

ALMA MATER STUDIORUM
UNIVERSITÀ DI BOLOGNA
CAMPUS DI CESENA

SCUOLA DI INGEGNERIA E ARCHITETTURA
CORSO DI LAUREA MAGISTRALE IN INGEGNERIA BIOMEDICA

**ANALISI DEL SEGNALE ELETTROENCEFALOGRAFICO E
DELL'HEART RATE VARIABILITY DURANTE COMPITI
ATTENTIVI**

Tesi di laurea
in
Sistemi Neurali LM

Relatore:
Prof. Mauro Ursino

Presentata da:
Giulia Ricci

Correlatori:
Prof.ssa Elisa Magosso
Prof.ssa Francesca De Crescenzo
Ing. Sergio Piastra

Sessione II
Anno Accademico 2017/2018

Parole Chiave

Elettroencefalografia

Heart Rate Variability

Ritmo Alfa

Attenzione Cognitiva

Immersione Sensoriale

Working Memory

ABSTRACT

La diversa sincronizzazione delle popolazioni neurali riflette processi cognitivi diversi. In particolare, l'oscillazione cerebrale alfa (8-14 Hz), con la sua funzione inibitoria, risulta fortemente implicata nei sistemi attentivi, che sono fondati sul concetto di 'priorità dell'informazione'. In questo studio sono stati acquisiti ed elaborati i segnali EEG ed ECG con l'obiettivo di valutarne la variazione tra la condizione di rilassamento mentale e tre diversi stati attentivi indotti da: *coinvolgimento cognitivo*, *immersione sensoriale* e *working memory*. In un primo esperimento, per cui sono stati reclutati 30 soggetti, l'attenzione cognitiva è stata prodotta tramite dei task matematici. I risultati hanno mostrato un calo della potenza in banda alfa rispetto allo stato di rilassamento. Lo stesso calo del ritmo alfa è stato osservato in un secondo esperimento, anch'esso condotto su 30 soggetti, in cui l'immersione sensoriale è stata indotta dall'ambiente di realtà virtuale (VR). In questo caso, la potenza in banda alfa è stata utilizzata anche come indice di gradimento per due diversi scenari virtuali. È stato infine realizzato un ulteriore esperimento di *working memory*, su 12 soggetti, con lo scopo di indagare la funzione inibitoria del ritmo alfa. A differenza dei due esperimenti precedenti, si osserva un forte aumento di potenza in banda alfa, attribuibile alla necessità del soggetto di isolarsi dall'ambiente virtuale per svolgere efficientemente il compito.

L'analisi dell'Heart Rate Variability (HRV) ha fornito informazioni sulla variazione del bilancio simpato-vagale del sistema autonomo, confermando un aumento del rapporto simpato-vagale nelle condizioni di *coinvolgimento cognitivo* e *immersione sensoriale*.

INDICE

	Introduzione	1
1	Cenni di elettroencefalografia ed elettrocardiografia	6
1.1	Elettroencefalografia.....	6
1.1.1	Genesi dei potenziali elettroencefalografici:	7
1.1.2	Elettrodi per EEG e Sistema Internazionale Standard 10-20:	9
1.1.3	Storia dell'EEG:	11
1.1.4	L'analisi spettrale e il QEEG:.....	12
1.1.5	Ritmi cerebrali:.....	14
1.1.6	Fattori d'influenza nella rilevazione del ritmo alfa:	16
1.1.7	Variabilità inter- e intra-individuale dell'onda alfa:.....	18
1.1.8	L'inibizione funzionale e l'efficienza neurale del ritmo alfa:	21
1.1.9	La fase e interazione cross-frequenza:.....	23
1.1.10	L'ipotesi di inhibition-timing del ritmo alfa:.....	24
1.1.11	Il significato delle oscillazioni alfa:	27
1.2	Elettrocardiografia:	30
1.2.1	Tracciato ECG e derivazioni:	31
1.2.2	Heart rate variability.....	33
1.2.3	Metodi parametrici e non parametrici	36
2	Materiali e Metodi	39
2.1	Esperimento 1: condizione di stress e rilassamento mentale	39
2.1.1	Protocollo sperimentale	40
2.1.2	Preparazione all'esperimento	42
2.1.3	Strumentazione	44
2.1.4	Elaborazione dei segnali EEG	47
2.1.5	Analisi del segnale ECG.....	60
2.2	Esperimento 2: immersione sensoriale indotta dalla realtà virtuale	63
2.2.1	Introduzione alla realtà virtuale.....	63
2.2.2	Protocollo sperimentale	65
2.2.3	Strumentazione	71
2.2.4	Modifiche effettuate	77
2.2.5	Elaborazione dei segnali EEG	79
2.3	Esperimento 3: isolamento mentale con un compito di working memory	84
2.3.1	Protocollo sperimentale, strumentazione ed elaborazione	84
3	Analisi dei risultati	87

3.1	Risultati e analisi dei dati EEG	88
3.1.1	Esperimento 1: condizione di stress e rilassamento mentale.....	88
3.1.2	Esperimento 2: immersione sensoriale indotta dalla realtà virtuale	99
3.1.3	Esperimento 3: isolamento mentale con un compito di working memory...	114
3.1	Risultati e analisi dei dati ECG.....	119
3.1.1	Esperimento 1: condizione di stress e rilassamento mentale.....	119
3.1.2	Esperimento 2: immersione sensoriale indotta dalla realtà virtuale	127
3.1.3	Esperimento 3: isolamento mentale con un compito di working memory...	137
4	Conclusioni.....	142
5	Bibliografia.....	147
6	Appendice.....	151

Introduzione

L'attenzione è il meccanismo cognitivo che permette la riduzione del carico computazionale cerebrale, dando la priorità all'elaborazione di quel sottoinsieme di informazioni ritenute fondamentali per la riuscita di un compito. Negli ultimi decenni, la ricerca scientifica ha fornito numerose dimostrazioni del fatto che le oscillazioni cerebrali siano implicate nell'elaborazione neurale e che agiscano sui processi cognitivi. L'obiettivo di questa tesi è quello di indagare come l'attività oscillatoria neuronale sia implicata nei processi attentivi, con particolare riguardo al ritmo alfa e alla sua funzione inibitoria. Contrariamente alle teorie tradizionali, che vedevano il ritmo alfa come l'oscillazione responsabile dell'inattivazione cerebrale, gli studi più recenti accolgono l'idea che tale ritmo abbia un ruolo attivo nei processi attentivi. Secondo le teorie attuali, l'oscillazione alfa, infatti, è fondamentale per il corretto svolgimento di un compito, poiché inibisce le regioni cerebrali irrilevanti, minimizzando il consumo di energia e favorendo un più efficiente svolgimento del compito richiesto. Infatti, il meccanismo inibitorio consente di veicolare le informazioni attraverso la complessa architettura corticale, seguendo il principio della 'priorità' delle informazioni. Pertanto, le oscillazioni alfa sono al centro dello studio del funzionamento di diversi domini attenzionali come quello spaziale, selettivo e interno.

In questa sede, sono stati elaborati tre esperimenti in cui, con l'ausilio della strumentazione per l'acquisizione del segnale elettroencefalografico (EEG), è stato possibile monitorare il segnale elettrico corticale dei partecipanti nelle diverse condizioni di: *coinvolgimento cognitivo*, *immersione sensoriale* e *memoria di lavoro*. Oltre al segnale EEG, è stato acquisito il segnale elettrocardiografico (ECG) per valutare la variazione della frequenza cardiaca, regolata dai sistemi simpatico e parasimpatico del sistema autonomo.

