



**UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PADOVA**



DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE

CORSO DI LAUREA MAGISTRALE IN BIOINGEGNERIA

**“ IMPLEMENTAZIONE DI UN TEST COGNITIVO COMPUTERIZZATO
PER LO STUDIO DELL'IMMAGINE CORPOREA IN ADOLESCENTI CON
SCOLIOSI IDIOPATICA. ”**

Relatrice:

Dott.ssa Emanuela Formaggio

Correlatrice:

Dott.ssa Matilde Paramento

Laureando: Nabil Errami

ANNO ACCADEMICO 2022 – 2023

Data di laurea 10/10/2023

Indice

Abstract

Capitolo 1: Introduzione

1.1 Scoliosi Idiopatica Adolescenziiale

1.2 Fisiopatologia della Scoliosi Idiopatica e ruolo dell'EEG nella valutazione delle alterazioni cerebrali

1.2.1 Ruolo della Risonanza Magnetica e fMRI nella valutazione delle alterazioni cerebrali

1.2.2 Ruolo dell'EEG nella valutazione delle alterazioni cerebrali

1.2.3 EEG spontaneo e potenziali evocati

1.3 Acquisizione segnale EEG e pre-processing

1.4 Bias attenzionale e alterazione dell'immagine corporea

1.5 Scopo della ricerca

Capitolo 2: Materiali e metodi

2.1 Caratteristiche del software utilizzato per il test cognitivo

2.2 Test comportamentale

2.2.1 Breve descrizione del test e obiettivo

2.2.2 Acquisizione ed elaborazione degli stimoli

2.2.3 Esecuzione del test

2.2.4 Parametri registrati dal test

2.3 Selezione dei partecipanti e criteri di inclusione/esclusione

2.4 Setup sperimentale e fasi di acquisizione del segnale EEG

2.5 Analisi dei tempi di reazione

2.6 Analisi dei dati EEG

Capitolo 3: Risultati

3.1 Analisi dei dati comportamentali: tempi di reazione e accuratezza delle risposte.

3.2 Analisi del dato EEG

Capitolo 4: Discussione e sviluppi futuri

4.1 Interpretazione dei risultati ottenuti

4.1.1 Dati comportamentali

4.1.2 Dato EEG

4.2 Conclusioni e possibili sviluppi futuri

Bibliografia

Abstract

La presente tesi magistrale si concentra sull'implementazione di un test cognitivo computerizzato per lo studio dell'immagine corporea in adolescenti affetti da scoliosi idiopatica.

La scoliosi idiopatica adolescenziale è una condizione patologica caratterizzata da una curvatura laterale anomala della colonna vertebrale, che si sviluppa durante l'adolescenza. La fisiopatologia della scoliosi idiopatica è ancora oggetto di studio, e il ruolo dell'elettroencefalografia (EEG) nel rilevare eventuali alterazioni cerebrali associate a questa condizione rappresenta un campo di ricerca promettente.

Un aspetto cruciale affrontato nella tesi riguarda il concetto di bias attenzionale legato all'immagine corporea. La scoliosi idiopatica può influenzare la percezione del proprio corpo negli adolescenti, portando a una possibile distorsione dell'immagine corporea e a possibili conseguenze psicologiche. Questo fenomeno sarà esaminato attraverso il test cognitivo computerizzato implementato nello studio. Il test mira ad investigare l'immagine corporea utilizzando stimoli non rilevanti per la scoliosi, come immagini di gambe, braccia, mani e piedi al fine di mettere in evidenza differenze con gli stimoli rilevanti, come immagini della schiena e delle spalle. Verranno presentate le caratteristiche del software utilizzato per il test cognitivo computerizzato, che permette di valutare la reazione degli adolescenti alle immagini corporee, registrando tempi di reazione e accuratezza delle risposte. Il test sarà sincronizzato con l' EEG, consentendo di valutare eventuali alterazioni cerebrali correlate alla scoliosi idiopatica e ai bias attenzionali legati all'immagine corporea.

Saranno descritti i criteri di selezione dei partecipanti: adolescenti femmine con scoliosi idiopatica. Questo gruppo di partecipanti è di particolare interesse per comprendere gli effetti dell'immagine corporea e delle alterazioni cerebrali specifiche nella scoliosi idiopatica adolescenziale.

Nei risultati, saranno presentate e analizzate le performance dei partecipanti nel test cognitivo, inclusi tempi di reazione e accuratezza delle risposte, insieme alle analisi dei dati EEG registrati. Infine, i risultati ottenuti saranno interpretati nel contesto più ampio della scoliosi idiopatica e dell'immagine corporea. Saranno esaminate le implicazioni cliniche e le possibili applicazioni della ricerca, nonché i limiti dello studio e le direzioni future di approfondimento. Questa ricerca rappresenta un passo significativo verso una migliore comprensione della scoliosi idiopatica adolescenziale e del suo impatto sull'immagine corporea e sulle alterazioni cerebrali, con l'obiettivo di fornire nuove conoscenze utili per la pratica clinica e la ricerca futura.

Capitolo 1: Introduzione

1.1 Scoliosi Idiopatica Adolescenziiale

Il nome scoliosi è un termine che deriva dall'antica parola greca "σκολίωσις" che significa "incurvamento". Questo concetto deriva a sua volta da "σκολιός", che significa "curvo". Pertanto, la scoliosi è caratterizzata da una deviazione laterale della colonna vertebrale.

La Scoliosis Research Society ha definito la scoliosi idiopatica adolescenziale come una patologia caratterizzata da una curvatura laterale della colonna vertebrale superiore a 10 gradi, misurata utilizzando il metodo Cobb su una radiografia in posizione eretta [1].

La scoliosi idiopatica adolescenziale (AIS) rappresenta la forma più comune di scoliosi, con una prevalenza che varia tra il 2 e il 4% nei giovani di età compresa tra i 10 e i 16 anni [2]. Inoltre, rappresenta l'84-89% di tutti i casi di scoliosi [3].

Può interessare sia ragazzi che ragazze, ma il rapporto tra i due sessi cambia significativamente in base all'entità della curvatura. Le ragazze hanno un rischio più elevato di sviluppare angoli di Cobb più ampi e di avere una progressione della curva più significativa. In particolare, quando si considerano curve superiori a 30 gradi, si osserva un rapporto di circa 10 a 1 tra ragazze e ragazzi [4]. La prevalenza di curve superiori a 30 gradi è di circa lo 0,2%, mentre le curve superiori a 40 gradi si riscontrano approssimativamente nello 0,1% dei casi [5]. Oltre alla scoliosi idiopatica adolescenziale, esistono altre forme di scoliosi idiopatiche che si manifestano in diverse fasce di età e che possono essere classificate in base all'età di presentazione: infantile, giovanile e adolescenziale. Un'età di esordio più giovane è correlata ad una prognosi peggiore, a causa della quantità di crescita rimanente e alla probabilità di modifiche strutturali durante la maturità ossea. La scoliosi idiopatica infantile si sviluppa durante i primi tre anni di vita ed è meno comune, con una prevalenza di circa l'1% di tutti i casi di scoliosi. La scoliosi giovanile, invece, viene identificata tra i tre e i dieci anni di età e si verifica nel 12-21% dei casi di scoliosi idiopatica [6]. Tuttavia, la scoliosi idiopatica adolescenziale è la forma più comune di scoliosi idiopatica e costituisce il focus principale di questa tesi.

La scoliosi idiopatica è una condizione anatomica tridimensionale che richiede un'attenzione particolare verso tutti i piani del corpo. Può essere diagnosticata attraverso una serie di metodi e strumenti, inclusi il test di inclinazione in avanti o "test di Adam". La curvatura laterale osservata nel piano coronale conferisce all'adolescente l'aspetto caratteristico della deformità a forma di "s" del tronco. È importante notare che la scoliosi idiopatica presenta anche una componente rotazionale significativa nel piano assiale, che purtroppo viene spesso sottovalutata. Questa

deformità rotazionale si manifesta durante il test di inclinazione in avanti, come una protuberanza o una gobba nella gabbia toracica.

Il test di inclinazione in avanti, noto anche come "test di Adams", è uno dei metodi più comuni utilizzati per individuare la presenza di una significativa curvatura della colonna vertebrale. Per una diagnosi più precisa, durante il test di flessione lombare anteriore, si fa spesso ricorso allo scoliometro, uno strumento che permette di valutare la deformità rotazionale della colonna, misurando l'angolo di rotazione del tronco. Durante questa procedura, il paziente si piega in avanti, cercando di toccare il pavimento con le mani, mentre l'operatore posiziona lo scoliometro sulla schiena del paziente, a livello scapolare. Ciò consente all'esaminatore di osservare eventuali curvature evidenti o prominenze toraciche o lombari che potrebbero indicare la presenza di una scoliosi [7]. Questo test è stato ampiamente validato ed è risultato essere molto efficace nella diagnosi della scoliosi toracica. La sua sensibilità varia tra il 92% e il 100% nei pazienti con un angolo di Cobb superiore a 20 gradi [8].

Tuttavia, il metodo considerato il gold standard per valutare e quantificare una curvatura rimane la radiografia sul piano antero-posteriore con il paziente in carico e in stazione eretta. La curvatura viene valutata misurando l'angolo di Cobb (Figura 1.1). Nel metodo di Cobb, vengono tracciate due linee su una radiografia antero-posteriore della colonna vertebrale: una linea che si estende dalla sommità della vertebra superiore più inclinata e un'altra linea dal fondo della vertebra inferiore più inclinata [9, 10]. L'angolo formato dall'intersezione di queste linee è l'angolo di Cobb, che permette una valutazione più accurata della curvatura laterale della colonna vertebrale e di monitorare eventuali progressi nel tempo [11].

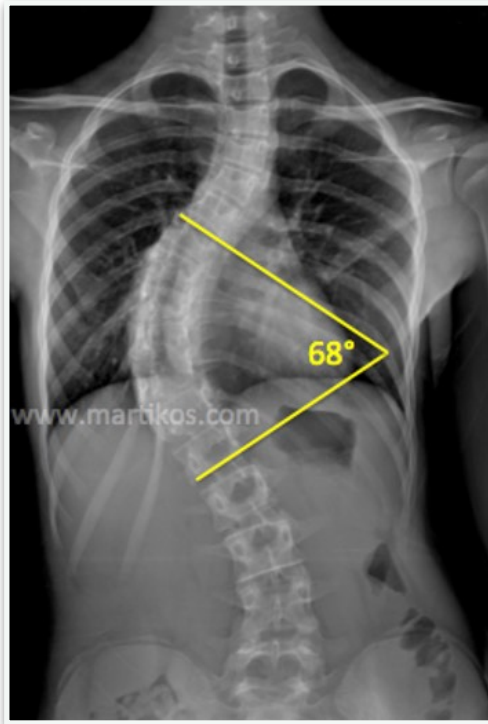


Figura 1.1: Misurazione dell'angolo di Cobb sulla radiografia della colonna vertebrale.

1.2 Fisiopatologia della Scoliosi Idiopatica e ruolo dell'EEG nella valutazione delle alterazioni cerebrali

La fisiopatologia della scoliosi idiopatica adolescenziale riguarda lo studio dei meccanismi biologici e delle alterazioni fisiologiche che sono alla base della sua insorgenza e progressione.

La scoliosi idiopatica è un campo ancora in fase di studio e ricerca, diversi approcci teorici cercano di spiegare come si sviluppa e progredisce questa condizione al fine di prevedere possibili scenari. Numerosi studi hanno evidenziato l'importanza di valutare le alterazioni cerebrali associate alla scoliosi idiopatica, ma esistono anche altre teorie che spiegano la patogenesi da diverse prospettive, come difetti biomeccanici, fattori neurologici, genetici, ormonali o ambientali. Comprendere queste teorie è essenziale per acquisire una migliore conoscenza di questa patologia complessa, che coinvolge diversi fattori.

La scoliosi idiopatica adolescenziale sembra essere influenzata da fattori genetici, con prove di una predisposizione ereditaria che contribuisce al suo sviluppo. Studi su famiglie e gemelli hanno rivelato l'incidenza più elevata di scoliosi tra i parenti di primo grado e l'importanza dei polimorfismi genetici e delle alterazioni dei recettori dell'ormone della crescita [12]. Questo suggerisce un ruolo chiave dei fattori genetici nella regolazione della crescita scheletrica e nella formazione ossea.

Un'altra variabile significativa da considerare è la crescita e lo sviluppo della colonna vertebrale. La colonna vertebrale è una complessa struttura di vertebre, dischi, legamenti e muscoli che combina stabilità e motilità. Durante l'infanzia e l'adolescenza, la colonna subisce un processo dinamico di crescita cruciale per la formazione del corpo in crescita. Questo processo può influenzare lo sviluppo della scoliosi idiopatica adolescenziale, come evidenziato da studi sulla crescita asimmetrica e le alterazioni antropometriche nei soggetti affetti da AIS [13-16].

Le vertebre formano la colonna vertebrale e consentono una varietà di movimenti, interagendo con le articolazioni del corpo. Durante la deambulazione umana eretta, il peso del corpo si concentra sul disco intervertebrale, particolarmente nella regione sacrale [17,18]. Questa differenza rispetto ad altri vertebrati, che camminano con le anche e le ginocchia flesse, potrebbe influire sulla suscettibilità alla scoliosi. Studi su ratti resi bipedi hanno rivelato che la postura eretta può contribuire allo sviluppo della scoliosi [19,20].

Inoltre, la predominanza della scoliosi idiopatica nelle ragazze potrebbe essere legata agli ormoni, come estrogeni e leptina, che influenzano la crescita ossea. Durante l'adolescenza, con l'aumento significativo del livello di questi ormoni, si possono verificare cambiamenti che contribuiscono allo

sviluppo della condizione [21]. La scoliosi può essere influenzata anche da fattori biochimici e ambientali. Sostanze chimiche come il selenio e la melatonina potrebbero alterare la formazione ossea e contribuire all'insorgenza dell'AIS. Fattori ambientali, incluso l'esposizione a sostanze chimiche, e stili di vita, come l'attività fisica, potrebbero giocare un ruolo nello sviluppo della patologia.

La scoliosi, una patologia principalmente muscolo-scheletrica, è stata oggetto di studi che hanno evidenziato un legame con il sistema nervoso centrale (SNC). Nonostante le cause precise dell'AIS siano ancora poco chiare, ci sono prove che suggeriscono un coinvolgimento del SNC nella sua patogenesi.

Diverse teorie del neurosviluppo [22] propongono che un'alterazione nello sviluppo del sistema nervoso centrale possa influenzare la maturazione muscolo-scheletrica e la corretta gestione del controllo posturale. Di conseguenza i muscoli del tronco potrebbero rispondere in modo inadeguato o alterato per cercare di compensare la deformità spinale iniziale. Infatti, quando si verifica una curvatura della colonna vertebrale, i muscoli che circondano la colonna vertebrale cercano di mantenere l'equilibrio e la postura corretti. Tuttavia, a causa di possibili alterazioni cerebrali, questi muscoli potrebbero non essere in grado di fornire la stabilità e il sostegno necessari per correggere la curva spinale e mantenere una postura corretta. Ciò potrebbe contribuire alla progressione della scoliosi e alla formazione di una curva spinale più accentuata nel tempo.

Attraverso l'utilizzo di tecniche di imaging cerebrale come la risonanza magnetica e l'elettroencefalogramma (EEG), sono emerse evidenze di alterazioni sia strutturali che funzionali nel SNC in pazienti affetti da scoliosi.

1.2.1 Ruolo della Risonanza Magnetica e fMRI nella valutazione delle alterazioni cerebrali

Nella letteratura scientifica, numerosi lavori si sono concentrati sullo studio del SNC in adolescenti affetti da scoliosi. Diverse metodiche di imaging sono state utilizzate per comprendere meglio l'associazione tra scoliosi idiopatica adolescenziale (AIS) e l'attività cerebrale. Tra queste metodiche, sono state ampiamente utilizzate la risonanza magnetica (MRI) e la risonanza magnetica funzionale (fMRI).

La MRI è una tecnica diagnostica di imaging che ci permette di esaminare dettagliatamente le strutture anatomiche del corpo umano e di altri organismi viventi. Questo metodo non invasivo sfrutta l'interazione dei protoni presenti nei tessuti corporei con campi magnetici per generare immagini di alta definizione. Attraverso la creazione di sezioni trasversali o piani longitudinali del corpo, la MRI fornisce un'immagine tridimensionale delle parti interne del corpo, offrendo una visione dettagliata dei tessuti molli, delle ossa e degli organi interni, consentendoci di diagnosticare patologie, monitorare lo stato di salute e guidare interventi medici in modo molto preciso.

All'interno del campo della MRI, due specifiche metodologie emergono con rilevanza particolare: la risonanza magnetica funzionale (fMRI) e la risonanza magnetica strutturale (sMRI).

La fMRI è una tecnica di imaging non invasiva che misura le variazioni del livello di ossigeno nel flusso sanguigno cerebrale, mostrando una relazione diretta tra l'attività neuronale, l'aumento del flusso sanguigno cerebrale regionale e l'apporto di ossigeno ai neuroni. Questa tecnica consente di generare mappe di attivazione che evidenziano le regioni cerebrali coinvolte durante l'esecuzione di compiti. Essa offre una risoluzione spaziale relativamente alta e una risoluzione temporale più limitata.

D'altra parte, la risonanza magnetica strutturale è focalizzata sulla rappresentazione anatomica delle strutture dei tessuti. Attraverso immagini ad alta risoluzione, questa tecnica permette di esaminare dettagliatamente le caratteristiche morfologiche e strutturali degli organi e dei tessuti, fornendo informazioni essenziali per diagnosi precise e valutazioni preventive.

In uno studio [23], un gruppo di ricerca ha esaminato una coorte di 27 pazienti affetti da scoliosi idiopatica dell'adolescente (AIS) che avevano precedentemente subito interventi chirurgici per correggere la deformità spinale. L'obiettivo principale di questo studio era condurre un'analisi dettagliata dell'anatomia del tronco cerebrale in tali pazienti e valutare l'incidenza di eventuali anomalie, sia intraspinali che extraspinali, rilevate tramite l'uso di risonanza magnetica (MRI). L'indagine è stata condotta su un intervallo che andava dal livello dell'ipotalamo fino al midollo spinale, precisamente a livello della vertebra C3. I risultati dell'analisi hanno rivelato che l'incidenza

complessiva di anomalie rilevate tramite l'MRI è stata del 44% tra i pazienti inclusi nello studio. Tra le anomalie identificate, alcune includono la malformazione di Chiari e la presenza di siringomielia. La malformazione di Chiari è una condizione in cui il tessuto cerebellare spinge nella parte posteriore del cranio, causando sintomi neurologici mentre la siringomielia è una condizione in cui si forma una cavità nel midollo spinale, riempita di liquido cerebrospinale, causando sintomi come dolore e debolezza muscolare. Inoltre, all'interno del gruppo di studio, sono state osservate asimmetrie nella regione del ponte ventrale o del midollo spinale che corrispondono ai tratti cortico-spinali.

Un ulteriore studio [24] utilizza fMRI per esaminare l'attivazione cerebrale durante un compito motorio specifico. Il compito motorio consiste nel semplice movimento di aprire e chiudere la mano a un ritmo interno di circa 1 Hz, ovvero compiere un movimento periodico con una determinata frequenza. Lo studio coinvolge 20 partecipanti, divisi equamente tra 10 adolescenti affetti da AIS e 10 controlli sani appartenenti alla stessa fascia d'età. I risultati di questa ricerca rivelano un modello anormale di attivazione cerebrale nell'area motoria biemisferica durante l'esecuzione di movimenti nei soggetti affetti da scoliosi idiopatica. In particolare, è stata evidenziata una significativa sovra-attivazione dell'area motoria supplementare (SMA) nei soggetti con AIS mentre compiono il compito motorio. La SMA svolge un ruolo cruciale nella selezione, preparazione, inizio ed esecuzione dei movimenti volontari, oltre a partecipare al controllo posturale. Questa regione corticale costituisce un obiettivo chiave per le proiezioni dell'output motorio provenienti dal nucleo basale, e inoltre, emette proiezioni dirette sia alla corteccia motoria primaria che al midollo spinale. In aggiunta, il gruppo affetto da AIS evidenzia un indice di asimmetria interemisferica superiore rispetto ai soggetti di controllo. Questi studi mettono in evidenza l'importanza fondamentale della risonanza magnetica e della risonanza magnetica funzionale nell'analisi e nella comprensione delle basi morfologiche e funzionali della scoliosi idiopatica dell'adolescente.

1.2.2 Ruolo dell'EEG nella valutazione delle alterazioni cerebrali

L'elettroencefalogramma (EEG) è una tecnica di registrazione che permette di rilevare e monitorare l'attività elettrica del cervello attraverso l'applicazione di elettrodi sulla superficie del cuoio capelluto. L'EEG è la risultante dell'insieme delle attività di numerosi neuroni presenti sotto l'elettrodo. Questa attività, svolta dai neuroni piramidali della corteccia cerebrale, è coordinata in modo tale da generare variazioni nel campo elettrico rilevabile dallo scalpo.

Mouraux e il suo team [25] hanno identificato quattro condizioni chiave che devono essere soddisfatte affinché un'attività neurale possa essere rilevata nel segnale EEG: deve essere coinvolta una grande popolazione di neuroni, la loro attività deve essere sincrona nel tempo, i neuroni attivi devono essere disposti in una struttura aperta, ovvero non chiusa o circolare, che permette al campo elettrico di diffondersi verso l'esterno e cambi lentamente nel tempo poiché i cambiamenti rapidi nel segnale verrebbero smorzati o eliminati durante la trasmissione attraverso il cranio e lo scalpo. Se i neuroni attivi fossero all'interno di una "struttura chiusa", ovvero disposti in una configurazione circolare o radiale, sarebbero posizionati simmetricamente attorno a un punto centrale. In una tale configurazione, i campi elettrici prodotti dai neuroni potrebbero annullarsi reciprocamente o avere un impatto ridotto al di fuori della struttura, poiché agirebbero in direzioni opposte o si equilibrerebbero in tutte le direzioni. Sebbene l'EEG offra una risoluzione temporale molto alta, consentendo di catturare rapidi cambiamenti nell'attività cerebrale, la sua risoluzione spaziale è più scarsa, rendendo difficile identificare con precisione dove esattamente si verifica l'attività all'interno del cervello [26].

L'EEG è ampiamente utilizzato nella valutazione delle alterazioni cerebrali in diverse patologie e può fornire informazioni preziose sul funzionamento del SNC. La scoliosi è stata associata ad un possibile coinvolgimento del SNC nella sua patogenesi. L'EEG può contribuire alla valutazione di eventuali alterazioni mediante la registrazione dell'attività elettrica del cervello nei soggetti con scoliosi.

L'analisi dell'EEG nell'AIS può rivelare diversi fenomeni elettrofisiologici che possono essere indicativi di anomalie cerebrali. Ad esempio, in uno studio [27], è stata osservata un'attività parossistica dell'EEG durante il periodo di riposo di un soggetto con AIS, caratterizzata da un'attività sincrona e diffusa su ampie aree di entrambi gli emisferi cerebrali. Normalmente, durante il riposo, l'attività cerebrale registrata tramite l'EEG mostra un pattern di attività caratterizzato da onde cerebrali di diverse frequenze. Tuttavia, in questo studio, si sono osservati episodi di attività cerebrale anormale e sincronizzata, suggerendo che vi sia un coinvolgimento del SNC e che

possano esserci disfunzioni neurologiche nell'elaborazione sensoriale, nell'integrazione multisensoriale e nell'output motorio. Inoltre, l'EEG può essere utilizzato per valutare le modificazioni delle frequenze e delle potenze di specifici ritmi cerebrali, come il ritmo alfa, il ritmo theta e altri ritmi corticali. L'analisi delle modifiche in queste frequenze può fornire informazioni sul funzionamento e sull'elaborazione sensoriale del cervello negli adolescenti con scoliosi. Ad esempio, nello stesso studio precedente [27], sono state osservate alterazioni dell'ampiezza del picco del ritmo alfa nelle regioni centrali, frontali, parietali e occipitali durante la postura eretta nei pazienti con AIS. Questo può indicare una maggiore elaborazione corticale necessaria per mantenere il controllo dell'equilibrio nella posizione eretta negli adolescenti con AIS. Sono state rilevate asimmetrie nei fasci corticospinali presenti nel tronco encefalico, ovvero le vie nervose che collegano la corteccia cerebrale alla colonna vertebrale. Sono state riscontrate differenze volumetriche in specifiche regioni cerebrali coinvolte nel controllo e nella coordinazione dei movimenti mostrando dimensioni e strutture diverse rispetto a quelle dei soggetti senza scoliosi [27].

Inoltre, sono emersi modelli anomali nell'attivazione della rete motoria durante i movimenti. Ciò indica che i soggetti affetti da scoliosi possono presentare alterazioni nella modalità in cui il cervello attiva e coordina i muscoli durante l'esecuzione dei movimenti.

Nonostante siano necessarie ulteriori ricerche per comprendere appieno il legame tra la scoliosi e il sistema nervoso centrale, queste evidenze indicano che la scoliosi potrebbe essere il risultato di una complessa interazione tra fattori muscolo-scheletrici e disfunzioni del SNC. Questa connessione suggerisce l'importanza di considerare il coinvolgimento del sistema nervoso centrale nella valutazione e nel trattamento della scoliosi, aprendo nuove prospettive per lo sviluppo di approcci terapeutici più mirati.

In sintesi, l'EEG svolge un ruolo importante nella valutazione delle alterazioni cerebrali associate alla scoliosi idiopatica adolescenziale. La registrazione dell'attività elettrica cerebrale mediante EEG può fornire informazioni sul funzionamento del sistema nervoso centrale e sull'elaborazione sensoriale nel contesto della scoliosi. L'analisi dei cambiamenti dell'attività cerebrale può contribuire alla comprensione delle basi neurofisiologiche della scoliosi e alla ricerca di nuove strategie diagnostiche e terapeutiche.

L'EEG può anche essere utilizzato per valutare l'efficacia del trattamento per la scoliosi: registrando l'attività cerebrale prima e dopo l'intervento terapeutico, è possibile identificare eventuali cambiamenti nella risposta elettrica delle aree motorie. Questo approccio potrebbe fornire informazioni sul modo in cui l'attività cerebrale viene modulata durante il processo di

miglioramento dopo il trattamento. Uno studio [28] su 30 pazienti sottoposti a correzione chirurgica ha analizzato i potenziali evocati somatosensoriali (SEP) e motori (MEP) per valutare il rischio di deficit. Sono stati osservati cambiamenti significativi nei tempi di latenza e nell'ampiezza dei segnali evocati registrati durante l'intervento, influenzando la decisione di interrompere o modificare la correzione delle curve. Ciò riflette l'importanza dei potenziali evocati nella gestione di complicazioni ed è collegato all'uso dell'EEG per valutare l'efficacia del trattamento, identificando cambiamenti nella risposta elettrica delle aree motorie prima e dopo l'intervento terapeutico.

