 3.5: Andamento di F0 (Hz) nel tempo (T2)

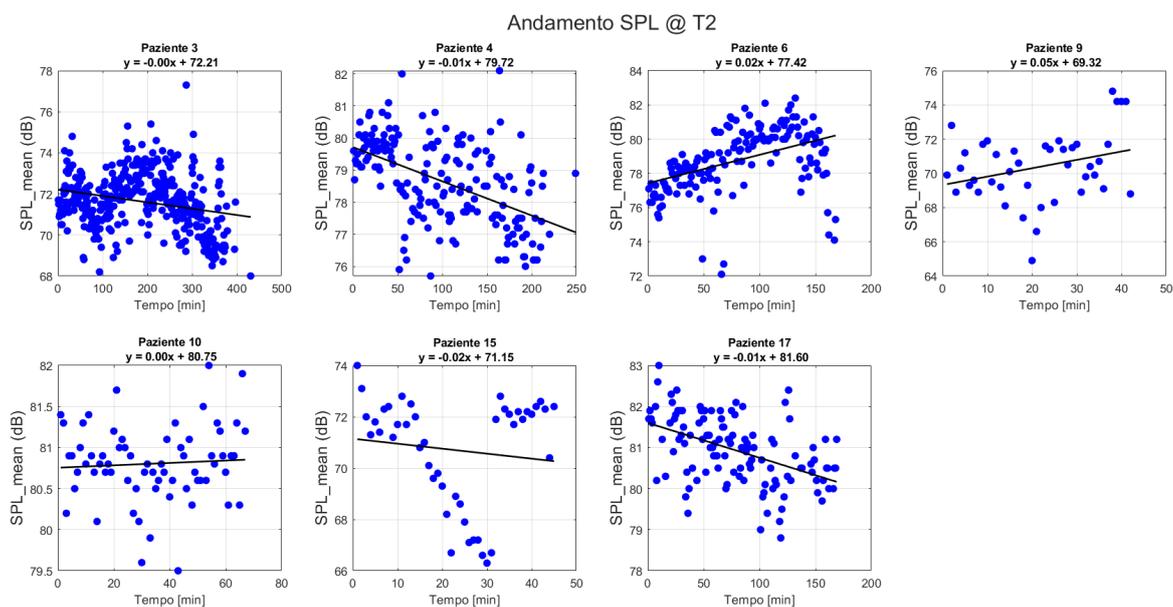


Figura 3.6: Andamento di SPL(dB) nel tempo (T2)

Come si può osservare, i dati registrati ai momenti temporali T0, T1 e T2 non sono dello stesso numero e, soprattutto, non corrispondono agli stessi pazienti. Questo aspetto rende necessario un approccio che consenta di superare le discrepanze nei dati, per cui le variazioni dei parametri non vengono valutate singolarmente per ciascun paziente, ma piuttosto sulla base delle medie delle due classi complessive, ovvero "presenza" e "remoto". In questo modo, si ottiene una panoramica più rappresentativa e complessiva dell'andamento dei parametri vocali nelle diverse modalità di terapia, permettendo di esaminare le tendenze generali e le differenze tra i due gruppi, anziché focalizzarsi sulle specifiche fluttuazioni individuali. Nella figura seguente sono illustrate le variazioni delle medie e delle deviazioni standard di SPL e F0 tra i momenti temporali T0 e T1, nonché tra T1 e T2, suddivise per le diverse categorie di trattamento. In particolare, vengono evidenziati i cambiamenti nelle medie dei parametri vocali, accompagnati dalle relative deviazioni tipo, per ciascun intervallo di tempo, permettendo di osservare le differenze nel comportamento vocale dei pazienti nelle due fasi del trattamento. Questa analisi consente di visualizzare le fluttuazioni e le tendenze dei dati, confrontando l'effetto delle due modalità di trattamento, e di esplorare se ci sono variazioni significative tra i diversi gruppi di pazienti.

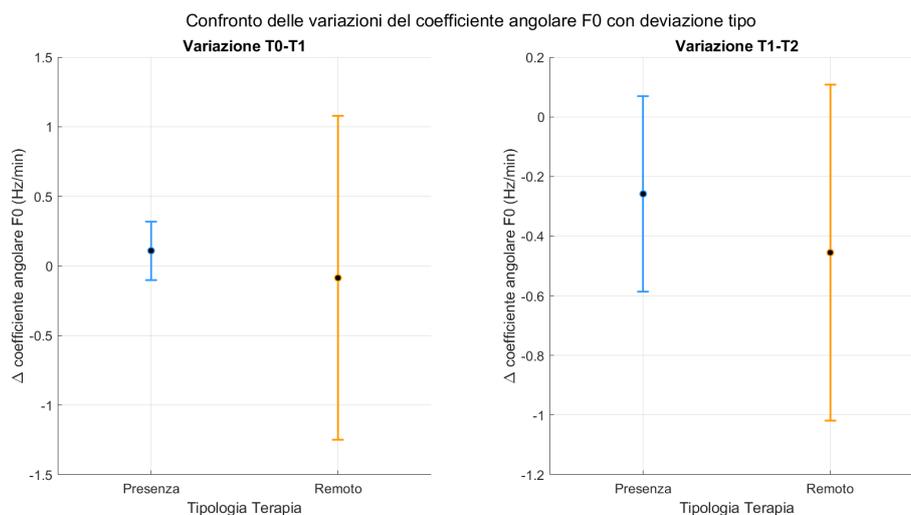


Figura 3.7: Confronto delle variazioni del coefficiente angolare delle rette di regressione di F0 rispetto al tempo tra classe "remoto" e "presenza".

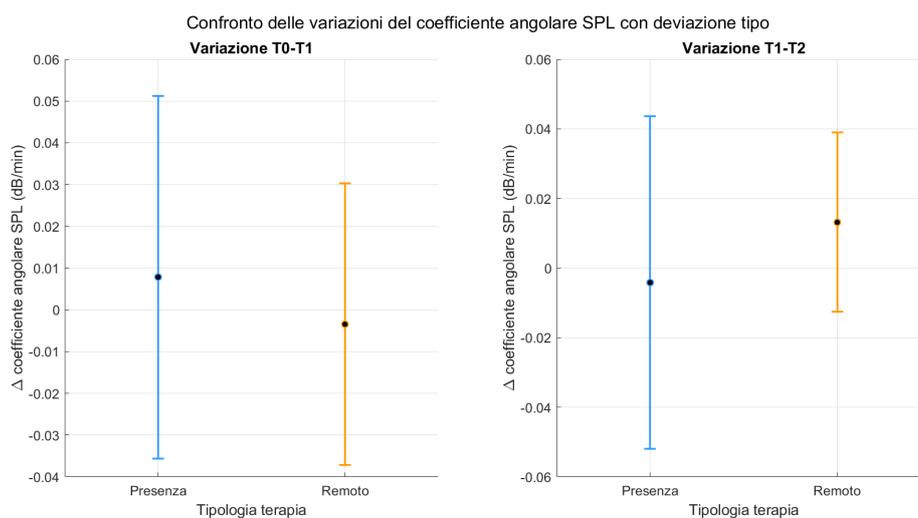


Figura 3.8: Confronto delle variazioni del coefficiente angolare delle rette di regressione di SPL rispetto al tempo tra classe "remoto" e "presenza".

Tra T0 e T1, si osserva una variazione del coefficiente angolare della retta di regressione di F0 rispetto al tempo:

- Per la classe "remoto" di -0,0860 Hz/min
- Per la classe "presenza" di 0,1010 Hz/min.

Tra T1 e T2, si il coefficiente angolare medio della retta di regressione di F0 rispetto al tempo:

- Per la classe "remoto" varia -0,4552 Hz/min
- per la classe "presenza" si osserva un decremento medio di -0,2585 Hz/min.

Tra T0 e T1, si osserva una variazione del coefficiente angolare della retta di regressione di SPL rispetto al tempo:

- Per la classe "remoto" di -0,0035 dB/min
- Per la classe "presenza" di 0,0078 dB/min.

Tra T1 e T2, si registra una variazione media del coefficiente angolare della retta di regressione di SPL rispetto al tempo:

- Per la classe "remoto" di 0,0131 dB/min
- Per la classe "presenza" di -0,0042 dB/min.

I risultati ottenuti per questa sezione sono riassunti nella tabella seguente:

	REMOTO		PRESENZA	
	Coeff_SPL (dB/min)	Coeff_F0 (Hz/min)	Coeff_SPL (dB/min)	Coeff_F0 (Hz/min)
$\Delta T0-T1$	-0,0035	-0,0860	0,0078	0,1095
$\Delta T1-T2$	0,0131	-0,4552	-0,004182	-0,2584

Tabella 3.1: Tabella delle variazioni dei coefficienti angolari di SPL e F0 rispetto al tempo in remoto e presenza

Le variazioni medie del coefficiente angolare di F0 e SPL nel tempo mostrano un comportamento simile tra le due modalità di trattamento, in presenza e da remoto. Questo indica che gli effetti della terapia logopedica seguono un andamento analogo, indipendentemente dalla modalità di somministrazione.

3.2 Relazione tra BNL_LAF90 e i parametri vocali F0 e SPL

Di particolare interesse è la relazione tra il rumore di fondo e i parametri vocali, in particolare la frequenza fondamentale (F0) e il livello di pressione sonora (SPL), poiché tali aspetti permettono di valutare la capacità del paziente di modulare il tono di voce in base alle condizioni ambientali in cui si trova. Questa capacità, nota come Effetto Lombard, descrive l'adattamento del tono della voce al rumore di fondo.[22] Una corretta adattabilità vocale rispetto al rumore circostante è un indicatore importante della funzionalità e del controllo della voce, elementi essenziali nel processo riabilitativo. Per questo motivo, è stata condotta un'analisi approfondita sulla relazione tra il livello di rumore di fondo misurato attraverso il parametro BNL_LAF90 e i parametri vocali F0 e SPL. In particolare, sono state costruite le rette di regressione per ciascun parametro nei diversi momenti di valutazione (T0, T1 e T2) e sono stati confrontati i rispettivi coefficienti angolari. Questo ha permesso di osservare in che modo la risposta vocale dei pazienti si modifica nel tempo in relazione all'ambiente acustico. Oltre a esaminare le variazioni dei coefficienti angolari tra T0, T1 e T2 all'interno di ciascun gruppo, è stato di fondamentale importanza confrontare l'andamento delle rette di regressione tra i due gruppi di pazienti, ovvero coloro che hanno seguito la terapia in presenza e quelli che hanno svolto il trattamento a distanza. Questo confronto ha consentito di valutare se vi siano differenze significative tra le due modalità di erogazione della terapia in termini di capacità di adattamento vocale al rumore ambientale. L'analisi dei risultati fornisce informazioni utili sulla possibile influenza del contesto terapeutico sulla modulazione della voce e sulla capacità del paziente di adattarsi a differenti condizioni di ascolto, contribuendo così alla comprensione dell'efficacia della terapia logopedica nelle due modalità. Di seguito vengono presentati i risultati relativi ai pazienti per i quali sono disponibili dati completi nei tre momenti di valutazione: T0, T1 e T2.

Paziente 4

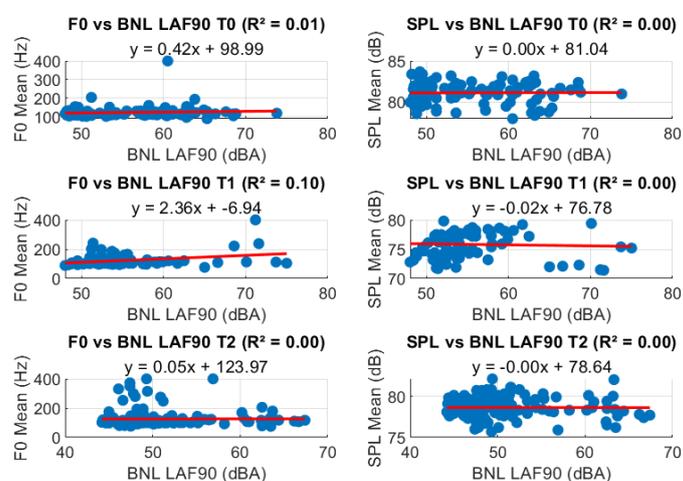


Figura 3.9: Relazione tra BNL_LAF90 e i parametri vocali (F0 e SPL) nei tre momenti di valutazione (T0, T1, T2), con relative rette di regressione per il paziente 4.

Paziente 6

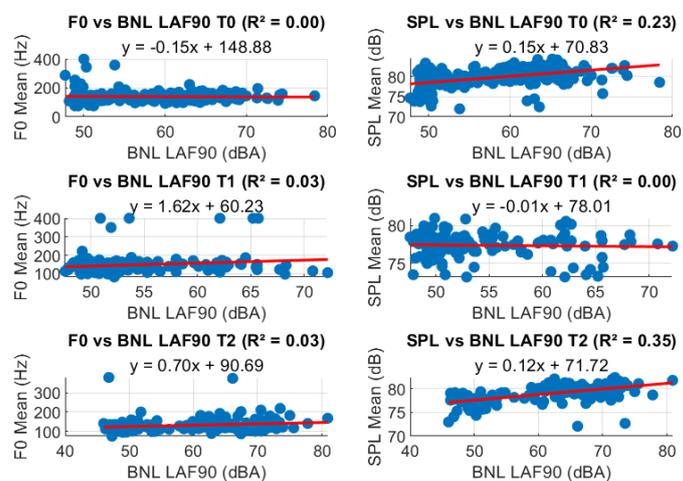


Figura 3.10: Relazione tra BNL_LAF90 e i parametri vocali (F0 e SPL) nei tre momenti di valutazione (T0, T1, T2), con relative rette di regressione per il paziente 6.