Con il primo esperimento si vuole valutare la variazione dei segnali EEG e dell'Heart Rate Variability nella condizione di rilassamento, rispetto alla condizione di attenzione/stress mentale indotta da un task matematico. L'esperimento è stato condotto

nel Laboratorio di Ingegneria Biomedica di Cesena su 30 partecipanti, i segnali di 10 dei quali erano stati acquisiti in un precedente lavoro di tesi. Lo studio, nel suo complesso, è costituito da quattro prove ognuna suddivisa in tre fasi: relax 1, task e relax 2. Le quattro prove si distinguono unicamente per la fase di task. Il task *completo* prevede la risoluzione di una sequenza di disequazioni matematiche in cui la risposta viene fornita premendo il pulsante ritenuto corretto. Nel task *solo mentale*, invece, il partecipante deve limitarsi a pensare al risultato della disequazione. Per la prova *solo lettura* al partecipante è richiesto di leggere passivamente i numeri senza pensare alla risposta. Infine, la prova *solo dito* prevede che il soggetto prema un pulsante a piacere ogni 5-10 secondi. Ognuno di questi task genera, in misura diversa, uno stato di attenzione nel partecipante. L'obiettivo è quello di valutare quale componente tra lo sforzo cognitivo, la lettura dei numeri e il movimento del dito influisca maggiormente sullo stato attentivo rilevato nel task *completo*.

Il secondo esperimento prevede la registrazione dei segnali elettrici cardiaci (ECG) e corticali (EEG) in una condizione di immersione sensoriale indotta dalla realtà virtuale. Lo studio è stato svolto nel Laboratorio di Realtà Virtuale di Forlì su 30 partecipanti. L'obiettivo è quello di valutare il coinvolgimento sensoriale generato da due modelli virtuali di interni di un aereo Business (B1 e B2). Lo studio rientra nel progetto europeo CASTLE che si pone l'obiettivo di garantire lo stato di comfort dei passeggeri. L'idea è quella di servirsi di un ambiente di realtà virtuale (VR), costituito dal CAVE, in modo tale da individuare il modello di fusoliera più gradito e procedere con la realizzazione dello stesso.

L'esperimento consiste in due prove, una per ogni modello, costituite da quattro fasi ciascuna: rilassamento a schermi spenti (*r1*), rilassamento iniziale con VR accesa (*r1VR*), interazione con la cabina (*int*) e rilassamento finale con VR accesa (*r2VR*). L'esperienza è resa particolarmente immersiva grazie al sistema Kinect di tracking del movimento e all'avatar che mima i movimenti del soggetto, seguendone il punto di vista. A supporto dei dati oggettivi dei segnali EEG ed ECG, i partecipanti hanno risposto ai questionari da cui è stata rilevata la preferenza soggettiva per uno dei due modelli (B1 o B2).

Gli esperimenti descritti sopra hanno lo scopo di valutare il calo dell'attività oscillatoria alfa nella condizione di eccitazione corticale causata dall'*attenzione cognitiva* e dall'*immersione sensoriale*.

Nel corso del secondo esperimento, si è pensato di sfruttare l'ambiente virtuale per valutare anche la funzione inibitoria nei compiti attentivi. È stato quindi concepito un terzo esperimento, condotto su 12 dei 30 soggetti reclutati per l'esperimento precedente, con l'obiettivo di valutare l'aumento di potenza in banda alfa indotto da un compito di *working memory* (*wm*). Per questi soggetti, l'esperimento di realtà virtuale è stato prolungato con una nuova fase di *wm*. Il prolungamento riguarda solo l'ultima delle due cabine viste dal soggetto, in modo tale da non interferire con i risultati precedenti. In particolare, ai partecipanti viene chiesto di eseguire un task di calcolo a mente mentre si trovano immersi nell'ambiente virtuale. Per concentrarsi sui conti il soggetto ha la necessità di isolarsi dall'ambiente circostante, pertanto tenderà ad inibire le regioni posteriori della corteccia, implicate nella percezione visiva.

In seguito all'acquisizione dei segnali EEG ed ECG, i dati sono stati importati in MATLAB dove è stata effettuata l'analisi spettrale. Per ognuna delle fasi dei tre esperimenti, a partire dalla densità spettrale di potenza dei segnali EEG, è stata estratta la potenza in banda alfa, poi mediata sui segnali degli elettrodi parieto-occipitali e occipitali. Dall'analisi spettrale dell'HRV, invece, sono state calcolate le misure di potenza in banda LF (Low Frequency: 0.04-0.15 Hz) e in banda HF (0.15-0.4 Hz), per poi valutare il rapporto LF/HF rappresentativo del bilancio simpato-vagale del sistema autonomo.

Il primo capitolo della tesi descrive in primo luogo la natura elettrofisiologica dei segnali EEG ed ECG rilevati dagli elettrodi posizionati sulla cute. Successivamente, sono brevemente descritte le diverse oscillazioni cerebrali, ponendo particolare attenzione al ritmo alfa. Di tale oscillazione è stato approfondito il meccanismo inibitorio in relazione alla funzione attentiva.

Il secondo capitolo presenta il protocollo sperimentale dei tre esperimenti e la strumentazione utilizzata per l'acquisizione dei segnali EEG ed ECG. In particolare, per l'esperimento svolto presso il Laboratorio di Ingegneria Biomedica di Cesena è stato utilizzato il sistema di visualizzazione e pre-elaborazione dei segnali della Neurowave. Invece, per i due esperimenti svolti presso il Laboratorio di Realtà Virtuale di Forlì è stato utilizzato il sistema di amplificazione e trasmissione wireless dei dati OpenBCI, per permettere il movimento dei partecipanti. Infine, sono riportati i metodi di elaborazione dei segnali EEG e dell'HRV eseguiti in ambiente MATLAB. Nel caso specifico

dell'esperimento sull'*attenzione cognitiva* in cui si utilizza il sistema Neurowave è stata applicata l'analisi alle componenti indipendenti (ICA) per la rimozione degli artefatti.

Il terzo capitolo riporta gli andamenti delle potenze dei segnali EEG ed ECG, calcolati per ogni soggetto nelle diverse fasi di ogni esperimento. In particolare, dai segnali EEG si estrae la potenza in banda alfa mediata sugli elettrodi parieto-occipitali e occipitali. Dai segnali dell'HRV, invece, si estraggono i valori di potenza LF, HF e il rapporto LF/HF. Inoltre, si riportano i grafici con i valori medi e le deviazioni standard delle potenze, oltre alle analisi statistiche e alla discussione dei risultati.

Infine, il capitolo di conclusioni riassume brevemente i dati ottenuti nei tre esperimenti e identifica le prospettive future per migliorare l'interpretabilità dei risultati.

Al termine dell'elaborato, nella sezione Appendice, sono riportati alcuni esempi di codici (MATLAB e C #).

1 CENNI DI ELETTROENCEFALOGRAFIA ED ELETTROCARDIOGRAFIA

1.1 ELETTROENCEFALOGRAFIA

Il cervello è una complessa struttura dell'essere umano costituita da circa 86 miliardi di neuroni interconnessi tramite sinapsi. Tali sinapsi sono fondamentali per la regolazione dell'attività cerebrale, in quanto mantengono l'equilibrio tra l'attività eccitatoria e quella inibitoria. Nel caso delle sinapsi eccitatorie, il potenziale di membrana della cellula post-sinaptica si porta in prossimità del valore di soglia, favorendo la genesi del potenziale d'azione. Le sinapsi inibitorie, invece, agiscono con l'obiettivo di mantenere il potenziale di membrana del neurone al di sotto del valore di soglia, ostacolando la genesi del potenziale d'azione e la trasmissione dell'informazione.

Naturalmente, l'attivazione di un singolo neurone non è rilevabile a causa della sua bassa entità, ma quando un'intera popolazione di neuroni si attiva contemporaneamente si genera un campo elettrico sufficientemente elevato, tale da diffondere attraverso i tessuti, il cranio e la cute, dove può essere misurato. Infatti, la somma dei potenziali post-sinaptici, generati da ampie popolazioni neuronali, dà origine al segnale elettroencefalografico. La comprensione del comportamento funzionale e cognitivo del cervello è il punto di partenza della ricerca medica che si pone l'obiettivo di fornire delle soluzioni ai disturbi neurologici e cerebrali.