1.2.3 EEG spontaneo e potenziali evocati

L'EEG non solo offre l'opportunità di esplorare l'attività spontanea del cervello, ma permette anche di studiare in che modo il cervello risponde a stimoli esterni specifici. La risposta specifica che viene suscitata da tali stimoli è chiamata "potenziale evocato" (evoked potential). I potenziali evocati sono strettamente legati alla stimolazione sensoriale esterna e sono spesso descritti come una serie di picchi positivi e negativi caratterizzati dalla loro polarità, forma, ampiezza, latenza e distribuzione spaziale sul cuoio capelluto. Tutte queste caratteristiche dipendono dal tipo di evento. Esistono due tipi distinti di potenziali evocati: potenziali evocati stimolo-correlati e potenziali evocati evento-correlati, ERPs. I potenziali evocati Evento-Correlati (ERPs) sono più complessi e sono influenzati dalle caratteristiche cognitive e percettive dell'individuo. L'ERP è spesso utilizzato per analizzare processi cognitivi come l'attenzione, la memoria o il riconoscimento e dipende dall'attenzione che viene prestata allo stimolo e dal significato che il soggetto attribuisce ad esso. Nel caso in cui vengano presentate diverse immagini a una persona e le venga richiesto di reagire solo a un tipo specifico di immagine (evento target), il cervello produce un potenziale evocato evento-correlato come risposta al compito assegnato [29].

E' di fondamentale importanza ripetere molte volte la presentazione degli stimoli e assicurarsi che i segnali registrati siano accuratamente sincronizzati con l'istante in cui gli stimoli vengono presentati. Negli ERPs, si parte dal presupposto che i dati EEG di ciascuna prova siano strettamente legati all'inizio dello stimolo. Per fare ciò, è essenziale inviare con precisione all'amplificatore EEG i trigger di inizio stimolo nel momento esatto della presentazione dello stimolo stesso. Questo approccio consente di isolare e analizzare in modo specifico la risposta cerebrale innescata dallo stimolo. Fra i potenziali evento-correlati vi è la componente P300, una risposta positiva e tardiva che di solito si verifica circa 300 millisecondi dopo la presentazione di uno stimolo. E' una componente endogena, cioè il potenziale viene prodotto da meccanismi interni in risposta ad uno stimolo esterno (esogeno). Nel contesto di uno stimolo visivo, come la presentazione di un'immagine, la componente P300 riflette l'elaborazione cognitiva e l'attenzione dedicata per quel particolare stimolo. Questa risposta può essere registrata utilizzando l'elettroencefalogramma (EEG) e appare come un picco nell'attività cerebrale nella finestra temporale attorno ai 300 millisecondi dopo la presentazione dello stimolo visivo. La distribuzione spaziale del potenziale cerebrale può essere rappresentata attraverso una mappa topografica. In genere, le mappe caratteristiche mostrano un'attività aumentata in specifiche posizioni sullo scalpo, noti come canali EEG, e possono variare in base al tipo di stimolo visivo presentato. La componente P300 presenta una distribuzione

topografica tipicamente caratterizzata da una maggiore ampiezza nella regione centro-parietale del cuoio capelluto. Questa distribuzione forma spesso un picco prominente a livello dei canali EEG centro-parietali, con una graduale diminuzione dell'ampiezza man mano che ci si sposta verso le regioni frontali e occipitali (Figura 1.2). In questa visualizzazione, i colori rappresentano l'intensità dell'attività cerebrale in diverse regioni del cuoio capelluto. Le aree colorate in tonalità più intense indicano un'ampiezza maggiore della risposta cerebrale, mentre le aree con colori più chiari indicano una minore ampiezza. Questa mappa consente di identificare chiaramente le regioni corticali coinvolte nella generazione della P300 e fornisce informazioni sulla loro localizzazione spaziale sullo scalpo.

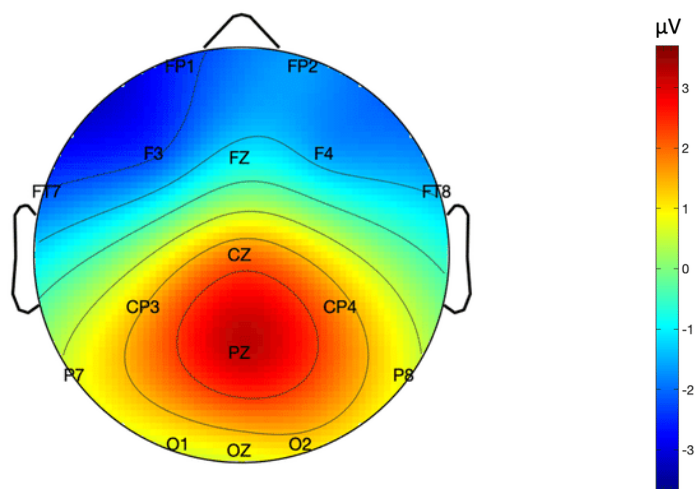


Figura 1.2: Mappa caratteristica della p300 [30]

Durante i compiti visivi è presente anche la N100, rappresentata insieme alla P300 in un grafico temporale (Figura 1.3). La N100 presenta un picco negativo di piccola ampiezza e appare all'incirca 100 millisecondi dopo lo stimolo. La P300, invece, è una componente positiva che si verifica solitamente tra i 250 e i 500 millisecondi dopo lo stimolo. Queste curve caratteristiche sono utili per identificare e analizzare le risposte cerebrali a specifici stimoli e eventi.

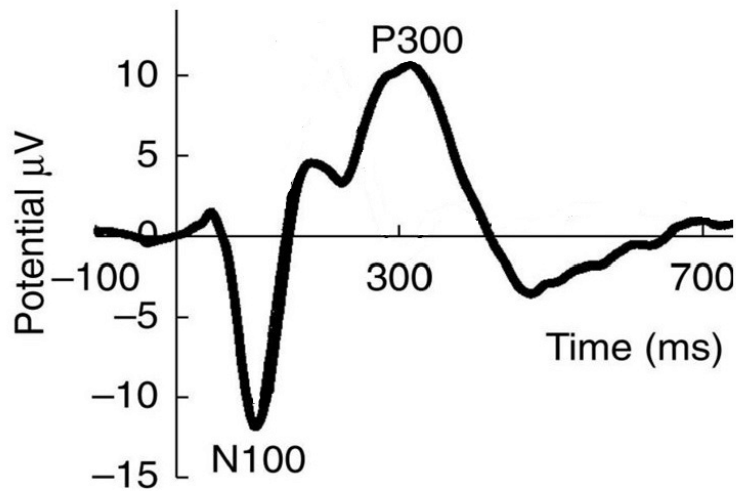


Figura 1.3: ERP con diversi componenti tra cui N100 e P300 [31]

Il segnale EEG spontaneo si riferisce all'attività elettrica cerebrale che si verifica in assenza di stimoli specifici. È una misura continua delle attività neurali di base del cervello in un determinato periodo di tempo. A differenza del potenziale evocato o dell'ERP, in cui gli stimoli sono presentati in modo controllato, il segnale EEG spontaneo riflette l'attività naturale del cervello in uno stato di riposo. Poiché il cervello è sempre attivo anche quando non è sottoposto a stimoli esterni, l'EEG spontaneo fornisce informazioni fondamentali sulla varietà di attività neurali in diverse regioni cerebrali. Per il segnale EEG spontaneo, l'analisi si concentra spesso sull'analisi delle frequenze, suddividendo l'attività cerebrale in diverse bande di frequenza come delta, theta, alpha, beta e gamma. Questa analisi in frequenza può rivelare informazioni sulla vigilanza, l'attività mentale e lo stato di rilassamento del cervello. Nel caso del potenziale evocato e dell'ERP, l'analisi coinvolge l'isolamento delle risposte elettriche legate agli stimoli specifici ed è principalmente un'analisi nel dominio del tempo. Questo può includere la misurazione dei tempi di latenza, l'analisi delle forme d'onda e la mappatura spaziale delle attività cerebrali correlate agli eventi [29]. In sintesi, mentre l'EEG spontaneo esplora l'attività di base del cervello attraverso analisi in frequenza, il potenziale evocato e l'ERP sono utilizzati per comprendere le risposte cerebrali a stimoli specifici, analizzando tempi di latenza, forme d'onda e mappature spaziali.

1.3 Acquisizione segnale EEG e pre-processing

Un elemento essenziale per la comprensione delle attività neurali è rappresentato dall'acquisizione accurata del segnale EEG e dal processo preliminare di pre-processing.

La corretta acquisizione del segnale EEG costituisce un punto di partenza fondamentale. Per migliorare la conduzione elettrica e garantire un collegamento stabile tra gli elettrodi e il cuoio capelluto si applica un gel conduttivo. Gli elettrodi vengono quindi posizionati sulla superficie del cuoio capelluto. L'elettrodo ideale deve assicurare una connessione stabile e duratura con la pelle, aderire a una piccola area per evitare dispersioni del segnale e avere una bassa resistenza intrinseca per agevolare il passaggio della corrente. Affinché la registrazione sia soddisfacente, le impedenze degli elettrodi dovrebbero essere inferiori a 30 k Ω . Gli elettrodi utilizzati per le misurazioni EEG possono essere di diverse tipologie (Figura 1.4): elettrodi fissati sul cuoio capelluto, elettrodi fissati in una cuffia e elettrodi ad ago ipodermico. Gli elettrodi fissati sul cuoio capelluto sono fatti comunemente di argento rivestito di cloruro d'argento (Ag/AgCl) e hanno una forma a coppa di diametro variabile da 0.1 a 1 cm. La procedura di preparazione prevede che tali elettrodi vengano fissati direttamente sulla cute mediante collodio o paste adesivo/conduttrici per mantenerli aderenti. Tra le varie tipologie, gli elettrodi a coppetta sono molto comuni in quanto sono economici, affidabili e resistenti nel tempo; richiedono tuttavia lunghi tempi di preparazione. Gli elettrodi fissati in una cuffia sono particolarmente utili quando si desidera registrare da numerosi punti del cuoio capelluto. Gli elettrodi vengono mantenuti aderenti e in posizione corretta secondo il sistema internazionale 10-20 [32] mediante una cuffia realizzata in tessuto elasticizzato. I tempi di montaggio vengono in questo modo ridotti dato che gli elettrodi sono già incorporati e predisposti secondo lo standard, a discapito però della stabilità di contatto che risulta talvolta precaria e meno accurata rispetto alla tipologia precedente [33]. Gli elettrodi ad ago ipodermico sono aghi di acciaio o platino non clorurati di lunghezza variabile da 1 a 2 cm, di diametro pari a circa 1 mm. Vengono inseriti direttamente sottocute con un'angolazione di circa 30°. Sono veloci da inserire ma sono invasivi e possono portare a infezioni.



Figura 1.4: da sinistra, gli elettrodi da posizionare sul cuoio capelluto, gli elettrodi fissati in una cuffia e gli elettrodi ad ago ipodermico

La disposizione degli elettrodi sulla superficie del cuoio capelluto segue le linee guida definite dal "Sistema Internazionale 10-20" (Figura 1.5). Questo sistema si basa su misure relative a punti di riferimento posizionati sulla testa, tra i quali si trovano l'inion e il nasion, e garantisce che gli elettrodi siano posizionati seguendo una procedura uniforme e standardizzata [32].

Il nome "10-20" riflette il fatto che gli elettrodi vengono posizionati a intervalli corrispondenti al 10% o al 20% della distanza tra i punti di riferimento.

Conformemente a tale disposizione è possibile individuare diverse aree cerebrali indagate, in base alle quali gli elettrodi assumono una particolare lettera identificativa: "F" se sono posizionati sull'area frontale, "C" su quella centrale, "P" su quella parietale, "T" su quella temporale e infine "O" su quella occipitale. Alla lettera viene poi aggiunto un numero pari se l'elettrodo si trova a destra della linea mediana o dispari se si trova a sinistra oppure la lettera "z" se l'elettrodo è collocato in posizione mediana, come illustrato in figura 1.3 .

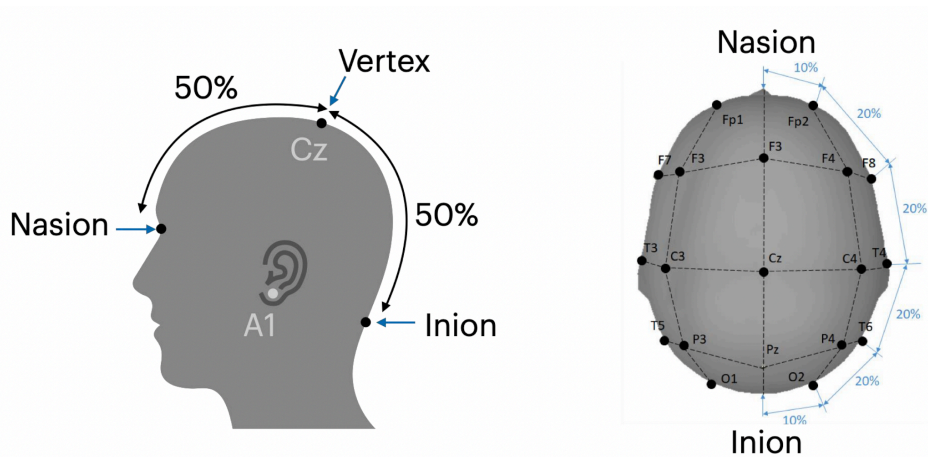


Figura 1.5: Mappatura del sistema internazionale 10-20

Questo approccio consente di catalogare in modo preciso gli eventi come frontali, parietali, centrali, occipitali o temporali, a seconda dell'area di rilevamento e in base all'emisfero cerebrale a cui appartengono.

Nel contesto della registrazione EEG, ci sono diverse modalità di montaggio. Il montaggio bipolare, in cui ogni forma d'onda nell'EEG rappresenta la differenza di tensione tra coppie di elettrodi vicini; Il montaggio di riferimento, in cui ogni forma d'onda rappresenta la differenza di tensione tra un elettrodo attivo specifico e un elettrodo di riferimento designato. Spesso, l'elettrodo di riferimento viene scelto lungo la linea mediana o vicino all'orecchio o alla regione mastoidea. Un terzo approccio è il montaggio di riferimento medio, dove l'attività di tutti gli elettrodi viene misurata, sommata e mediata, ottenendo un segnale risultante usato come elettrodo di riferimento. Infine, c'è il montaggio laplaciano, in cui il riferimento comune è una media ponderata degli elettrodi circostanti e ogni canale rappresenta la differenza tra l'elettrodo specifico e questo riferimento comune.

L'intera attività elettrica corticale presenta oscillazioni (ritmi) caratterizzate da ampiezza e frequenza diverse, associate a differenti stati fisiologici o patologici [34]. I ritmi dell'EEG sono classificati in ritmo δ , θ , α , β e γ (Figura 1.6). Il ritmo delta (δ) è caratterizzato da oscillazioni con frequenze comprese tra 0.5 e 4 Hz, tipicamente è presente durante il sonno.

Il ritmo theta (θ) presenta oscillazioni nella banda 4 – 7 Hz ed è presente durante stati di sonnolenza. Il ritmo alfa (α) è caratterizzato da oscillazioni nella banda 8 – 13 Hz, ha un'ampiezza media di 30 μV e viene registrato ad occhi chiusi in un soggetto sveglio; viene tipicamente correlato a stati di rilassamento mentale. Il ritmo beta (β) è un ritmo molto veloce, con oscillazioni tra 13 e 30 Hz, ha una ampiezza piccola (1 – 20 μV) ed è associato a livelli di coscienza come l'attenzione e la concentrazione. Infine, il ritmo gamma (γ) presenta oscillazioni con frequenze superiori a 30 Hz e con bassa ampiezza; è legato a stati di elaborazione attiva delle informazioni della corteccia ed è tipicamente osservato durante il movimento delle dita. Nell'uomo, in condizioni di normalità, l'ampiezza dei potenziali registrati sullo scalpo varia da 10 a 100 μV e viene distinta in bassa ($< 30 \mu\text{V}$), media (30–70 μV) e alta ($> 70 \mu\text{V}$). Le oscillazioni invece hanno frequenze comprese tra 0.5 – 1 e 50 – 60 Hz.

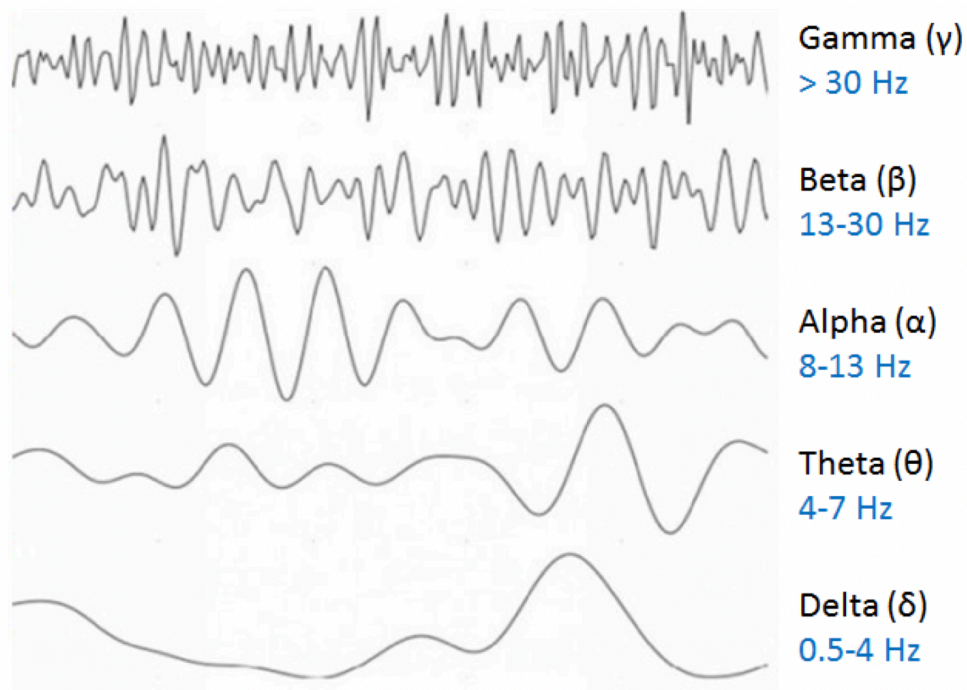


Figura 1.6: Bande di frequenza del segnale EEG

La Figura 1.7 illustra i componenti principali di un sistema di registrazione EEG. Una volta che gli elettrodi sono posizionati e una volta assicurata una solida connessione con il cuoio capelluto, inizia il processo di acquisizione del segnale. I segnali elettrici prodotti dalle attività cerebrali vengono registrati dagli elettrodi e successivamente amplificati. Lo scopo degli amplificatori è incrementare il voltaggio rilevato, che deriva dalla differenza di potenziale tra l'elettrodo attivo e il riferimento, in modo da renderlo visibile e rilevabile.

Per migliorare la qualità del segnale e distinguere in modo più netto il segnale stesso dal rumore di fondo, si applica un filtraggio. Questo aiuta ad aumentare il rapporto segnale-rumore (SNR) e a rimuovere i rumori indesiderati dal segnale registrato, rendendo il segnale più chiaro e distinguibile dal rumore di fondo.

La misurazione del segnale EEG deve affrontare il problema del rumore, che può influenzare la registrazione dell'attività cerebrale. Nonostante l'attrezzatura sia progettata per registrare l'attività del cervello, il tracciato EEG può essere composto non solo dal segnale desiderato, ma anche da componenti indesiderate chiamate artefatti. Questi artefatti possono avere origine sia da processi fisiologici che non fisiologici. Nel primo gruppo rientrano i segnali indesiderati che provengono direttamente dal paziente e sono spesso più difficili da individuare ed eliminare. Tra gli artefatti fisiologici più comuni ci sono: artefatti oculari, causati dai movimenti degli occhi; artefatti

muscolari, generati dalle contrazioni muscolari involontarie; artefatti cardiaci, correlati all'attività del cuore e artefatti causati dalla sudorazione della pelle. Tra gli artefatti non fisiologici vi sono invece: artefatti da elettrodo, dovuti al contatto non adeguato tra un elettrodo e lo scalpo; artefatti da strumentazione, generati dalla strumentazione EEG e infine artefatti da rete, cioè interferenze elettriche esterne che possono influenzare la registrazione dell'EEG.

Per ridurre tali artefatti, si adotta un procedimento di filtraggio, che coinvolge l'applicazione di un filtro analogico passa alto e uno passa basso, che copre un ampio range di frequenze. Questa procedura contribuisce a migliorare il rapporto segnale-rumore (SNR) e a rimuovere interferenze indesiderate, garantendo così una maggiore chiarezza e distinzione del segnale registrato rispetto al rumore di fondo. Successivamente, il segnale viene ulteriormente amplificato attraverso un amplificatore a guadagno prima di essere digitalizzato, per mezzo di un convertitore analogico-digitale ADC, memorizzato e visualizzato [35].

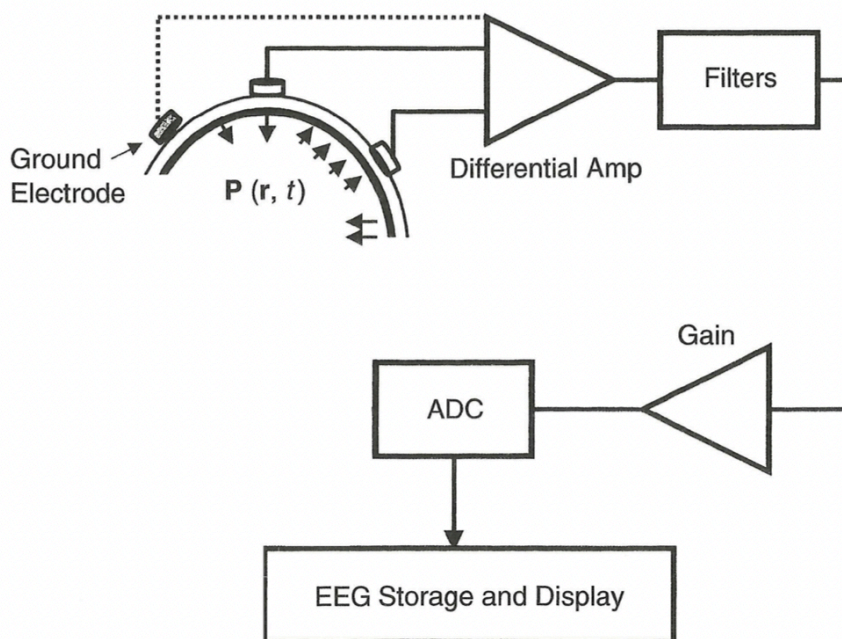


Figura 1.7: Schema generale di acquisizione del segnale EEG [35]

La digitalizzazione richiede il campionamento, la quantizzazione e la codifica del segnale. Il campionamento è un processo di suddivisione della traccia analogica continua in tanti punti contigui (istanti), denominati campioni, ognuno rappresentato da un valore numerico. Per ottenere una riproduzione accurata del segnale, sarebbe ideale campionare ogni istante minimo. Tuttavia, per evitare un numero difficile da gestire di campioni, il teorema di Shannon stabilisce che è sufficiente campionare a una frequenza almeno doppia rispetto alla frequenza massima del segnale acquisito [36]. Al fine di prevenire l'aliasing, un fenomeno che può verificarsi a causa di un campionamento errato e che comporta la comparsa di componenti spurie nel segnale registrato, è consigliabile impiegare la frequenza di campionamento più elevata possibile. La quantizzazione è, invece, un processo che mira a limitare il numero di valori possibili dei campioni acquisiti durante il campionamento, completando così il processo di conversione analogico-digitale insieme alla successiva codifica del segnale. La codifica del segnale consiste nel tradurre i valori analogici dei campioni in una forma digitale, pronta per essere elaborata e trasmessa utilizzando un computer o un sistema elettronico. Il risultato che si ottiene è rappresentato da un tracciato di tensione nel tempo, raffigurante in modo dettagliato e preciso l'attività elettrica del cervello durante il periodo di registrazione.

1.4 Bias attenzionale e alterazione dell'immagine corporea

Uno degli aspetti rilevanti nella scoliosi idiopatica adolescenziale è l'alterazione dell'immagine corporea, che può influenzare negativamente la percezione di sé e la qualità della vita degli adolescenti affetti da scoliosi. I bias attenzionali, cioè l'orientamento selettivo dell'attenzione verso particolari aspetti dell'immagine corporea, possono svolgere un ruolo significativo in questa alterazione. La ricerca ha evidenziato la presenza di bias attenzionali negli individui con scoliosi idiopatica adolescenziale, con un'attenzione focalizzata su determinate caratteristiche corporee [39]. L'indagine di tali bias attenzionali può fornire importanti informazioni sulle dinamiche cognitive e percettive coinvolte nell'immagine corporea alterata. Gli strumenti e le metodologie attuali utilizzate in questo lavoro di tesi, tra cui il test cognitivo computerizzato e l'EEG, offrono un'opportunità significativa per esplorare la percezione dell'immagine corporea.

L'immagine corporea è un costrutto complesso e multidimensionale tramite il quale è possibile concretizzare la percezione di noi stessi come corpo vivente.

Secondo la definizione ampiamente accettata di Schilder (1950) [37], l'immagine corporea è "il quadro mentale che ci facciamo del nostro corpo", cioè la rappresentazione interna di come percepiamo il nostro corpo. Questa definizione implica che l'immagine corporea coinvolge processi cognitivi, percettivi, comportamentali ed emotivi, influenzando la nostra valutazione e considerazione del nostro corpo [38].

Un'altra definizione importante è stata proposta da Allamani, Allegranzi e altri (1990) [39], che ampliano il concetto di Schilder. Essi definiscono l'immagine corporea come "l'insieme delle percezioni, affetti e idee che, attraverso la sua storia personale e gli atteggiamenti della collettività, un individuo attribuisce al proprio corpo."