Paziente 9

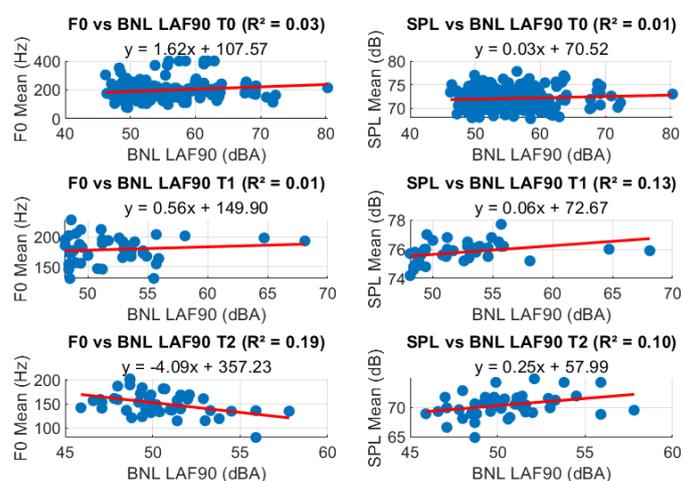


Figura 3.11: Relazione tra BNL_LAF90 e i parametri vocali (F0 e SPL) nei tre momenti di valutazione (T0, T1, T2), con relative rette di regressione per il paziente 9.

Paziente 10

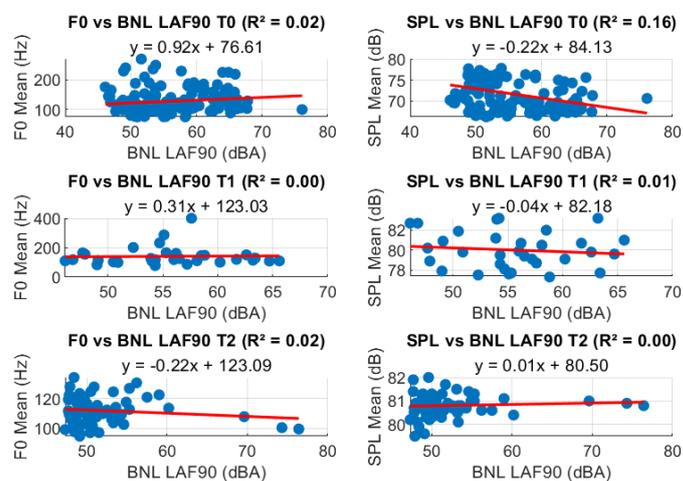


Figura 3.12: Relazione tra BNL_LAF90 e i parametri vocali (F0 e SPL) nei tre momenti di valutazione (T0, T1, T2), con relative rette di regressione per il paziente 10.

Paziente 15

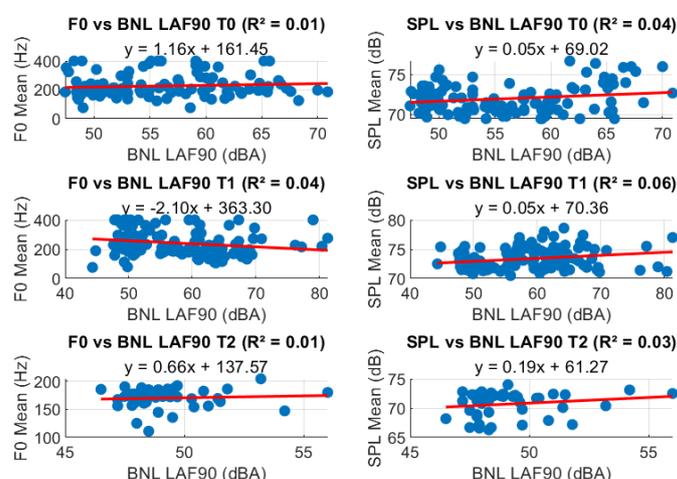


Figura 3.13: Relazione tra BNL_LAF90 e i parametri vocali (F0 e SPL) nei tre momenti di valutazione (T0, T1, T2), con relative rette di regressione per il paziente 15.

Per gli altri pazienti, i dati non sono disponibili per tutti e tre i momenti di acquisizione (T0, T1, T2), con una distribuzione piuttosto disomogenea. In particolare, per il paziente 1 sono disponibili dati solo a T0, mentre per il paziente 2 è presente esclusivamente la valutazione a T1 e per il paziente 3 solo quella a T2. Il paziente 5 non ha alcun dato registrato nel long monitoring, così come i pazienti 12, 13 e 19. Il paziente 7 dispone unicamente di dati raccolti a T1, mentre i pazienti 8, 11 e 16 hanno misurazioni a T1 e T2, ma non a T0. Per quanto riguarda il paziente 14, sono disponibili dati solo a T0, mentre il paziente 17 ha registrazioni per T0 e T2, senza informazioni su T1. Anche il paziente 18 presenta dati limitati alla sola valutazione a T0, mentre il paziente 20 ha esclusivamente misurazioni relative a T1. Questa variabilità nei dati disponibili ha inevitabilmente influenzato l'analisi, rendendo impossibile un confronto completo per tutti i pazienti nei tre momenti di valutazione. Per quantificare le variazioni della retta di regressione tra T0 e T1 e tra T1 e T2, e confrontare i miglioramenti ottenuti nelle due classi, è stato analizzato l'andamento delle medie e delle deviazioni tipo, al fine di ottenere una visione complessiva dell'evoluzione dei parametri vocali nel tempo.

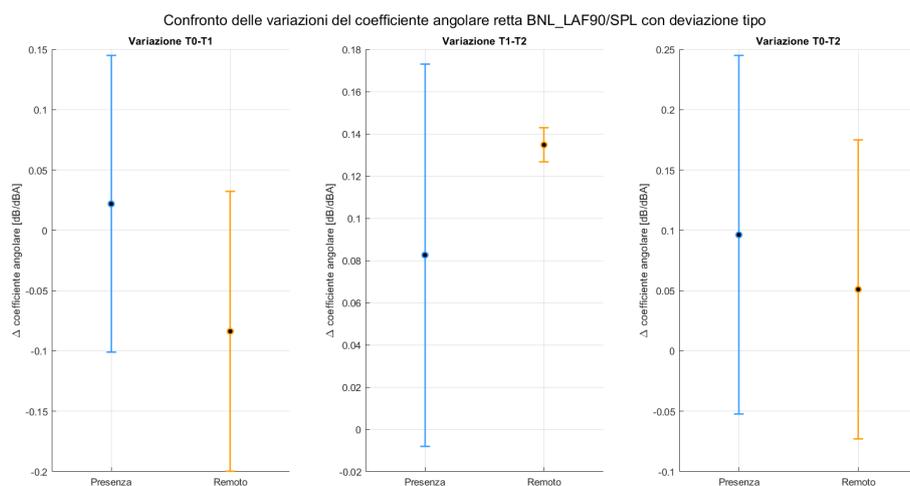


Figura 3.14: Confronto tra le classi 'Remoto' e 'Presenza' nelle variazioni delle medie dei coefficienti angolari delle rette di regressione BNL_LAF90/SPL, valutate nei tre intervalli temporali: T0-T1, T1-T2 e T0-T2.

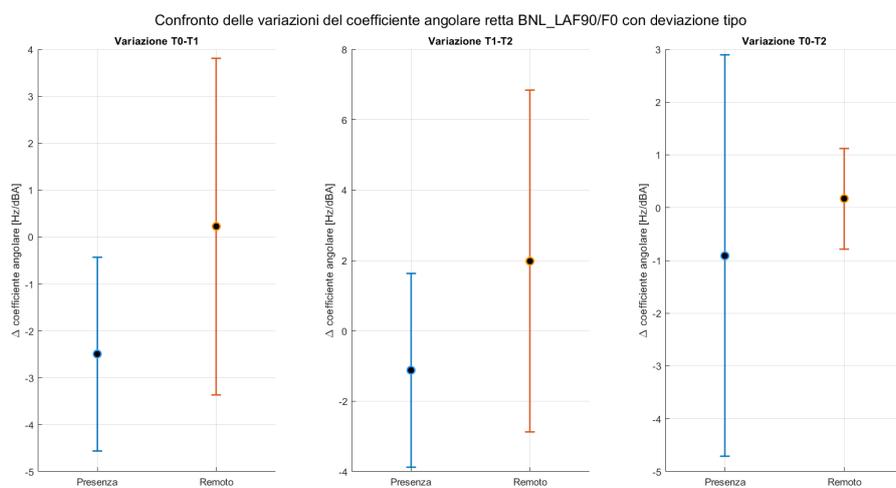


Figura 3.15: Confronto tra le classi 'Remoto' e 'Presenza' nelle variazioni delle medie dei coefficienti angolari delle rette di regressione BNL_LAF90/F0, valutate nei tre intervalli temporali: T0-T1, T1-T2 e T0-T2.

La variazione media del coefficiente della retta di regressione BNL_LAF90/SPL tra T0 e T1 è di:

- -0.0838 dB/dBA per la classe *remoto*
- 0.0219 dB/dBA per la classe *presenza*.

Tra T1 e T2, la variazione media del coefficiente:

- Per la classe *remoto* è 0.1348 dB/dBA
- Per la classe *presenza* è 0.0826 dB/dBA.

Considerando l'intero periodo dall'inizio della terapia fino al follow-up (T0-T2) si osserva una variazione media:

- Per la classe *remoto* di 0.0510 dB/dBA
- Per la classe *presenza* di 0.0962 dB/dBA.

. Osservando invece la variazione media dei coefficienti angolari delle rette di regressione $BNL_LAF90/F0$, tra T0 e T1, si registra una variazione media:

- Per la classe *remoto* di 0.2259 Hz/dBA
- Per la classe *presenza* di -2.4945 Hz/dBA.

. Tra T1 e T2, la variazione media del coefficiente è:

- Per la classe *remoto* di 1.9786Hz/dBA
- Per la classe *presenza* di -1.1209 Hz/dBA.

. Tra T0 e T2 risulta una variazione media:

- Per la classe *remoto* di 0.1723 Hz/dBA
- Per la classe *presenza* di -0.9118 Hz/dBA.

I risultati appena elencati sono riassunti nella tabella successiva:

	REMOTO		PRESENZA	
	BNL_LAF90/SPL (dB/dBA)	BNL_LAF90/F0 (Hz/dBA)	BNL_LAF90/SPL (dB/dBA)	BNL_LAF90/F0 (Hz/dBA)
$\Delta T0-T1$	-0.0838	0.2259	0.0219	-2.4945
$\Delta T1-T2$	0.1348	1.9786	0.0826	-1.1209
$\Delta T0-T2$	0.0510	0.1723	0.0962	-0.9118

Tabella 3.2: Variazione media dei coefficienti BNL_LAF90/SPL e BNL_LAF90/F0 in remoto e presenza

Dall'analisi delle variazioni dei coefficienti angolari delle rette di regressione BNL_LAF90/SPL e BNL_LAF90/F0 nei diversi momenti di valutazione (T0-T1, T1-T2, T0-T2), emerge che entrambe le modalità di trattamento (presenza e remoto) mostrano tendenze confrontabili nel tempo. In particolare, i risultati indicano che la terapia a distanza non è inferiore rispetto a quella in presenza, con variazioni delle medie e delle deviazioni standard che suggeriscono un'evoluzione simile dei parametri vocali in entrambe le classi.

3.2.1 Correzione di SPL in relazione a BNL_LAF90

La differenza tra SPL originale e SPL corretto rappresenta un ulteriore metodo per evidenziare in modo più esplicito i risultati ottenuti dall'analisi della capacità di modulazione del tono della voce del paziente in funzione del rumore di fondo. Questa procedura offre una diversa chiave di lettura delle variazioni della voce in diverse condizioni ambientali, permettendo di interpretare con maggiore chiarezza i dati emersi dallo studio della retta di regressione BNL_LAF90/SPL. Un esempio particolarmente interessante è rappresentato dal paziente 4, il quale ha mostrato un coefficiente angolare della retta di regressione BNL_LAF90/SPL pari a 0,0018 dB/dBA a T0, -0,01723 dB/dBA a T1 e -0,0004 dB/dBA a T2. L'analisi di questi dati evidenzia come, in tutti e tre i momenti dell'acquisizione dei parametri, il paziente presenti una bassa capacità di modulazione del tono della voce in risposta alle variazioni del rumore di fondo. Ci si aspetta che questa limitata capacità di adattamento sia evidente anche nei risultati che evidenziano la differenza tra SPL originale e SPL corretto, offrendo una rappresentazione più esplicita della risposta vocale del paziente in ambienti rumorosi. In particolare ci si aspetta che l'andamento dei valori nel tempo mostri a T1 una maggiore difficoltà di modulazione rispetto agli altri due momenti, con una lieve ripresa a T2, sebbene la capacità complessiva rimanga ridotta.