Vi sono diverse tecnologie che consentono di acquisire immagini cerebrali come la tomografia computerizzata (TC), la tomografia a emissione di positroni (PET), l'imaging a risonanza magnetica (MRI) e la risonanza magnetica funzionale (fMRI). L'elettroencefalografia (EEG) è un'altra tecnica di neuroimaging che consente di rilevare il segnale cerebrale nel tempo. In particolare, l'EEG è la registrazione grafica tempo continua dell'attività elettrica generata da popolazioni di migliaia di neuroni piramidali che hanno un'attività sincronizzata. Tale tecnica d'indagine non invasiva mostra specifiche oscillazioni di potenziali che variano in base allo stato mentale del paziente. Le caratteristiche dell'EEG e le sue variazioni rispetto al segnale standard consentono infatti di interpretare e

diagnosticare disturbi cerebrali come l'epilessia, la perdita di memoria, l'Alzheimer e l'autismo.

Questa tecnologia ha un'ottima risoluzione temporale e permette di osservare in tempo reale quali aree cerebrali si attivano in risposta a uno stimolo esterno. Poiché le variazioni di tensione agli elettrodi sono piuttosto basse, il segnale registrato subisce una digitalizzazione e un'amplificazione. I dati amplificati sono poi visualizzati come una sequenza di valori di tensione.

I diversi sistemi EEG si differenziano per il numero di elettrodi, per la qualità della digitalizzazione e dell'amplificatore, e per la frequenza di campionamento che nei dispositivi più recenti raggiunge i 256 Hz. Cento anni fa, l'evoluzione temporale del segnale EEG si osservava sotto forma di un tracciato su un foglio. I sistemi attuali consentono invece di visualizzare il tracciato EEG come un flusso continuo di tensione sullo schermo di un computer.

1.1.1 Genesi dei potenziali elettroencefalografici:

I potenziali postsinaptici sono generati dalle membrane dendritiche o somatiche, costituite da canali ionici chemio-dipendenti, e possono essere eccitatori (EPSP), se mediati dai canali del sodio, o inibitori (IPSP), se mediati dai canali del cloro. Tali potenziali postsinaptici hanno una durata che varia dalla decina al centinaio di *ms*, superiore a quella del potenziale d'azione, e un'ampiezza massima di 20 *mV*, che tende ad attenuarsi nella propagazione. Tale ampiezza non è sufficiente per innescare, da sola, il potenziale d'azione in un'altra cellula. Ogni neurone, infatti, è costituito da una moltitudine di dendriti e riceve un grande numero di sinapsi da neuroni diversi.

Il tracciato EEG è il risultato della somma dei potenziali postsinaptici sincronizzati di un grande numero di neuroni appartenenti alle popolazioni che si trovano al di sotto dello scalpo. La struttura più prossima allo scalpo è la corteccia cerebrale, per questo motivo l'EEG riflette l'attività dei neuroni corticali sottostanti agli elettrodi. I neuroni corticali sono *piramidali* e *non piramidali*. I neuroni piramidali sono tra i neuroni più grandi del cervello e costituiscono circa i $\frac{3}{4}$ dei neuroni corticali. Tali neuroni sono unicamente di tipo eccitatorio e comunicano a grandi distanze. Sono caratterizzati da un lungo dendrite apicale, che si dirama verso la

superficie corticale, e diversi dendriti basali che originano alla base del soma. I neuroni non piramidali, anche detti interneuroni, possono essere sia di tipo eccitatorio che inibitorio, ma comunicano a brevi distanze a causa dei corti dendriti.

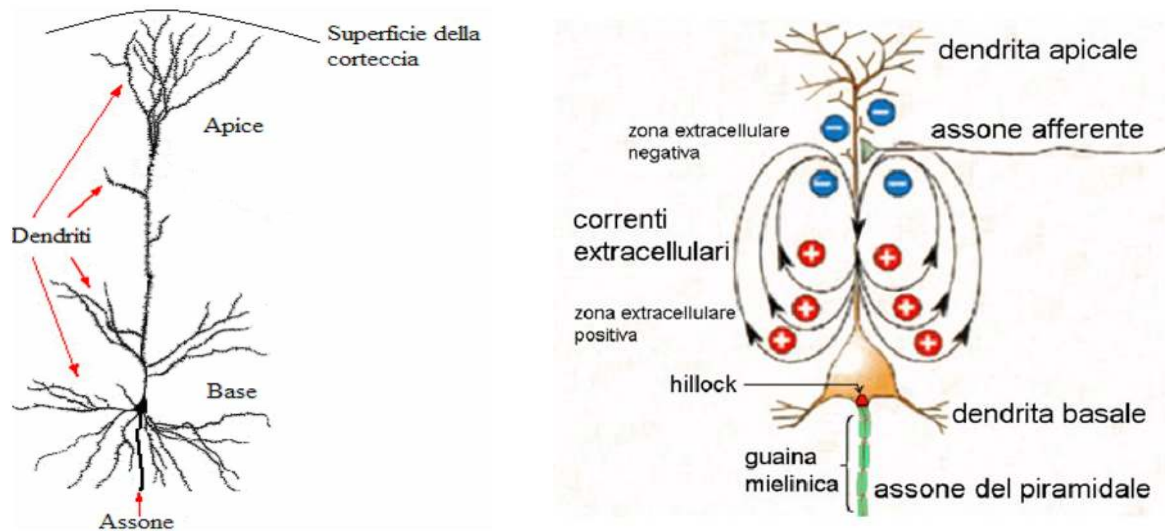


Figura 1. a) l'immagine a destra mostra la struttura del neurone piramidale; b) a sinistra è indicato il meccanismo con cui i potenziali elettrici delle membrane dendritiche generano le correnti ioniche che si propagano all'esterno dei neuroni piramidali. La figura mostra anche le linee di flusso di corrente da (+) a (-).

Affinché sia rilevata una variazione di potenziale sulla superficie è necessario che l'arrangiamento dendritico sia ordinato. In caso contrario, se la disposizione delle cellule fosse casuale, ne risulterebbe una corrente nulla. Le cellule piramidali sono disposte verticalmente, perpendicolarmente alla superficie e parallelamente tra loro. Questa disposizione altamente ordinata fa di questi neuroni i generatori dell'EEG.

I neuroni piramidali si comportano come un dipolo a causa del diverso stato di polarizzazione dei dendriti e del soma. Ciò che ne risulta è una differenza di potenziale tra la regione apicale e quella basale del neurone.

Quindi, l'effetto del potenziale postsinaptico può essere rappresentato da un dipolo orientato radialmente alla corteccia. In particolare, la membrana dendritica apicale, a causa della depolarizzazione, risulta elettronegativa rispetto al soma e ai dendriti basali che sono quindi elettropositivi. Questo fenomeno genera una corrente ionica che scorre dal polo positivo a quello negativo attraverso il mezzo extracellulare.

Il potenziale post-sinaptico influenza il segnale rilevato sulla superficie tramite tre parametri: a) la natura eccitatoria o inibitoria, b) l'intensità e c) la localizzazione rispetto al sito di misurazione.

L'intensità del potenziale post-sinaptico dipende dalla variazione ionica della membrana, dovuta alle correnti ioniche che la attraversano, che a loro volta dipendono dalla concentrazione del neurotrasmettitore.

I potenziali post-sinaptici sono detti 'potenziali locali' in quanto si trasmettono solo a breve distanza. Questo è dovuto a due fattori: a) la dispersione di corrente, poiché la membrana non è un buon isolante, b) il citoplasma è resistente al flusso elettrico. Per entrambi questi fattori, il potenziale si riduce man mano che si propaga attraverso la membrana e si allontana dal sito d'origine.

Invece, le cellule corticali non piramidali non sembrano dare un contributo significativo al segnale registrato sulla cute.

Si può concludere affermando che uno stimolo sinaptico in ingresso genera dei dipoli e quindi dei flussi di corrente che, grazie alla disposizione fortemente ordinata, si possono sommare nel tempo e nello spazio ed essere misurati sulla superficie.

1.1.2 Elettrodi per EEG e Sistema Internazionale Standard 10-20:

L'acquisizione del segnale EEG avviene utilizzando degli elettrodi metallici premontati su una cuffia di tessuto elasticizzato, le cui dimensioni sono tipicamente adattate alla testa del paziente. Prima di applicare la cuffia è necessario pulire accuratamente gli elettrodi e servirsi di una pasta abrasiva per sgrassare la cute, rimuovendo le cellule morte e il sebo che comprometterebbero la trasmissione del segnale. Gli elettrodi per la rilevazione superficiale sono in Ag-AgCl e sono riempiti con un gel elettroconduttore per favorire la conduzione del segnale tra l'elettrodo e la cute.