Queste considerazioni ci permettono di comprendere come gli adolescenti affetti da scoliosi idiopatica possano percepire la deformità causata dalla malattia come un fattore aggravante nell'alterazione dell'immagine corporea. La presenza di una colonna vertebrale curva e asimmetrica può influenzare negativamente la percezione che il paziente ha del proprio corpo (immagine corporea negativa), portando a un'insoddisfazione e a una percezione distorta dell'aspetto fisico. Inoltre, la presenza della colonna vertebrale può generare disagio e imbarazzo nelle persone affette da scoliosi idiopatica, e ciò può condurre a comportamenti disfunzionali, tra cui una bassa autostima. Si è osservato che gli adolescenti con scoliosi idiopatica possono manifestare un bias attenzionale, ovvero una tendenza a focalizzare l'attenzione in modo selettivo sulla propria deformità, ignorando altre parti del corpo o aspetti positivi dell'immagine corporea [40]. La

presenza del bias attenzionale può contribuire ad intensificare l'immagine corporea negativa e la percezione distorta di sé stessi. È pertanto importante considerare il ruolo del bias attenzionale nell'elaborazione dell'immagine corporea e integrare tale aspetto nelle strategie di valutazione e trattamento psicologico per favorire un cambiamento positivo nella percezione e nell'accettazione del proprio corpo. Questa condizione può influenzare l'autostima e l'atteggiamento verso il proprio corpo, mettendo in luce la percezione negativa di sé stessi e contribuendo a una distorta rappresentazione dell'immagine corporea.

È importante considerare che ogni individuo potrebbe reagire in modo diverso alla presenza di una deformità spinale. Alcuni potrebbero sviluppare una maggiore consapevolezza e preoccupazione per l'aspetto fisico, mentre altri potrebbero affrontare la situazione in modo più positivo e adattivo. Tuttavia, per molti soggetti affetti da scoliosi idiopatica, la deformità può rappresentare un fattore che contribuisce all'alterazione dell'immagine corporea e che richiede una gestione e un supporto adeguati per favorire una migliore accettazione di sé e un benessere psicologico.

K. Fallstron ha dimostrato che gli adolescenti affetti da scoliosi tendono a ritirarsi dalla vita sociale, si precludono la possibilità di prendere parte ad attività sportive poiché si sentono inadeguati rispetto al contesto [41]. In queste circostanze diventa necessario fornire al soggetto portatore di scoliosi il corretto supporto psicologico per garantire un percorso terapeutico adeguato.

È fondamentale che i professionisti sanitari, come medici, fisioterapisti e psicologi, siano consapevoli di queste dinamiche e integrino l'aspetto psicologico nella valutazione e nel trattamento dei pazienti affetti da scoliosi idiopatica. Un supporto emotivo, una comunicazione efficace e un approccio olistico possono contribuire a migliorare l'immagine corporea e promuovere una sana autostima in questi individui.

La scoliosi idiopatica può, quindi, interferire con i normali processi di sviluppo di un'immagine corporea positiva e adattiva, causando in essa distorsioni e alterazioni.

In questo contesto, Burweell e colleghi hanno ipotizzato che una distorsione dello schema corporeo faccia parte di una sequenza di eventi patologici nello sviluppo della condizione [42]. I loro studi hanno suggerito che potrebbe esserci un ritardo nello sviluppo dell'immagine corporea durante la crescita, il che porta a una mancata capacità del sistema nervoso centrale di controllare adeguatamente il processo di innesco delle curve spinali durante il periodo di rapida crescita adolescenziale. Si ritiene che ciò possa provocare una risposta motoria inappropriata nei muscoli del tronco e una mancata compensazione dei processi di bilanciamento della colonna vertebrale in rapida crescita, contribuendo alla progressione della scoliosi [44].

È importante sottolineare che il bias dell'attenzione e l'alterazione dell'immagine corporea possono interagire in modo bidirezionale, influenzandosi reciprocamente. Il bias dell'attenzione può contribuire all'accentuazione dell'alterazione dell'immagine corporea, rendendo più salienti e rilevanti gli aspetti negativi del corpo. Allo stesso tempo, l'alterazione dell'immagine corporea può influenzare il modo in cui l'individuo dirige la propria attenzione, favorendo la focalizzazione su aspetti specifici del corpo che sono considerati problematici o indesiderati.

1.5 Scopo della ricerca

Lo scopo di questa ricerca è l'implementazione di un test cognitivo computerizzato volto a indagare l'immagine corporea nelle adolescenti affette da scoliosi idiopatica. Attraverso l'utilizzo di tecniche di sincronizzazione tra il test comportamentale e la registrazione dell'attività cerebrale acquisita tramite EEG, si mira ad identificare eventuali correlazioni tra i processi cognitivi, gli aspetti neurofisiologici e l'immagine corporea alterata nella scoliosi idiopatica adolescenziale.

Saranno analizzati i dati comportamentali, tra cui i tempi di reazione e l'accuratezza delle risposte, insieme a esempi di risposte cerebrali rilevate attraverso l'EEG. L'interpretazione dei risultati ottenuti contribuirà a una migliore comprensione dei meccanismi sottostanti all'immagine corporea alterata nella scoliosi idiopatica adolescenziale, fornendo spunti per possibili sviluppi futuri e implicazioni cliniche nell'ambito della diagnosi e del trattamento.

Capitolo 2: Materiali e Metodi

2.1 Caratteristiche del software utilizzato per il test cognitivo

Nelle neuroscienze moderne, la maggior parte degli esperimenti richiede la presentazione di stimoli uditivi o visivi ai soggetti, mentre si misura la loro capacità di percepire, ricordare o interagire con tali stimoli, nonché l'attività cerebrale associata alla loro presentazione. Di conseguenza, è fondamentale disporre di strumenti che consentano una presentazione accurata degli stimoli e la raccolta delle risposte dei partecipanti.

In quest'ottica, PsychoPy si pone come una soluzione all'avanguardia. Si tratta di una libreria software open-source che offre la possibilità di generare una vasta gamma di stimoli visivi e uditivi, nonché una grande varietà di design sperimentali, all'interno di un framework estremamente potente basato su Python. L'intero software è costruito su librerie e tecnologie open-source, offrendo agli utenti la possibilità di esaminare tutto il codice che contribuisce alla presentazione degli stimoli [44].

Il software sviluppato per i test comportamentali è stato progettato per fornire un ambiente controllato e standardizzato per la valutazione delle prestazioni dei partecipanti.

Il software è stato personalizzato per adattarsi alle specifiche esigenze dello studio e incorpora diverse funzionalità chiave. Tra queste funzionalità, vi è la presentazione di stimoli visivi o auditivi che sono stati progettati per indurre specifiche risposte comportamentali da parte dei partecipanti. Il software permette di registrare con precisione i tempi di reazione e l'accuratezza delle risposte fornite dai partecipanti durante i compiti assegnati [44].

Inoltre, il software permette la registrazione e la memorizzazione dei dati generati durante i test comportamentali, consentendo una successiva analisi dettagliata.

In conclusione, il software personalizzato utilizzato per il test comportamentale in questo studio fornisce un ambiente controllato e standardizzato per valutare le prestazioni dei partecipanti. La sua interfaccia intuitiva, le funzionalità personalizzate e la registrazione accurata dei dati contribuiscono a garantire l'affidabilità e la validità dei risultati ottenuti nello studio.

2.2 Test comportamentale

2.2.1 Breve descrizione del test e obiettivo

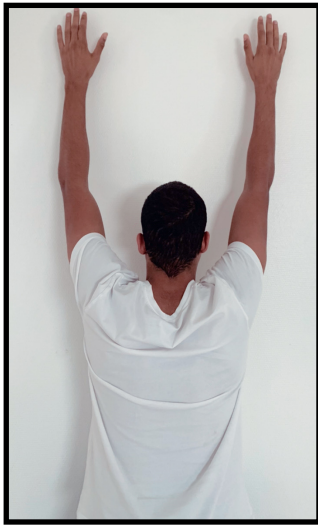
Il test mira a investigare l'immagine corporea nelle adolescenti affette da scoliosi idiopatica. Questo test avviene tramite un computer in cui vengono presentati stimoli visivi. Gli stimoli consistono in immagini rappresentanti parti del corpo che potrebbero essere influenzate dalla deformazione della colonna vertebrale, come la schiena e le spalle e altre parti del corpo che non sono interessate dalla patologia, come gambe, braccia, mani e piedi. Il test verrà proposto anche a un gruppo di partecipanti sani al fine di consentire un confronto tra i dati raccolti.

Il test è sincronizzato con l'EEG per valutare anche le attività cerebrali e i potenziali evocati nei gruppi di partecipanti.

2.2.2 Acquisizione ed elaborazione degli stimoli

Pochi giorni prima della sessione in cui viene proposto il test, vengono scattate fotografie alle partecipanti di diverse parti del corpo, come schiena, spalle, braccia, gambe, mani e piedi. Le immagini vengono convertite in scala di grigi e modificate per essere presentate su uno sfondo bianco uniforme per garantire una visualizzazione chiara e priva di distrazioni. Queste immagini costituiscono gli stimoli presentati al soggetto durante il test. Ad ogni soggetto vengono scattate 40 fotografie di 10 parti del corpo (schiena, spalle, braccio destro e sinistro, mano destra e sinistra, gamba destra e sinistra, piede destro e sinistro), ciascuna in 4 posizioni diverse.

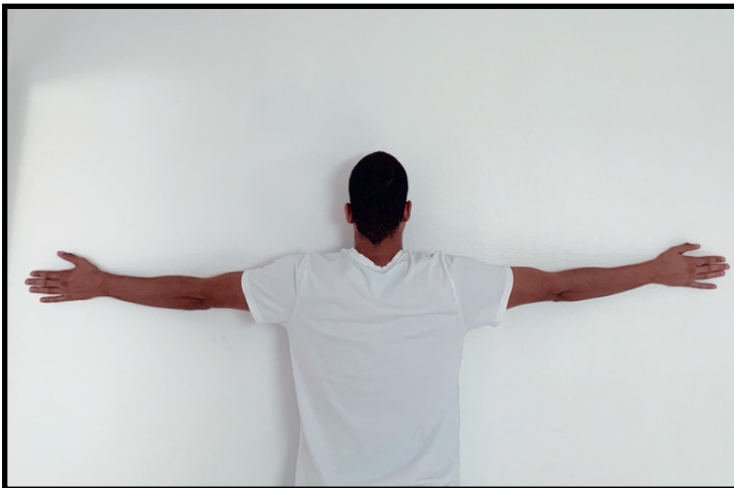
Nel contesto dell'acquisizione e dell'elaborazione degli stimoli, è essenziale considerare il metodo attraverso cui le immagini vengono scattate. Questa fase prevede diverse posizioni predefinite, accuratamente selezionate per ciascuna parte del corpo coinvolta nel test. Le posizioni sono categorizzate in quattro differenti modalità per gli arti superiori, che includono la mano, il braccio e la schiena, e altrettante per gli arti inferiori, comprendendo gamba e piede. In figura 2.1 sono illustrate le posizioni in cui vengono acquisite le foto degli arti superiori e della schiena.



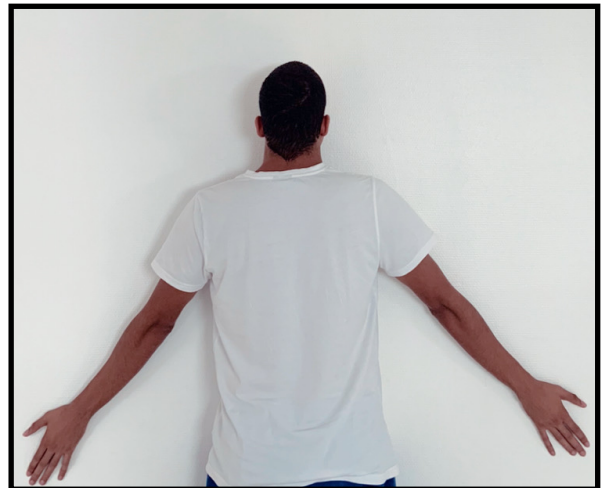
1. Braccia in alto (0°)



2. Braccia a 45°



3. Braccia a 90°



4. Braccia a 135°

Figura 2.1: Posizioni in cui vengono acquisite le foto degli arti superiori e della schiena.

Per quanto riguarda gli arti inferiori, nella prima posizione le gambe sono in una posizione rilassata, con i piedi allineati parallelamente. Nella seconda posizione, il soggetto mantiene una postura rilassata delle gambe, ma ruota le punte dei piedi di 30° rispetto alla posizione standard. La terza posizione prevede una leggera apertura delle gambe, mantenendo i piedi parallelamente allineati. Infine, la quarta posizione richiede che le gambe siano leggermente divaricate e le punte dei piedi ruotate ad un angolo di 30° . Questa serie di posizioni studiate attentamente consente l'acquisizione

di stimoli visivi variati e dettagliati per ciascuna parte del corpo coinvolta nel test. Abbiamo cercato di replicare lo schema utilizzato nel test condotto da Frassinetti et al in "Is it mine? Hemispheric asymmetries in corporeal self-recognition" [45]. Questo studio aveva lo scopo di esaminare se il cervello processa in modo diverso il riconoscimento delle parti del proprio corpo rispetto al riconoscimento delle parti di altre persone. In caso affermativo, la capacità di riconoscere le "parti del corpo proprio" dovrebbe essere selettivamente compromessa dopo lesioni che coinvolgono specifiche aree cerebrali. Per verificare questa ipotesi, pazienti con lesioni dell'emisfero destro (right brain-damaged [RBD]) e sinistro (left brain-damaged [LBD]), insieme a persone sane sono stati sottoposti a un compito di abbinamento visivo in due esperimenti. Nel primo esperimento, i partecipanti dovevano confrontare immagini di parti del corpo, alcune delle quali erano le loro, mentre altre appartenevano ad altre persone. Nel secondo esperimento, gli stimoli raffiguravano parti di tre categorie: oggetti, corpi e volti. In entrambi gli esperimenti, è stato chiesto ai partecipanti di decidere quale delle due immagini allineate verticalmente (quella superiore o quella inferiore) corrispondesse allo stimolo centrale di riferimento. L'Esperimento 1 consisteva in un unico blocco con un totale di 96 stimoli: un terzo includeva le parti del corpo del soggetto, come mani e piedi (24) e due terzi includevano le parti del corpo di altre persone, come mani, arti, gambe, piedi (72). L'Esperimento 2 consisteva in tre blocchi (uno per ogni categoria) per un totale di 288 prove, ovvero 96 prove per ciascun blocco. I risultati hanno mostrato che i pazienti LBD e i soggetti sani erano migliori nel riconoscere le proprie parti del corpo rispetto a quelle di altre persone. Al contrario, i pazienti RBD non mostravano questo vantaggio nel riconoscimento delle parti del corpo proprio. Questi risultati suggeriscono che l'emisfero destro potrebbe essere coinvolto nel riconoscimento delle parti del corpo proprio attraverso una rete fronto-parietale. Questi esperimenti non hanno coinvolto stimoli direttamente correlati a patologie, ma li abbiamo comunque utilizzati come punto di partenza per investigare come le ragazze adolescenti con scoliosi percepiscono la loro immagine corporea. Poiché il nostro focus principale è l'indagine sulla schiena e sulle spalle, come vedremo nel paragrafo successivo, acquisiamo 8 immagini del soggetto rilevanti per la scoliosi, che costituiscono un terzo delle 24 immagini proprie e 24 immagini non proprie rilevanti per la scoliosi, che costituiscono un terzo delle 72 immagini non proprie.

2.2.3 Esecuzione del test

L'esperimento consiste in unico blocco con un totale di 96 stimoli, suddivisi come segue: 24 immagini proprie, di cui 8 stimoli rilevanti per la scoliosi, come schiena e spalle (SR) e 16 non rilevanti per la scoliosi, come gambe, braccia, mani, piedi (SI); 72 immagini non proprie, di cui 24 rilevanti per la scoliosi (schiena e spalle), suddivise ulteriormente in 12 stimoli di soggetti con scoliosi (NRA) e 12 stimoli di soggetti di controllo (NRC); 48 stimoli non rilevanti per la scoliosi come gambe, braccia, mani, piedi (NI). Lo schema della suddivisione degli stimoli è illustrato nella Figura 2.2.

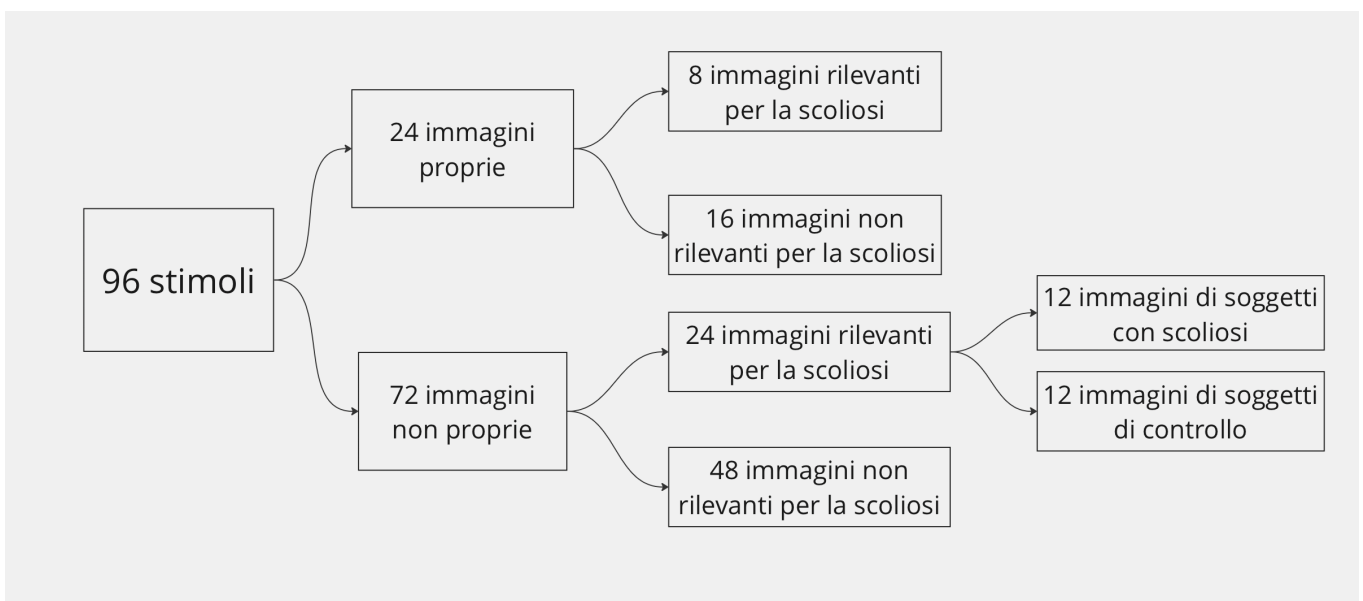


Figura 2.2: Schema della suddivisione del blocco di 96 stimoli

Questa metodologia concorre all'obiettivo del test, che consiste nell' utilizzare gli stimoli *non rilevanti* come gambe, braccia, mani e piedi al fine di mettere in evidenza una differenza nella percezione della propria immagine corporea rispetto agli stimoli *rilevanti*. In questo modo si evidenzia se il soggetto ha un'immagine distorta della propria schiena e percepisca la sua immagine corporea in modo diverso rispetto ad un adolescente sano.

Non è imposta alcuna limitazione temporale per le prove, quindi i partecipanti non subiscono alcuna pressione temporale per le loro risposte.

Per la conduzione dei test comportamentali, viene utilizzato un software implementato in Python e Psychopy, che offre una piattaforma computerizzata per la presentazione dei compiti. Durante ogni prova, tre stimoli vengono presentati simultaneamente, allineati verticalmente lungo il meridiano verticale dello schermo del computer (Figura 2.3).

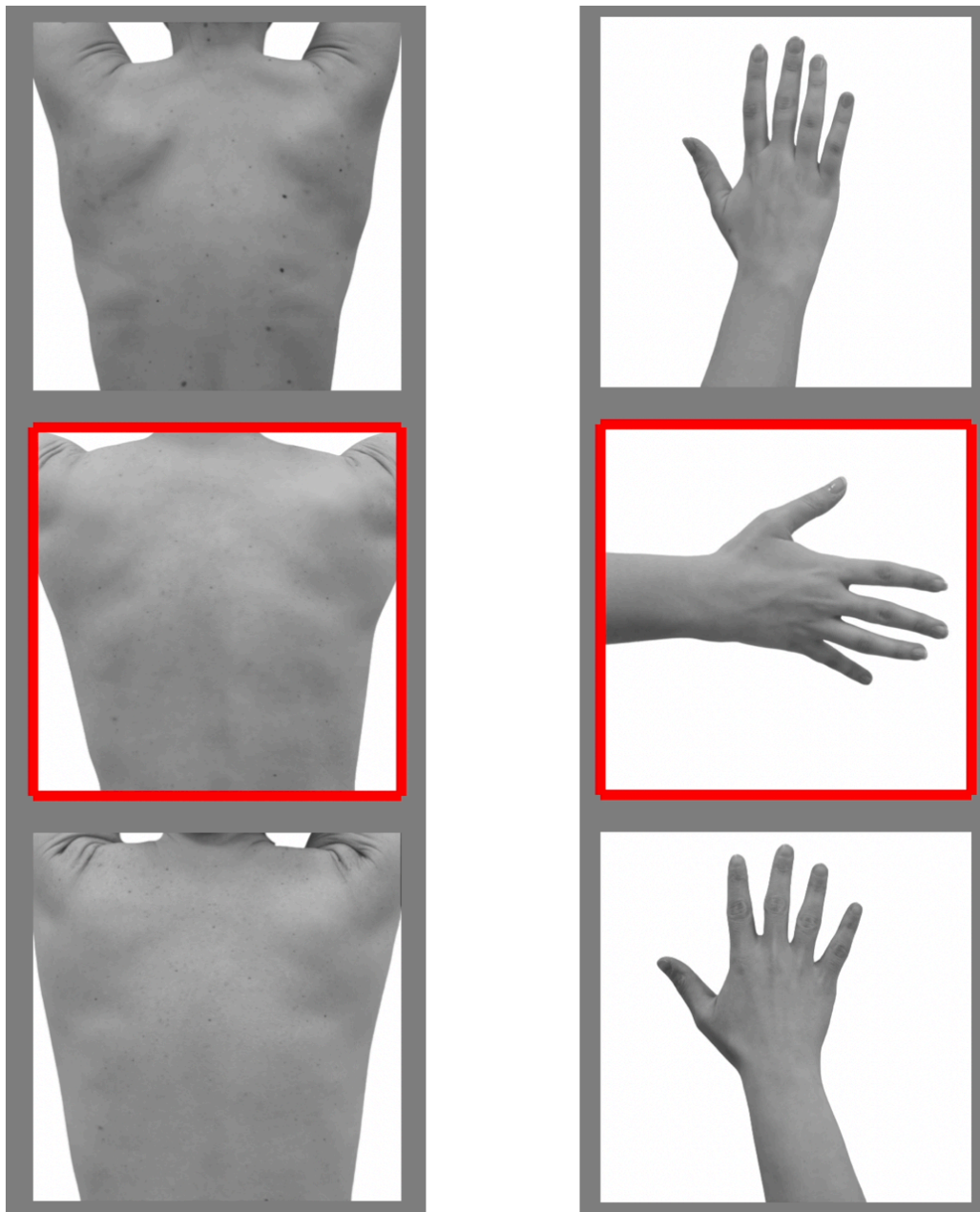


Figura 2.3: esempio di 3 stimoli presentati ai partecipanti

I partecipanti sono posizionati di fronte allo schermo del computer, a una distanza standard di circa 30 cm, per garantire una visualizzazione ottimale e devono prendere una decisione in merito a quale delle due immagini, posizionate nella parte superiore e inferiore della schermata, appartenga alla stessa persona visualizzata nella parte centrale, che rappresenta lo stimolo target (Figura 2.4). Nelle due immagini superiori e inferiori, la parte del corpo è posizionata allo stesso modo, ma questa disposizione potrebbe variare nell'immagine centrale. Questo è fatto in modo che le ragazze con scoliosi non si concentrino sui dettagli dell'orientamento delle parti corporee, come ad esempio lo spazio tra le dita della mano, ma piuttosto sull'aspetto generale dell'anatomia. L'interazione avviene

attraverso l'uso delle frecce su e giù presenti sulla tastiera del computer, con cui le partecipanti selezionano l'immagine corretta.



Figura 2.4: Procedura di esecuzione del test

2.2.4 Parametri registrati dal test

Il software implementato registra diversi parametri durante l'esecuzione del test. In primo luogo, viene registrato il *timing degli stimoli*, ovvero l'istante in cui viene presentato ogni stimolo visivo alle partecipanti. In seguito, viene registrato l'istante in cui la partecipante effettua la sua scelta e il tempo trascorso fino a tale decisione, rappresentando così il *tempo di reazione*. Il tempo di reazione è fondamentale per analizzare le prestazioni comportamentali delle partecipanti. Inoltre, il software registra anche l'accuratezza delle risposte fornite dalle partecipanti. Si valuta quante risposte sono state date correttamente e quante erroneamente. Questo permette di analizzare le prestazioni complessive e di categorizzare le risposte in base ai diversi stimoli presentati.

2.3 Selezione dei partecipanti e criteri di inclusione/esclusione

Verranno reclutati circa 30 partecipanti: 15 adolescenti affetti da scoliosi idiopatica e 15 adolescenti sani. I criteri di inclusione stabiliti nel gruppo con scoliosi prevedono l'inclusione di individui di sesso femminile, con un'età compresa tra gli 11 e i 16 anni, destrimani e con un indice di massa corporea (BMI) compreso tra 18.5 e 24.9. Inoltre, vengono incluse scoliosi di grado lieve (angolo di Cobb da 10° a 20°) o moderato (angolo di Cobb da 21° a 35°), che non sono state sottoposte a precedenti interventi alla colonna vertebrale, trattamento con bustino o ginnastica correttiva. Sono escluse le adolescenti che presentano problemi neurologici o sono in trattamento con farmaci aventi effetti sul sistema nervoso centrale. Per quanto riguarda i partecipanti del gruppo di controllo, sono candidabili ad essere reclutate adolescenti di sesso femminile con un'età compresa tra gli 11 e i 16 anni, destrimani e con un BMI compreso tra 18.5 e 24.9. Sono escluse quelle con patologie della colonna vertebrale o muscoloscheletriche, gibbo posteriore clinicamente rilevante, patologie neurologiche e sotto assunzione di farmaci con effetti sul sistema nervoso centrale.

L'accurata selezione dei partecipanti secondo questi criteri garantirà la coerenza e l'affidabilità dei risultati, consentendo una valutazione precisa delle caratteristiche dei soggetti coinvolti.

I partecipanti con scoliosi idiopatica sono reclutati all'interno del Policlinico Universitario di Padova, presso l'unità di Riabilitazione Ortopedica. Sia il partecipante che il genitore/tutore legale firmano un consenso informato prima di partecipare allo studio. Informazioni dettagliate sullo scopo, i potenziali rischi e benefici dello studio vengono fornite agli adolescenti e ai loro genitori prima della registrazione, nonché il loro diritto di ritirarsi in qualsiasi momento senza conseguenze negative. In questa tesi sono stati analizzati i tempi di reazione e le accuratezze di 4 soggetti, AIS01, AIS03, AIS04, AIS05 e le risposte ERP di 2 soggetti, AIS04 e AIS05.