Risultati

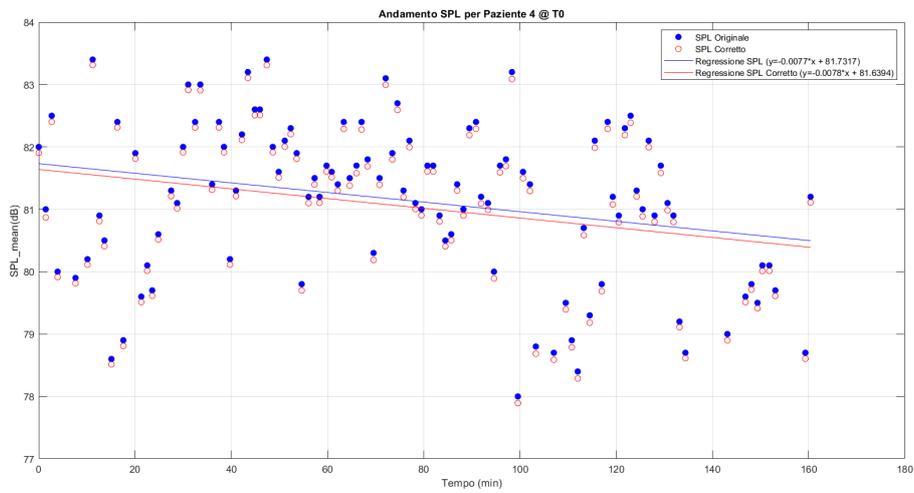


Figura 3.16: SPL originale VS SPL corretto a T0:paziente 4

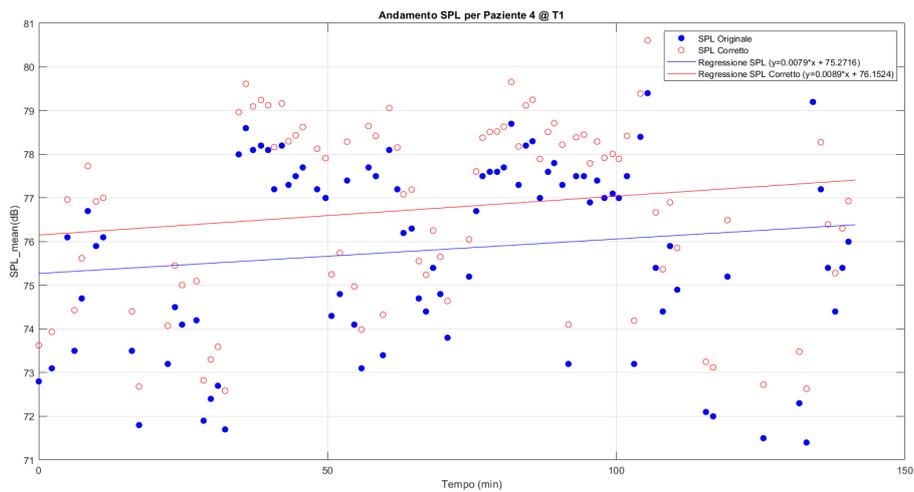


Figura 3.17: SPL originale VS SPL corretto a T1:paziente 4

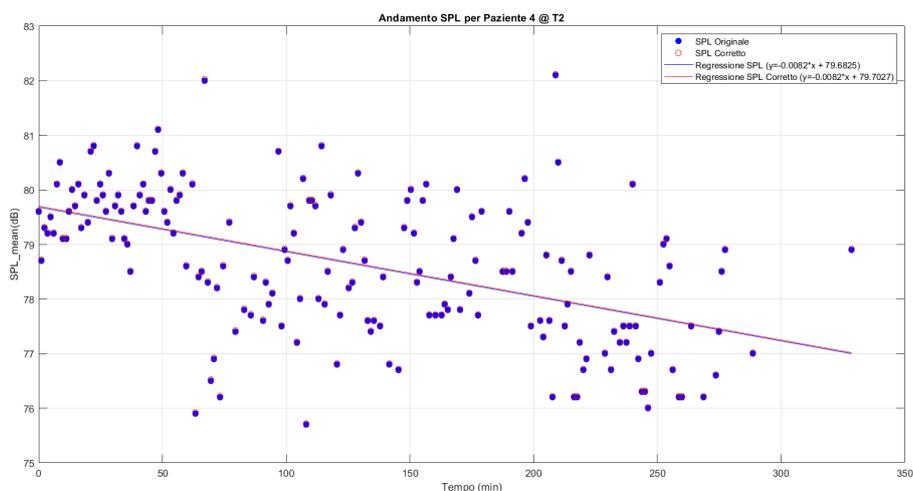


Figura 3.18: SPL originale VS SPL corretto a T2:paziente 4

Come illustrato nelle figure, la misurazione dell'SPL corretto offre un supporto oggettivo per interpretare il grado di adattamento vocale nel tempo. I risultati confermano l'ipotesi di partenza. Infatti, in una condizione fisiologica, ci si aspetta che il valore dell'SPL corretto sia inferiore rispetto all'SPL originale. Questo perché, nel calcolo dell'SPL corretto, viene sottratta la componente dell'SPL attribuibile alla modulazione vocale, isolando così il contributo effettivo del paziente nella produzione della voce. In altre parole, l'SPL originale rappresenta il livello di pressione sonora complessivo misurato, mentre l'SPL corretto tiene conto delle variazioni dovute all'adattamento della voce al rumore di fondo. In un sistema vocale efficiente, la differenza tra i due valori dovrebbe riflettere un'adeguata capacità di regolazione del tono della voce. Se questa capacità è ridotta, la differenza tra SPL originale e SPL corretto potrebbe risultare minima, indicando una scarsa modulazione vocale da parte del paziente. Nell'esempio illustrato, si osserva un'evoluzione significativa nel rapporto tra SPL originale e SPL corretto nei diversi momenti di misurazione. A T0, l'SPL corretto risulta leggermente inferiore rispetto all'SPL originale, indicando una modesta capacità del paziente di modulare il tono della voce in risposta al rumore di fondo. Tuttavia, la differenza tra i due valori è minima, suggerendo che questa capacità sia già ridotta rispetto a una condizione fisiologica normale. A T1, si verifica un'anomalia ancora più evidente: l'SPL corretto è addirittura superiore all'SPL originale. Questo fenomeno suggerisce che il paziente, invece di aumentare l'intensità vocale per compensare il rumore di fondo, tende inconsapevolmente ad abbassare il tono della voce. In altre parole, in presenza di rumore, il paziente riduce l'emissione sonora anziché adattarsi per mantenere un'adeguata intelligibilità del parlato. Infine, a T2, i va-

lori di SPL originale e SPL corretto risultano pressoché identici. Questo indica che il paziente capacità nulla di modulare il tono della voce in funzione del rumore di fondo. Questi risultati sono coerenti con quelli ottenuti dall'analisi della retta di regressione BNL_LAF90/SPL nei tre momenti di acquisizione dei parametri (T0, T1 e T2).

Nella tabella 3.3, sono evidenziate in giallo le variazioni dei pazienti di cui si hanno a disposizione i dati a T0, T1, e T2.

ID Paziente	$\Delta T0-T1$	$\Delta T1-T2$	$\Delta T0-T2$	CLASSE
1	ND	ND	ND	REMOTO
3	ND	ND	ND	REMOTO
5	ND	ND	ND	REMOTO
6	-0,16575423	0,129035689	-0,036718537	REMOTO
8	0	ND	ND	REMOTO
11	ND	ND	ND	REMOTO
13	ND	ND	ND	REMOTO
15	-0,00174892	0,140480896	0,13873198	REMOTO
19	ND	ND	ND	REMOTO
20	ND	ND	ND	REMOTO
2	ND	ND	ND	PRESENZA
4	-0,01901462	0,016849382	-0,002165234	PRESENZA
7	ND	ND	ND	PRESENZA
9	0,031277621	0,185885651	0,217163271	PRESENZA
10	0,184675155	0,044938849	0,229614003	PRESENZA
12	ND	ND	ND	PRESENZA
14	ND	ND	ND	PRESENZA
16	-0,10928653	ND	-0,05962312	PRESENZA
17	ND	ND	ND	PRESENZA
18	ND	ND	ND	PRESENZA

Tabella 3.3: Variazioni del coefficiente angolare BNL_LAF90/SPL

Risultati

Osservando le variazioni nel paziente 9, si nota un miglioramento della modulazione della voce rispetto al rumore di fondo tra i diversi momenti di acquisizione dei dati. Questo miglioramento è visibile anche dalla variazione tra SPL originale e SPL corretto a T0, T1, T2:

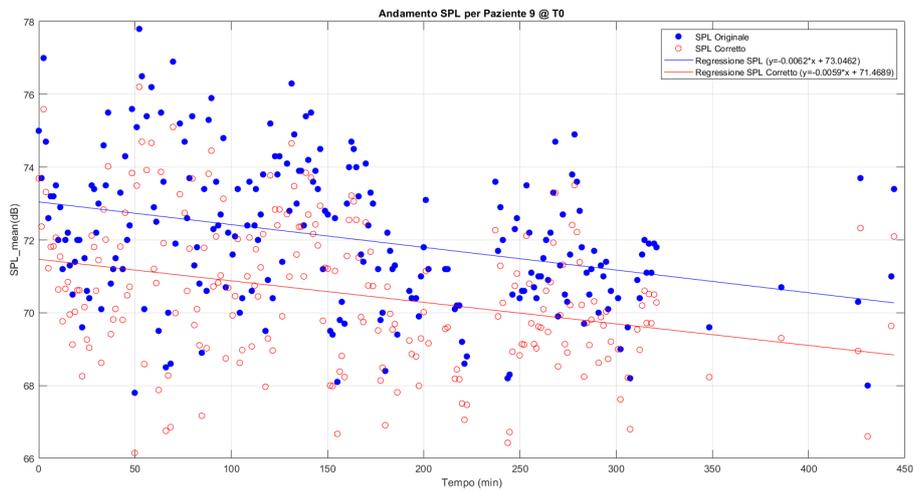


Figura 3.19: SPL originale VS SPL corretto: paziente 9 @ T0

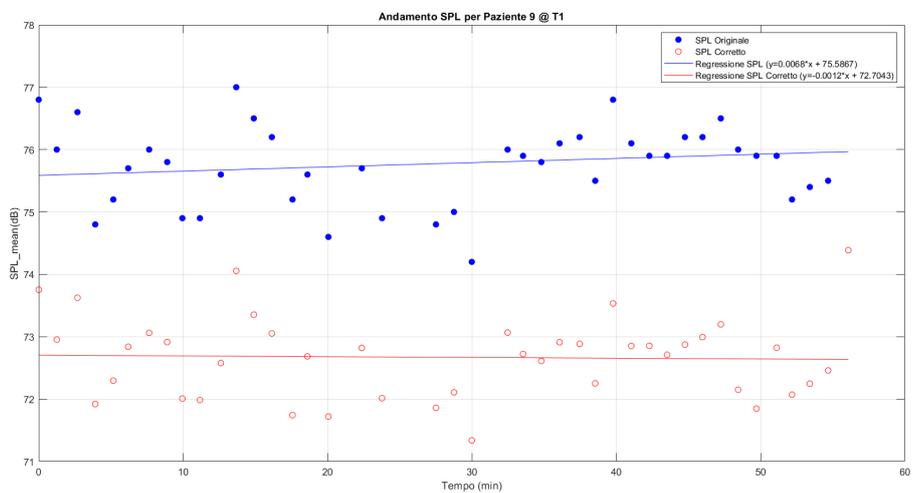


Figura 3.20: SPL originale VS SPL corretto: paziente 9 @ T1

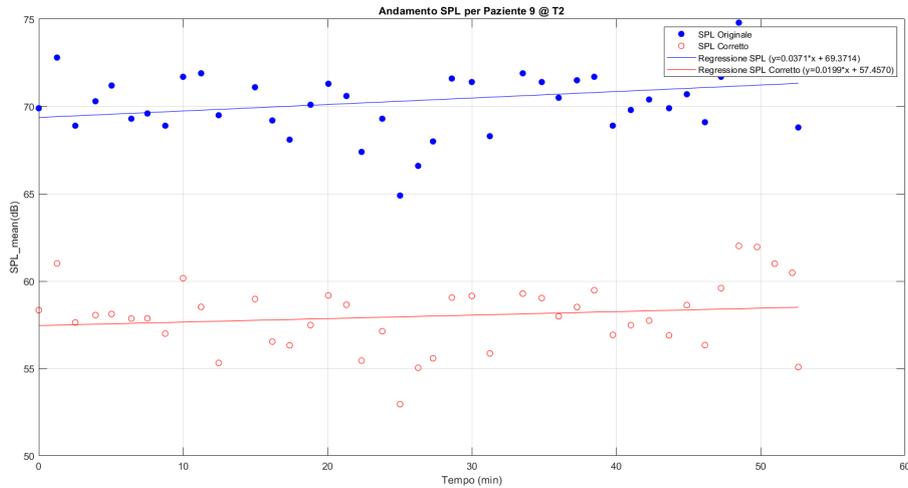


Figura 3.21: SPL originale VS SPL corretto: paziente 9 @ T2

A T0, i valori di SPL originale e SPL corretto si confondono, indicando che non vi è un aumento dell'SPL in presenza di rumore di fondo. A T1 e T2 si osserva un distacco netto tra i due valori, con una chiara separazione tra SPL originale e SPL corretto. Questo cambiamento suggerisce un miglioramento progressivo nella modulazione del tono della voce per contrastare il rumore di fondo, che diventa sempre più evidente e diretto man mano che la terapia logopedica avanza. Tale distacco riflette un adattamento efficace al rumore di fondo, testimoniando un avanzamento nella qualità del controllo vocale e nella consapevolezza del paziente durante il trattamento, con miglioramenti sempre più marcati nel tempo.