Le posizioni degli elettrodi scelte per la registrazione del segnale EEG possono influenzare o addirittura limitare l'interpretabilità delle misure quantitative. I diversi montaggi degli elettrodi condizionano il calcolo della potenza spettrale per la classificazione e la differenziazione dei soggetti sani da quelli con funzioni cognitive compromesse. Per questo motivo, la disposizione degli elettrodi sullo scalpo segue lo Standard Internazionale 10-20

che ne definisce l'esatta collocazione. Questo metodo è stato sviluppato per garantire la possibilità di confrontare e riprodurre i risultati di studi clinici e di ricerche diverse. Il sistema si basa sulla relazione tra la posizione dell'elettrodo rispetto alla regione della corteccia sottostante. Lo standard prevede il posizionamento di 21 elettrodi seguendo la disposizione indicata in Figura 2.

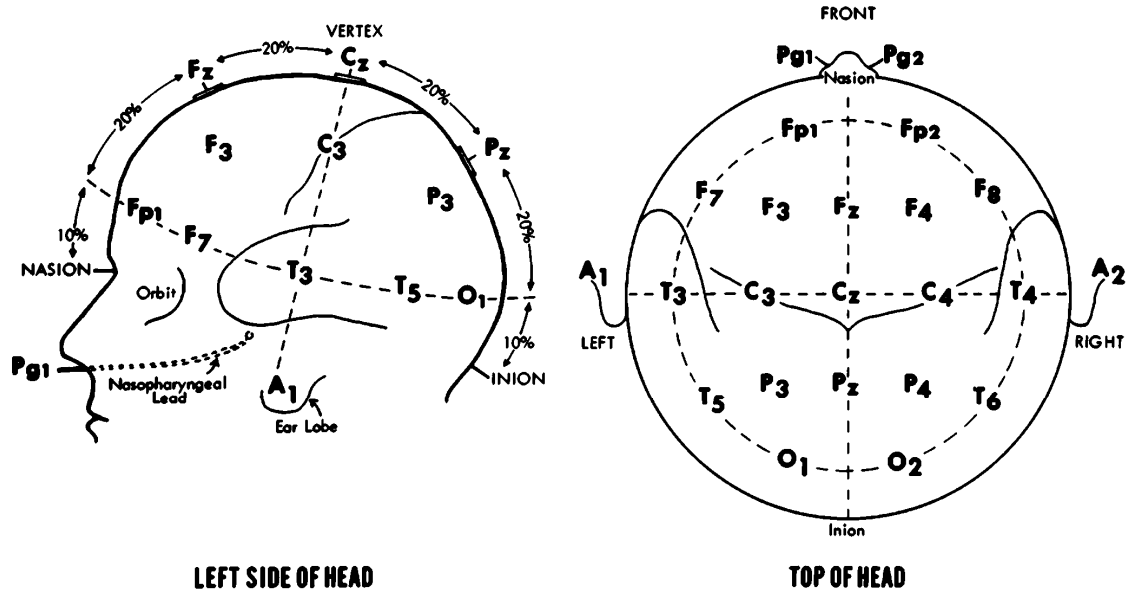


Figura 2. Sistema Internazionale Standard 10-20. Le 21 posizioni standard degli elettrodi sono: Fp2, F4, F8, C4, T4, P4, T6, O2 nell'emisfero destro, Fp1, F3, F7, C3, T3, P3, T5, O1 nell'emisfero sinistro, Fz, Cz, Pz sulla linea mediana e A1 e A2 come elettrodi di riferimento.

Le posizioni esatte sono calcolate utilizzando due dei quattro punti di repere cranici, il *nasion*, ovvero l'attaccatura superiore del naso e l'*inion*, cioè la prominenza alla base dell'osso occipitale. Il 10% e il 20% si riferiscono al valore totale della distanza tra questi due punti. Gli elettrodi sono nominati sulla base delle regioni corticali sottostanti e dell'emisfero del cranio a cui appartengono. In particolare, l'emisfero destro è caratterizzato da numeri pari, mentre quello sinistro da numeri dispari. Gli elettrodi che si trovano sulla linea mediana, al posto del numero utilizzano la lettera z. Le aree dello scalpo sono: il lobo frontale (F), frontopolare (Fp), parietale (P), occipitale (O) e temporale (T).

1.1.3 Storia dell'EEG:

L'attività elettrica cerebrale fu osservata per la prima volta nel 1875 dal fisico Richard Caton, che si servì di un galvanometro per rilevare gli impulsi elettrici sulla superficie cerebrale di animali vivi. L'importanza del lavoro di Caton fu compresa da Hans Berger, che nel 1924 effettuò la prima registrazione dei biopotenziali cerebrali su un essere umano, utilizzando come elettrodi delle strisce metalliche posizionate sullo scalpo del paziente e un galvanometro come strumento di acquisizione. Il suo studio fu la conferma del fatto che l'attività dei neuroni corticali induce delle variazioni di campo elettrico. Berger fu il primo ad osservare le oscillazioni temporali generate dall'attività cerebrale e definì le basi dell'elettroencefalografia. Il tracciato dell'elettroencefalogramma mostra l'attività spontanea cerebrale rilevata tramite elettrodi posti a contatto con il cuoio capelluto. Tale attività è sempre presente ed ha un'ampiezza molto ridotta che varia dai 10 ai 100 μV .

Per quanto riguarda la strumentazione, lo studio delle onde cerebrali è strettamente connesso al progresso dello sviluppo tecnologico. Il primo galvanometro Siemens utilizzato da Berger era caratterizzato da una bassa sensibilità e per questo motivo fu in grado di registrare unicamente le ampiezze più elevate dei potenziali elettrici, che risultarono avere una durata di circa 100-200 millisecondi. In diversi soggetti, infatti, emerse una componente di ampiezza dominante, con una frequenza compresa tra 8-14 Hz, ovvero il ritmo alfa. Tale ritmo suscitò un grande interesse da parte di Berger a causa della sua sorprendente regolarità sinusoidale. Successivamente, Berger osservò che la caratteristica fondamentale di queste onde risiedeva nella loro soppressione in risposta all'apertura degli occhi. Il ritmo alfa, infatti, è tipico del rilassamento nel soggetto sveglio. Negli anni questo effetto ha assunto il nome di 'effetto Berger' o 'reazione di attivazione'.

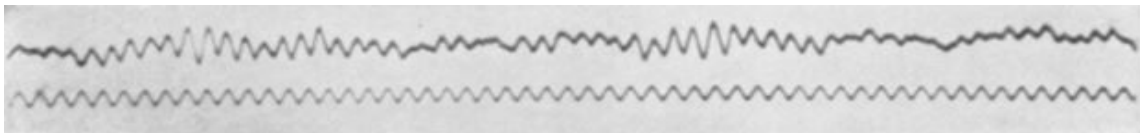


Figura 3. a) Tracciato EEG: ritmo Alfa o effetto Berger: è un ritmo sinusoidale a circa 10 Hz; b) onda sinusoidale a 10 Hz.

Inoltre, lo studio di Berger evidenziò la presenza del ritmo beta (13-30 Hz), tipico dello stato di concentrazione nel soggetto sveglio.

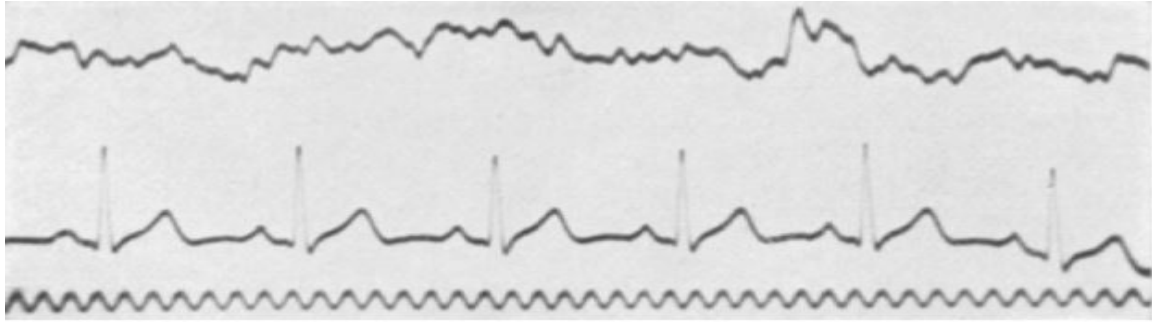


Figura 4. a) Tracciato EEG: ritmo Beta, desincronizzato e rapido; b) tracciato ECG; c) onda sinusoidale a 10 Hz.