2.4 Setup sperimentale e fasi di acquisizione del segnale EEG

Nella figura 2.5 è illustrato il set-up sperimentale. L'amplificatore EEG (ANT Neuro, Enschede, Paesi Bassi) è collegato a un tablet, che viene utilizzato per visualizzare ciò che viene registrato, consentendo di monitorare l'acquisizione dei dati in tempo reale. L'amplificatore è connesso ad una trigger box (TriggerStation USB versione TS832U), che consente un'accurata sincronizzazione tra il test comportamentale e la registrazione dell'attività cerebrale acquisita tramite EEG. Questo permette di associare gli eventi comportamentali registrati con l'attività cerebrale corrispondente, facilitando l'analisi e l'interpretazione accurata dei dati.



Figura 2.5: set-up sperimentale

Per la registrazione dell' EEG, il primo passo consiste nel posizionare gli elettrodi sulla superficie del cuoio capelluto del soggetto. Gli elettrodi sono collocati in accordo con il sistema di posizionamento 10-10 (Figura 2.6).

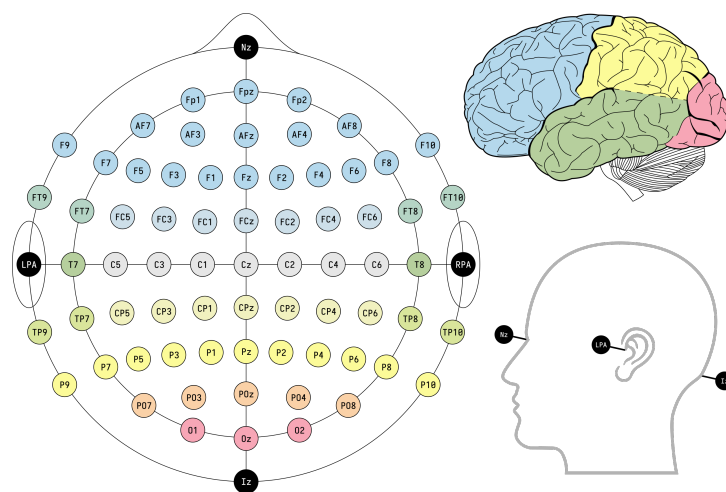


Figura 2.6 : sistema di posizionamento 10-10

I 64 elettrodi presenti sulla cuffia (ANT Neuro, Enschede, Paesi Bassi) sono collegati ad un amplificatore che amplifica i segnali deboli rilevati dagli elettrodi e riduce il rumore e le interferenze indesiderate presenti durante la registrazione.

Una volta che il segnale è stato amplificato, viene convertito in dati digitali utilizzabili dal sistema di acquisizione EEG. Questo processo avviene attraverso un campionamento, in cui il segnale viene misurato a intervalli di tempo regolari; i nostri dati sono acquisiti ad una frequenza di campionamento di 500 Hz.

Durante la registrazione è essenziale mantenere condizioni ambientali adeguate: una stanza silenziosa e priva di distrazioni sonore è preferibile per evitare influenze esterne sull'attività cerebrale registrata.

Una volta completata la registrazione, è possibile passare alla fase successiva: l'analisi e l'interpretazione dei dati. I dati registrati possono essere visualizzati su un computer o un altro dispositivo di visualizzazione per poter essere successivamente elaborati.

2.5 Analisi dei tempi di reazione

I tempi di reazione sono stati registrati tramite il codice implementato in Psychopy e successivamente salvati in un foglio CSV per l'analisi. L'analisi dei tempi di reazione è stata condotta utilizzando il software MATLAB. Per verificare la distribuzione dei tempi di reazione, è stato utilizzato il test di *Kolmogorov-Smirnov* con una soglia decisionale del 5%. Il test di normalità applicato ha evidenziato la non gaussianità delle distribuzioni per tutte le partecipanti. L'analisi è stata supportata anche dall'osservazione visiva di istogrammi e della curva di distribuzione o "curva di adattamento" che approssima la distribuzione dei dati rappresentati nell'istogramma (Figura 2.7). Data l'assenza di normalità dei dati, sono stati utilizzati test statistici non parametrici, meno potenti dei test parametrici ma privi dell'assunzione di normalità del campione in analisi.

Per il confronto tra i gruppi è stato eseguito il test di *Kruskal-Wallis*, noto anche come test H. Questo test, una versione non parametrica dell'ANOVA, si basa sulla somma dei ranghi all'interno dei gruppi per valutare se le mediane dei gruppi indipendenti sono statisticamente diverse e, a differenza di altri test, non richiede l'ipotesi di normalità. L'obiettivo del test di *Kruskal-Wallis* è rilevare se esistono differenze significative tra i vari gruppi.

È stato considerato significativo un $p\text{-value} > 0.05$.

Il $p\text{-value}$ indica la probabilità che le differenze osservate tra i gruppi siano casuali. Se il $p\text{-value}$ è inferiore a 0.05, viene considerato significativo, il che suggerisce una differenza statisticamente significativa nei dati considerati.

Se, dopo aver eseguito il test di *Kruskal-Wallis*, si riscontrano risultati significativi che indicano differenze nelle mediane tra almeno un paio di gruppi, il passo successivo è l'analisi post-hoc per determinare quali coppie di gruppi mostrano differenze significative nelle mediane dei tempi di reazione.

Un test post-hoc comunemente utilizzato in congiunzione con il test di *Kruskal-Wallis* è il test di *Dunn*, una versione non parametrica del test di Tukey. Eseguendo il test di *Dunn* per ciascuna coppia di gruppi, è possibile individuare quali coppie mostrano differenze significative nelle mediane dei tempi di reazione. Il risultato fornirà una matrice che identifica le coppie di gruppi con differenze significative.

Nell'analisi dei risultati riguardanti le performance degli errori, è stato utilizzato il test di *Fisher* come strumento di valutazione. Questa scelta è dettata dalla necessità di valutare non solo il numero assoluto di errori, ma anche la proporzione degli errori rispetto al totale dei dati per ciascun

classificatore. Ciò è stato fatto al fine di considerare le differenze nei volumi di dati tra i vari classificatori.

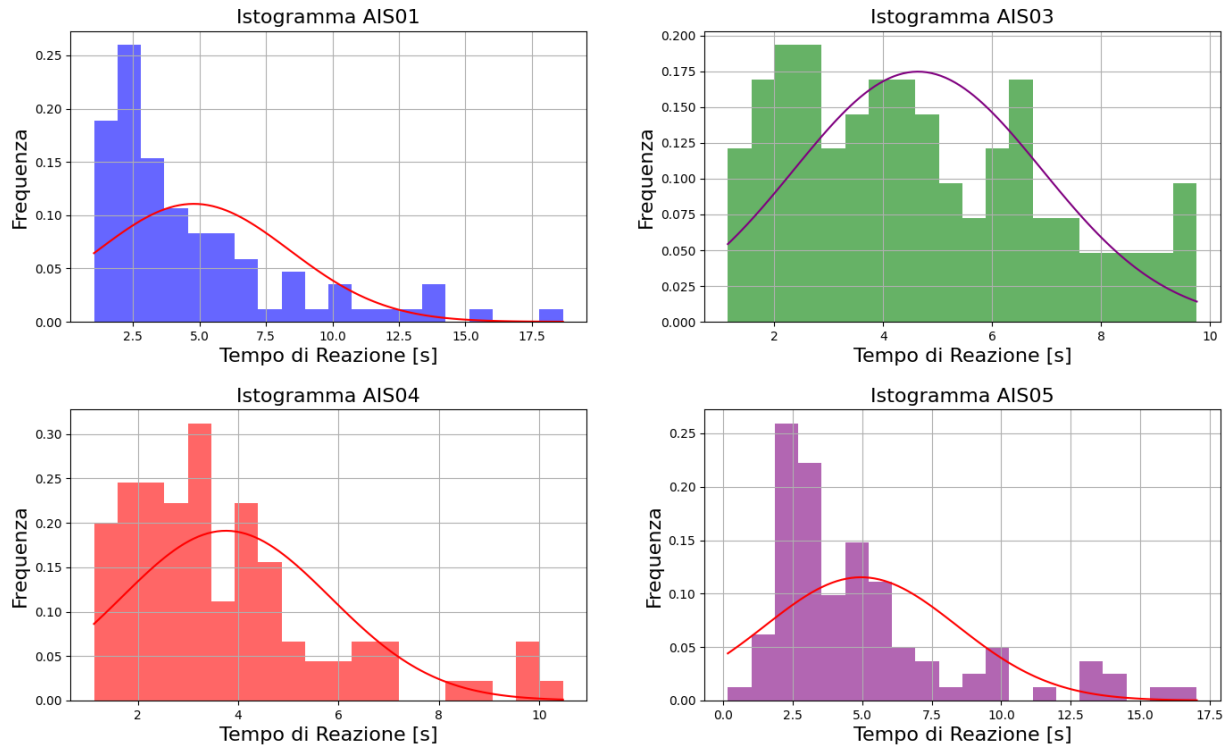
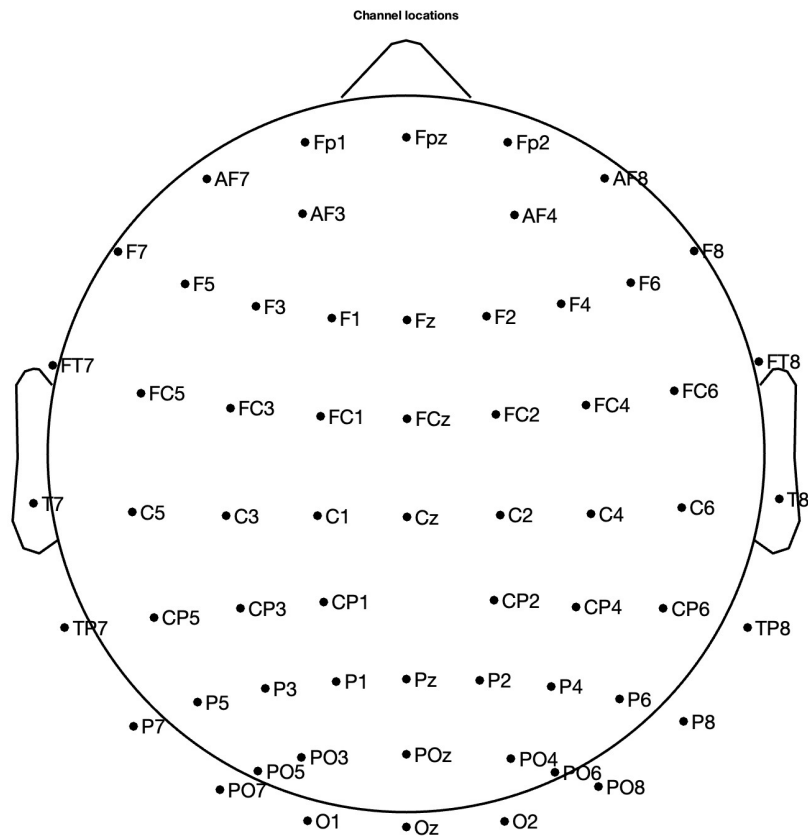


Figura 2.7: Analisi delle distribuzioni dei tempi di reazione per i soggetti AIS01, AIS03, AIS04

2.6 Analisi dei dati EEG

I dati EEG sono stati registrati e salvati in formato .cnt, con una frequenza di campionamento di 500 Hz. L'elaborazione e l'analisi dei dati è stata condotta utilizzando Matlab 2023a e il toolbox EEGLAB, una risorsa di rilievo nel campo dell'analisi dei questi dati, sia in contesti di tipo continuo che evento-correlati. EEGLAB incorpora una vasta gamma di strumenti per l'analisi dei dati EEG. Tra le sue capacità principali vi è la possibilità di visualizzare i dati in diverse modalità, compiere il filtraggio dei dati, eseguire analisi nei domini del tempo, della frequenza, del tempo-frequenza, estrarre informazioni dai dati, visualizzare i singoli trial o la loro media ed effettuare analisi alle componenti indipendenti [46].

Prima di procedere all'analisi approfondita, vengono eseguite alcune operazioni preliminari per garantire la qualità e l'accuratezza dei dati. Il sistema di acquisizione EEG registra segnali da 64 canali, ma si è scelto di escludere gli elettrodi M1, M2 e l'elettrodo EOG, garantendo così un set di 61 elettrodi altamente informativi. Gli elettrodi sono stati rimossi manualmente attraverso il percorso *Edit > Select data > Channel > Remove these* ed è stato caricato il file "channel_location_61antneuro.ced" che contiene le posizioni dei canali (Figura 2.8). Gli elettrodi mastoidi M1 e M2 sono posizionati dietro le orecchie: l'elettrodo M1 sull'osso mastoideo sinistro, mentre l'elettrodo M2 sull'osso mastoideo destro. Questi elettrodi sono stati rimossi a causa dell'elevata impedenza dovuta alla presenza di capelli che impediscono una buona conduzione di segnale. L'EOG è utilizzato per monitorare i movimenti oculari, come il movimento orizzontale (EOG orizzontale) e il movimento verticale (EOG verticale).



61 of 61 electrode locations shown

Figura 2.8: Visualizzazione delle posizioni dei canali EEG da 'channel_location_61antneuro.ced'''

In un secondo momento, viene applicato ai dati un filtro FIR passa-banda (*Tools/Filter the data/Basic FIR filter (legacy)*) scegliendo come frequenza inferiore 1 Hz e superiore 10 Hz. Il filtro passa-banda permette di ridurre il rumore isolando specificamente le frequenze di interesse, attenuando le frequenze al di fuori della gamma di frequenza desiderata, in cui si verificano spesso i componenti indesiderati. Questo passaggio può essere particolarmente utile per gestire derive di potenziale a bassa frequenza che si verificano durante la registrazione o per eliminare il rumore ad alta frequenza causato da interferenze esterne. La figura 2.9 mostra un grafico della risposta in frequenza del filtro, che consente di vedere quali frequenze vengono attenuate dal filtro.

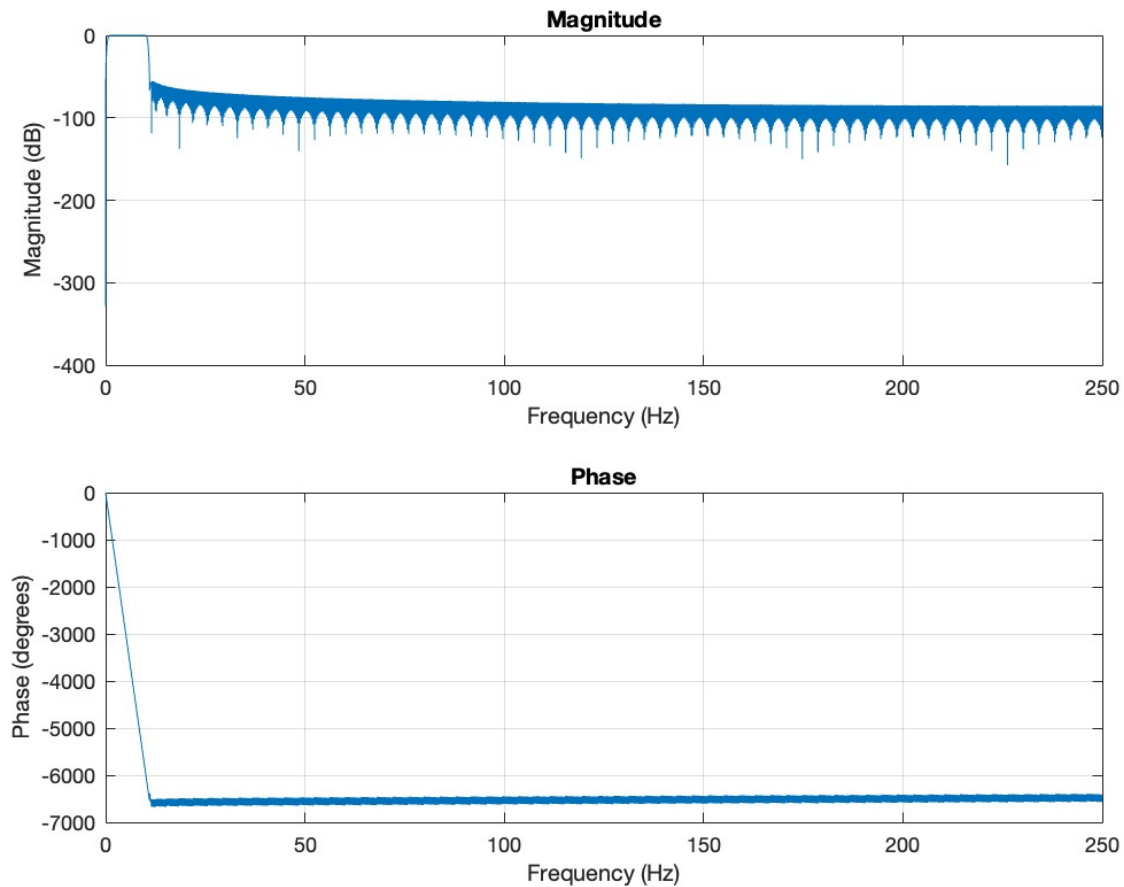


Figura 2.9: Risposta in frequenza del filtro

Per rimuovere eventuali artefatti fisiologici e non fisiologici, si esegue l'analisi dei componenti indipendenti (ICA). L'obiettivo generale dell'ICA è quello di separare segnali sorgenti statisticamente indipendenti a partire da combinazioni lineari degli stessi. Questa tecnica permette di individuare e rimuovere le componenti non cerebrali o artefattuali, come le interazioni muscolari o i movimenti oculari, che potrebbero influire in modo indesiderato sui risultati. Per eseguire l'ICA si segue il percorso *Tools > Decompose data by ICA* usando algoritmo di default runica. Una volta terminata l'ICA, si esegue il percorso *Plot > Component activations (scroll)* per vedere le componenti isolate (Figura 2.10). Questa figura rappresenta l'andamento temporale delle attivazioni delle componenti ICA nel tempo espresso in secondi, consentendo di identificare le componenti che potrebbero corrispondere a artefatti caratteristici, mentre sull'asse delle ordinate sono elencate le diverse componenti indipendenti identificate dal processo ICA.

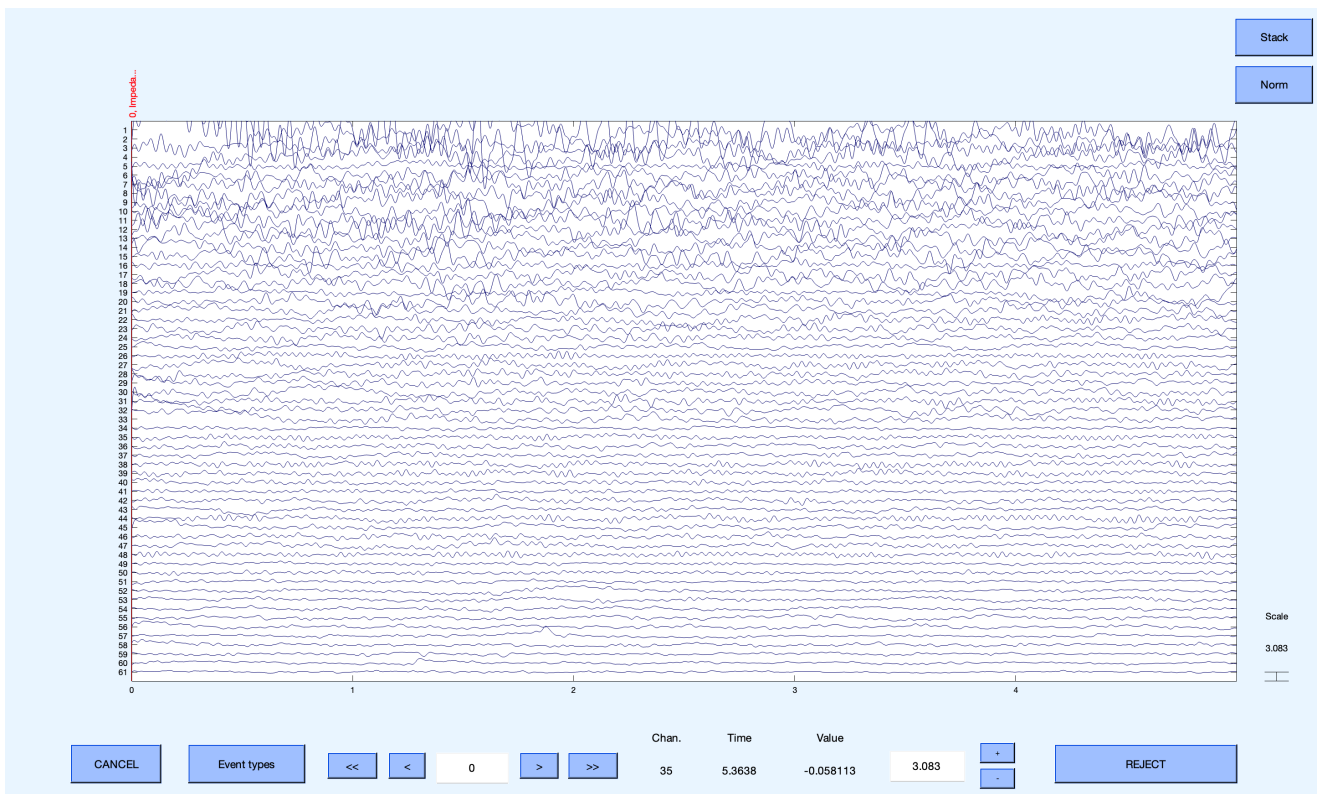


Figura 2.10: Componenti ICA Isolate del segnale EEG del soggetto AIS05. La figura rappresenta l'andamento temporale delle attivazioni delle componenti indipendenti identificate mediante il processo ICA. L'asse delle ascisse rappresenta il tempo in secondi.

I tipi di artefatti che si possono riscontrare sono i seguenti:

- Artefatti muscolari: generalmente sono facili da identificare sulla base della morfologia e della durata, infatti i segnali elettrici generati dai muscoli (potenziali miogenici) hanno una durata più breve rispetto a quelli di origine cerebrale, sono molto più veloci e si presentano in genere in gruppi o insiemi di attività molto vicina nel tempo. Quindi possono essere rapidi e apparire come una serie di picchi o onde molto ravvicinate nel tempo anziché essere distribuite uniformemente. Le cause più comuni sono dovute al movimento dei muscoli frontali e temporali.
- Artefatto cardiaco: questo artefatto è dovuto al fatto che le variazioni del potenziale cardiaco possono propagarsi fino allo scalpo. È facilmente individuabile perché presenta un andamento ritmico tipico dei potenziali cardiaci.
- Artefatto da blinking: dovuto ai movimenti oculari verticali. Questo artefatto si presenta principalmente quando il soggetto sbatte le palpebre .

Selezionando il percorso *Plot > Component maps > In 2-D*, si apre una finestra che mostra le mappe topografiche delle componenti (Figura 2.11). In questa finestra, ognuna delle mappe rappresenta una componente indipendente identificata attraverso il processo di ICA applicato ai dati EEG. Ogni mappa 2D visualizza la distribuzione spaziale della componente sullo scalpo del

soggetto. Le mappe delle componenti mostrano le aree specifiche dello scalpo in cui è presente maggiore o minore attività. La gradazione dei colori rappresenta l'intensità dell'attività della componente, i colori più caldi come il rosso indicano maggiore intensità e i colori più freddi come il blu indicano minore intensità. Queste mappe sono utili per identificare le caratteristiche spaziali delle componenti e possono aiutare a riconoscere componenti associate ad artefatti o attività cerebrali di interesse.

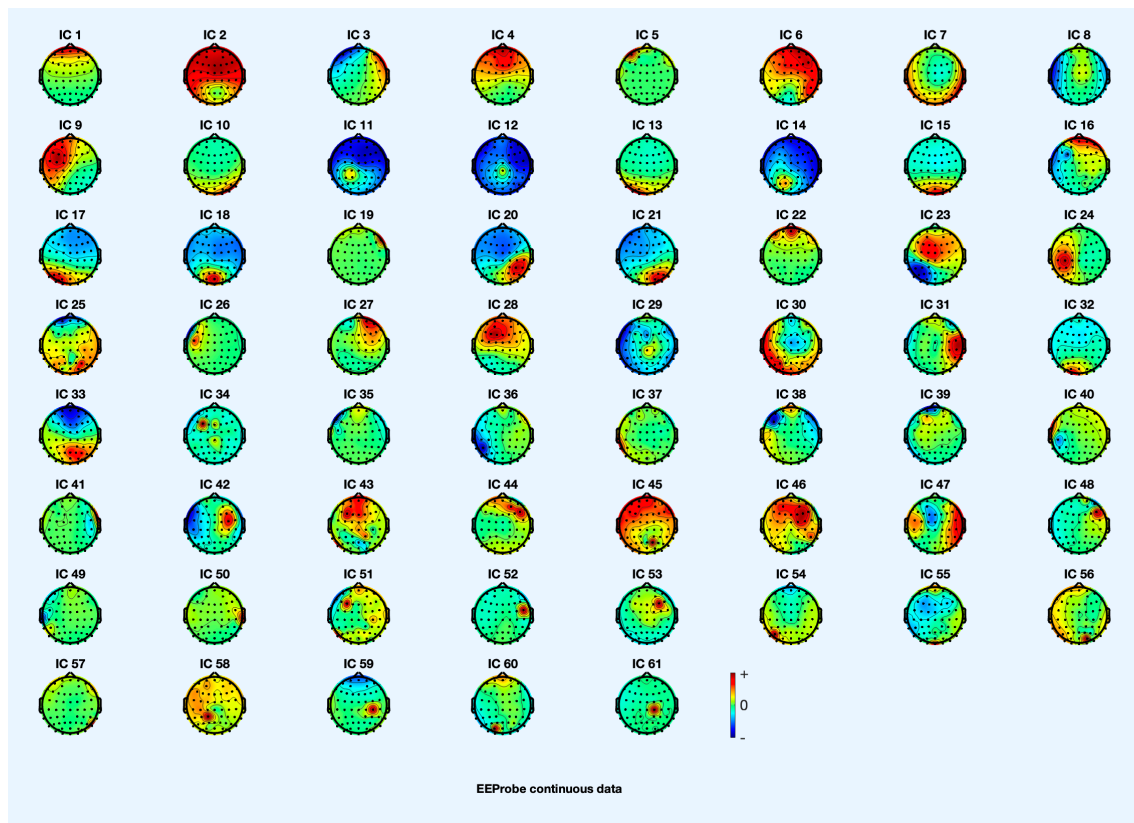


Figura 2.11: Visualizzazione delle mappe dei componenti in 2D (Soggetto AIS05). La scala cromatica utilizzata nelle mappe dei componenti 2D riflette l'intensità dell'attività dei componenti, con colori più caldi come il rosso che denotano un'attività più intensa, mentre colori più freddi come il blu indicano un'attività meno intensa.