Come ultimo esempio, si mostrano i dati relativi al paziente 15, che dalla figura ?? mostra un peggioramento dell'adattamento vocale al rumore di fondo tra T0 e T1 e un miglioramento tra T1 e T2 ma anche globalmente dall'inizio della terapia (T0) alla fine (T2):

Risultati

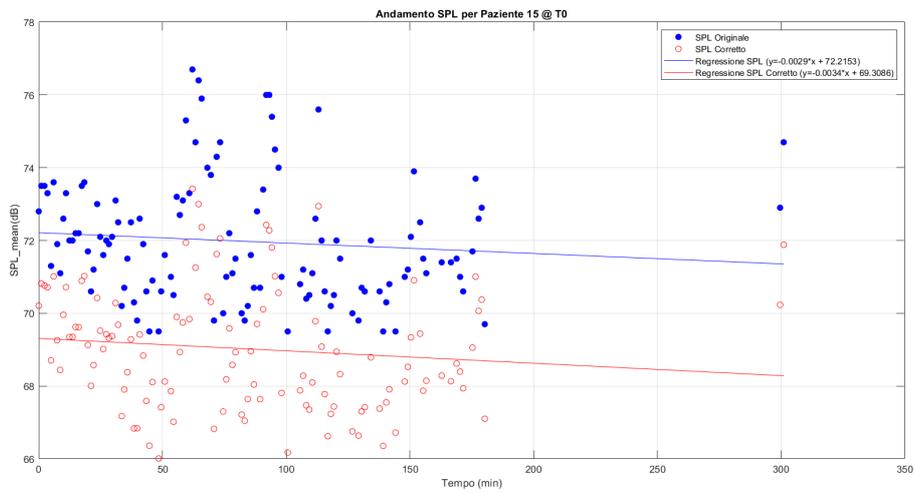


Figura 3.22: SPL originale VS SPL corretto: paziente 15 @ T0

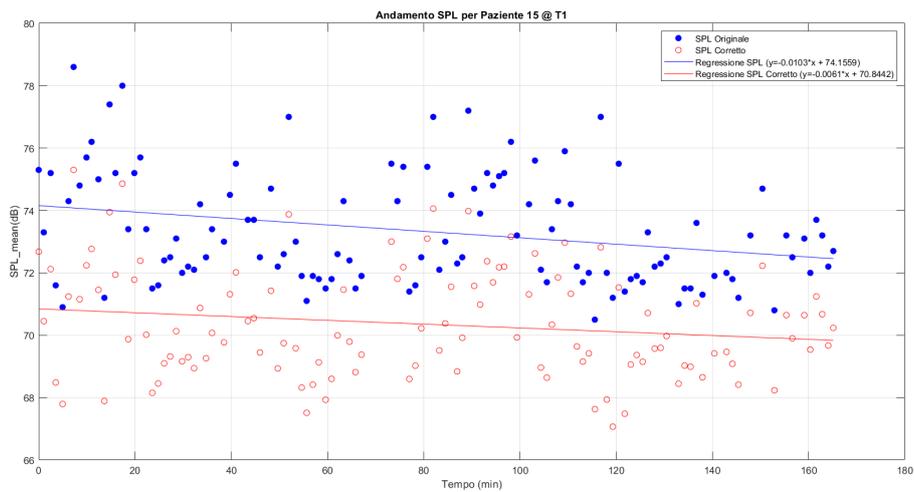


Figura 3.23: SPL originale VS SPL corretto: paziente 15 @ T1

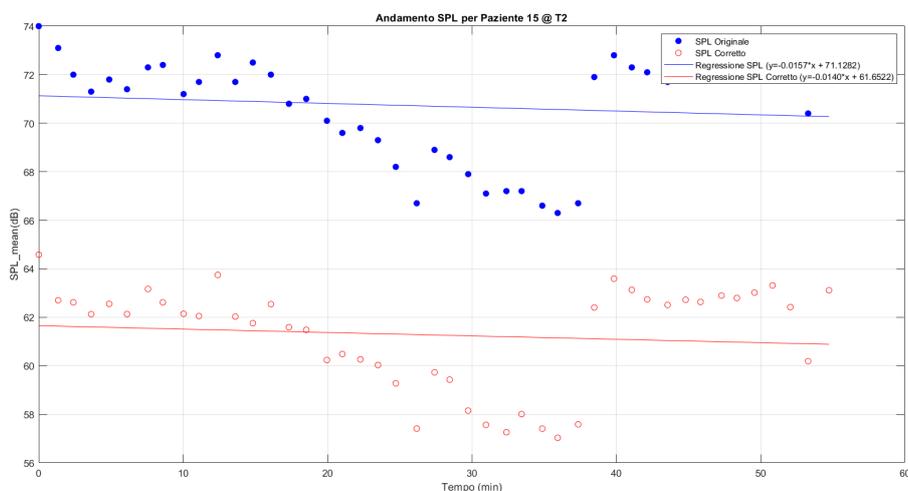


Figura 3.24: SPL originale VS SPL corretto: paziente 15 @ T2

Il peggioramento tra T0 e T1 non è apprezzabile visivamente come i risultati presentati precedentemente, ma basta confrontare la distanza dell'intercetta della retta di regressione a T0 e a T1 per confermare il minor distacco tra le rette: a T0 l'intercetta della retta di regressione tra SPL e tempo nell'SPL originale si trova a una quota di +2,91 dB rispetto all'intercetta della retta di regressione SPL corretto/tempo, con un coefficiente angolare di SPL corretto c di 0,005 dB/minuto, che indica una pendenza negativa nel tempo più rapida. A T1, l'intercetta della retta di regressione dell'SPL originale rispetto al tempo è superiore di 3.31 dB, con un coefficiente angolare di SPL originale più basso di 0,0164 dB/min rispetto all'SPL corretto. Questo indica che all'inizio del monitoraggio a T1, il paziente ha una discreta capacità di modulare il tono della voce rispetto al rumore di sottofondo, ma viene persa nel corso del tempo, tanto che le rette di regressione di SPL corretto e SPL originale tendono a convergere.

3.3 Dose Vocale

Le vibrazioni eccessive dei tessuti delle corde vocali, causate da vocalizzazioni intense o prolungate, sono ritenute un fattore che contribuisce allo sviluppo di disturbi della voce e rappresentano una rilevante preoccupazione per la salute. Le dosi vocali (Distance Dose, Time Dose, Cycle Dose ed Energy Dissipation) quantificano il carico vocale e possono essere impiegate per studiare gli effetti delle vibrazioni a cui il tessuto delle corde vocali è esposto durante il monitoraggio prolungato. Ciascuna dose vocale viene calcolata a partire dall'informazione fornita dal parametro k_v , che compare in tutte le formule utilizzate per la loro determinazione. Questo parametro, funzione del passo dell'unità sonora, svolge un ruolo centrale nella quantificazione del carico vocale, influenzando direttamente il valore delle dosi vocali misurate. Una volta definite le dosi vocali, il loro accumulo viene analizzato per l'intera durata dell'acquisizione a lungo termine. Le misure delle dosi vocali possono essere utilizzate per studiare diversi fattori potenzialmente dannosi per le corde vocali. A tal proposito, vengono presentati gli accumuli delle dosi vocali analizzate nello studio a T0 come esempio:

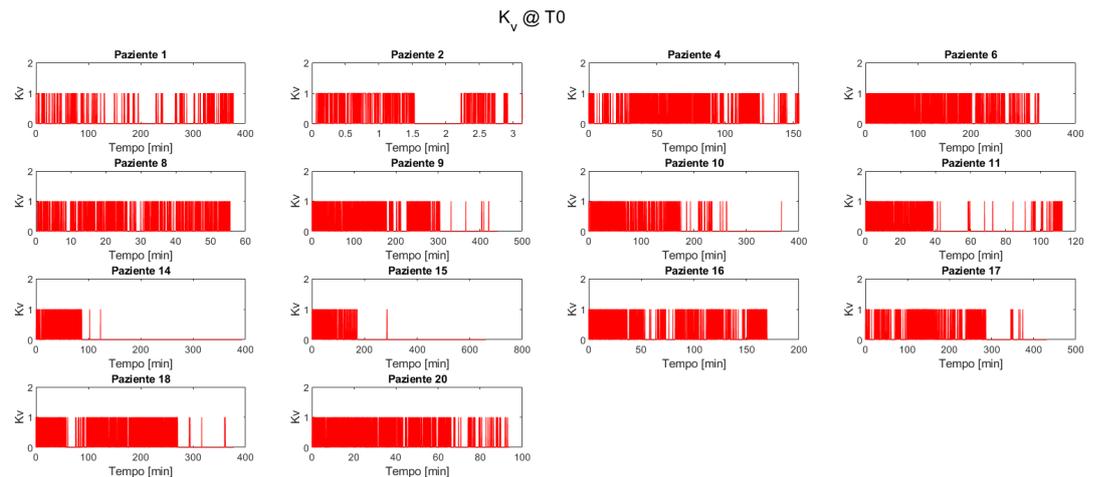


Figura 3.25: Andamento della funzione K_v nel tempo @ T0

Risultati

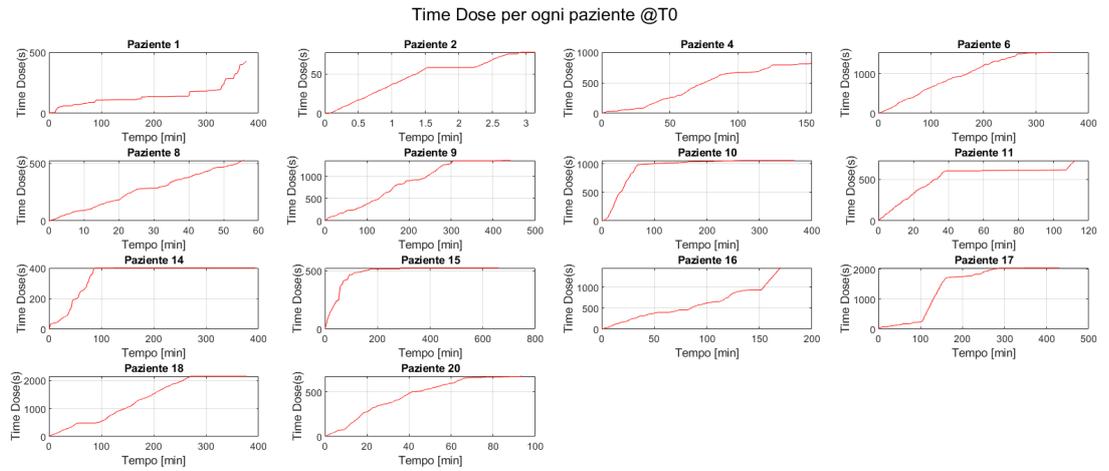


Figura 3.26: Andamento della funzione Time dose nel tempo @ T0

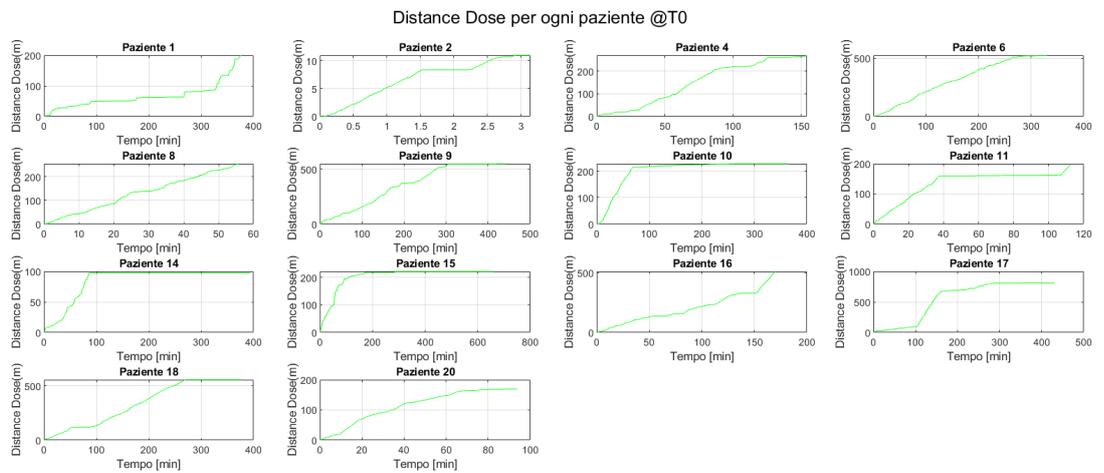


Figura 3.27: Andamento della funzione Distance dose nel tempo @ T0

Risultati

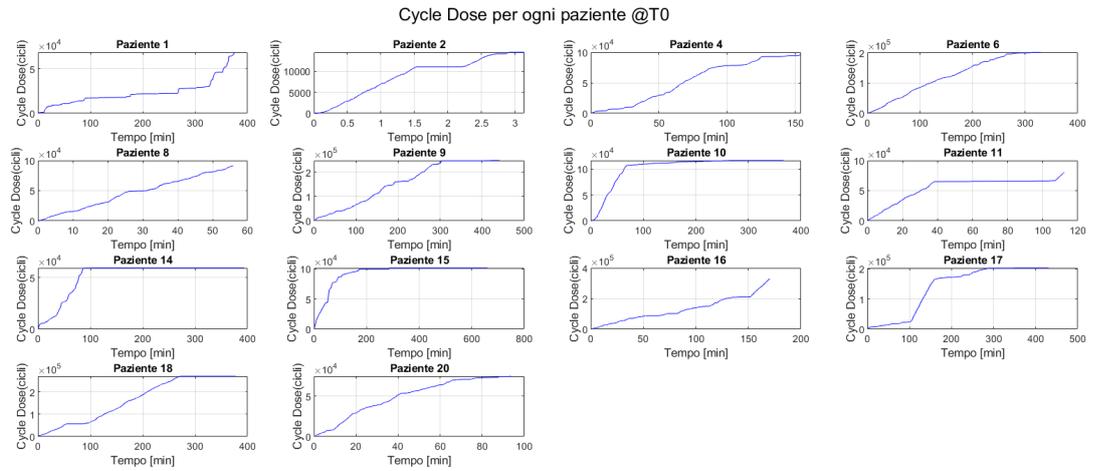


Figura 3.28: Andamento della funzione Cycle dose nel tempo @ T0

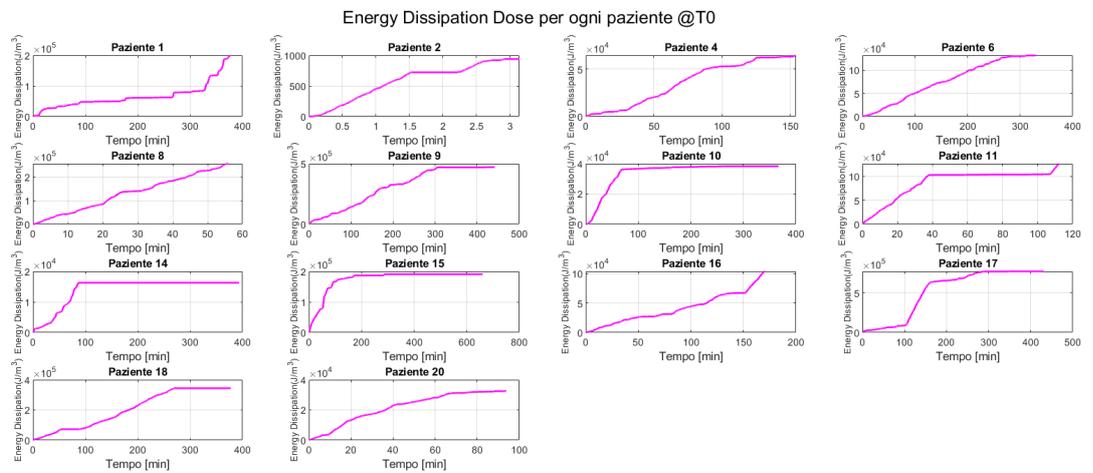


Figura 3.29: Andamento della funzione Energy Dissipation dose nel tempo @ T0

Per analizzare l'attività vocale dei pazienti, si è scelto di valutare i quattro parametri dopo 95 minuti dall'inizio del monitoraggio. Sebbene questo intervallo di tempo non sia sufficiente per rappresentare l'intera attività vocale registrata, poiché corrisponde solo a circa un'ora e mezza dall'inizio, esso permette di raccogliere il maggior numero di dati statistici. Infatti, oltre questo punto, il numero di pazienti che continuano a mostrare un'attività vocale significativa diminuisce sensibilmente. Questo fenomeno è influenzato sia dalle caratteristiche dei soggetti in studio, sia dalla riduzione del numero di pazienti monitorati nei tempi T1 e T2. Sebbene inizialmente lo studio prevedesse la partecipazione di 20 pazienti, il campione si è progressivamente ridotto nel corso della sperimentazione. Come illustrato successivamente, a T1 solo cinque pazienti presentano attività vocale dopo 95 minuti: paziente 2, paziente 4, paziente 6, paziente 15 e paziente 17. Inoltre, è fondamentale suddividere i risultati ottenuti nelle due classi "presenza" e "remoto" per una completa analisi dei dati.

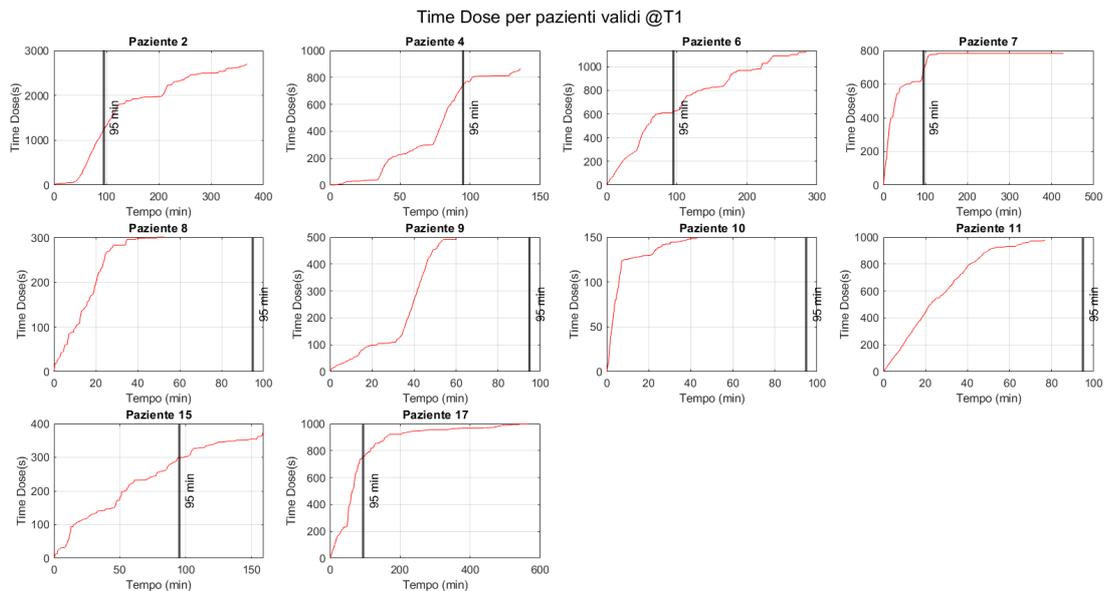


Figura 3.30: Distribuzione dell'attività vocale dei pazienti dopo 95 minuti di monitoraggio a T1, con distinzione tra i soggetti attivi e quelli inattivi.

Nei risultati ottenuti per le dosi vocali a T0, T1 e T2, un eventuale incremento dei valori è stato considerato un aspetto positivo. Questo perché, sebbene in letteratura tali parametri vengano utilizzati per predire una possibile disfonia futura (maggiore è il valore delle dosi vocali, maggiore è lo sforzo dell'apparato fonatorio e, di conseguenza, il rischio di sviluppare disfonia) [22], in questo studio essi sono

Risultati

stati impiegati per valutare l'attività vocale del paziente, considerata un indicatore di una maggiore capacità comunicativa. Oltre a quanto detto, è stato preso in considerazione uno studio precedente che confrontava soggetti sani con soggetti affetti da sclerosi multipla, evidenziando valori più elevati per gli indicatori di dose vocale nei soggetti sani rispetto a quelli con SM [10]. Si mostrano i valori di Time Dose (s), Distance Dose (m), Cycle Dose (cicli), Energy Dissipation (J/m^3) per tutti i soggetti a T0,T1,T2 non divisi per classe:

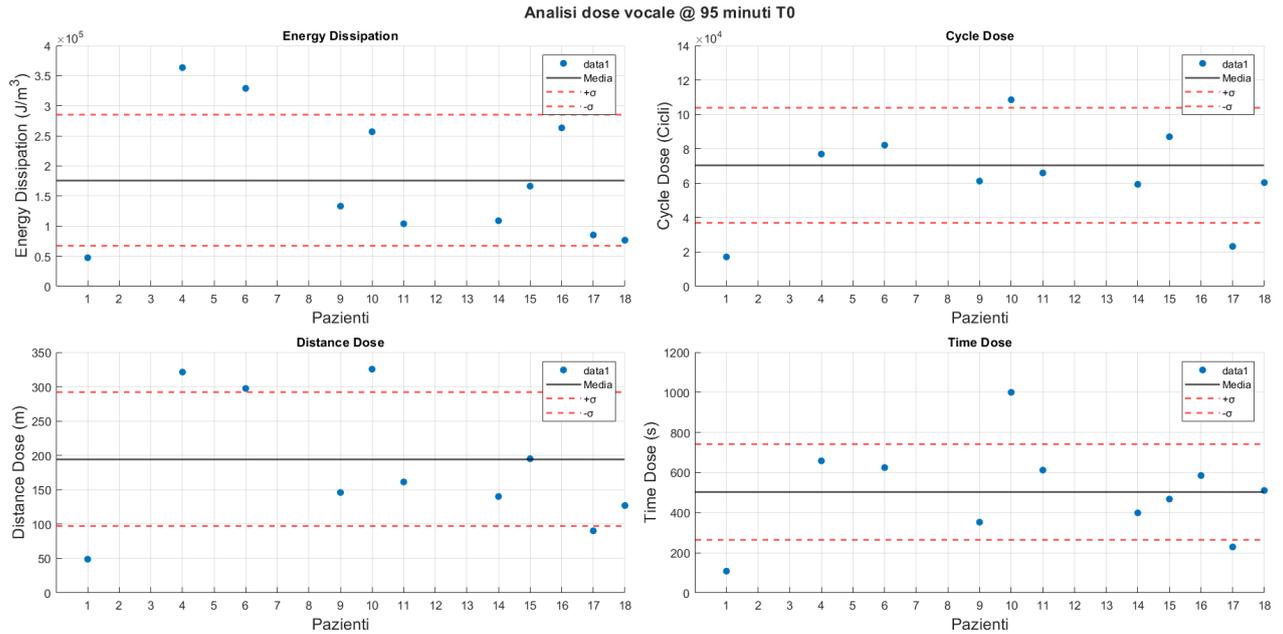


Figura 3.31: Distribuzione dei valori delle dosi vocali per ciascun paziente al tempo T0.

Risultati

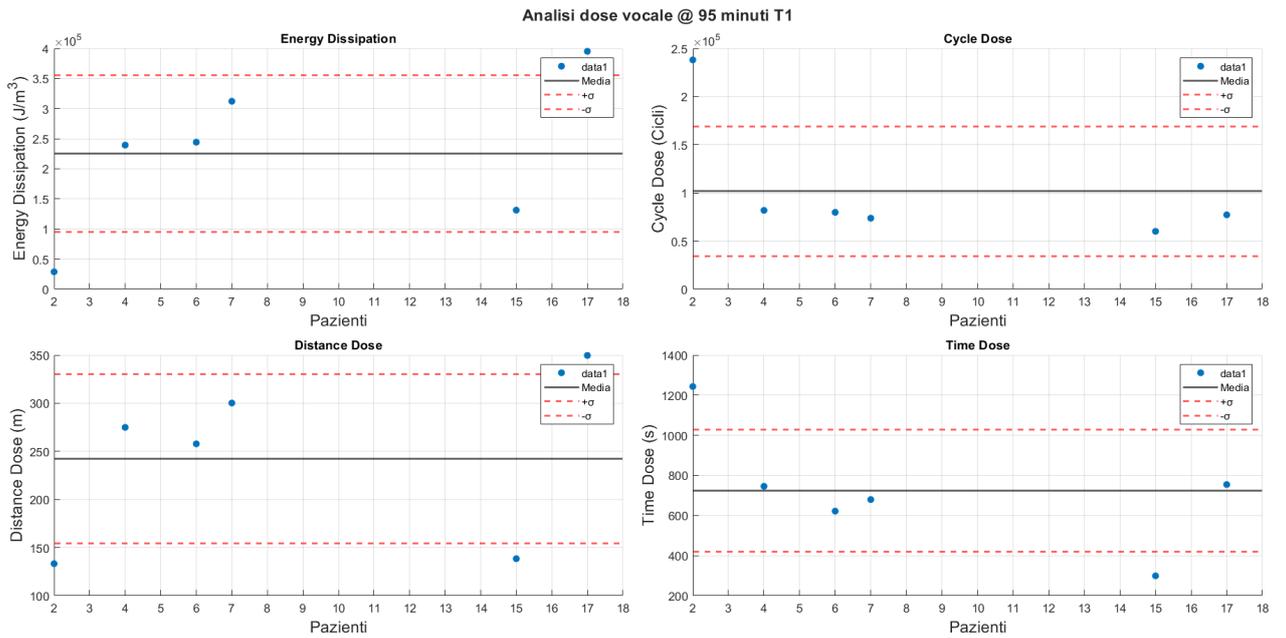


Figura 3.32: Distribuzione dei valori delle dosi vocali per ciascun paziente al tempo T1.

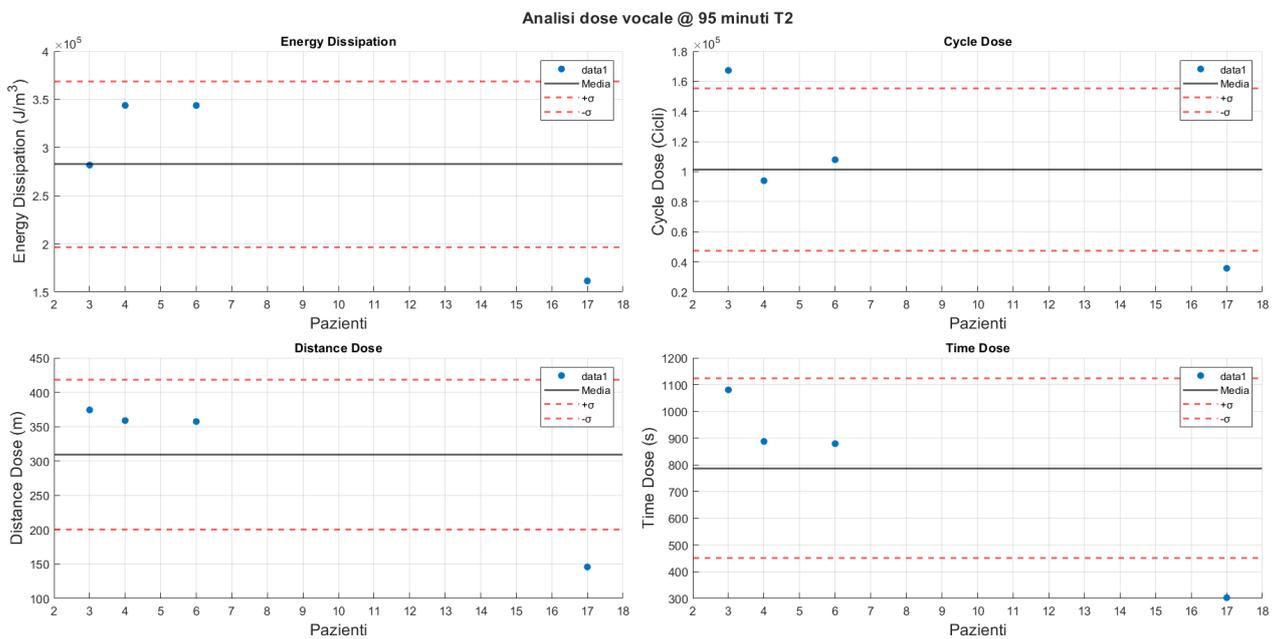


Figura 3.33: Distribuzione dei valori delle dosi vocali per ciascun paziente al tempo T2.