Al tempo, il segnale EEG grezzo era registrato su carta e, senza l'aiuto dei computer, risultava difficile individuare esattamente la larghezza di banda di tali oscillazioni.

1.1.4 L'analisi spettrale e il QEEG:

L'idea di osservare il segnale nelle sue componenti frequenziali risale a circa 80 anni fa, quando Dietsch (1932) applicò per primo l'analisi spettrale ai segnali EEG. Questa tipologia di analisi, che prevede l'applicazione della trasformata di Fourier al segnale, è tuttora una delle tecniche analitiche più utilizzate in questo campo. L'utilizzo della trasformata di Fourier, infatti, consente l'estrazione di un numero maggiore di informazioni rispetto alla sola osservazione del segnale nel tempo. Tuttavia, per una corretta analisi spettrale, è necessario fare una precisazione sulla natura del segnale EEG.

Il segnale EEG è un processo stocastico, in quanto la sua evoluzione temporale non è predicibile, ed è non stazionario, poiché le sue proprietà statistiche variano nel tempo. Per facilitare l'analisi del segnale EEG, negli anni sono stati sviluppati diversi metodi, che prevedono la suddivisione del segnale in finestre di pochi secondi (5-10 sec), su cui il segnale si può approssimare stazionario. In questo caso, si parla di stazionarietà in senso debole, ovvero: il valor medio risulta costante nel tempo e la funzione di autocorrelazione è indipendente dall'istante temporale e dipende solo dal ritardo. Quindi, il limite della non stazionarietà è stato superato suddividendo il segnale EEG in tanti sotto intervalli, assunti stazionari, su cui viene calcolato lo spettro di potenza.

Alla fine degli anni '60, l'introduzione delle apparecchiature digitali, ha semplificato di gran lunga l'interpretazione del segnale EEG. Infatti, la conversione del segnale EEG dalla forma analogica a quella digitale consente un'analisi ancora più sofisticata. Tale conversione richiede il campionamento, la quantizzazione e la codifica del segnale, ed è realizzata tramite il convertitore analogico-digitale (ADC). Pertanto, l'introduzione di strumenti digitali, ha permesso la misurazione quantitativa del tracciato EEG (QEEG).

Un ulteriore vantaggio apportato dallo sviluppo tecnologico è rappresentato dalla registrazione multicanale dell'EEG. L'utilizzo di un maggior numero di elettrodi e quindi l'acquisizione di un maggior numero di segnali, ha portato a un aumento della risoluzione spaziale e alla possibilità di analizzare regioni più ampie della corteccia.

È noto che le onde cerebrali sono rappresentative di specifici stati di coscienza e condizioni mentali del paziente, per questo motivo il QEEG rappresenta un grande passo avanti nello studio psicofisiologico delle onde cerebrali. Questo tipo di studio ha reso possibile la definizione dei diversi ritmi cerebrali, come il ritmo gamma, altrimenti non osservabile con i tipici strumenti analogici. Infatti, lo sviluppo delle apparecchiature digitali ha permesso ai ricercatori e ai clinici di definire con un buon livello di precisione le principali caratteristiche delle diverse oscillazioni cerebrali, come le componenti spettrali, la frequenza di picco e la potenza in banda del segnale.

1.1.5 Ritmi cerebrali:

L'estensione della banda del segnale EEG è circa tra 1-80 Hz, ma la maggior parte del contenuto informativo si trova entro i 40 Hz. Nonostante i grandi passi avanti fatti dalla ricerca negli anni, è importante fare presente che restano numerose questioni irrisolte sulla comprensione dei processi fisiologici che generano i ritmi cerebrali.

Le diverse oscillazioni cerebrali si distinguono sulla base della frequenza di oscillazione, che dipende dal numero di neuroni con attività sincronizzata, e dagli stati psicofisici del paziente. La ricerca sulle oscillazioni cerebrali, infatti, suggerisce che diversi domini frequenziali siano associati a diverse classi di processi cognitivi. Ad esempio, le oscillazioni teta sembrano essere relazionate all'elaborazione di nuove informazioni episodiche, mentre l'attività in banda alfa è associata all'accesso di informazioni relative alla conoscenza dell'ambiente circostante. L'attività in banda beta sembra invece riflettere il controllo cognitivo dell'attività motoria e quella gamma è associata a una grande varietà di processi percettivi e cognitivi. Inoltre, è interessante notare come la frequenza sia legata alla dimensione della rete neurale: reti di dimensioni minori oscillano a frequenze maggiori se confrontate con le reti di dimensione maggiore.

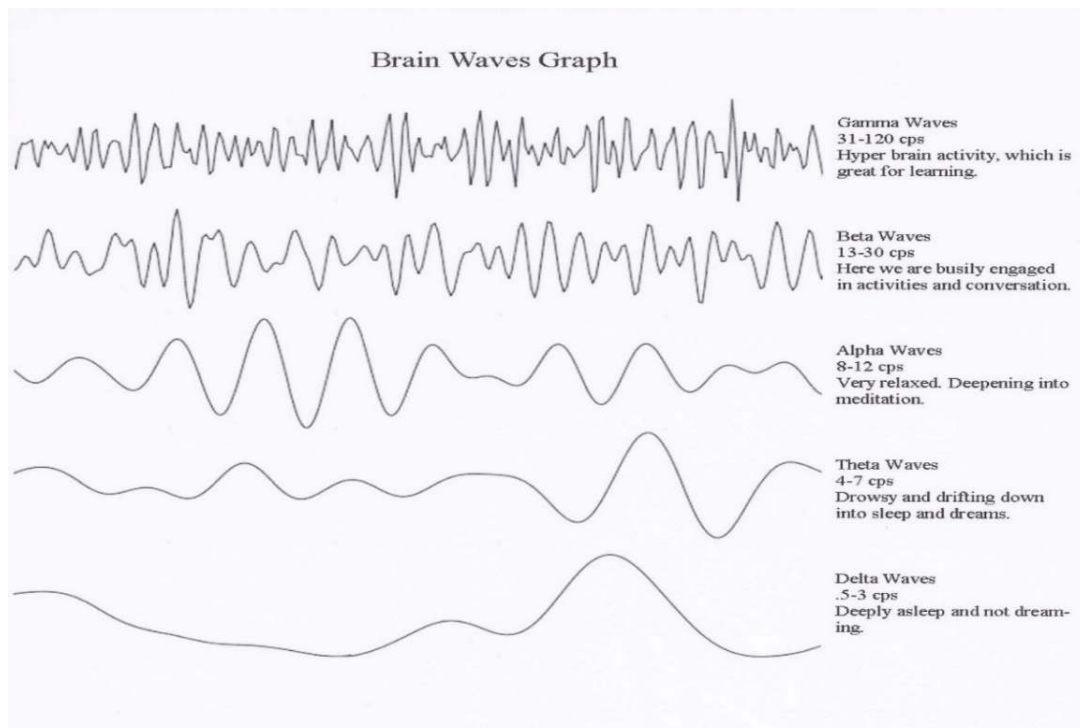


Figura 5. Onde cerebrali: dalle oscillazioni più veloci alle più lente

Ritmo Gamma: tali onde hanno un contenuto frequenziale maggiore di 30 Hz e un'ampiezza molto bassa, intorno ai 15 μV . Questo ritmo non era noto prima dell'introduzione degli strumenti digitali, infatti gli strumenti analogici erano in grado di catturare unicamente le componenti frequenziali entro i 25 Hz. La sua comparsa è associata a dei livelli estremamente elevati di funzionalità cognitiva, tra cui l'integrazione di informazioni provenienti da diverse regioni della corteccia e quindi la genesi delle percezioni. Inoltre, è connesso alla regolazione e alla codifica mnemonica. Questo ritmo è rilevabile principalmente nelle regioni frontali della corteccia.