Per analizzare una componente manualmente occorre tenere in considerazione varie caratteristiche, come la mappa spaziale della distribuzione del potenziale sullo scalpo, le caratteristiche spettrali della componente e l'andamento temporale. Per visualizzare queste caratteristiche, si può selezionare il percorso *Tools > Classify components using ICLabel > Label components*, attraverso il quale si ottengono le 61 componenti indipendenti. Nella Figura 2.12 sono presentate le prime 35.

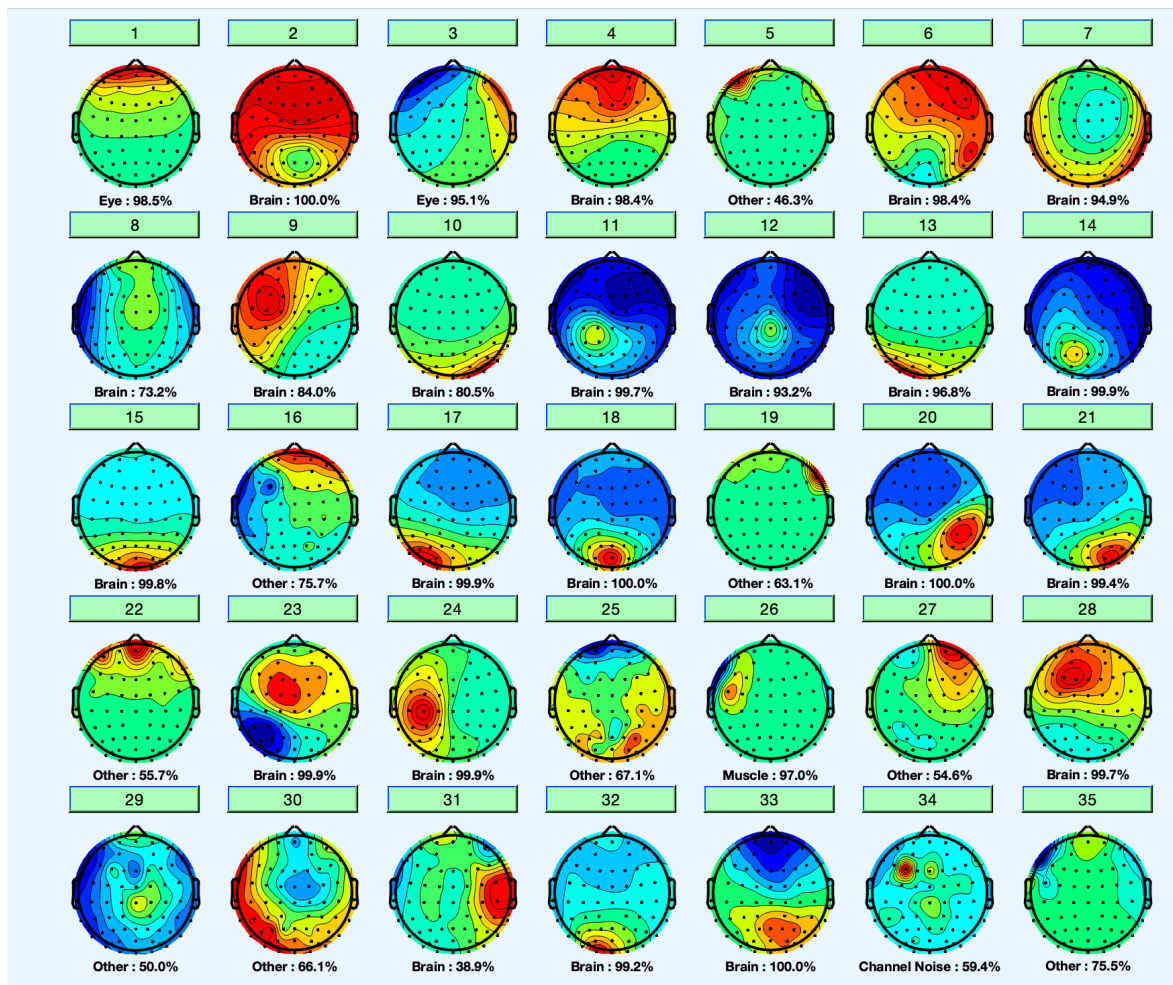


Figura 2.12: I primi 35 componenti indipendenti estratti dalla decomposizione ICA (Soggetto AIS05)

Quando si seleziona una componente indipendente, cliccando sul pulsante rettangolare sopra ciascuna mappa, è possibile ottenere una visualizzazione dettagliata delle caratteristiche di quella specifica componente (Figura 2.13). Questa visualizzazione può includere diverse informazioni, tra cui la topografia, il segnale nel tempo e lo spettro. La topografia mostra come la componente è distribuita sulla superficie del cuoio capelluto. È una mappa che rappresenta la distribuzione spaziale dell'intensità del segnale elettrico generato da quella componente in diverse aree del cervello. Un'altra visualizzazione è quella del segnale nel tempo, che mostra come il segnale della componente varia nel tempo. Può aiutare ad identificare eventi o modulazioni temporali nel segnale, come picchi o variazioni ritmiche. Lo spettro di potenza è un grafico che rappresenta la potenza del segnale della componente in funzione della frequenza. Fornisce informazioni sulla quantità di energia presente in diverse bande di frequenza, consentendo di identificare quali bande sono più rilevanti per la componente in esame. Infine può essere utilizzata una mappa di calore per visualizzare come i valori dei dati variano nello spazio (ad esempio, su diverse aree del cuoio

capelluto) o nel tempo. Lo spettrogramma è un tipo di visualizzazione che utilizza una gamma di colori per rappresentare i valori dei dati in una matrice o in un insieme di dati bidimensionale.

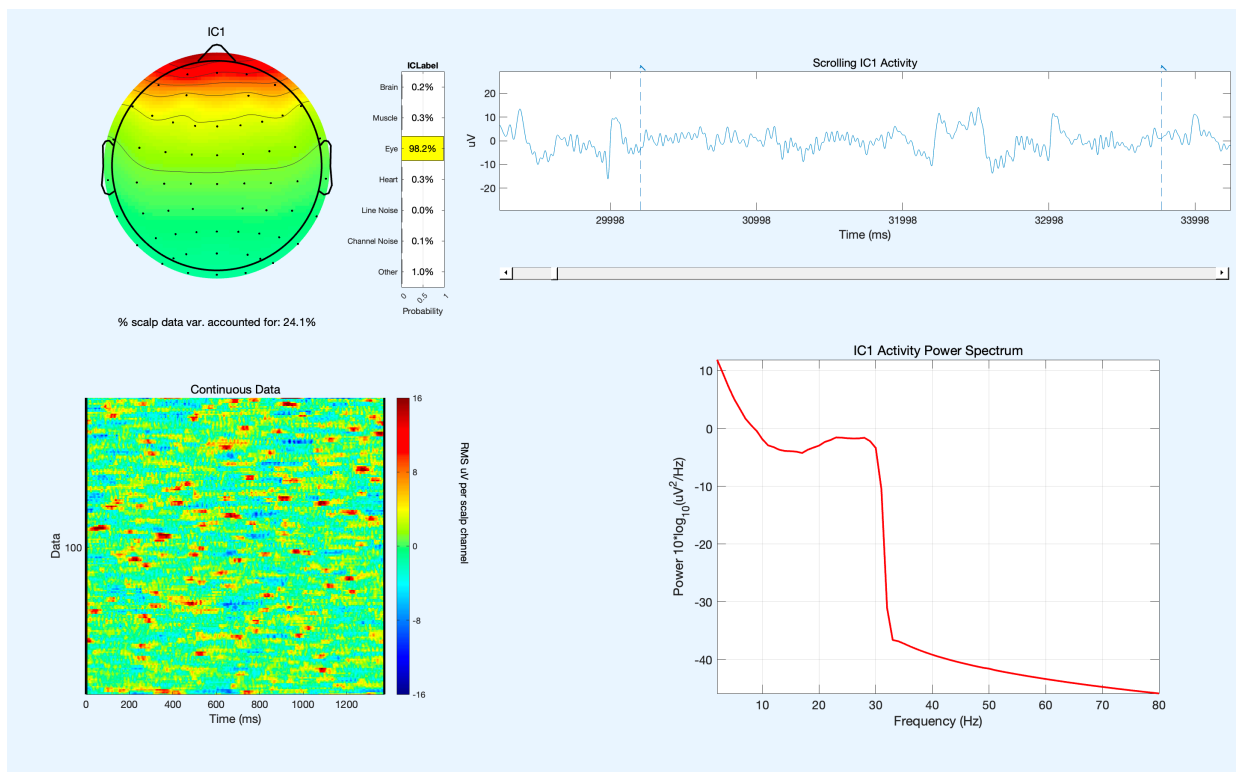


Figura 2.13: Mappa topografica, segnale temporale e spettro di potenza della componente IC1 che riporta l'artefatto da eye-blinking (Soggetto AIS05)

Dopo aver identificato i componenti associati al battito delle palpebre, al muscolo o al cuore, è possibile eliminarli. Per rimuoverli si segue il percorso *Tools > Remove components from data*. Premendo sul pulsante "Plot single trials" otteniamo la Figura 2.14 . Questa figura visualizza i dati prima (in blu) e dopo (in rosso) la rimozione delle componenti. L'asse delle ascisse rappresenta il tempo in millisecondi, mentre sull'asse delle ordinate sono elencati gli elettrodi.

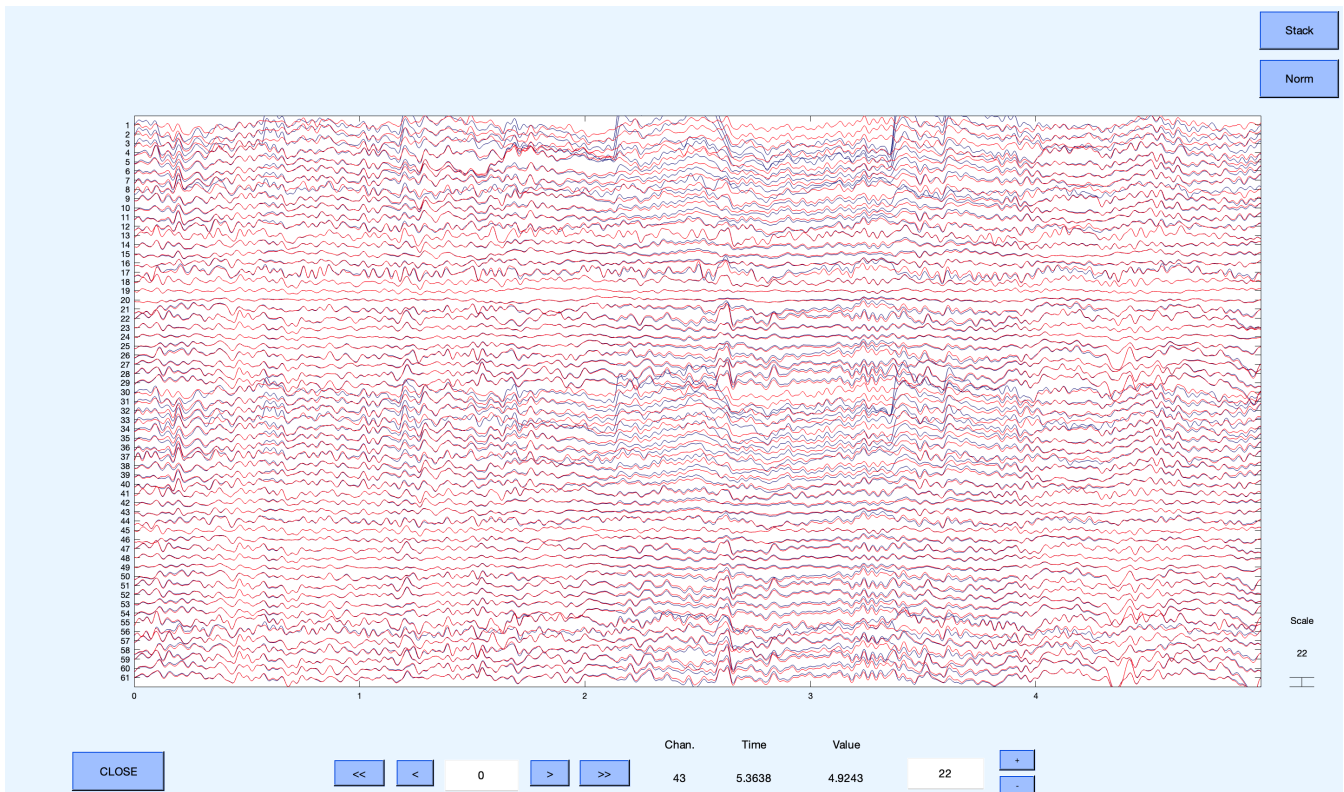


Figura 2.14: Effetti della rimozione dei componenti artefattuali mediante ICA su singoli trial, visualizzazione prima (in blu) e dopo (in rosso) la sottrazione dei componenti.

La stessa informazione può essere ottenuta utilizzando la funzione “Stack” che sovrappone le tracce di tutti i canali (Figura 2.15). Qui possiamo osservare come attraverso l'ICA abbiamo rimosso l'artefatto da eye blinking.

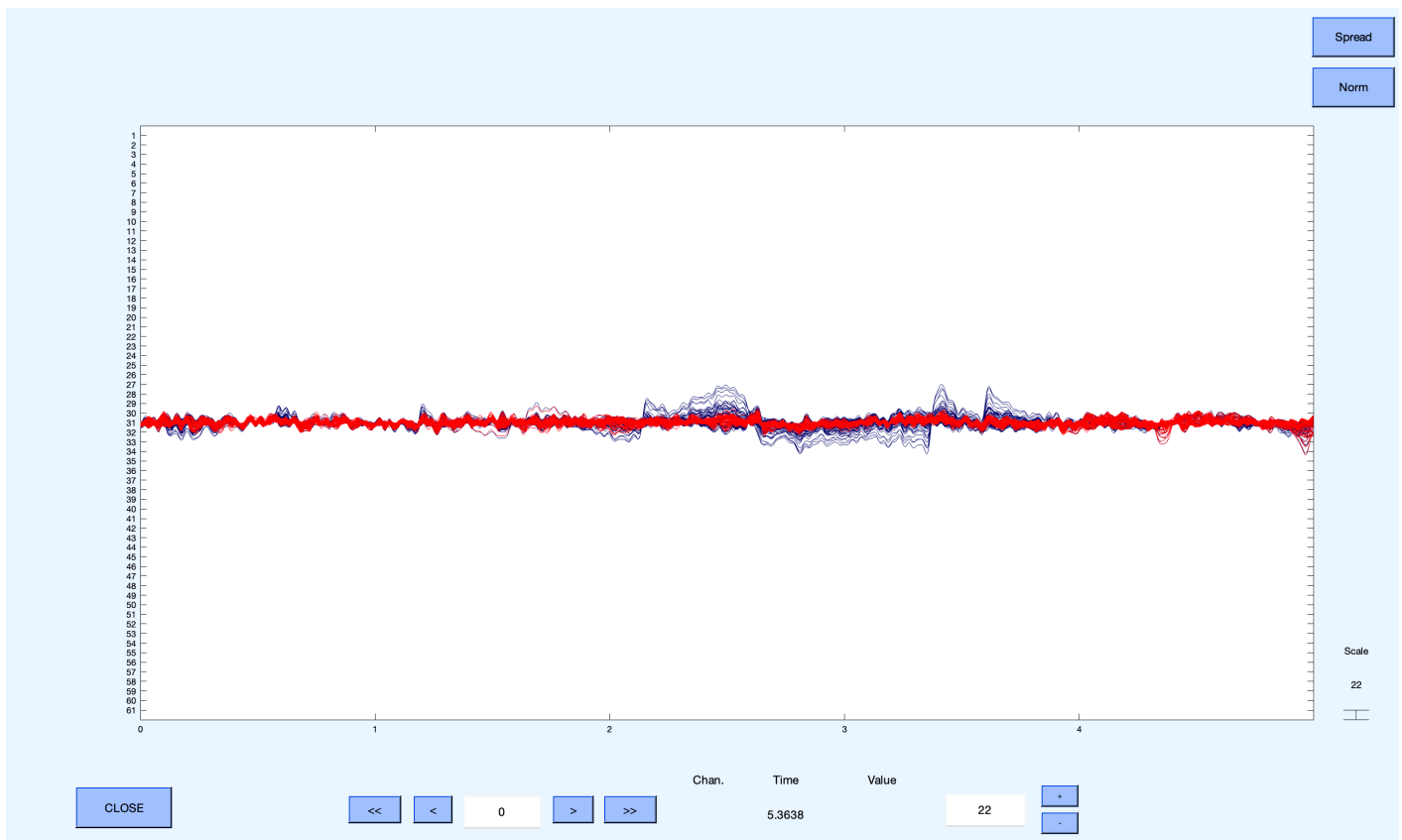


Figura 2.15: Effetti della correzione degli artefatti sulle componenti eliminate (Soggetto AIS05) . Il colore blu rappresenta i dati EEG prima della sottrazione dei componenti ICA, mentre il colore rosso rappresenta i dati dopo la sottrazione. Sull'asse delle ascisse è rappresentato il tempo in millisecondi, mentre sull'asse delle ordinate sono elencati i canali.

In seguito, è possibile eseguire eventuali interpolazioni degli elettrodi che non hanno acquisito un buon segnale. L'interpolazione comporta essenzialmente la rimozione dei dati provenienti da quell'elettrodo e la loro sostituzione con dati ricostruiti basati sugli elettrodi circostanti. EEGLab utilizza un metodo di interpolazione per la ricostruzione del segnale noto come "spline cubic interpolation": viene creata una superficie di interpolazione tridimensionale tra gli elettrodi adiacenti, che viene utilizzata per stimare i valori mancanti attraverso tecniche matematiche mirate a garantire una transizione graduale e coesa tra i dati conosciuti e quelli interpolati.

Dopo l'ICA, i segnali vengono suddivisi in epoche temporali sincronizzate nel tempo con i nostri eventi di interesse, al fine di studiare i potenziali evento-correlati (ERP). Questa operazione può essere effettuata utilizzando la funzione `pop_epoch()`, che converte un dataset EEG continuo in dati epocali estraendo epoche di dati sincronizzate nel tempo con indici di eventi specificati (nel nostro caso 0001) che segnalano l'istante in cui appaiono gli stimoli. Il segnale viene diviso in un intervallo di tempo che inizia 0.2 secondi prima dell'evento di interesse e termina 1 secondo dopo l'evento stesso. Questa finestra temporale è scelta per catturare l'attività cerebrale che si estende da 200 ms prima dell'evento, ovvero l'istante in cui compaiono le tre immagini, fino a un secondo

dopo l'evento stesso. Per eseguire questa operazione, si utilizza il percorso *Tools > Extract epochs* e si impostano i limiti temporali, in secondi [-0.2 1].

In seguito, è stata tolta la baseline, ovvero si è sottratto da ogni segnale il rispettivo valore medio calcolato nei secondi precedenti allo stimolo, noti come periodo di pre-stimolo. La correzione della baseline viene fatta per analizzare le variazioni nei dati che sono direttamente legate all'evento, riducendo al minimo l'impatto delle differenze iniziali tra le diverse epoche. Il limite destro dell'epoca (nel nostro caso è stato scelto 1 secondo) viene stabilito a seconda dell'ERP che si desidera rilevare. Diversi ERP si verificano in diverse finestre temporali (post-stimolo): la LAN si trova tra i 300 e i 500 ms, la P300 si colloca tra i 300 e i 500 ms e la P600 si estende dai 500 agli 800 ms. Siccome il nostro interesse è un potenziale visivo che è intorno ai 100 ms e la componente P300, circa a 300 ms, è opportuno scegliere un'epoca con un limite destro di 1000 ms [1,2]. Selezionando il percorso *Plot > Component activation (scroll)* si apre una finestra che visualizza il segnale suddiviso in epoche (Figura 2.16). In questa rappresentazione, la linea rossa rappresenta l'istante in cui si verifica lo stimolo, mentre la linea blu tratteggiata suddivide le epoche. L'asse delle ascisse mostra il tempo in millisecondi suddiviso nelle varie epoche, mentre sull'asse delle ordinate sono indicati i canali.

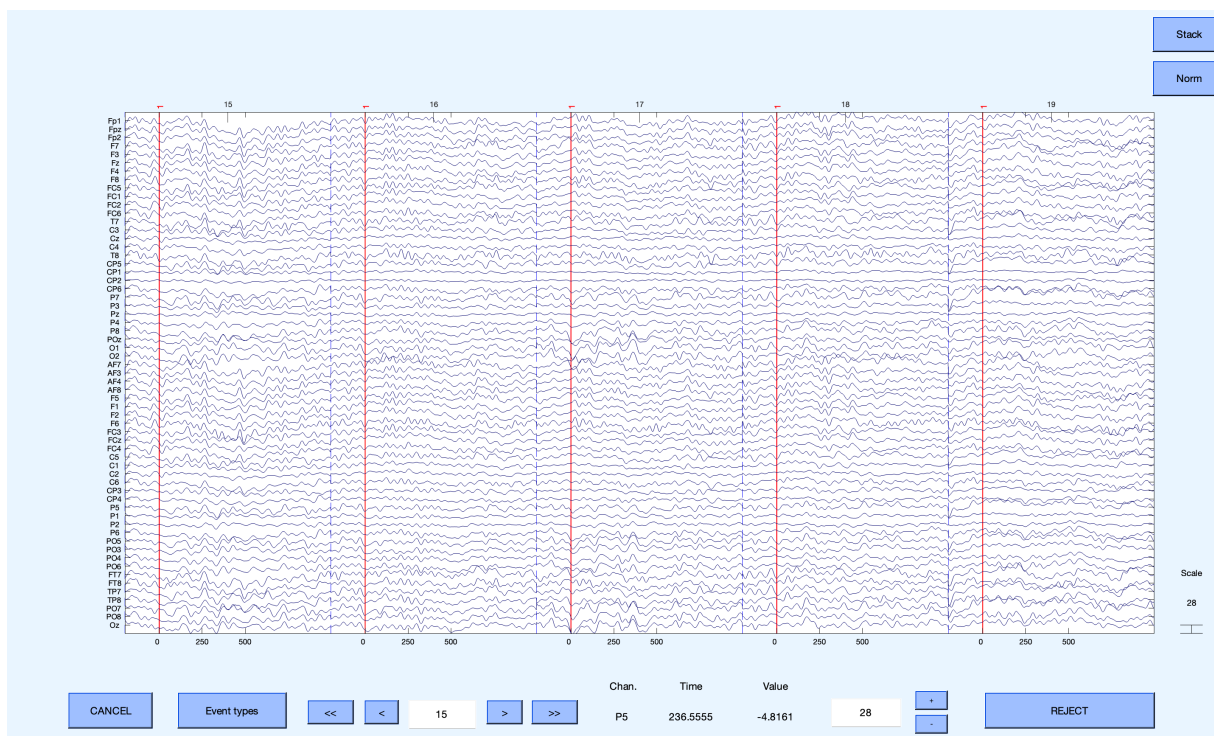


Figura 2.16: Visualizzazione di cinque epoche del segnale. La linea rossa indica l'istante in cui si verifica lo stimolo, mentre la linea blu tratteggiata suddivide le epoche. Sull'asse delle ascisse è rappresentato il tempo in millisecondi, mentre sull'asse delle ordinate sono indicati i canali.

Dopo aver suddiviso i dati EEG in epoche, un passo importante nell'analisi è l'ispezione visiva delle epoche per identificare ed eventualmente rimuovere quelle che possono contenere artefatti. Questo processo è essenziale per garantire che le epoche utilizzate nell'analisi siano di alta qualità e non contengano contaminazioni che potrebbero influenzare i risultati.

In seguito, si esegue la referenziazione dei segnali utilizzando la "*compute average reference*" che calcola un riferimento medio basato su tutti gli elettrodi registrati. Successivamente, sottrae questo riferimento medio da ciascun segnale EEG, creando così un nuovo set di dati riferiti al valore medio. Questa operazione aiuta a ridurre l'effetto del riferimento originale e degli artefatti comuni nei segnali.

Le risposte cerebrali sono state suddivise in due categorie distinte: *rilevanti* (SR, NRA, NRC) e *non rilevanti* (NI, SI). Questa suddivisione permette di condurre un'analisi separata per valutare se ci sono differenze significative tra le due categorie di risposte. Dopo aver raggruppato le epoche in queste due categorie, abbiamo calcolato e visualizzato le Event-Related Potentials (ERPs), ottenute dalla media delle risposte.

Dalle risposte medie abbiamo identificato la componente P300 nota per essere correlata alla valutazione dell'attenzione e della rilevanza degli stimoli. Analizzando le ERPs, abbiamo potuto valutare in dettaglio come il sistema nervoso centrale risponde a stimoli rilevanti e non rilevanti. Questo approccio ci ha permesso di ottenere una comprensione più approfondita dei processi cognitivi sottostanti e di identificare eventuali differenze significative tra le categorie di risposte.

Capitolo 3: Risultati

3.1 Analisi dei dati comportamentali: tempi di reazione e accuratezza delle risposte.

Nel contesto di questo capitolo, sono stati analizzati i dati comportamentali dei partecipanti allo studio, concentrandosi principalmente sui tempi di reazione e sull'accuratezza delle risposte. L'obiettivo è comprendere come i soggetti rispondono ai diversi tipi di stimoli e quali differenze possono emergere. Sono stati creati dei boxplot per i tempi di reazione dei soggetti, AIS01, AIS03, AIS04 e AIS05 suddividendo i dati per tipo di stimolo (classificatore) (Figure 3.1a - 3.1b -3.1c -3.1d). Il boxplot è una rappresentazione grafica che consente di esaminare la distribuzione di un insieme di dati attraverso i quartili. Questo grafico visualizza la posizione del primo quartile (Q1) e del terzo quartile (Q3) all'interno di un diagramma a scatola, in cui il primo quartile segna l'estremità inferiore e il terzo quartile segna l'estremità superiore, come mostrato nella Figura 3.1. La differenza tra il terzo quartile e il primo quartile è definita come range interquartile (IQR) ed è una misura di dispersione che, a differenza della deviazione standard o della varianza, è meno influenzata dagli outlier. Inoltre, il boxplot fornisce altre informazioni rilevanti, come il valore minimo (calcolato come $Q1 - 1.5 \cdot IQR$) e il valore massimo (calcolato come $Q3 + 1.5 \cdot IQR$). Qualsiasi dato al di sotto del valore minimo o al di sopra del valore massimo è considerato un outlier. A differenza di altri grafici, come l'istogramma, il boxplot è particolarmente utile per ottenere una visione rapida delle caratteristiche principali di un insieme di dati ed è particolarmente efficace quando è necessario confrontare sottogruppi specifici di dati. Questo ha permesso di visualizzare in modo chiaro le distribuzioni dei tempi di reazione per ciascun tipo di stimolo, in modo da confrontare visivamente le prestazioni dei soggetti.