Risultati

Successivamente si mostrano i risultati ottenuti a 95 minuti per i parametri considerati, divisi per classi:

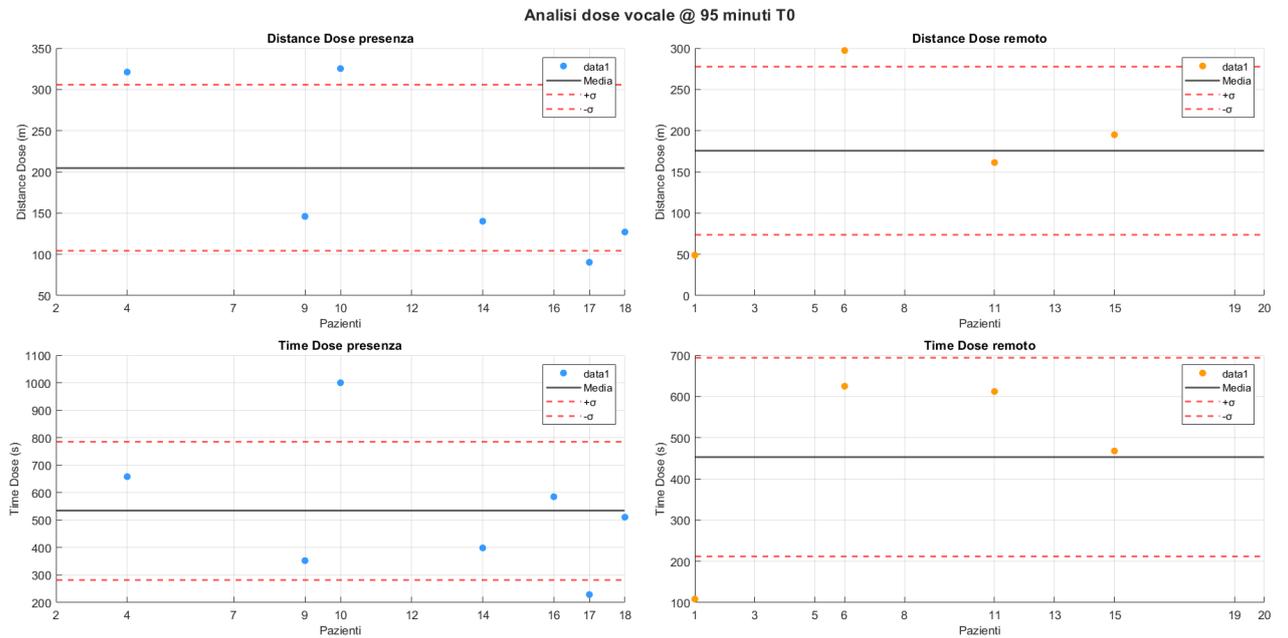


Figura 3.34: Distribuzione dei valori delle dosi vocali per pazienti divisi in classi al tempo T0.(1)

Risultati

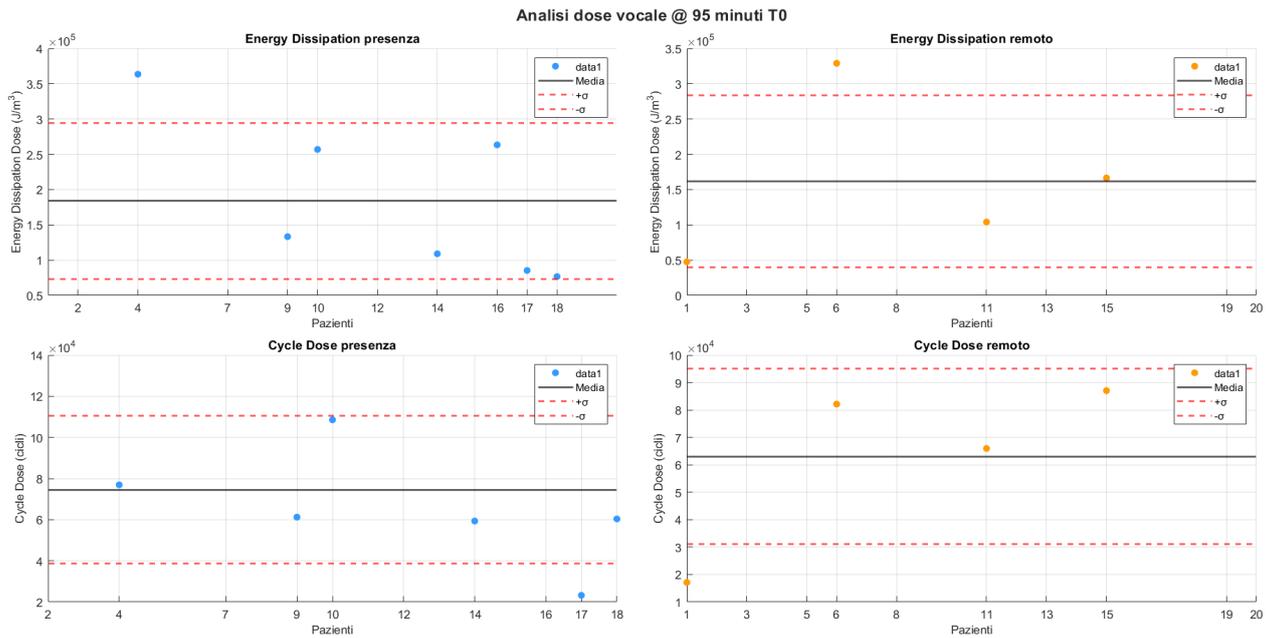


Figura 3.35: Distribuzione dei valori delle dosi vocali per pazienti divisi in classi al tempo T0.(2)

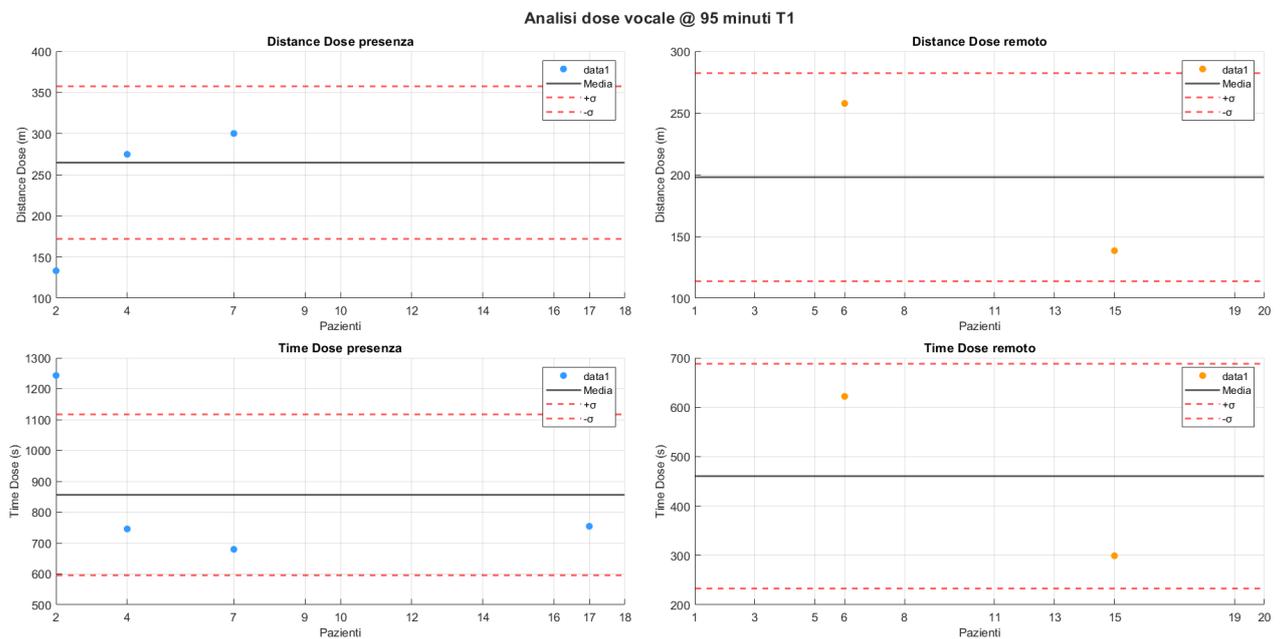


Figura 3.36: Distribuzione dei valori delle dosi vocali per pazienti divisi in classi al tempo T1.(1)

Risultati

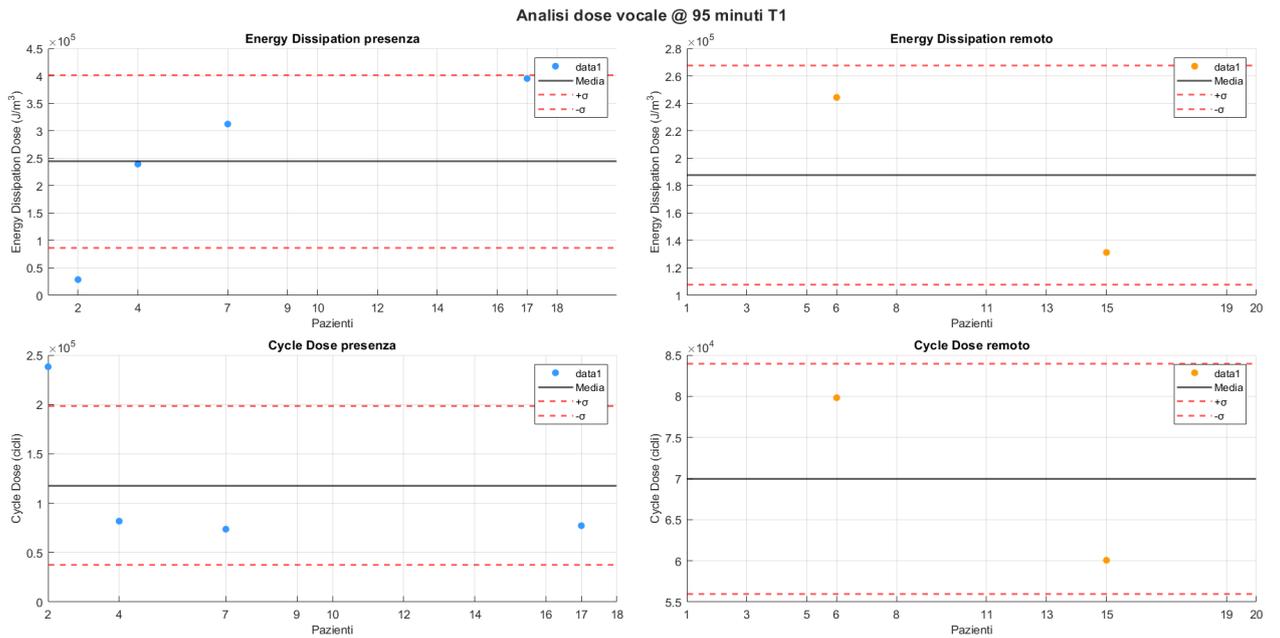


Figura 3.37: Distribuzione dei valori delle dosi vocali per pazienti divisi in classi al tempo T1.(2)

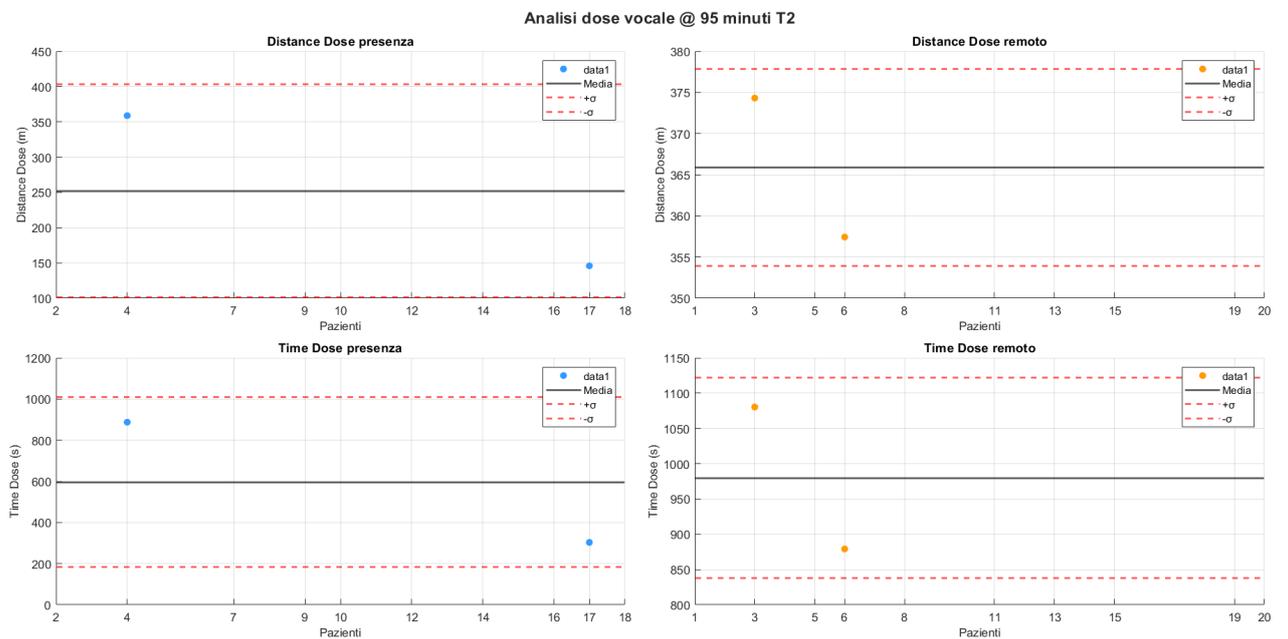


Figura 3.38: Distribuzione dei valori delle dosi vocali per pazienti divisi in classi al tempo T2.(1)