Ritmo Beta: ha un contenuto frequenziale compreso tra 13-30 Hz e un'ampiezza media di circa 19 μV . È presente nei soggetti ad occhi aperti impegnati in un'attività cognitiva, in stati d'allerta e di concentrazione. È rilevabile nelle regioni frontali e centrali.

Ritmo Alfa: le oscillazioni sono caratterizzate da una frequenza tra 8-14 Hz e un'ampiezza media di circa 40-50 μV . Tale ritmo è tipico dello stato di veglia ad occhi chiusi e di rilassamento. Inoltre, è connesso all'accesso alle informazioni mnemoniche e alla riduzione dello stress. La sua attività è rilevabile principalmente nei canali occipitali e parietali.

Ritmo Theta: queste onde hanno una frequenza variabile tra 4-7 Hz e un'ampiezza variabile da 20-100 μV . Viene ampiamente prodotto nello stato di addormentamento fino ad occupare quasi il 90% del tracciato EEG. Inoltre, è importante nella codifica e nel recupero di memorie episodiche (ad esempio spaziali nell'ippocampo). Si osserva soprattutto nei canali temporali e parietali.

Ritmo Delta: ha una frequenza inferiore ai 3 Hz e un'ampiezza tra i 20-200 μV . Coincide con lo stadio di sonno profondo. Sono rilevate maggiormente nella regione frontale.

1.1.6 Fattori d'influenza nella rilevazione del ritmo alfa:

In questo lavoro si pone particolare attenzione al ritmo alfa, essendo la forma spettrale del cervello umano maggiormente influenzata da stati di stress/attenzione; lo scopo è fornire degli indici globali che consentano di valutare lo stato attentivo o di coinvolgimento del paziente. Il ritmo alfa si manifesta principalmente nelle regioni parietali e occipitali e la sua potenza presenta un picco intorno ai 10 Hz e un'ampiezza media di 40-50 μV .

È noto, che l'ampiezza del segnale rilevata dall'elettrodo sia correlata con la sincronizzazione delle sorgenti neuroelettriche sottostanti (La Rocca et al., 2014). Coerentemente con questa assunzione, si può affermare che un calo in ampiezza rappresenti una desincronizzazione (Sadaghiani et al., 2016). Tuttavia, la riduzione dell'ampiezza rilevata sul cuoio capelluto potrebbe verificarsi sia a causa della minore ampiezza della sorgente, sia a causa di diversi fattori anatomici e funzionali.

Conducibilità: gli effetti conduttivi di un volume, come la scarsa conducibilità delle ossa e della pelle, influenzano le misure, la precisione e l'accuratezza dell'ampiezza dell'EEG di superficie. In particolare, la conduttività del tessuto cranico è principalmente dovuta ai più abbondanti e piccoli elettroliti, ovvero quelli con una maggiore mobilità come il Na^+ e il Cl^- . Il reticolo cranico è costituito da numerose molecole, come le proteine che occupano le cellule. L'interazione di tali proteine, relativamente ferme, con gli ioni mobili influenza il livello di conduttività e la trasmissione del segnale. Anche le patologie cerebrali che prevedono anomalie tissutali, come i tumori e l'ischemia, influenzano la propagazione del campo elettrico. Inoltre, la minore ampiezza del segnale può anche essere dovuta alla ridotta conducibilità della cute connessa all'avanzare dell'età.

Flusso sanguigno cerebrale: la variazione del flusso sanguigno cerebrale può condizionare le misure di ampiezza. Ciò è dovuto al fatto che il flusso sanguigno interagisce con l'attività neurale facendo variare la risposta elettrica evocata.

Infatti, diversi studi hanno dimostrato che un aumento della potenza in banda alfa, tipico di uno stato di rilassamento, è correlato alla riduzione del segnale BOLD (blood oxygenated level dependent) nelle regioni occipitali e temporali. Al contrario, quando viene attivata una determinata funzione motoria, cognitiva o sensoriale si osserva un aumento del flusso nelle regioni cerebrali coinvolte nella specifica funzione.

Artefatto muscolare: l'artefatto elettromiogenico (EMG) rappresenta un fattore di rischio per la validità del segnale acquisito a causa della sua elevata ampiezza nello spettro di potenza. Anche delle minime contrazioni possono generare interferenze elettromagnetiche che oscurano i ritmi fisiologici. L'EMG ha un'ampia distribuzione frequenziale nel range tra 0-200 Hz. Infatti, l'EMG può essere un fattore contaminante, in particolare nelle bande beta, teta e gamma. È comunque possibile che si verifichi anche nel range 8-14 Hz, interferendo con il segnale utile. Una delle tecniche più utilizzate per rimuovere questi artefatti è l'analisi alle componenti indipendenti, anche se il metodo risulta carente quando i segnali EEG ed EMG risultano comparabili in ampiezza.

Tipo di task: un ulteriore fattore d'influenza nella rilevazione dei segnali cerebrali è il tipo di task che il paziente deve svolgere. L'impegno in un compito cognitivo o l'aumento dello stato di attenzione comportano una riduzione della potenza in banda alfa. Ciò è in accordo con l'idea che una maggiore ampiezza di tali oscillazioni rifletta l'inattivazione delle aree corticali primarie. L'ipotesi dell'aumento della potenza in banda alfa quando il soggetto si trova in uno stato di rilassamento è supportata da numerosi studi, tra cui quello di Treder et al. (2011) che mostra come la potenza nel range di frequenze 8-14 Hz, in particolare negli elettrodi posteriori (occipitali-parietali), aumenta quando il soggetto si trova ad occhi chiusi. Ciononostante, l'azione dell'onda alfa non è limitata allo stato di rilassamento, ma svolge un ruolo essenziale in una grande varietà di processi cognitivi, tra cui la percezione sensoriale e la memoria.

1.1.7 Variabilità inter- e intra-individuale dell'onda alfa:

La mancanza di una standardizzazione nella definizione dell'esatto range di frequenze dell'onda alfa rappresenta un problema fondamentale. Infatti, se si considerano studi diversi, vi è una certa variabilità nel definire la banda alfa e ciò complica ulteriormente la comprensione di queste oscillazioni cerebrali. Inizialmente, Walter (1963) propose il termine 'famiglia di ritmi alfa' per descrivere le componenti dell'EEG che mostravano una forte riduzione in ampiezza in risposta a un carico motorio e cognitivo. Tuttavia, è sempre più evidente che esistono almeno due componenti indipendenti del ritmo alfa, solitamente distinte in basse e alte frequenze, anche note come sotto bande alfa1 e alfa2. Nello specifico, la banda alfa1 comprende le frequenze inferiori a 10 Hz (LAF:<10Hz), mentre la banda alfa2 comprende le frequenze superiori a 10 Hz (HAF:>10Hz).

Recentemente, la ricerca si sta concentrando sulla variabilità inter-individuale e quindi sull'individualizzazione dell'onda alfa.

La frequenza alfa individuale (IAF) è definita come la componente frequenziale associata al maggiore contributo di potenza nel range del ritmo alfa (8-14 Hz). La posizione del picco nel range di frequenze, varia infatti da soggetto a soggetto, e tale variazione sembra essere relazionata alle capacità cognitive (Bazanov et al., 2012). Generalmente, i soggetti LAF mostrano una forte originalità nelle prove di creatività, mentre i soggetti HAF hanno una buona fluidità nello svolgimento del compito.

Come precedentemente affermato, il ritmo alfa è uno dei principali ritmi del tracciato EEG ed è caratterizzato da proprietà fisiologiche ben definite, che prevedono un calo dell'ampiezza in risposta all'apertura degli occhi o all'aumentare del carico cognitivo. Anche tale riduzione, come l'IAF, è caratterizzata da una grande variabilità inter-soggetto. Utilizzando il calo dell'ampiezza alfa come una misura di attivazione, l'entità di tale decrescita è stata analizzata in relazione a compiti cognitivi differenti. Alcune ricerche mostrano che la decrescita risulta minore nei pazienti con funzioni cognitive compromesse, tempi di risposta alterati e deficit dell'attenzione (Bazanov et al., 2014).