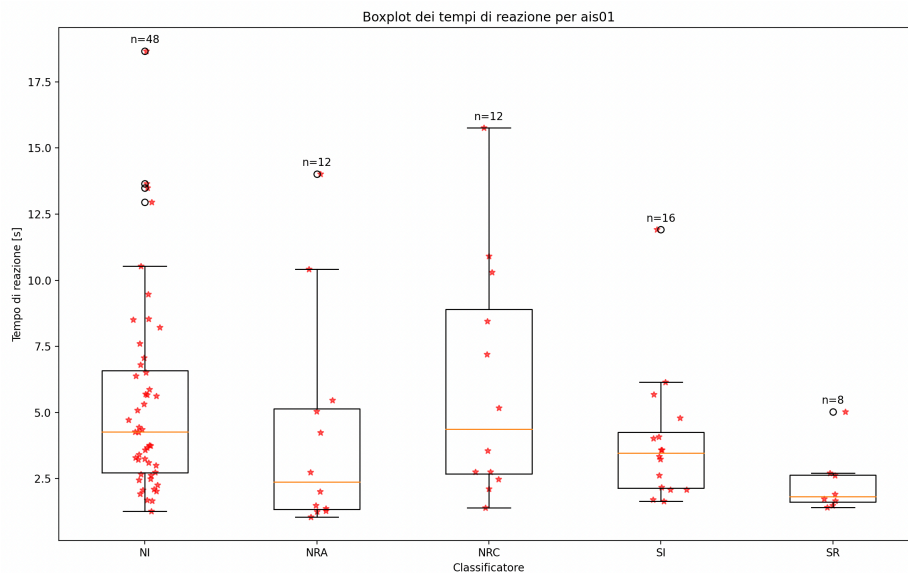


Figura 3.1a: Boxplot dei tempi di reazione del soggetto AIS01, espressi in secondi. Sopra ciascun boxplot è riportata la dimensione del campione corrispondente a ciascuno dei diversi stimoli.

NI: Stimoli non propri non rilevanti | NRA: Stimoli non propri rilevanti di soggetti con scoliosi | NRC: Stimoli non propri rilevanti di soggetti di controllo | SI: Stimoli propri non rilevanti | SR: Stimoli propri rilevanti.

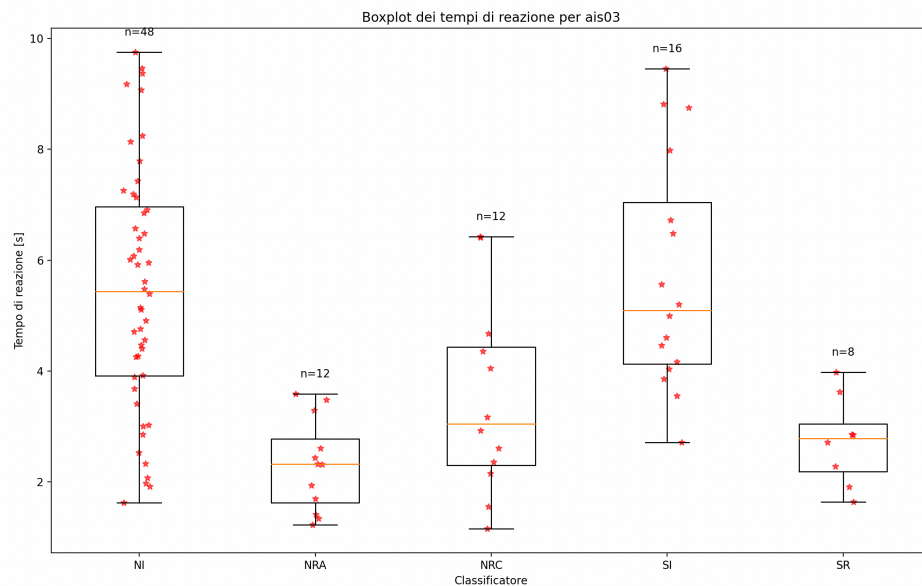


Figura 3.1b: Boxplot dei tempi di reazione del soggetto AIS03, espressi in secondi. Sopra ciascun boxplot è riportata la dimensione del campione corrispondente a ciascuno dei diversi stimoli.

NI: Stimoli non propri non rilevanti | NRA: Stimoli non propri rilevanti di soggetti con scoliosi | NRC: Stimoli non propri rilevanti di soggetti di controllo | SI: Stimoli propri non rilevanti | SR: Stimoli propri rilevanti.

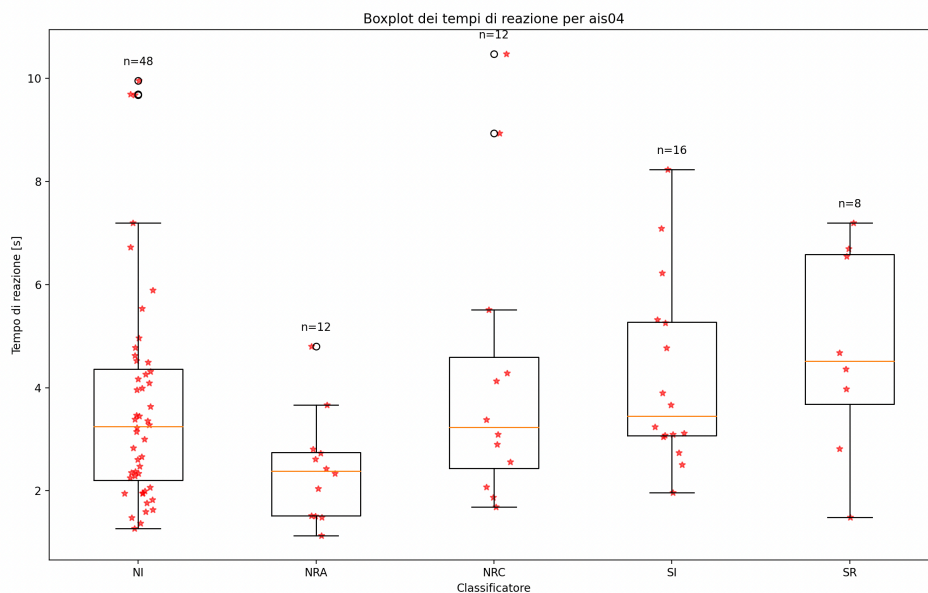


Figura 3.1c: Boxplot dei tempi di reazione del soggetto AIS04, espressi in secondi. Sopra ciascun boxplot è riportata la dimensione del campione corrispondente a ciascuno dei diversi stimoli.

NI: Stimoli non propri non rilevanti | NRA: Stimoli non propri rilevanti di soggetti con scoliosi | NRC: Stimoli non propri rilevanti di soggetti di controllo | SI: Stimoli propri non rilevanti | SR: Stimoli propri rilevanti.

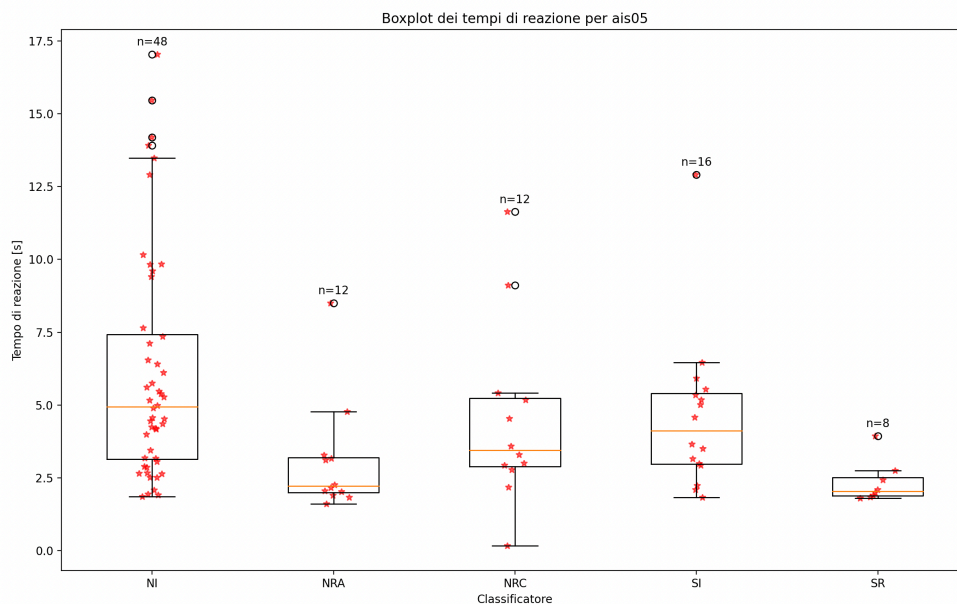


Figura 3.1d: Boxplot dei tempi di reazione del soggetto AIS05, espressi in secondi. Sopra ciascun boxplot è riportata la dimensione del campione corrispondente a ciascuno dei diversi stimoli.

NI: Stimoli non propri non rilevanti | NRA: Stimoli non propri rilevanti di soggetti con scoliosi | NRC: Stimoli non propri rilevanti di soggetti di controllo | SI: Stimoli propri non rilevanti | SR: Stimoli propri rilevanti.

I boxplot del soggetto AIS01 rivelano una notevole variabilità nei tempi di reazione per tutti i classificatori eccetto per SR, in cui i tempi di reazione sono più concentrati, con valori che vanno da circa 1.41 secondi a circa 5.02 secondi. In questa condizione, la variabilità è leggermente più contenuta rispetto agli altri stimoli, ma è comunque presente. Una minore variabilità indica che i tempi di reazione dei soggetti sono più simili tra loro e hanno meno dispersione rispetto alla misura di centralità (come la mediana). È importante notare che ci sono dati anomali o outlier per questo soggetto. Gli outlier sono quei valori che si discostano significativamente dalla maggioranza dei dati all'interno del gruppo e rappresentano tempi di reazione eccezionalmente lunghi rispetto alla maggior parte dei dati.

Il soggetto AIS03 mostra una notevole variabilità nei tempi di reazione per tutti i tipi di classificatori. Negli stimoli NRA e NRC si vede una maggiore variabilità nei tempi di reazione, con alcuni valori notevolmente alti. La condizione SR presenta tempi di reazione molto brevi, suggerendo che il soggetto è particolarmente reattivo a questo tipo di stimolo. Infine, quando si considera lo stimolo SI, si nota che i tempi di reazione sono più omogenei rispetto alle condizioni NRA e NRC.

Il soggetto AIS04 presenta una distribuzione dei tempi di reazione simile a AIS03 nella condizione NI, con la maggior parte dei tempi di reazione concentrati nella parte inferiore della distribuzione. Tuttavia, nelle condizioni NRA e NRC, si osserva una notevole variabilità, con la presenza di alcuni tempi di reazione molto alti. Al contrario, la condizione SR mostra una distribuzione molto ristretta dei tempi di reazione, con tutti i valori concentrati nella parte inferiore. Nella condizione SI il soggetto AIS04 sembra mostrare una distribuzione dei tempi di reazione più omogenea rispetto alle condizioni NRA e NRC, sebbene sia ancora presente una certa variabilità nei dati.

Il soggetto AIS05 manifesta una notevole variabilità nei tempi di reazione in tutte le condizioni di stimolo. In particolare, nella condizione NRA, si osserva una gamma più ristretta di tempi di reazione rispetto alle condizioni NI e NRC, tuttavia, alcuni valori notevolmente alti emergono come outlier. Nella condizione "SI," i tempi di reazione sono concentrati intorno ai valori medi con pochi valori outlier superiori, mentre nella condizione "SR," si registrano tempi di reazione molto brevi. E' stata effettuata l'analisi degli errori commessi dai soggetti per ogni categoria di stimoli. Abbiamo creato una tabella che riporta il numero di errori compiuti da ciascun soggetto, consentendo di valutare le prestazioni in modo più dettagliato (Tabella 3.1). Questa tabella fornisce informazioni sia in valore percentuale che come rapporto rispetto al totale degli errori. Questa analisi ci aiuta a individuare eventuali pattern o differenze significative tra i soggetti. E' stato utilizzato un istogramma per rappresentare graficamente la distribuzione degli errori (Figura 3.2). Questo ci ha

permesso di visualizzare in modo chiaro la frequenza con cui sono stati commessi errori per ciascun tipo di stimolo, fornendo ulteriori informazioni sulle prestazioni dei soggetti.

AIS01	NUMERO DI ERRORI	PERCENTUALE DI ERRORI
NI	6/48	12.5%
NRA	0/12	0.0%
NRC	0/12	0.0%
SI	1/16	6.25%
SR	0/8	0.0%
AIS03	NUMERO DI ERRORI	PERCENTUALE DI ERRORI
NI	4/48	8.33%
NRA	0/12	0.0%
NRC	1/12	8.33%
SI	2/16	12.5%
SR	0/8	0.0%
AIS04	NUMERO DI ERRORI	PERCENTUALE DI ERRORI
NI	7/48	14.58%
NRA	1/12	8.33%
NRC	2/12	16.67%
SI	0/16	0.0%
SR	0/8	0.0%
AIS05	NUMERO DI ERRORI	PERCENTUALE DI ERRORI
NI	10/48	20.83%
NRA	0/12	0.0%
NRC	1/12	8.33%
SI	0/16	0.0%
SR	0/8	0.0%

Tabella 3.1: Numero di errori compiuto da ciascun soggetto come rapporto rispetto al totale degli errori e come valore percentuale.

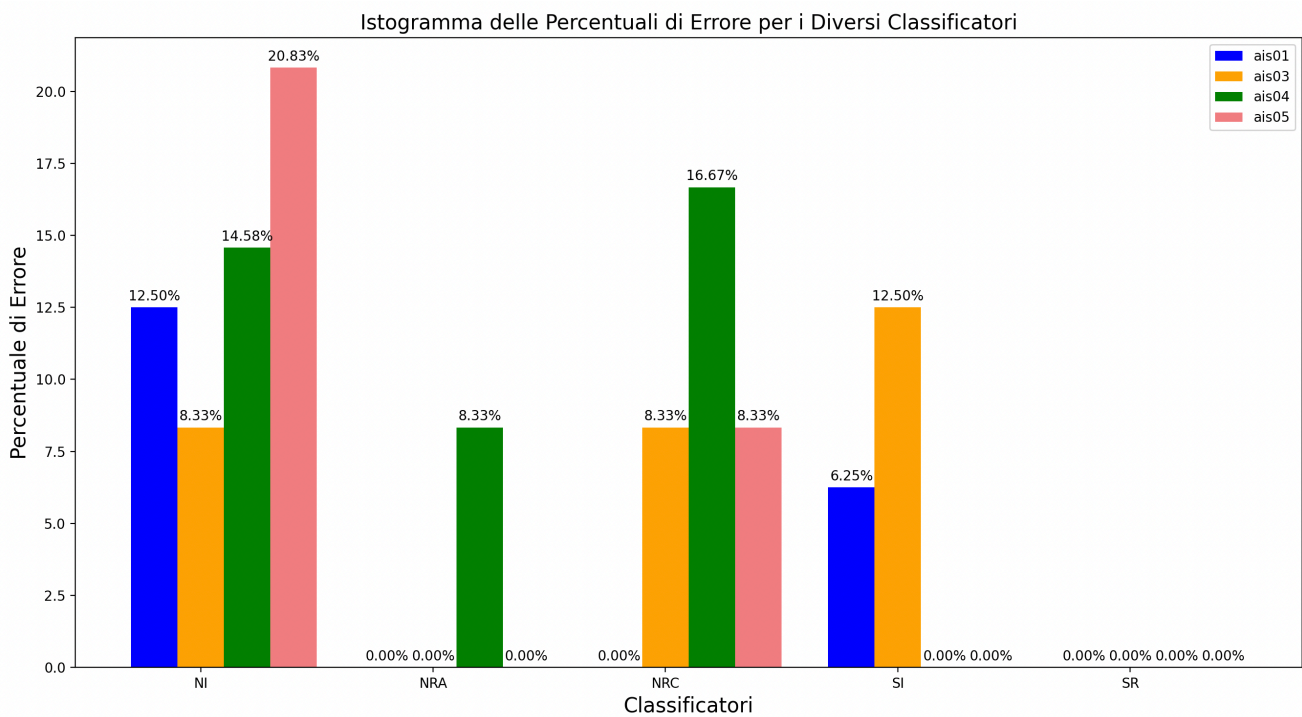


Figura 3.2: Istogramma delle percentuali di errore

Dai risultati dell'istogramma, sembrerebbe che il classificatore NI abbia un'alta percentuale di errore in confronto agli altri stimoli. Tuttavia, è importante considerare il contesto complessivo: quando mettiamo in relazione il numero di errori del classificatore NI (6 errori) con il totale dei campioni (48), comprendiamo che rappresentano solo una piccola frazione del campione totale. Pertanto, la percezione di un'alta percentuale di errore può essere fuorviante. Il test di Fisher che verrà discusso in seguito terrà conto di questa osservazione e valuterà se la differenza nell'incidenza degli errori è statisticamente significativa alla luce delle dimensioni del campione.

Successivamente, sono stati indagati i tempi impiegati dai soggetti quando commettono errori per comprendere se vi siano differenze significative tra i tempi di reazione associati agli errori e quelli correlati alle risposte corrette. Per esplorare questa relazione, sono stati calcolati i tempi di reazione medi per ciascuna risposta corretta e per ciascun errore compiuto dai soggetti, suddivisi per classificatore.

In seguito, è stata calcolata la differenza tra i tempi di reazione corretti e quelli associati agli errori per ogni categoria di stimoli (Tabella 3.2). Questo ci ha permesso di individuare eventuali variazioni nei tempi di reazione tra le risposte corrette e gli errori, evidenziando possibili differenze nell'elaborazione e nel riconoscimento degli stimoli tra le due condizioni.

AIS01	TEMPI DI REAZIONE MEDI PER LE RISPOSTE CORRETTE	TEMPI DI REAZIONE MEDI PER LE RISPOSTE ERRATE	DIFFERENZA TRA CORRETTE ED ERRATE
NI	5.14	6.63	-1.50
NRA	4.19	NaN	NaN
NRC	6.06	NaN	NaN
SI	3.90	4.02	-0.12
SR	2.32	NaN	NaN
AIS03	TEMPI DI REAZIONE MEDI PER LE RISPOSTE CORRETTE	TEMPI DI REAZIONE MEDI PER LE RISPOSTE ERRATE	DIFFERENZA TRA CORRETTE ED ERRATE
NI	5.22	8.19	-2.97
NRA	2.29	NaN	NaN
NRC	3.21	6.42	-3.20
SI	5.76	5.29	0.47
SR	2.73	NaN	NaN
AIS04	TEMPI DI REAZIONE MEDI PER LE RISPOSTE CORRETTE	TEMPI DI REAZIONE MEDI PER LE RISPOSTE ERRATE	DIFFERENZA TRA CORRETTE ED ERRATE
NI	3.54	4.35	-0.80
NRA	2.50	1.51	0.99
NRC	3.98	5.50	-1.51
SI	4.20	NaN	NaN
SR	4.72	NaN	NaN
AIS05	TEMPI DI REAZIONE MEDI PER LE RISPOSTE CORRETTE	TEMPI DI REAZIONE MEDI PER LE RISPOSTE ERRATE	DIFFERENZA TRA CORRETTE ED ERRATE
NI	5.62	7.97	-2.35
NRA	3.05	NaN	NaN
NRC	4.87	0.16	4.71
SI	4.58	NaN	NaN
SR	2.34	NaN	NaN

Tabella 3.2: Tempi di reazione medi per le risposte corrette e per quelle sbagliate e differenza tra i due.

Analizzando i risultati ottenuti dalle differenze tra le risposte medie corrette e quelle con errori per ciascuna categoria di stimoli, possiamo trarre importanti conclusioni riguardo ai tempi di reazione dei soggetti AIS01, AIS03, AIS04 e AIS05 durante il test.

Le differenze negative che abbiamo osservato per le categorie NI e SI per il soggetto AIS01, per le categorie NI e NRC per il soggetto AIS03, per le categorie NI e NRC per il soggetto AIS04 e per la categoria NI per il soggetto AIS05 indicano che i soggetti hanno impiegato più tempo per rispondere quando hanno commesso errori rispetto al tempo di reazione durante le risposte corrette. Una differenza di -1,5 s per la categoria NI dimostra che il soggetto AIS01 impiega in media 1,5 s in più per rispondere quando commette errori rispetto alle risposte corrette per quella specifica categoria. Questo suggerisce che gli stimoli appartenenti a queste categorie possono essere stati più complessi o ambigui da elaborare, portando a una maggiore probabilità di errore e di conseguenza a una risposta più lenta.

D'altra parte, le differenze positive che abbiamo trovato solamente per la categoria SI nel soggetto AIS03 e nel soggetto AIS04 indicano maggior tempo per rispondere correttamente agli stimoli rispetto al tempo impiegato per commettere gli errori. Una differenza positiva di 0,47 s indica che il soggetto ha impiegato in media 0,47 s in meno per rispondere quando commette errori rispetto alle risposte corrette.

Questo potrebbe indicare una maggiore precisione e capacità di elaborare gli stimoli errati in modo più rapido rispetto a quelli corretti. Inoltre, si può notare che per la categoria di stimoli SR alcuni valori sono NaN, in quanto i soggetti non hanno commesso errori per tali stimoli come si può vedere dall'istogramma precedente.

Dopodichè, è stato applicato il test di Kruskal-Wallis per determinare se le differenze tra i gruppi fossero statisticamente significative. Successivamente, l'analisi è stata completata con un test di Dunn, che ha fornito una valutazione più approfondita delle medie dei gruppi e ha identificato gruppi con performance statisticamente diverse.

Nella figura 3.3, ogni griglia rappresenta un soggetto specifico (AIS01, AIS03, AIS04, AIS05) e la mappa di colore indica i p-value per i confronti tra i classificatori. Le celle con p-value < 0.05 sono evidenziate da un asterisco rosso, indicando confronti statisticamente significativi tra i classificatori. I risultati evidenziano differenze significative nei tempi di reazione delle risposte dei soggetti AIS01, AIS03 e AIS05. Per il soggetto AIS03, le differenze sono state rilevate tra gli stimoli SR (stimoli propri rilevanti per la scoliosi) e NI (stimoli non propri irrilevanti per la scoliosi), SR e SI, e SI e NRA. Nel soggetto AIS05, le differenze significative sono emerse per gli stimoli NRA e NI, e

SR e NI mentre per il soggetto AIS01 le differenze sono state per gli stimoli SR e NI. La legenda dei colori a destra della figura mostra le gradazioni di colore associate ai valori dei p-value.

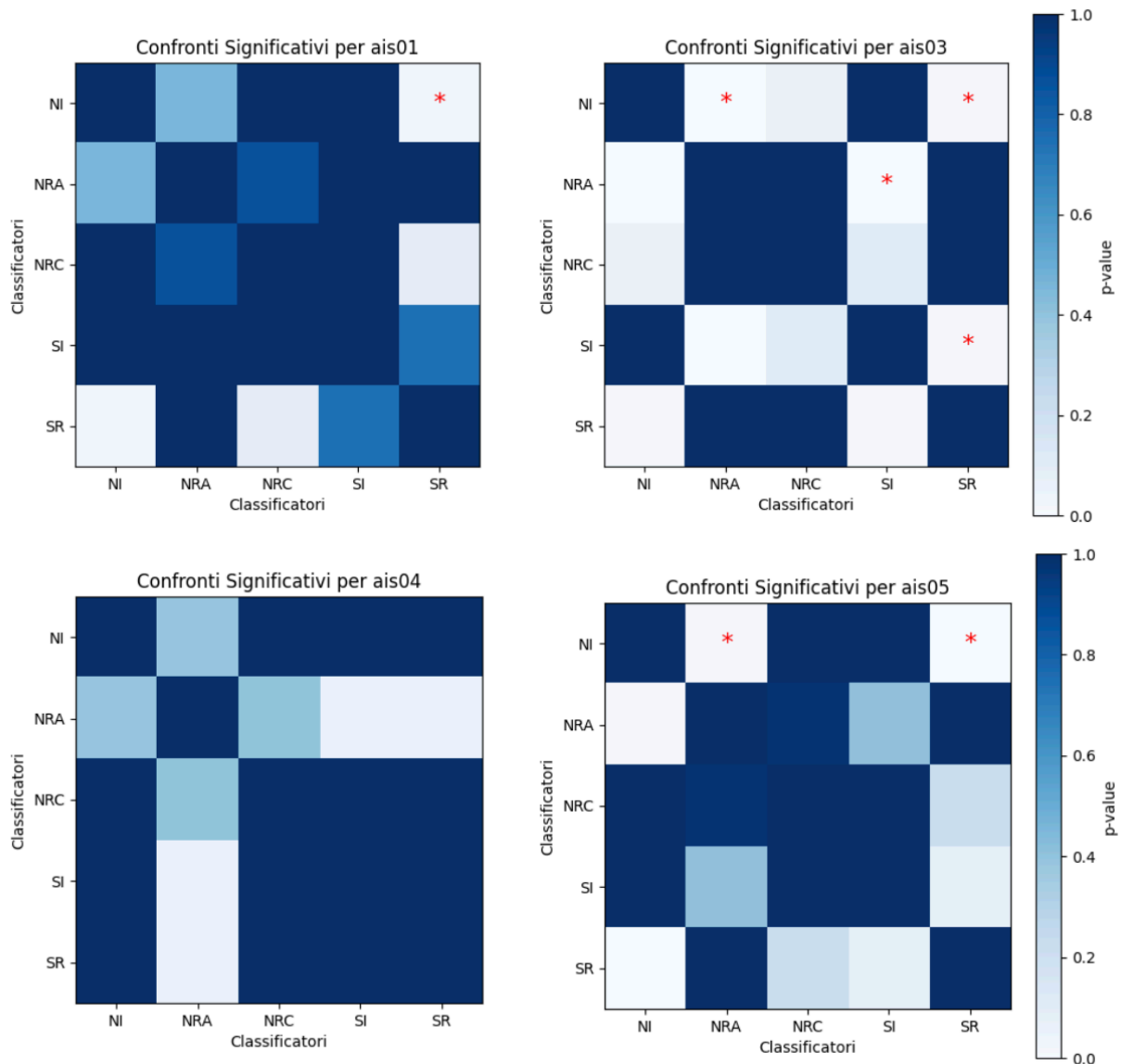


Figura 3.3: Confronto tra i diversi classificatori. Ogni griglia rappresenta un soggetto specifico (AIS01, AIS03, AIS04, AIS05) e la mappa di colore indica i p-value per i confronti tra i classificatori. Le celle con p-value < 0.05 sono evidenziate da un asterisco rosso

Utilizzando il test di Fisher, possiamo valutare se esistono differenze significative nel numero di errori associati a ciascuna coppia di classificatori. La significatività delle differenze viene valutata attraverso il calcolo dell'odds ratio e del p-value. I risultati vengono riportati in una tabella che fornisce un'indicazione se la differenza tra i classificatori è significativa o meno.