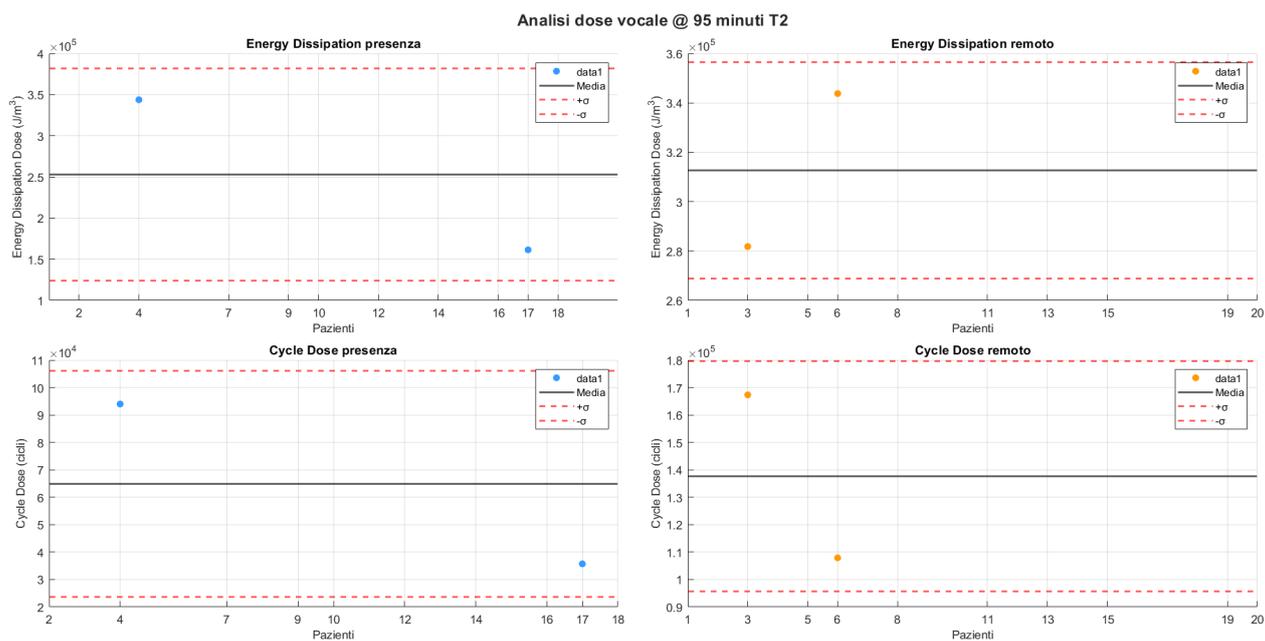


Figura 3.39: Distribuzione dei valori delle dosi vocali per pazienti divisi in classi al tempo T2.(2)

A T0

- il valore medio di *Distance Dose* è:
 - Per la classe "presenza" di (204.974 ± 101.006) m
 - Per la classe "remoto" è di (175.696 ± 102.325) m.

- Il valore medio di *Time Dose* è:
 - Per la classe presenza è di (533.718 ± 251.601) s
 - Per la classe remoto è di (453.468 ± 240.666) s.

- Il valore medio di *Energy Dissipation* è :
 - Per la classe "presenza" $(1.8 \pm 1.1) \cdot 10^5$ J/m³
 - Per la classe "remoto" $(1.6 \pm 1.2) \cdot 10^5$ J/m³.

- il valore medio del parametro *Cycle Dose*:
 - Per la classe "presenza" è di $(7.5 \pm 3.6) \cdot 10^4$ cicli

- Per la classe "remoto" è di $(6.3 \pm 3.2) \cdot 10^4$ cicli.

A T1:

- il valore medio di *Distance Dose*:
 - Per la classe "presenza" è di $(264,486 \pm 92,800)$ m
 - Per la classe "remoto" è di $(198,142 \pm 84,359)$ m.
- Il valore medio di *Time Dose* è di:
 - per la classe presenza è di $(855,750 \pm 260,388)$ s
 - per la classe remoto è di $(460,575 \pm 228,176)$ s.
- Il valore medio di *Energy Dissipation* è di:
 - Per la classe "presenza" $(2,4 \pm 1,6) \cdot 10^5$ J/m³
 - Per la classe "remoto" $(1,9 \pm 0,8) \cdot 10^5$ J/m³.
- il valore medio del parametro *Cycle Dose* è di:
 - Per la classe "presenza" è di $(1,2 \pm 0,8) \cdot 10^5$ cicli
 - Per la classe "remoto" è di $(7,0 \pm 1,4) \cdot 10^4$ cicli.

A T2:

- Il valore medio di *Distance Dose* è:
 - Per la classe "presenza" di $(252,361 \pm 150,551)$ m
 - Per la classe "remoto" di $(365,873 \pm 11,944)$ m.
- Il valore medio di *Time Dose* è:
 - Per la classe "presenza" di $(595,309 \pm 413,124)$ s,
 - Per la classe "remoto" di $(979,731 \pm 142,240)$ s.
- Il valore medio di *Energy Dissipation* è:
 - Per la classe "presenza" di $(2,5 \pm 1,3) \cdot 10^5$ J/m³

- Per la classe "remoto" di $(3,1 \pm 0,44) \cdot 10^5 \text{ J/m}^3$.
- Il valore medio del parametro *Cycle Dose* è:
 - Per la classe "presenza" di $(6,5 \pm 4,1) \cdot 10^4$ cicli
 - Per la classe "remoto" di $(1,4 \pm 0,4) \cdot 10^5$ cicli.

I risultati appena elencati sono riassunti nella tabella seguente:

Parametro	Presenza	Remoto
T0		
Distance Dose (m)	(204.974 ± 101.006)	(175.696 ± 102.325)
Time Dose (s)	(533.718 ± 251.601)	(453.468 ± 240.666)
Energy Dissipation (10^5 J/m^3)	(1.8 ± 1.1)	(1.6 ± 1.2)
Cycle Dose (10^4 cicli)	(7.5 ± 3.6)	(6.3 ± 3.2)
T1		
Distance Dose (m)	(264.486 ± 92.800)	(198.142 ± 84.359)
Time Dose (s)	(855.750 ± 260.388)	(460.575 ± 228.176)
Energy Dissipation (10^5 J/m^3)	(2.4 ± 1.6)	(1.9 ± 0.8)
Cycle Dose (10^5 cicli)	(1.2 ± 0.8)	(7.0 ± 1.4)
T2		
Distance Dose (m)	(252.361 ± 150.551)	(365.873 ± 11.944)
Time Dose (s)	(595.309 ± 413.124)	(979.731 ± 142.240)
Energy Dissipation (10^5 J/m^3)	(2.5 ± 1.3)	(3.1 ± 0.44)
Cycle Dose (10^4 cicli)	(6.5 ± 4.1)	(1.4 ± 0.4)

Tabella 3.4: Valori medi dei parametri per le classi "presenza" e "remoto" nei diversi tempi di acquisizione.

Per poter confrontare l'efficacia delle due terapie e valutare la non inferiorità della terapia erogata in remoto, è stata fatta una valutazione sulla variazione delle medie tra T0-T1, T1-T2, tenendo conto anche della variazione della deviazione tipo:

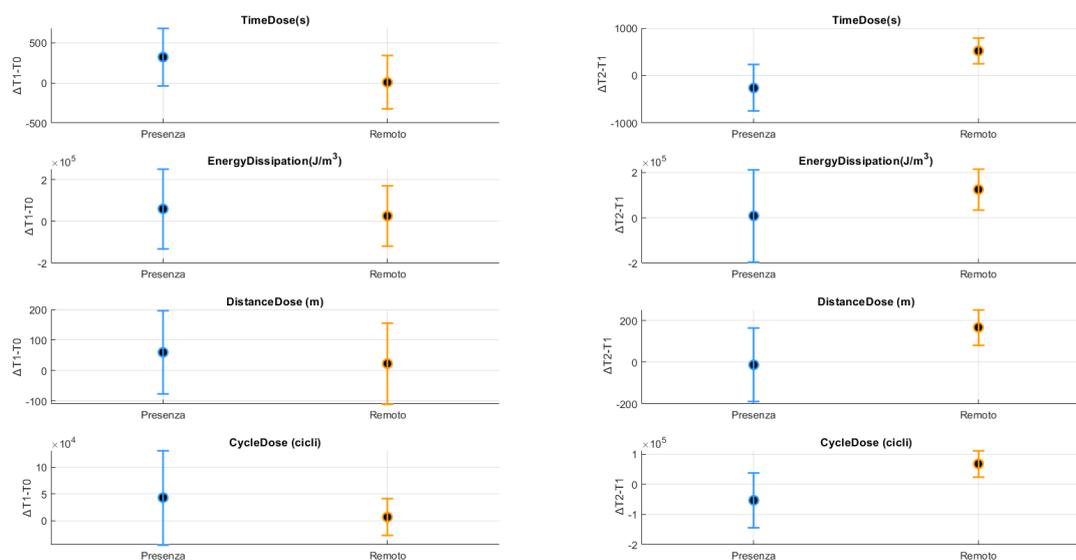


Figura 3.40: Distribuzione delle variazioni delle medie delle dosi vocali divise in classi

Analizzando la variazione di Energy Dissipation si registra una variazione media:

- Tra T0 e T1:
 - $0.60 \cdot 10^5 \text{ J/m}^3$ per la classe "presenza "
 - $0.26 \cdot 10^5 \text{ J/m}^3$ per la classe "remoto";
- Tra T1 e T2 si ha un incremento di:
 - $0.09 \cdot 10^5 \text{ J/m}^3$ la classe "presenza "
 - $1.25 \cdot 10^5 \text{ J/m}^3$ per la classe "remoto";

Considerando le variazioni di Time Dose:

- Tra T0 e T1 si ha un incremento di:
 - 322.04 s per la classe "presenza"
 - 7.11 s per la classe "remoto";
- Tra T1 e T2 sommariamente si osserva:
 - Diminuzione di 260.44 s per la classe "presenza"

- Aumento di 519.15 s per la classe "remoto";

Per il parametri Distance Dose si ha:

- Tra T0 e T1 ina variazione della media di:
 - 59.51 m per la classe "presenza"
 - 22.35 m per la classe "remoto";
- Tra T1 e T2 si ottiene:
 - Un decremento di 212.13 m per la classe "presenza"
 - Un aumento di 167.73 m per la classe "remoto";

Infine, per il Cycle Dose:

- Valutando la variazione tra T0 e T1, si ha una variazione media di:
 - $4.35 \cdot 10^4$ cicli per la classe "presenza" remoto
 - $0.69 \cdot 10^4$ cicliper la classe "remoto";
- Tra T1 e T2 si osserva in media :
 - Un decremento di $5.30 \cdot 10^4$ cicli per la classe "presenza"
 - Un aumento di $6.80 \cdot 10^4$ cicli per la classe "remoto".

I risultati appena elencati sono riassunti nella seguente tabella:

Parametro	Presenza	Remoto
Δ T0-T1		
Distance Dose (m)	+59.51	+22.35
Time Dose (s)	+322.04	+7.11
Energy Dissipation (10^5 J/m ³)	+0.60	+0.26
Cycle Dose (10^4 cicli)	+4.35	+0.69
Δ T1-T2		
Distance Dose (m)	-212.13	+167.73
Time Dose (s)	-260.44	+519.15
Energy Dissipation (10^5 J/m ³)	+0.09	+1.25
Cycle Dose (10^4 cicli)	-5.30	+6.80

Tabella 3.5: Variazione dei parametri di Dose Vocale tra T0-T1 e T1-T2 per le classi "presenza" e "remoto".

L'analisi dei parametri vocali, completa di verifica della sovrapposizione degli intervalli di confidenza, indica che la terapia logopedica a distanza offre risultati comparabili a quelli della terapia in ambulatorio.

Capitolo 4

Conclusioni

Questo lavoro di tesi si inserisce all'interno di uno studio più ampio che ha coinvolto l'osservazione di un campione di 20 pazienti affetti da sclerosi multipla, i quali hanno seguito un percorso di riabilitazione logopedica presso la struttura Don Gnocchi di Milano. L'obiettivo della riabilitazione era quello di migliorare le condizioni dell'apparato fonatorio dei pazienti, con lo scopo di facilitare la comunicazione con il mondo esterno e, di conseguenza, migliorare la qualità della loro vita quotidiana.

Per valutare l'efficacia della terapia logopedica erogata da remoto, i pazienti sono stati suddivisi in due gruppi: 10 di loro hanno seguito il percorso riabilitativo in presenza, all'interno dell'ambulatorio, mentre gli altri 10 hanno usufruito di un trattamento a distanza, mediante un protocollo di teleriabilitazione. Questa distinzione ha permesso di valutare eventuali differenze nei risultati ottenuti tra le due modalità di intervento, consentendo una comparazione più approfondita tra la riabilitazione tradizionale e quella basata su tecnologie di telemedicina.