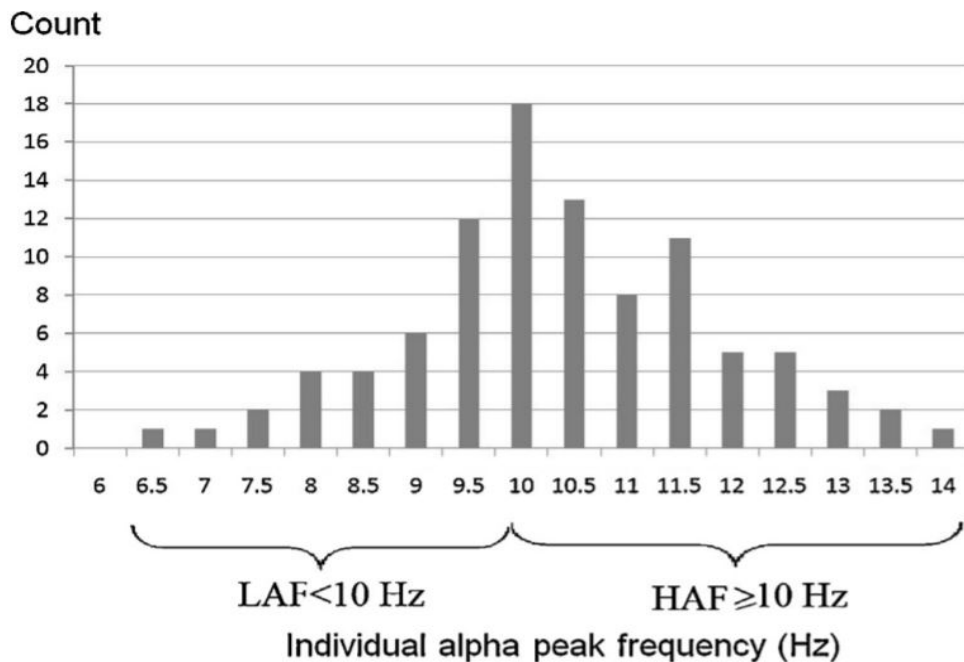


Figura 6. Distribuzione dell'Individual Alpha Peak Frequency su 96 soggetti maschi di età compresa tra 25-40 anni. LAF: soggetti con picco inferiore a 10 Hz; HAF: soggetti con picco superiore a 10 Hz

Vi è inoltre una certa variabilità intra-soggetto principalmente in relazione all'età. Infatti, la posizione del picco aumenta dall'infanzia fino all'età puberale, per poi diminuire in seguito ai 40 anni.

Inoltre, è stato dimostrato che la posizione del picco in un soggetto può variare in relazione alle performance nello svolgimento del task (Klimesch et al. 2007). Una buona prestazione risulta correlata ad un aumento dell'IAF, mentre il calo delle prestazioni e l'affaticamento sono associati a una diminuzione dell'IAF.

Un'altra idea che è stata avanzata è che le oscillazioni del ritmo alfa siano un indice delle capacità e della velocità della memoria di lavoro (Labeledev et al. 1994,2006). Maggiore è la frequenza di picco, maggiori sono le capacità e la velocità di accesso alle informazioni mnemoniche codificate. La variabilità intra-soggetto nella frequenza di picco fornisce quindi un meccanismo di identificazione e di localizzazione delle informazioni codificate (Klimesch 1993).

A causa della grande variabilità inter- e intra-soggetto, per una valutazione affidabile del ritmo alfa, risulta più corretto determinare la banda alfa individuale. Infatti, è possibile che l'utilizzo di una banda di frequenze fissa alteri i risultati, comportando la perdita di sensibilità

e una maggiore possibilità di errore, in quanto tende a mascherare gli effetti legati all'età e alle variazioni funzionali. I metodi proposti per l'identificazione della larghezza di banda sono diversi. Ad esempio, alcuni studi (Bazanov et al, 2014) hanno proposto una definizione di banda alfa individuale come l'intervallo di frequenze che contiene la parte dello spettro EEG che mostra una riduzione di almeno il 20% dell'ampiezza tra gli stati a occhi aperti e occhi chiusi (Figura 7). Anche la larghezza di banda del ritmo alfa può variare in base allo stato di attivazione del cervello e delle prestazioni cognitive.

Nello specifico, la banda risulta aumentare nel caso di elevate prestazioni e di maggiore creatività. Altri fattori da cui dipende la larghezza di banda sono l'età e gli ormoni. Per tutti questi motivi risultano ovvi i vantaggi dell'utilizzo di una larghezza di banda individuale.

Il ruolo del ritmo alfa dipende sia dall'entità di riduzione di ampiezza, che dalla larghezza di banda in cui viene valutata tale riduzione.

Per tutti questi motivi, la riduzione dell'alfa e la sua larghezza di banda individuale possono essere utilizzate come indici di attivazione cerebrale e dei processi cognitivi.

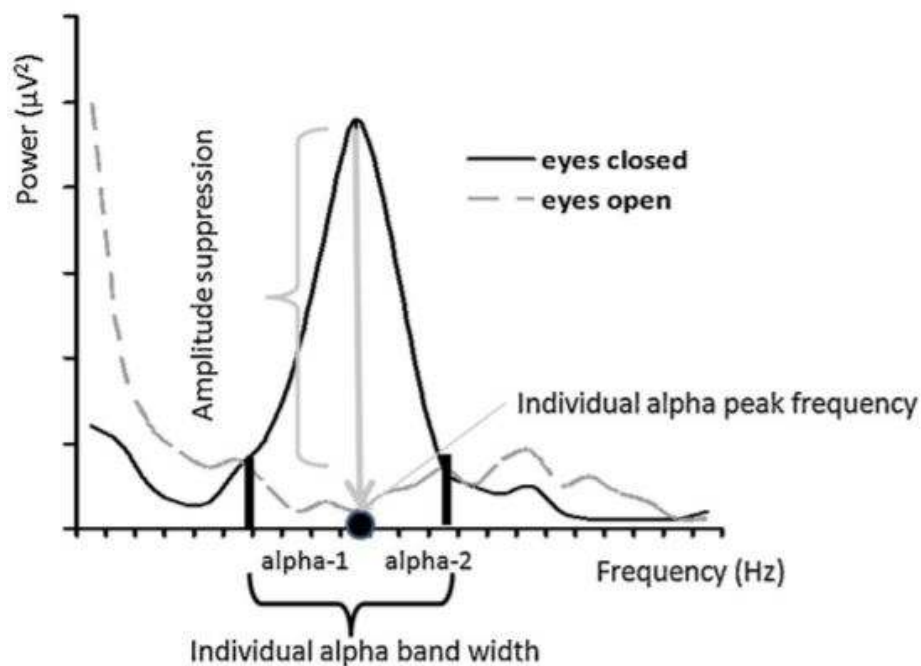


Figura 7. Valutazione della larghezza di banda alfa individuale sulla base del confronto della potenza spettrale nelle aree parieto-occipitali nelle condizioni di occhi chiusi (bianco) e occhi aperti (grigio).

1.1.8 L'inibizione funzionale e l'efficienza neurale del ritmo alfa:

Il cervello umano è un dispositivo di elaborazione estremamente complesso che ha la capacità di adattarsi all'ambiente. Per questo motivo, richiede rapide modifiche dell'architettura funzionale della rete neurale, ovvero la cosiddetta plasticità cerebrale. Per comprendere il cervello come una rete, è essenziale identificare i meccanismi con cui l'informazione viene trasportata tra le regioni cerebrali (Bonfond et al., 2017). La plasticità cerebrale è generata dalle rapide variazioni di forza sinaptica tra i neuroni della regione che trasmette l'informazione e quelli della regione ricevente. La trasmissione può essere regolata dalle variazioni nel rilascio del neurotrasmettitore delle vescicole presinaptiche, oppure dall'oscillazione di fase tra le due regioni. Recentemente, è stata avanzata una terza ipotesi secondo cui il trasporto dell'informazione è regolato dall'*inibizione* delle regioni cerebrali irrilevanti, che indirizza l'informazione verso le regioni implicate nel task.