Il codice utilizza un processo di filtraggio e conteggio per analizzare la colonna "corrAns" presente nel foglio CSV, in cui sono registrati i tempi di reazione. Questa colonna è una variabile binaria che contiene i valori 0 e 1, i quali indicano se la risposta data da un soggetto è corretta o sbagliata.

Questo metodo permette di ottenere una visione approfondita delle prestazioni dei soggetti rispetto a differenti stimoli o situazioni, con i risultati presentati in una tabella chiara e comprensibile.

L'obiettivo principale è identificare quali coppie di classificatori mostrano differenze rilevanti nei loro tassi di errore.

La figura 3.4 mostra le tabelle riassuntive del test di Fisher per i diversi soggetti.

Risultati del Test di Fisher per Confronti Tra Classificatori - Soggetto AIS01

CLASSIFICATORI	NUMERO DI ERRORI	ODDS RATIO	p-VALUE	Differenza significativa
NI - NRA	[6, 0]	INF	0.33	X
NI - NRC	[6, 0]	INF	0.33	X
NRA - NRC	[0, 0]	NaN	1	X
NI - SR	[6, 0]	INF	0.58	X
NRA-SI	[0, 1]	0	1	X
NRC-SI	[0, 1]	0	1	X
SR-NRA	[0, 0]	NaN	1	X
NI-SI	[6, 1]	2.142	0.67	X

Risultati del Test di Fisher per Confronti Tra Classificatori - Soggetto AIS03

CLASSIFICATORI	NUMERO DI ERRORI	ODDS RATIO	p-VALUE	Differenza significativa
NI - NRA	[4, 0]	INF	0.57	X
NI - NRC	[4, 1]	1	1	X
NRA - NRC	[0, 1]	0	1	X
NI - SR	[4, 0]	INF	1	X
NRA-SI	[0, 2]	0	0.49	X
NRC-SI	[1, 2]	0.636	1	X
SR-NRA	[0, 0]	NaN	1	X
NI-SI	[4, 2]	0.636	0.63	X

Risultati del Test di Fisher per Confronti Tra Classificatori - Soggetto AIS04

CLASSIFICATORI	NUMERO DI ERRORI	ODDS RATIO	p-VALUE	Differenza significativa
NI - NRA	[7, 1]	1.878	1	X
NI - NRC	[7, 2]	0.853	1	X
NRA - NRC	[1, 2]	0.454	1	X
NI - SR	[7, 0]	INF	0.57	X
NRA-SI	[1, 0]	INF	0.43	X
NRC-SI	[2, 0]	INF	0.17	X
SR-NRA	[0, 1]	0	1	X
NI-SI	[7, 0]	INF	0.17	X

Risultati del Test di Fisher per Confronti Tra Classificatori - Soggetto AIS05

CLASSIFICATORI	NUMERO DI ERRORI	ODDS RATIO	p-VALUE	Differenza significativa
NI - NRA	[10, 0]	INF	0.18	X
NI - NRC	[10, 1]	2.894	0.43	X
NRA - NRC	[0, 1]	0	1	X
NI - SR	[10, 0]	INF	0.32	X
NRA-SI	[0, 0]	NaN	1	X
NRC-SI	[1, 0]	INF	0.43	X
SR-NRA	[0, 0]	NaN	1	X
NI-SI	[10, 0]	INF	0.055	X

Figura 3.4: Risultati del test di Fisher. La tabella riporta il numero di errori commessi nei due gruppi, l'odds ratio (un indicatore della forza dell'associazione tra i gruppi), il valore p (che indica se la differenza osservata è statisticamente significativa), e la presenza o l' assenza di una differenza significativa tra i gruppi in base al valore p calcolato.

Il test di Fisher valuta l'associazione tra gli errori nei classificatori in relazione alle frequenze relative di errori rispetto ai dati totali. Pertanto, anche se NI ha un numero maggiore di errori rispetto a NRA, la frequenza relativa di errori nei confronti del totale dei dati può differire. Questo può portare a un risultato in cui il test di Fisher considera i due classificatori simili in termini di

odds ratio. Complessivamente, possiamo concludere che, basandosi sui p-value e sugli odds ratio calcolati attraverso il test di Fisher, non vi è una forte evidenza di differenze statisticamente significative nei tassi di errore tra le diverse coppie di classificatori, per tutti i soggetti.

3.2 Analisi del dato EEG

Dopo il pre-processing descritto nel capitolo 2, è stata effettuata una media dei potenziali evocati evento-correlati (ERP) su tutti i canali EEG tra gli stimoli rilevanti e quelli non rilevanti, al fine di ottenere un quadro generale delle risposte cerebrali al variare degli stimoli. Questo ci ha permesso di esaminare le differenze nelle risposte cerebrali, in particolare nella componente P300 dei due soggetti AIS04 e AIS05.

L'idea della tecnica ERP è quella di sincronizzare temporalmente la registrazione del segnale EEG a un evento. L'evento è rappresentato dal tempo 0 sull'asse delle ascisse. La ragione per cui si fa la media delle prove è che i dati EEG contengono molto rumore, attività elettrica non correlata all'evento cognitivo in esame.

La teoria alla base della media è la seguente: il segnale derivante dall'evento cognitivo è approssimativamente identico in latenza e ampiezza tra le prove ed il segnale derivante dalle fonti di rumore è approssimativamente casuale in latenza e ampiezza tra le prove. Pertanto, facendo la media delle prove, il segnale rimarrà circa costante, mentre il rumore si ridurrà approssimativamente a zero.

Le risposte sono state suddivise in due gruppi, rilevanti (SR, NRA, NRC) e non rilevanti (NI, SI), contenenti immagini del soggetto in esame, di altri soggetti con scoliosi e di soggetti di controllo. Questa suddivisione è stata effettuata per condurre un'analisi separata al fine di identificare differenze tra le categorie e comprendere meglio le variazioni nelle risposte cerebrali in base alla rilevanza degli stimoli. Nel processo di analisi delle epoche suddivise in questi due gruppi, è stata creata una media ERP per ciascun gruppo (Figura 3.5). Nel processo di analisi si è indagata l'eventuale presenza di componenti dell'EEG note come N100 e P300.

Il nome N100 fa riferimento alla polarità, ovvero al picco negativo nell'ERP, e alla latenza, che si aggira sui 100 ms dopo la presentazione dello stimolo raggiungendo il massimo valore tra 150 ms e 200 ms.

La P300 è una componente dell'ERP rilevata nei dati dell'EEG. Questa componente è associata a processi cognitivi come l'attenzione, la memoria di lavoro e l'elaborazione delle informazioni. La P300 è tipicamente osservata come una ampia deflessione positiva ed è solitamente registrata tra 300 e 500 ms dopo la presentazione di uno stimolo rilevante o inaspettato. La P300 è rilevata principalmente in aree centro-parietali.

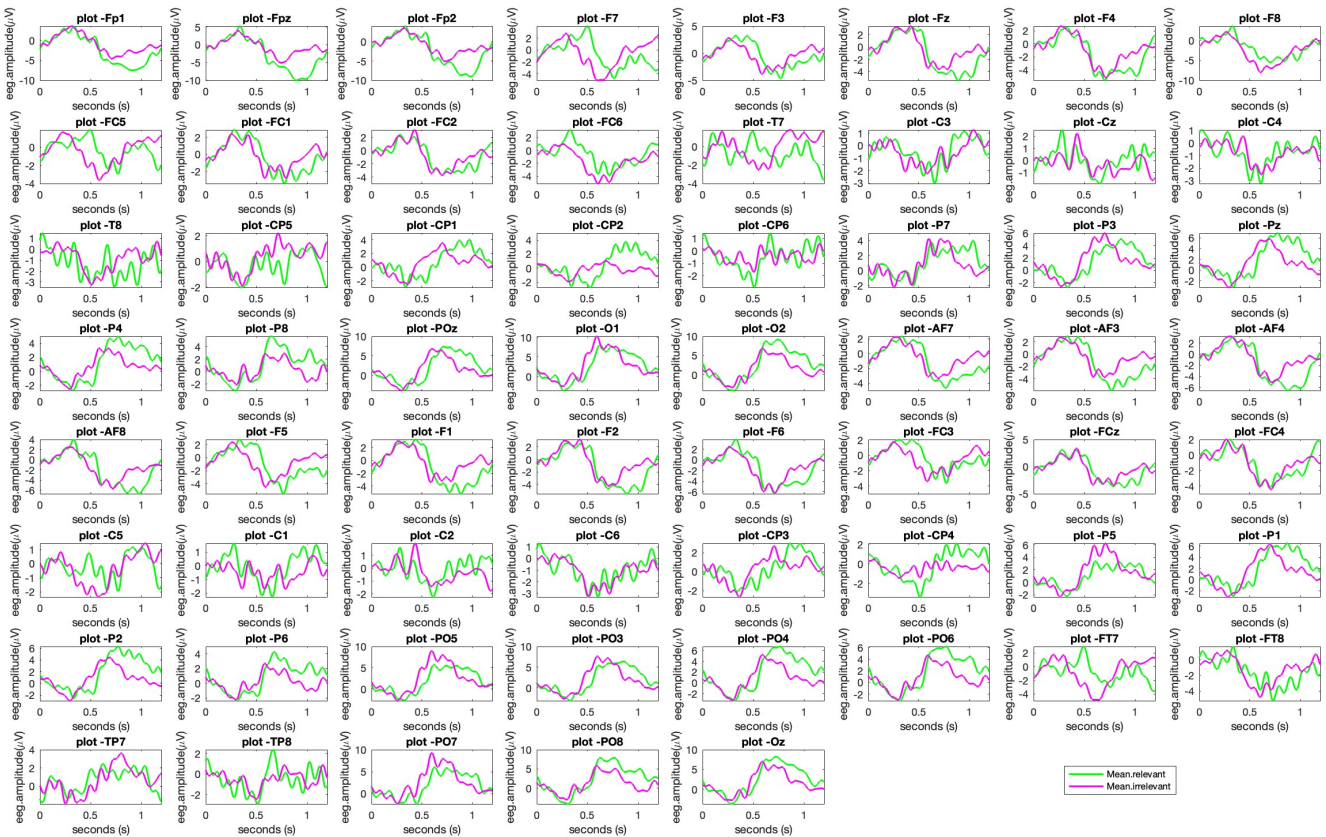


Figura 3.5: Media degli ERP su tutti i canali (Soggetto AIS05) . Il risultato è la creazione di due curve distinte: una in verde per gli stimoli rilevanti (SR, NRA, NRC) e una in viola per gli stimoli non rilevanti (NI, SI).

Successivamente, è stato scelto un insieme specifico di canali EEG, parieto-occipitali (“Oz”, “PO8”, “PO7”, “PO6”, “PO4”, “PO3”, “PO5”, “P2”, “P6”, “P1”, “P5”, “O2”, “O1”, “POz”, “P3”, “Pz”), di cui sono stati mediati i segnali. L’ERP calcolato da questi elettrodi d’interesse offre una visione complessiva della risposta cerebrale media: possono emergere variazioni nella latenza, nell’ampiezza o nella forma delle risposte EEG, che aiuteranno a comprendere meglio come il SNC elabora e risponde a stimoli rilevanti rispetto a quelli non rilevanti in queste regioni specifiche del cervello.

Il risultato è la creazione di due curve distinte: una per gli stimoli rilevanti (SR, NRA, NRC) e una per gli stimoli non rilevanti (NI, SI) (Figura 3.6).

Grand Average

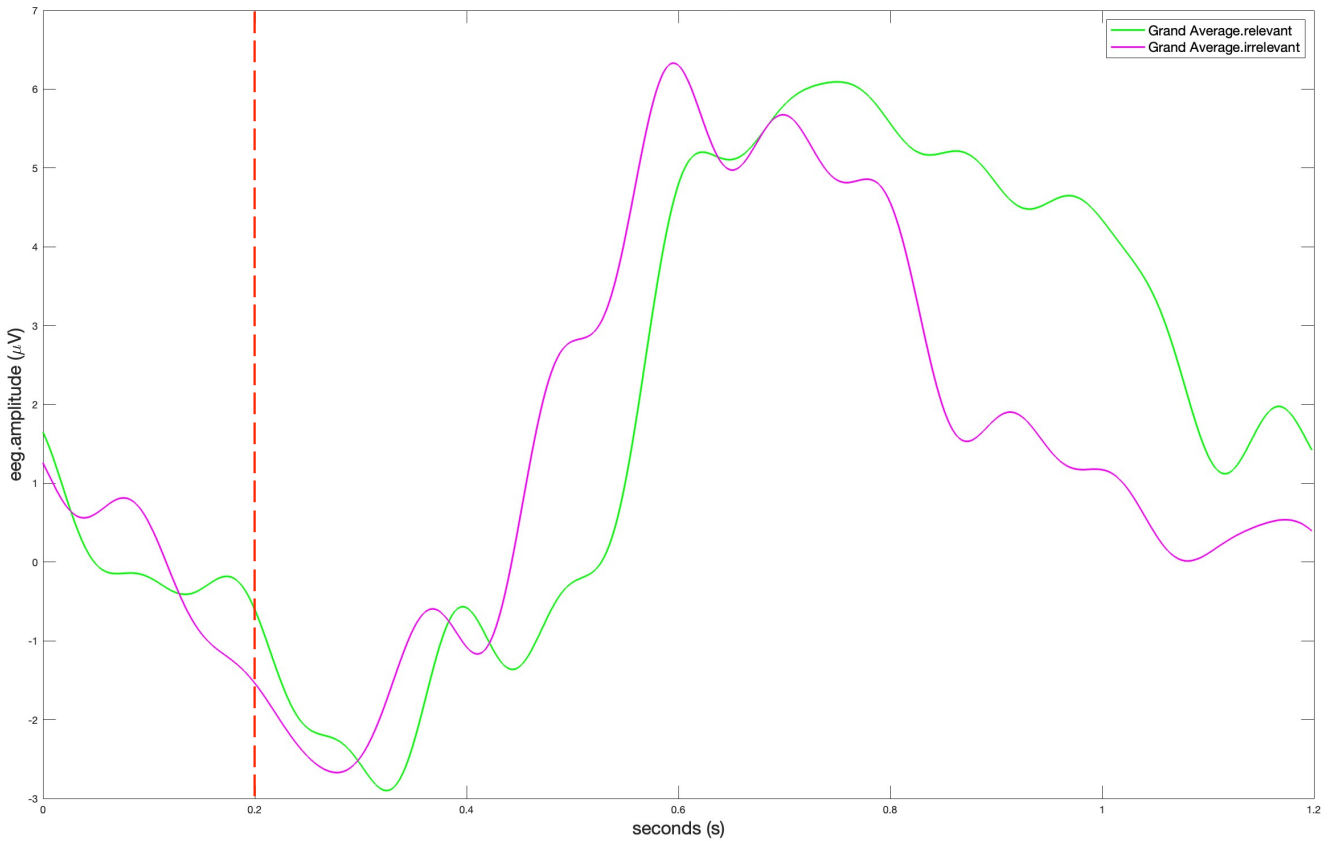


Figura 3.6: Grand Average ERP (Soggetto AIS05) - canali "Oz", "PO8", "PO8", "PO7", "PO6", "PO4", "PO3", "PO5", "P2", "P6", "P1", "P5", "O2", "O1", "POz", "P3", "Pz". La linea tratteggiata rossa verticale rappresenta l'istante in cui viene presentato lo stimolo (0.2 s).

Per comprendere meglio la dinamica della componente P300, sono stati identificati visivamente i picchi delle curve medie nell'intervallo intorno ai 300 ms. Dopo aver individuato questi picchi, di 0.4 s irrilevante e 0.552 s per i rilevanti, è stata condotta un'analisi di media nelle vicinanze degli istanti di picco. In particolare, è stato considerato un intervallo di 40 ms prima e dopo il picco per esaminare le variazioni nelle risposte cerebrali in questa finestra temporale specifica e sono state create le topografie. Le mappe topografiche rappresentano una visualizzazione della distribuzione spaziale dell'attività cerebrale media nell'intorno del picco della componente P300 (Figura 3.7).

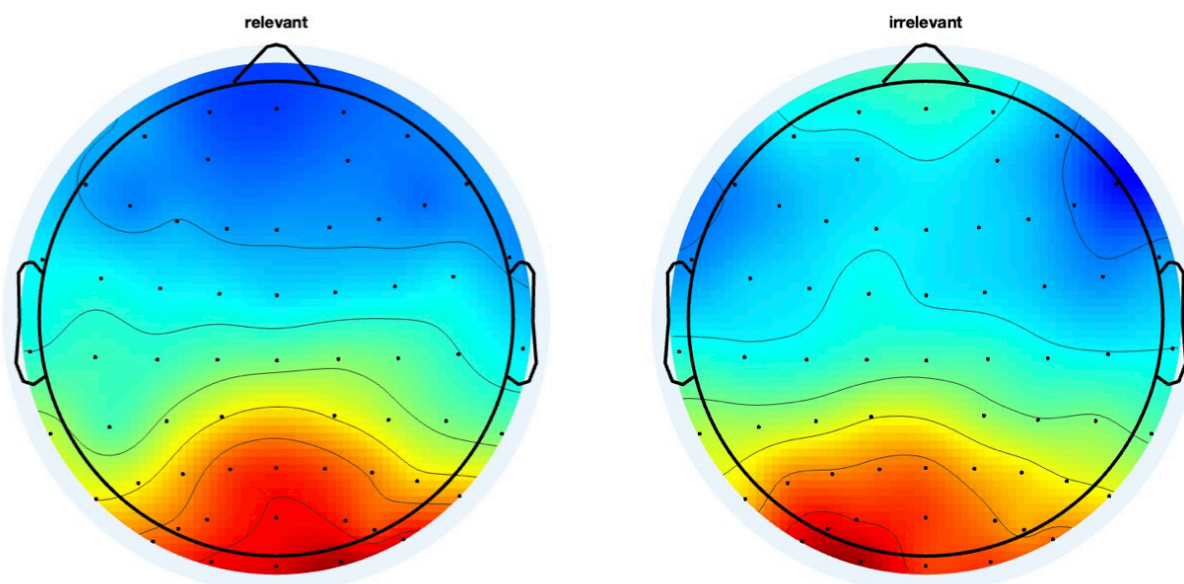


Figura 3.7: Mappe topografiche dei momenti temporali intorno al picco della componente P300 per stimoli rilevanti e non rilevanti (Soggetto AIS05)

Per il soggetto AIS04 è stata eseguita una media dei potenziali evocati evento-correlati (ERP) su tutti i canali EEG per ottenere una visione generale delle risposte cerebrali al variare degli stimoli. (Figura 3.8). Questo ha permesso di esaminare le differenze nelle risposte cerebrali, in particolare nella componente P300, tra gli stimoli rilevanti e non rilevanti.

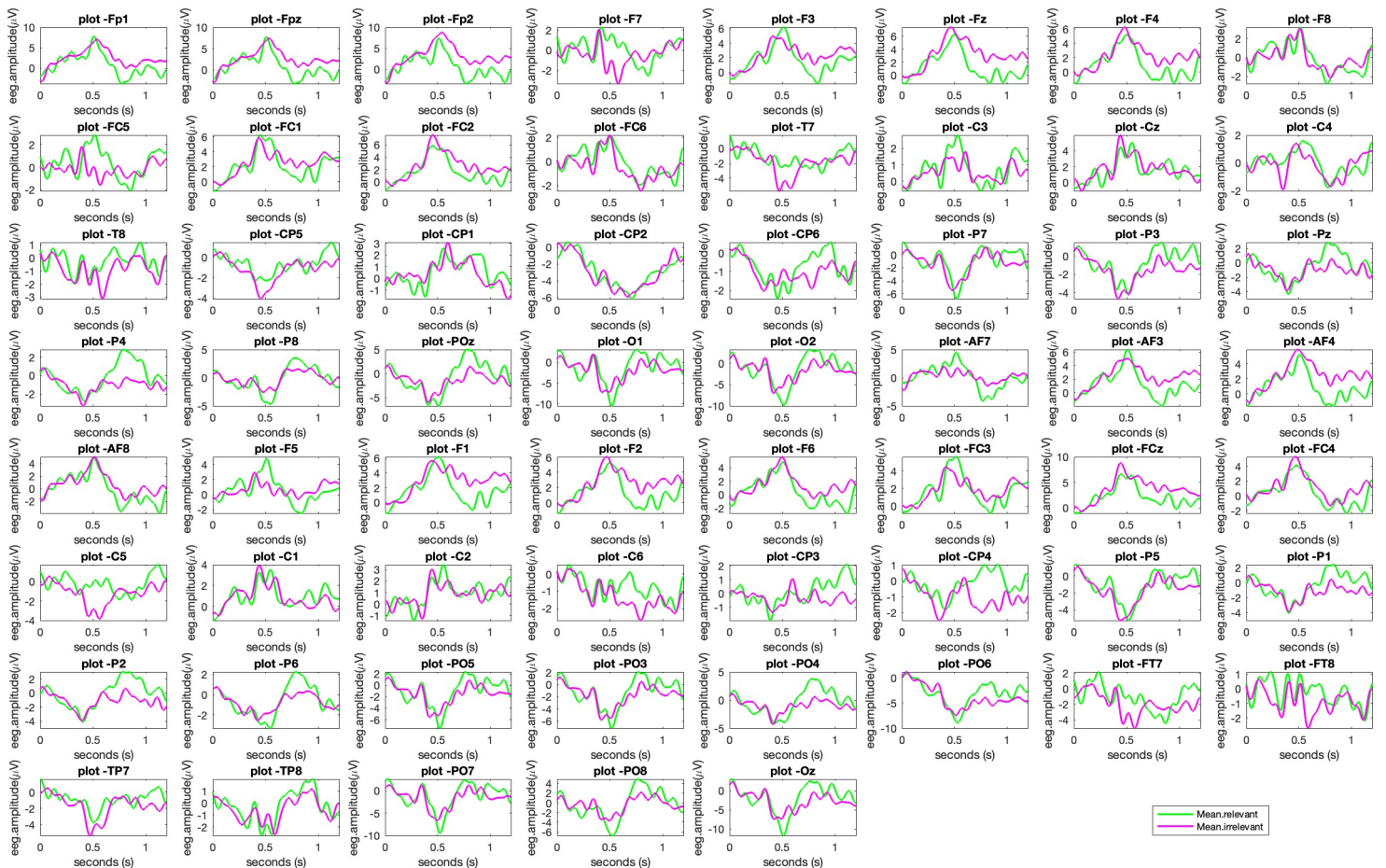


Figura 3.8: Media degli ERP su tutti i canali (Soggetto AIS04) . Il risultato è la creazione di due curve distinte: una in verde per gli stimoli rilevanti (SR, NRA, NRC) e una in viola per gli stimoli non rilevanti (NI, SI).

Successivamente, è stato scelto un insieme specifico di canali EEG, rilevanti per la loro locazione ("F7", "F3", "Fz", "F4", "F8", "FC5", "FC1", "FC2", "Cz", "FC3", "FCz", "FC4", "C2").

Utilizzando anche qui un approccio di "Grand Average," è stata calcolata la media dei valori di tensione registrati in questi canali. Questo ha generato un singolo potenziale evocato, detto anche "Grand Average ERP" che rappresenta la risposta cerebrale media del gruppo di canali di interesse (Figura 3.9). Il risultato principale è stato la creazione di due curve separate: una per i gruppi di stimoli rilevanti (SR, NRA, NRC) e un'altra per i gruppi di stimoli non rilevanti (NI, SI).

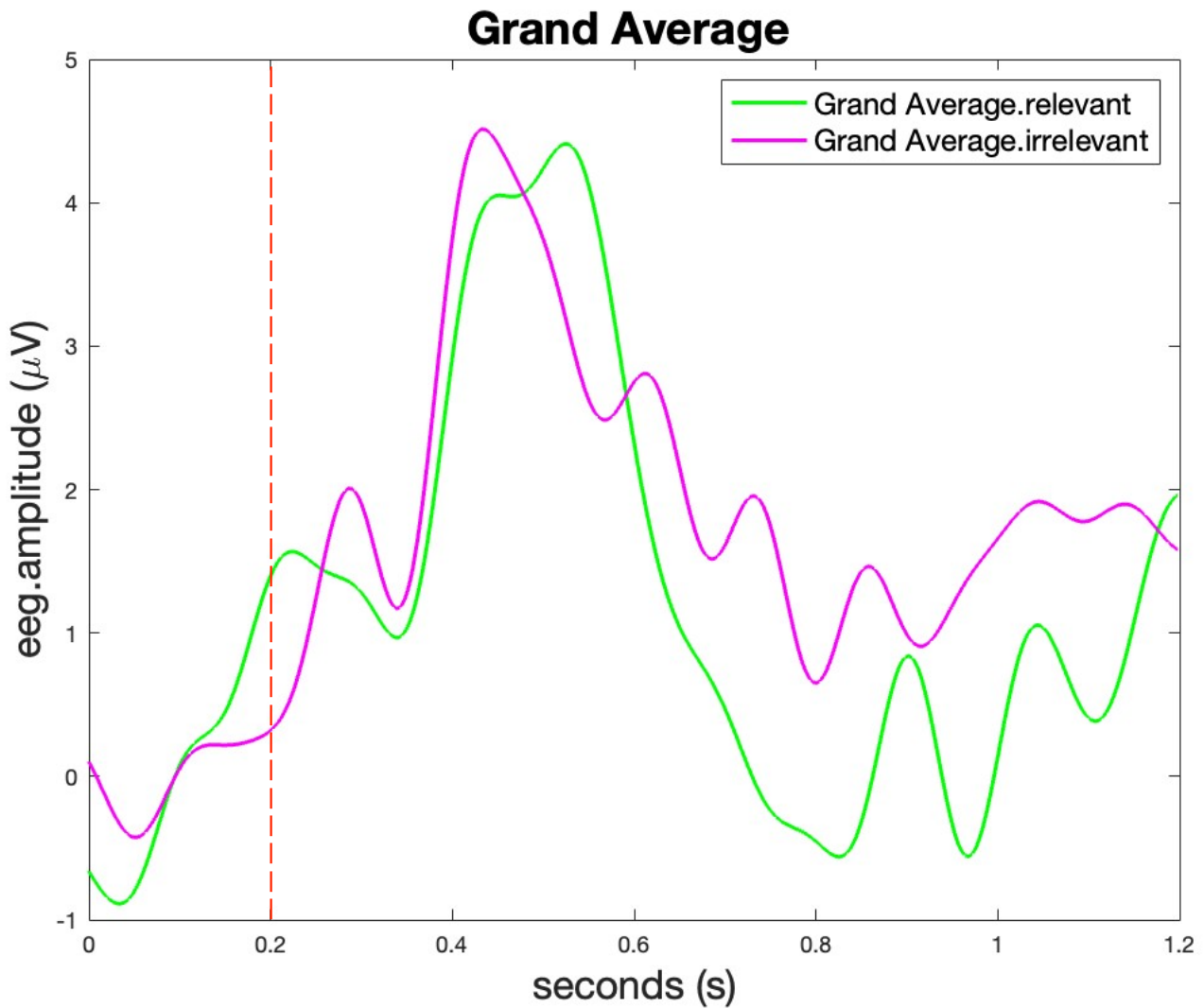


Figura 3.9: Grand Average ERP (Soggetto AIS04) - canali "F7", "F3", "Fz", "F4", "F8", "FC5", "FC1", "FC2", "Cz", "FC3", "FCz", "FC4", "C2". La linea tratteggiata rossa verticale rappresenta l'istante in cui viene presentato lo stimolo (0.2 s).