In questo specifico lavoro di tesi, l'attenzione si è concentrata sull'analisi dei parametri vocali registrati attraverso il Vocal Holter, un dispositivo che consente un monitoraggio prolungato della voce nell'arco di diverse ore. I parametri presi in esame includono lo SPL medio (Sound Pressure Level), la F0 media (frequenza fondamentale della voce) e il valore di BNL_LAF90. Oltre a questi dati direttamente estratti dal monitoraggio, sono stati analizzati anche parametri derivati da elaborazioni specifiche, tra cui Kv, il Distance Dose, il Time Dose, l'Energy Dissipation Dose e il Cycle Dose. Queste misure hanno permesso di ottenere una visione più dettagliata delle caratteristiche vocali dei pazienti e delle eventuali modifiche indotte dalla terapia logopedica.

Nel corso dello studio sono emerse alcune difficoltà legate alla natura stessa della patologia oggetto di analisi. La sclerosi multipla, infatti, è una malattia neurodegenerativa caratterizzata da un decorso altamente variabile e difficilmente prevedibile, il che ha reso complessa la raccolta completa dei dati in tutti i momenti

previsti dallo studio. A causa della progressione della malattia o di altre problematiche individuali, alcuni pazienti che inizialmente avevano aderito al progetto non hanno potuto completare le acquisizioni dei parametri né al termine della terapia né nella fase di follow-up.

Più nello specifico, i pazienti 1, 14 e 20 non hanno partecipato alle rilevazioni successive all'inizio dello studio, interrompendo quindi il monitoraggio prima del termine del percorso riabilitativo. Inoltre, per alcuni pazienti si sono registrati dati mancanti in momenti specifici: i pazienti 8, 11 e 16 non hanno effettuato il follow-up, mentre il paziente 17 ha saltato le acquisizioni di fine terapia, ma ha comunque partecipato a quelle del follow-up. Altri pazienti, come il 2 e il 7, hanno preso parte solamente alle acquisizioni finali, senza proseguire fino al follow-up. Vi sono poi casi in cui i dati non sono stati forniti in nessuna fase dello studio, come per i pazienti 3, 5, 12, 13 e 19.

D'altro canto, vi sono pazienti che hanno completato l'intero protocollo di monitoraggio e per i quali si dispone di dati completi relativi ai tre momenti di raccolta previsti (inizio terapia, fine terapia e follow-up). Nello specifico, questo gruppo comprende i pazienti 4, 6, 9, 10 e 15, i cui dati risultano preziosi per l'analisi dell'andamento della riabilitazione nel tempo.

Nonostante le difficoltà legate alla variabilità della malattia e alle problematiche individuali dei pazienti, lo studio ha permesso di raccogliere informazioni significative sul percorso di riabilitazione logopedica nella sclerosi multipla, contribuendo a una maggiore comprensione degli effetti della terapia sia in ambito ambulatoriale che tramite teleriabilitazione, permettendone la comparazione. Un'ulteriore difficoltà emersa durante lo studio è stata legata alla durata del monitoraggio, che in alcuni casi è risultata non uniforme tra i pazienti. Questo problema si è verificato a causa dell'utilizzo di dispositivi Vocal Holter con livelli di batteria non completamente carichi al momento dell'inizio della registrazione. Di conseguenza, per alcuni pazienti il monitoraggio vocale si è interrotto prematuramente rispetto alla durata prevista, portando a una raccolta di dati meno omogenea tra i soggetti analizzati. Questa variabilità nella durata della registrazione ha rappresentato un limite nella standardizzazione dell'analisi, poiché non tutti i pazienti hanno avuto un tempo di acquisizione dei parametri vocali equivalente. In alcuni casi, il tempo ridotto di monitoraggio potrebbe aver influenzato la precisione e l'affidabilità delle misurazioni, specialmente per quei parametri che richiedono un'osservazione prolungata per ottenere valori rappresentativi del comportamento vocale nel corso della giornata. Per ovviare a questo problema, durante l'elaborazione dei dati si è deciso di utilizzare, per tutti i pazienti, un intervallo di tempo standardizzato di 95 minuti per la valutazione delle dosi vocali. Questo intervallo, sebbene utile per garantire una base di confronto tra i soggetti, permette solo una rilevazione parziale delle eventuali differenze tra le due modalità di riabilitazione. Di conseguenza,

alcune variazioni significative nel comportamento vocale dei pazienti potrebbero non essere state pienamente catturate, limitando in parte l'analisi comparativa tra la riabilitazione in ambulatorio e quella tramite teleriabilitazione. Questo aspetto sottolinea l'importanza di garantire che, in studi futuri, tutti i dispositivi utilizzati per il monitoraggio siano adeguatamente preparati prima dell'inizio delle acquisizioni, con batterie completamente cariche e verifiche preventive sulla loro autonomia. Un'attenzione maggiore a questi dettagli tecnici potrebbe contribuire a migliorare la qualità e l'affidabilità dei dati raccolti, permettendo un confronto più omogeneo tra i diversi pazienti coinvolti nello studio. Nonostante queste difficoltà, è stato particolarmente interessante analizzare le variazioni dei parametri di interesse tra T0 e T1, così come tra T1 e T2. Come evidenziato nel capitolo dedicato ai risultati, l'analisi ha approfondito diversi aspetti, tra cui le variazioni del coefficiente angolare medio della retta di regressione di F0 rispetto al tempo e di SPL rispetto al tempo nei diversi intervalli (T0-T1 e T1-T2). Inoltre, sono state analizzate le variazioni degli intervalli di confidenza del coefficiente angolare medio della retta di regressione di F0 e SPL rispetto al rumore di fondo nei medesimi periodi, considerando l'intervallo di confidenza calcolato come il valore medio \pm la deviazione tipo.

Infine, è stata condotta un'analisi delle variazioni degli intervalli di confidenza relativi a distance dose, time dose, energy dissipation dose e cycle dose a 95 minuti dall'inizio del monitoraggio, confrontando i valori registrati tra T0 e T1 e tra T1 e T2. Queste analisi hanno permesso di ottenere una visione più approfondita delle modifiche nei parametri vocali, fornendo una base solida per valutare l'efficacia delle due modalità di riabilitazione logopedica.

Tutte le analisi condotte convergono verso una conclusione oggettiva: la riabilitazione logopedica a distanza si dimostra efficace quanto quella in presenza, senza evidenziare differenze significative a sfavore di una delle due modalità di trattamento. Questi risultati suggeriscono che la teleriabilitazione possa rappresentare un'alternativa valida e accessibile alla terapia tradizionale, offrendo ai pazienti un'opzione efficace anche in contesti in cui l'accesso a strutture specializzate risulti più complesso.

Ringraziamenti

Desidero esprimere la mia più sincera gratitudine a tutti coloro che mi sono stati accanto durante questa avventura. I primi ringraziamenti vanno ai miei genitori:

A mia mamma, donna pragmatica che mi ha trasmesso valori concreti, insegnandomi che il duro lavoro è la chiave per realizzare i propri sogni, anche quando tutto sembra impossibile. Le sue parole – "Non esistono cose facili e cose difficili, esistono solo cose che sai e cose che non sai" – sono state una guida preziosa nel mio percorso.

A mio padre, eterno ragazzino pieno di sogni e progetti, una mente in continuo fermento, che mi ha ispirata a volare sempre alto e a credere nelle mie ambizioni. A voi due devo tutto: due giovani che hanno dovuto rinunciare presto alla loro spensieratezza, ma che non hanno mai smesso di sostenermi affinché potessi ottenere tutto ciò che desideravo.

Desidero ringraziare i miei fratelli, Claudia ed Emanuele:

A Claudia, un immenso grazie per avermi amata, educata e viziata come una seconda mamma. Grazie perché, quando la notte sembrava troppo buia per lasciare spazio all'alba, tu eri lì a darmi coraggio.

A Emanuele, grazie per essere stato un punto fermo anche nei momenti più caotici. La tua serenità e gentilezza mi hanno sempre aiutata a ritrovare l'equilibrio e a rimanere con i piedi per terra.

Un ringraziamento speciale anche a Mimmo e Paola, splendidi acquisti della nostra pazza famiglia.

Un pensiero speciale a Roberto e Arianna, i miei meravigliosi nipoti, che con il loro affetto e la loro allegria hanno reso ogni momento ancora più speciale.

Grazie, Davide, per essere stato il mio faro in questi anni di ordinaria follia. Nessuna parola potrà mai esprimere davvero la gratitudine per l'amore che mi doni ogni giorno. Spero di continuare a condividere con te tanti traguardi, contando sempre l'uno sull'altro.

Sono immensamente grata a Zia Anna, la prima persona che ha creduto in me, togliendo le rotelle dalla mia bici e insegnandomi a pedalare da sola, facendomi sentire pronta a affrontare ogni sfida. Grazie anche per avermi donato, insieme a Zio Mimmo, Leo e Federico, più che semplici cugini: compagni di mille avventure e fratelli nel cuore.

Un ringraziamento speciale ai miei amici di sempre, quelli che, qualunque cosa accada e nonostante il tempo che passa, saranno sempre pronti a brindare con un gin tonic nel solito bar che ci ha visti crescere.

Giulia, Valentina, Ilaria, Annalisa, vi sono profondamente grata per l'amicizia sincera che ci lega da una vita. Siete il punto fermo in un mondo che cambia, la certezza che, ovunque la vita ci porti, ci ritroveremo sempre. Il vostro affetto e il vostro sostegno sono stati, e saranno sempre, un dono prezioso.

Grazie a tutte le persone che ho incontrato in questa nuova vita torinese. A partire da Barbara, una ragazza spumeggiante che, in pochissimo tempo, è diventata la compagna della mia anima. A Elisabetta, che nel bel mezzo della disperazione da sessione mi ha trascinato a un concerto capace di segnarmi l'anima. Ai miei amici di Via Pigafetta: non dimenticherò mai le nostre risate. Ai colleghi di Asti, grazie a voi anche la sveglia delle 5:30 aveva un motivo per essere sopportata! A Cristina, Catiana, Paolo e Simone: mi avete trasmesso la giusta "mentality" per portare a termine questo faticoso percorso.

Un ricordo pieno di gratitudine per i miei nonni. . . Spero che, da lassù, possiate guardarmi con orgoglio.

Bibliografia

- [1] AISM, “Cosa è la sclerosi multipla,” 2025.
- [2] AISM, “Sclerosi multipla: i sintomi,” 2025.
- [3] L. N. Lena Hartelius and E. H. Buder, “Acoustic analysis of dysarthria associated with multiple sclerosis,” *Clinical Linguistics & Phonetics*, vol. 9, no. 2, pp. 95–120, 1995.
- [4] National MS Society, “Speech problems.”
- [5] Temple Health, “How does my voice work?.”
- [6] G. Malaspina, “Igiene vocale: come prendersi cura della propria voce,” 2017.
- [7] Z. Zhang, “Mechanics of human voice production and control,” *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 140, no. 4, 2016.
- [8] B. Yamout, N. Fuleihan, T. Hajj, A. Sibai, O. Sabra, H. Rifai, and A.-L. Hamdan, “Vocal symptoms and acoustic changes in relation to the expanded disability status scale, duration and stage of disease in patients with multiple sclerosis,” *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, vol. 266, no. 7, pp. 1069–1075, 2009.
- [9] S. C. Smeltzer, J. H. Skurnick, R. Troiano, *et al.*, “Respiratory function in multiple sclerosis. utility of clinical assessment of respiratory muscle function,” *Chest*, vol. 101, pp. 479–484, 1992.
- [10] A. Fantoni, “Assessment of vocal fatigue of multiple sclerosis patients validation of a contact microphone-based device for long-term monitoring,” 2024.
- [11] P. K. Kuhl, J. D. Miller, *et al.*, “The evolution of the lombard effect: 100 years of psychoacoustic research,” *Behaviour*, vol. 148, no. 11, pp. 1309–1331, 2011.

BIBLIOGRAFIA

- [12] V. Crispiatico, C. Baldanzi, A. Napoletano, L. Tomasoni, F. Tedeschi, E. Groppo, M. Rovaris, C. Vitali, and D. Cattaneo, “Effects of voice rehabilitation in people with ms: A double-blinded long-term randomized controlled trial,” *MULTIPLE SCLEROSIS JOURNAL*, 2020.
- [13] C. Zmarich and S. Bonifacio, “Sui piani formantici acustici e uditivi delle vocali di infanti, bambini, e adulti maschi e femmine,” *Voce, Canto, Parlato. Studi in onore di Franco Ferrero*, pp. 311–320, 2003.
- [14] A. Castellana, A. Carullo, S. Corbellini, and A. Astolfi, “Discriminating pathological voice from healthy voice using cepstral peak prominence smoothed distribution in sustained vowel,” *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol. 67, no. 3, pp. 646–654, 2018.
- [15] R. Oppenheim, AV e Schafer, “From frequency to quefrequency: A history of the cepstrum,” *Rivista di elaborazione del segnale IEEE*, vol. 21, no. 5, pp. 95–106, 2004.
- [16] A. Astolfi, A. Carullo, G. Puglisi, V. Fissore, J. Clerici, *et al.*, “An experimental approach for the evaluation of vocal behaviour of university professors,” in *Forum Acoustic*, 2023.
- [17] A. Castellana *et al.*, “Towards vocal-behaviour and vocal-health assessment using distributions of acoustic parameters,” 2018.
- [18] I. R. Titze, J. G. Svec, and P. S. Popolo, “Vocal dose measures,” 2003.
- [19] *VHM_manual_ver_2.1.0*.
- [20] MathWorks, “polyfit documentation,” 2023.
- [21] W. L. Wheeler and A. H. Ganji, *Introduction to Engineering Experimentation*. Upper Saddle River, NJ: Prentice Hall, 2009.
- [22] J. P. Assad, M. d. C. Magalhães, J. N. Santos, and A. C. C. Gama, “Vocal dose: an integrative literature review,” 2023.