In seguito, per analizzare la dinamica della componente P300, sono stati identificati visivamente i picchi delle curve medie nell'intervallo intorno ai 300 ms. Dopo aver individuato questi picchi, di 0.234 s per il gruppo irrilevante e 0.326 s per il gruppo rilevante ed è stata condotta un'analisi dettagliata nelle vicinanze di questi picchi, considerando un intervallo di 40 millisecondi prima e dopo il picco. Questo ha permesso di esaminare le variazioni nelle risposte cerebrali in questa finestra temporale specifica e di creare mappe topografiche per visualizzare la distribuzione spaziale delle attività cerebrali intorno al picco della componente P300 (Figura 3.10).

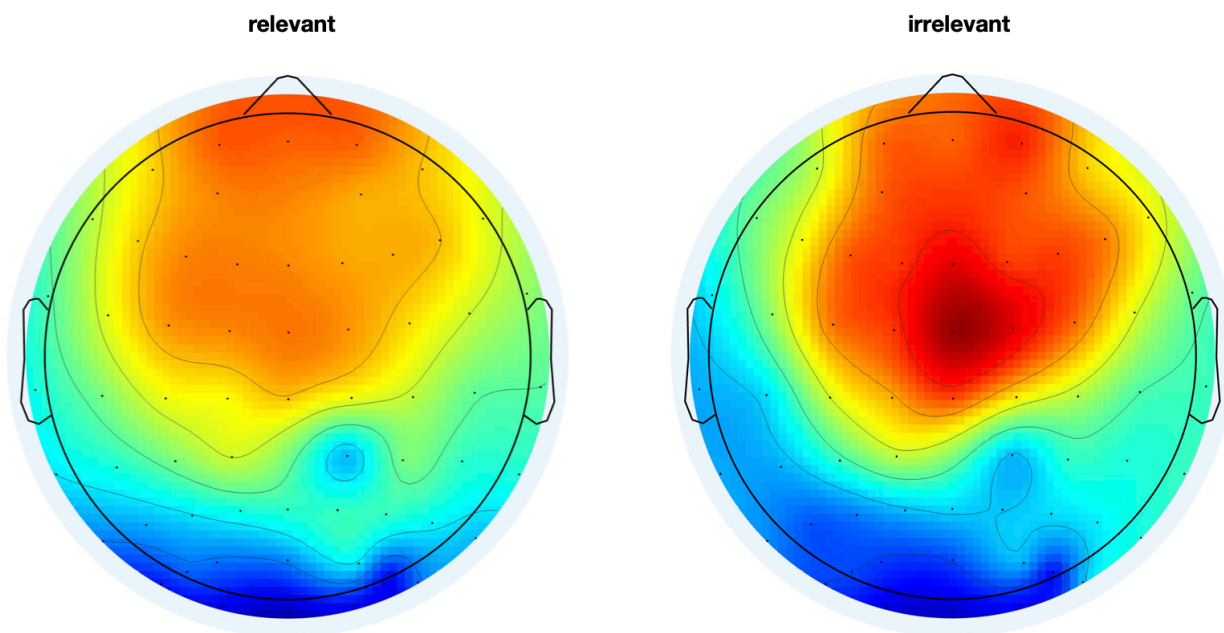


Figura 3.10: Mappe topografiche dei momenti temporali intorno al picco della componente P300 per stimoli rilevanti e non rilevanti (Soggetto AIS04)

Capitolo 4: Discussione e sviluppi futuri

4.1 Interpretazione dei risultati ottenuti

4.1.1 Dati comportamentali

In questa sezione, ci si concentrerà sull'interpretazione dei risultati ottenuti nella ricerca, prendendo in considerazione l'analisi dei dati raccolti mediante il test cognitivo computerizzato e l'EEG.

Sulla base dei risultati ottenuti dall'analisi Kruskal-Wallis e dalla rappresentazione grafica dei confronti tra i diversi classificatori, evidenziati attraverso l'uso di asterischi (*) per indicare le differenze significative, emerge che vi sono differenze statisticamente significative tra le diverse categorie di stimoli per i soggetti AIS01, AIS03 e AIS05. Invece, per quanto riguarda il soggetto AIS04, non sembrano emergere differenze significative tra le categorie di stimoli considerate.

I risultati evidenziano differenze significative nei tempi di reazione delle risposte del soggetto AIS03 per gli stimoli SR (stimoli propri rilevanti per la scoliosi) e NI (stimoli non propri irrilevanti per la scoliosi). Gli stimoli SR coinvolgono parti del corpo influenzate dalla deformazione della colonna vertebrale nella scoliosi, come la schiena e le spalle, mentre gli stimoli NI comprendono parti del corpo che non sono direttamente coinvolte nella patologia, come gambe, braccia, mani e piedi. Questo evidenzia una maggiore attenzione o una diversa percezione delle parti del corpo direttamente colpite dalla scoliosi rispetto alle parti del corpo che non sono rilevanti per la patologia.

Per il soggetto AIS03, invece, è emerso che esistono differenze significative tra gli stimoli SR (stimoli propri rilevanti per la scoliosi) e SI (stimoli propri non rilevanti per la scoliosi), così come tra NRA (stimoli non propri, rilevanti per la scoliosi, di soggetti con scoliosi) e NI (stimoli non propri irrilevanti per la scoliosi). La presenza di differenze significative in queste comparazioni indica che il soggetto AIS03 potrebbe percepire in modo diverso la sua immagine corporea in base al tipo di stimolo visivo presentato durante il test: quando il soggetto è stato esposto a immagini della sua schiena e spalle (stimoli rilevanti per la scoliosi), il tempo di reazione è risultato significativamente più basso rispetto alle situazioni in cui ha visualizzato immagini delle sue gambe, braccia, mani e piedi (stimoli non rilevanti per la scoliosi). Questi risultati suggeriscono che il soggetto potrebbe avere una maggiore sensibilità o una percezione differente delle proprie parti del corpo direttamente coinvolte nella scoliosi rispetto alle parti del corpo considerate meno rilevanti per la patologia.

Il confronto tra NRA (stimoli non propri, rilevanti per la scoliosi, di soggetti con scoliosi) e NI (stimoli non propri irrilevanti per la scoliosi) indica che il tempo di reazione del soggetto è stato

significativamente più breve quando è stato esposto a immagini di schiena e spalle di altri soggetti con scoliosi rispetto alle situazioni in cui ha visualizzato immagini delle gambe, braccia, mani e piedi di altri individui che non presentavano scoliosi.

Per il soggetto AIS04, non ci sono state differenze significative tra le categorie di stimoli, il che indica che i tempi di reazione sono simili indipendentemente dal tipo di stimolo presentato.

Complessivamente, tali risultati suggeriscono che il soggetto potrebbe essere particolarmente sensibile alle immagini rilevanti per la scoliosi, indipendentemente dal fatto che siano le sue o di altri soggetti affetti dalla stessa patologia.

Analizzando l'istogramma relativo agli errori commessi, emerge una considerazione importante che potrebbe consolidare quanto precedentemente evidenziato: i partecipanti presentano una ridotta incidenza di errori quando vengono esposti a immagini che ritraggono la loro schiena, così come quando visualizzano le schiene di altre persone affette da scoliosi. Questi risultati potrebbero indicare che i soggetti sono più precisi e hanno una migliore comprensione delle immagini che coinvolgono la schiena, in particolare quelle legate alla scoliosi, rispetto ad altre parti del corpo o a immagini non collegate alla condizione. Questa osservazione potrebbe avere implicazioni interessanti per la percezione dell'immagine corporea nei pazienti con scoliosi. Potrebbe suggerire che il soggetto è particolarmente sensibile o ha una maggiore attenzione per le aree del corpo influenzate dalla deformazione della colonna vertebrale, come la schiena. Questo può essere utile per comprendere meglio come i pazienti con scoliosi interagiscono con la loro immagine corporea e possono indicare potenziali strategie terapeutiche per migliorare l'accettazione di sé e la percezione corporea in questa popolazione.

Il test di Fisher è stato condotto per verificare se esistono differenze significative nelle risposte comportamentali dei soggetti in relazione ai diversi stimoli. Questo test è stato utilizzato come strumento statistico per valutare l'associazione tra gli errori commessi nei classificatori (stimoli) e le relative frequenze relative di errore rispetto ai dati totali. Complessivamente, basandosi sui risultati dei p-value e degli odds ratio calcolati attraverso il test di Fisher, si conclude che non emergono differenze robuste nei tassi di errore tra le diverse coppie di AIS per tutti i soggetti analizzati.

4.1.2 Dato EEG

Le mappe topografiche delle risposte cerebrali del soggetto AIS05, in particolare della componente P300, hanno mostrato una localizzazione più occipitale rispetto alla tradizionale localizzazione centro-parietale [47]. La localizzazione occipitale potrebbe rispecchiare una maggiore sensibilità e concentrazione nella percezione e nell'elaborazione degli stimoli presentati durante il test [48]. Questa maggiore attenzione potrebbe essere collegata alla necessità di rilevare e valutare in modo accurato eventuali asimmetrie o anomalie nella percezione corporea [48]. Questa attenzione si estende sia agli stimoli rilevanti (come le rappresentazioni della schiena e delle spalle) che agli stimoli irrilevanti (come quelli relativi a gambe, braccia, mani e piedi), suggerendo che il cervello potrebbe elaborare in modo simile questi dettagli visivi, indipendentemente dalla loro rilevanza apparente. Questo risultato apre un dibattito sulla percezione corporea, infatti gli individui affetti da scoliosi idiopatica potrebbero essere particolarmente sensibili verso le immagini che rappresentano schiena e spalle, parti del corpo che potrebbero essere influenzate dalla deformazione della colonna vertebrale rispetto ad immagini che rappresentano gambe, braccia, mani e piedi, irrilevanti per la scoliosi. È importante sottolineare che questa localizzazione occipitale non è uniforme tra tutti i partecipanti allo studio.

Nel soggetto AIS04 è stata riscontrata una localizzazione della P300 più fronto-centrale, anziché centro-parietale. L'area frontale del cervello è spesso associata ad una vasta gamma di funzioni cognitive, tra cui il controllo esecutivo, la pianificazione, il ragionamento, la presa di decisioni e l'attenzione [49]. La presenza della P300 in questa regione potrebbe suggerire un maggiore coinvolgimento di processi decisionali o di pianificazione nell'identificazione e nella categorizzazione degli stimoli durante il compito di scelta delle immagini. Questo potrebbe indicare un profondo processo di elaborazione o una valutazione più dettagliata degli stimoli visivi presentati durante il paradigma sperimentale [50]. Inoltre, la localizzazione fronto-centrale della P300 potrebbe essere associata a un aumento dell'attenzione selettiva verso determinati aspetti degli stimoli [50]. Ulteriori ricerche sono necessarie per approfondire la comprensione delle risposte cerebrali alle immagini corporee nelle adolescenti con scoliosi idiopatica.

4.2 Conclusioni e possibili sviluppi futuri

Nonostante alcuni progressi nella comprensione dei fattori genetici e ambientali associati alla AIS, la sua eziologia resta in gran parte oscura. Questo problema è stato sottolineato da autorevoli ricercatori e clinici nel campo [51-57]. La complessità dell'AIS, che può assumere diverse forme a seconda dei fattori coinvolti, rende difficile la classificazione e il riconoscimento delle cause sottostanti. I fattori genetici, ambientali e biomeccanici possono interagire in modi complessi per determinare la gravità e la progressione della scoliosi. Per affrontare queste limitazioni, futuri studi potrebbero adottare un approccio multidisciplinare che coinvolga esperti in diversi campi, tra cui genetica, biomeccanica e neuroscienze.

L'uso di nuove tecnologie e metodologie, insieme all'approccio multidisciplinare, potrebbe portare a progressi significativi nella comprensione e nella gestione di questa complessa patologia.

In questa tesi è stato sviluppato un test cognitivo-comportamentale computerizzato con lo scopo di investigare l'immagine corporea in adolescenti con scoliosi idiopatica. Da tale studio è emersa una maggiore velocità di risposta agli stimoli propri rilevanti (SR), una ridotta incidenza degli errori quando vengono esposti a immagini che ritraggono la loro schiena o le schiene di altre persone affette da scoliosi e una localizzazione occipitale della risposta cerebrale. Potrebbe essere interessante ampliare la ricerca ad altre fasce d'età e coinvolgere soggetti affetti da diversi tipi di patologie spinali al fine di ottenere una comprensione più completa delle alterazioni legate all'immagine corporea.

Una limitazione dello studio riguarda la dimensione del campione, la quale potrebbe avere impatto sulla generalizzabilità dei risultati. Lo studio è ancora in corso e i risultati presentati in questo elaborato verranno validati ed integrati con le future acquisizioni.

Un'altra limitazione è legata all'interpretazione della risposta cerebrale associata al test. In questa tesi viene sviluppata per la prima volta la sincronizzazione fra l'esecuzione di questo particolare test e la registrazione della risposta cerebrale. Facendo riferimento alla letteratura pensiamo che le risposte da valutare siano nell'intorno dei 300 ms, risposte tradizionalmente legate a processi di riconoscimento, alla capacità di prendere decisioni e all'attenzione. Tuttavia, vista la variabilità ottenuta dai risultati di due soggetti, solo un numero maggiore di dati potrà guidarci nell'interpretazione dei risultati.

Per quanto riguarda le possibili direzioni future, è importante considerare ulteriori indagini sull'alterazione dell'immagine corporea correlata alla scoliosi idiopatica, con un focus specifico su interventi terapeutici volti a migliorare questa percezione negli adolescenti affetti da questa

condizione. Un'area di studio rilevante potrebbe riguardare lo sviluppo e la valutazione di programmi di intervento psicologico e terapeutico mirati a migliorare l'immagine corporea nei pazienti con scoliosi idiopatica, nel caso in cui emergesse una percezione distorta del corpo. L'obiettivo è quello di aiutare gli adolescenti a sviluppare una percezione più positiva e realistica del proprio corpo, riducendo l'eventuale ansia o depressione legate all'immagine corporea distorta. Inoltre, potrebbe essere interessante esplorare l'efficacia di approcci terapeutici basati sull'utilizzo di stimoli visivi, simili a quelli impiegati nel test cognitivo computerizzato, al fine di modulare la percezione dell'immagine corporea nei pazienti con scoliosi idiopatica. Questi approcci potrebbero essere integrati in programmi di trattamento personalizzati e monitorati nel corso del tempo per valutarne l'efficacia a lungo termine.

Bibliografia

- [1] Kane WJ. Scoliosis prevalence: a call for a statement of terms. *Clin Orthop* 1997; 126 : 43-6.
- [2] Schlösser TP, van der Heijden GJ, Versteeg AL, et al. How “idiopathic” is adolescent idiopathic scoliosis? A systematic review on associated abnormalities. *PLoS One* 2014; 9(5).
- [3] Rogala E, Drummond DS, Gurr J: Scoliosis: Incidence and natural history. *J Bone Joint Surg Am* 60: 173-176
- [4] Roach JW. Adolescent idiopathic scoliosis. *Orthop Clin North Am* 1999; 30 : 353-65.
- [5] Miller NH. Cause and natural history of adolescent idiopathic scoliosis. *Orthop Clin North Am* 1999; 30 : 343-52.
- [6] Dobbs MB, Weinstein SL. Infantile and juvenile scoliosis. *Orthop Clin North Am* 1999; 30: 331-41.
- [7] Reamy BV, Slakey JB. Adolescent idiopathic scoliosis: review and current concepts. *Am Fam Physician*. 2001; 64 (1): 111-116.
- [8] Côté P, Kreitz BG, Cassidy JD, et al. A study of the diagnostic accuracy and reliability of the scoliometer and Adam’s forward bend test. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1998; 23(7): 796-802.
- [9] Carman DL, Browne RH, Birch JG. Measurement of scoliosis and kyphosis radiographs. Intraobserver and interobserver variation. *The Journal of Bone and Joint Surgery American Volume*. 1990; 72 (3): 328-33. Epub 1990/03/01.
- [10] Oda M, Rauh S, Gregory PB et al. The significance of roentgenographic measurement in scoliosis. *Journal of Pediatric Orthopedics*. 1982; 2(4): 378-82. Epub 1982/10/01.
- [11] Morrissy RT, Goldsmith GS, Hall EC et al. Measurement of the Cobb angle on radiographs of patients who have scoliosis. Evaluation of intrinsic error. *The Journal of Bone and Joint Surgery American Volume*. 1990; 72(3): 320-7. Epub 1990/03/01.
- [12] Somerville EW. Rotational lordosis; the development of single curve. *J Bone Joint Surg Br* 1952; 34: 421–7.
- [13] Catherine Siu King Cheung, Warren Tak Keung Lee, Yee Kit Tse, et al. Abnormal peri-pubertal anthropometric measurements and growth pattern in adolescent idiopathic scoliosis: a study of 598 patients. *Spine* 2003; 28: 2152–7.
- [14] Nissinen M, Heliövaara M, Seitsamo J, et al. Trunk asymmetry, posture, growth, and risk of scoliosis. A three-year follow-up of Finnish prepubertal school children. *Spine* 1993; 18: 8–13.
- [15] Nordwall A, Willner S. A study of skeletal age and height in girls with idiopathic scoliosis. *Clin Orthop Relat Res* 1975; 6 –10.

- [16] Willner S. The proportion of legs to trunk in girls with idiopathic structural scoliosis. *Acta Orthop Scand* 1975; 46: 84–9.
- [17] Arkin AM. The mechanism of the structural changes in scoliosis. *J Bone Joint Surg Am* 1949; 31: 519–28.
- [18] Naique SB, Porter R, Cunningham A, et al. Scoliosis in an Orangutan. *Spine* 2003; 28: E143–5.
- [19] Machida M, Murai I, Miyashita Y, et al. Pathogenesis of idiopathic scoliosis. Experimental study in rats. *Spine* 1999; 24: 1985–9.
- [20] Machida M, Saito M, Dubousset J, et al. Pathological mechanism of idiopathic scoliosis: experimental scoliosis in pinealectomized rats. *Eur Spine J* 2005; 14: 843–8.
- [21] Adams MA, Hutton WC. The mechanical function of the lumbar apophyseal joints. *Spine* 1983; 8: 327–30.
- [22] Istituto di Neuroscienze Firenze. *Disturbi del Neurosviluppo*.
- [23] Swarup, Ishaan, Jason Silberman, John Blanco, e Roger Widmann. Incidence of Intraspinale and Extraspinale MRI Abnormalities in Patients With Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Spine Deformity* 7, fasc. 1 (gennaio 2019): 47–52.
- [24] Domenech, Julio, G. García-Martí, L. Martí-Bonmatí, et al. Abnormal Activation of the Motor Cortical Network in Idiopathic Scoliosis Demonstrated by Functional MRI. *European Spine Journal*: fasc. 7 (luglio 2011): 1069–78.
- [25] A. Mouraux and G. Iannetti, Across-trial averaging of event-related EEG responses and beyond, *Magnetic resonance imaging*, vol. 26, no. 7, pp. 1041–1054, 2008.
- [26] Michel, Christoph M., Micah M. Murray, et al. EEG Source Imaging. *Clinical Neurophysiology: Official Journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology* 115, fasc. 10 (ottobre 2004): 2195–2222.
- [27] Formaggio Emanuela, Margherita Bertuccelli, Maria Rubega et al. «Brain oscillatory activity in adolescent idiopathic scoliosis». *Scientific Reports* 12 (14 ottobre 2022): 17266.
- [28] Pankowski, Rafal, Krzysztof Dziegiel, et al. Intraoperative Neurophysiologic Monitoring (INM) in Scoliosis Surgery. *Studies in Health Technology and Informatics* 176 (2012): 319–21.
- [29] Lascano, Agustina M., Verena Brodbeck, et al. Increasing the Diagnostic Value of Evoked Potentials in Multiple Sclerosis by Quantitative Topographic Analysis of Multichannel Recordings. *Journal of Clinical Neurophysiology*: fasc. 5 (ottobre 2009): 316–25.

- [30] Williams, Nikolas S., Genevieve M. McArthur, et al. A Validation of Emotiv EPOC Flex Saline for EEG and ERP Research. *PeerJ* 8 (2020): e9713.
- [31] Imbert, Jean-Paul. *Adaptation du design des visualisations de type supervisions pour optimiser la transmission des notifications classées par niveau d'intérêt*, 2014.
- [32] K. B. Böcker, J. A. van Avermaete, and M. M. van den Berg-Lenssen, The international 10–20 system revisited: Cartesian and spherical coordinates, *Brain topography*, vol. 6, no. 3, pp. 231–235, 1994.
- [33] E. S. Kappenman and S. J. Luck, The effects of electrode impedance on data quality and statistical significance in ERP recordings, *Psychophysiology*, vol. 47, no. 5, pp. 888–904, 2010.
- [34] Mondini, Valeria. *Sviluppo di un sistema bci eeg-based per il controllo del movimento di un modello di arto superiore*, 2015.
- [35] Paul L. Nunez and Ramesh Srinivasan. *Electric Fields of the Brain: The Neurophysics of EEG*. Oxford University Press, 2nd edition, 2006. New York
- [36] C. E. Shannon, Communication in the presence of noise, *Proceedings of the IRE*, vol. 37, no. 1, pp. 10–21, 1949.
- [37] Schilder, P. *The image and appearance of the human body. The image and appearance of the human body*. Oxford, England: Kegan Paul, 1935.
- [38] Posavac, Steven S., Heidi D. Posavac. Predictors of Women's Concern with Body Weight: The Roles of Perceived Self-Media Ideal Discrepancies and Self-Esteem. *Eating Disorders* 10, fasc. 2 (2002): 153–60.
- [39] Allamani A., Allegranzi P. et alii (1990), Immagine corporea: dimensioni e misure, una ricerca clinica, *Archivio di psicologia, neurologia e psichiatria*, 51, 171-195.
- [40] Bertuccelli, Margherita, Francesca Cantele, Stefano Masiero. Body Image and Body Schema in Adolescents with Idiopathic Scoliosis: A Scoping Review. *Adolescent Research Review* 8, fasc. 1 (1 marzo 2023): 97–115.
- [41] Fällström, K., T. Cochran, A. Nachemson. Long-Term Effects on Personality Development in Patients with Adolescent Idiopathic Scoliosis. Influence of Type of Treatment. *Spine* 11, fasc. 7 (settembre 1986): 756–58.
- [42] Alessandro Picelli, Stefano Negrini, Andrea Zenorini, Marco Iosa, Stefano Paolucciand Nicola Smania. Do adolescents with idiopathic scoliosis have body schema disorders? A cross-sectional study, *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation* (2015), vol. 29, no. 1, pp. 89-96.

- [43] Nicola Smania, Alessandro Picelli, Michele Romano & Stefano Negrini (2008), Neurophysiological basis of rehabilitation of adolescent idiopathic scoliosis, *Disability and Rehabilitation*.
- [44] Peirce, Jonathan W. Generating Stimuli for Neuroscience Using PsychoPy. *Frontiers in Neuroinformatics* 2 (2008): 10.
- [45] Frassinetti, Francesca, Manuele Maini et al. Is It Mine? Hemispheric Asymmetries in Corporeal Self-Recognition. *Journal of Cognitive Neuroscience* 20, fasc. 8 (agosto 2008): 1507–16.
- [46] EEGLAB Wiki. Welcome to the EEGLAB Wiki.
- [47] Dinteren, Rik van, Martijn Arns et al. Combined frontal and parietal P300 amplitudes indicate compensated cognitive processing across the lifespan. *Frontiers in Aging Neuroscience* 6 (24 ottobre 2014): 294.
- [48] Pessoa, Luiz, Sabine Kastner et al. Neuroimaging Studies of Attention: From Modulation of Sensory Processing to Top-Down Control. *The Journal of Neuroscience* 23, fasc. 10 (15 maggio 2003): 3990–98.
- [49] Rolls, Edmund T., Fabian Grabenhorst. The Orbitofrontal Cortex and beyond: From Affect to Decision-Making. *Progress in Neurobiology* 86, fasc. 3 (novembre 2008): 216–44.
- [50] Polich, John. Updating P300: An Integrative Theory of P3a and P3b. *Clinical neurophysiology : official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology* 118, fasc. 10 (ottobre 2007): 2128–48.
- [51] Anderson, Susan M. Spinal Curves and Scoliosis. *Radiologic Technology* 79, fasc. 1 (2007): 44–65.
- [52] Asher, Marc A., Douglas C. Burton. Adolescent Idiopathic Scoliosis: Natural History and Long Term Treatment Effects. *Scoliosis* 1, fasc. 1 (31 marzo 2006).
- [53] Cheung, Kenneth M. C., T. Wang, et al. Recent advances in the aetiology of adolescent idiopathic scoliosis. *International Orthopaedics* 32, fasc. 6 (dicembre 2008): 729–34.
- [54] Everett CR, Patel RK. A systematic literature review of nonsurgical treatment in adult scoliosis. *Spine*. 2007; 1; 32.
- [55] Goldberg CJ, Moore DP, Fogarty EE et al: Scoliosis: a review. *Pediatr Surg Int*. 2007.
- [56] Robin G. The etiology of idiopathic scoliosis: a review of a century of research. Boca Raton, FL: CRC Press; 1990.
- [57] Scoliosis Research Society.