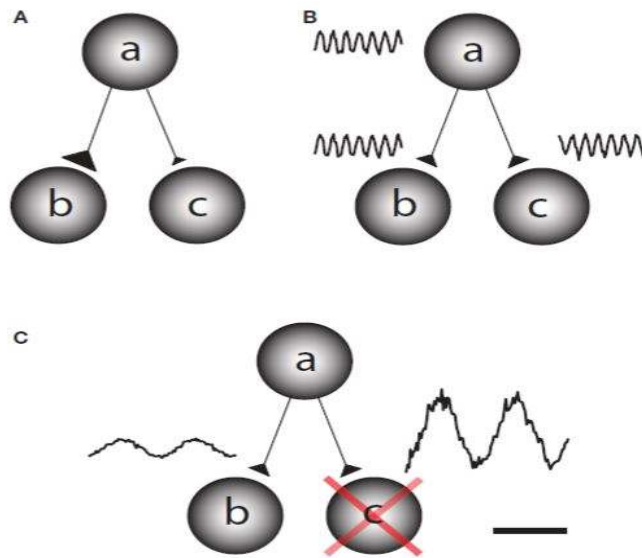


Figura 8. Diversi meccanismi di trasporto attraverso la rete. Nella situazione in cui l'informazione viene trasferita dal nodo **a** al nodo **b**, ma non da **a** a **c**. (A) Una possibilità è che le connessioni sinaptiche siano rinforzate da **a** a **b** su una rapida scala temporale e indebolite da **a** a **c**. (B) L'informazione potrebbe essere trasportata da **a** a **b** tramite la sincronizzazione di fase; la trasmissione viene bloccata dalla differenza di fase. (C) Trasmissione per inibizione. Il nodo **c**, è attivamente bloccato dalla funzione inibitoria e ciò consente il trasferimento dell'informazione da **a** a **b**. l'inibizione funzionale si riflette nella banda alfa (8-14 Hz).

L'onda alfa è stata a lungo interpretata come la sorgente dell'inibizione corticale.

Tale interpretazione deriva dall'osservazione dell'ampiezza dell'onda alfa quando il soggetto si trova ad occhi aperti e chiusi: l'ampiezza in banda alfa risulta subire un forte calo quando il soggetto si trova a occhi aperti, indice di uno stato di eccitazione maggiore, al contrario, la chiusura degli occhi comporta un aumento di ampiezza, indicando uno stato di inibizione. In particolare, una maggiore ampiezza dell'onda alfa riflette l'inibizione dell'attività neurale superflua, con l'obiettivo di ottimizzare le prestazioni (Klimesh et al., 2014).

Affinché si generi un'attività elettrica ritmica, è necessaria la presenza un centro di sincronizzazione di migliaia o milioni di neuroni. Tuttavia, uno degli aspetti che rimangono da chiarire del ritmo alfa è proprio la sua origine, ovvero quale sia il centro di sincronizzazione. Diversi studi hanno mostrato che in assenza di una connessione tra il talamo e la corteccia, tali oscillazioni non si verificano. Inoltre, la stimolazione dei nuclei intralaminari del talamo genera un'attività ritmica tra 8-14 Hz, la medesima del ritmo alfa. Per questo motivo si suppone che il talamo sia il generatore del ritmo alfa (Vijayan et al., 2012).

Da un punto di vista fisiologico, l'attività in banda alfa riflette la presenza d'impulsi inibitori, veicolati dal neurotrasmettitore GABA, che riducono le capacità di elaborazione di una data area, inibendola. Poiché il ritmo alfa è il più forte segnale elettrofisiologico del cervello umano, una spiegazione a tale fenomeno potrebbe trovarsi nel fatto che, per il raggiungimento di prestazioni ottimali, sia necessaria l'inibizione delle regioni cerebrali non necessarie per l'attività che si sta svolgendo (Jensen et al., 2012). Generalmente, infatti, l'attivazione di una specifica regione corticale tende ad inibire le regioni adiacenti.

Questo fenomeno può anche essere visto come un processo di elaborazione volto all'aumento del rapporto segnale-rumore (SNR) tramite l'inibizione di quei processi che altrimenti interferirebbero con la performance, riducendo l'efficienza della risposta del soggetto. In linea con questa interpretazione, Chen et al. (2015) hanno mostrato dei risultati per cui l'aumento dell'ampiezza dell'onda alfa sembra riflettere l'inibizione dei processi visivi, non essenziali nel task, agevolando il processo della memoria di lavoro (Myers et al., 2015).

L'aumento dell'alfa risulta essere la conseguenza di un processo attivo d'inibizione delle regioni occipitali non coinvolte nel task.

Per quanto riguarda la codifica mnemonica, l'effetto più rilevante si osserva nella potenza in banda alfa se messo a confronto con la potenza in banda gamma. L'eccitazione delle aree coinvolte è infatti caratterizzata dalla sincronizzazione in banda gamma (30-100 Hz). Questo fenomeno avviene contemporaneamente alla riduzione della potenza in banda alfa. In accordo

con questa visione, la rete neuronale può essere studiata osservando le relazioni frequenziali tra l'attività in banda alfa e quella in banda gamma.

1.1.9 La fase e interazione cross-frequenza:

Recenti studi mettono in luce il processo di modulazione del ritmo gamma, notoriamente coinvolto nel processing neurale, da parte del ritmo alfa. In particolare, è stata avanzata l'idea per cui, l'aumento di ampiezza dell'onda alfa si verifica quando vi è la necessità di interrompere l'attività gamma in corso. Difatti, come si osserva dalla Figura 9, laddove l'alfa è maggiore, il ciclo di lavoro (duty cycle) dell'attività gamma è minore. Secondo questo principio, l'attività alfa potrebbe avvalersi proprio della sua fase per fornire un'inibizione graduale e bloccare l'attività gamma. Se l'ampiezza dell'alfa è elevata, la finestra temporale del processo cognitivo associato al ritmo gamma sarà breve. Se l'ampiezza dell'alfa è ridotta, la finestra temporale aumenta.

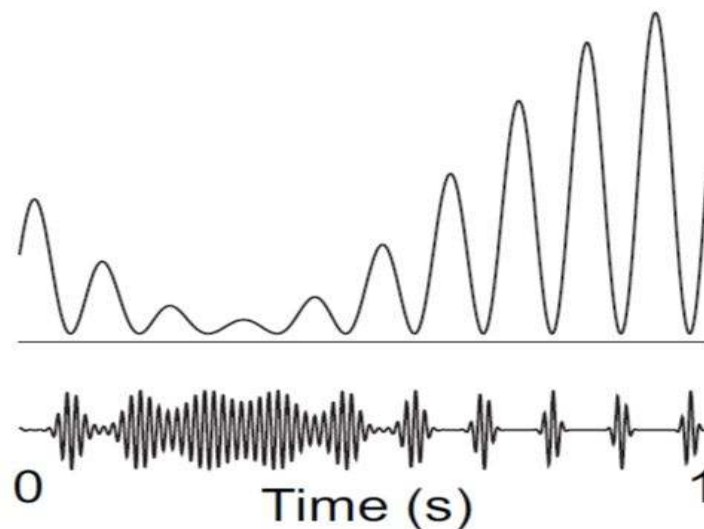


Figura 9. L'ipotesi per cui l'attività in banda alfa disattiva le funzioni di una data regione tramite impulsi inibitori. Il tracciato sottostante mostra il ritmo gamma che riflette l'elaborazione neurale. Gli impulsi inibitori dell'alfa silenziano temporaneamente l'onda alfa. All'aumentare dell'alfa, il 'duty cycle' del gamma e quindi la computazione neuronale diminuisce gradualmente.

Da un punto di vista fisiologico, il feedback GABAergico proveniente dagli interneuroni è particolarmente implicato nel meccanismo che genera il ritmo alfa. Allo stesso modo, tali interneuroni sono implicati nella generazione del più rapido ritmo gamma (30-80 Hz). È

quindi possibile che gli interneuroni inibitori siano coinvolti in diversi processi su scale temporali diverse.

I processi di eccitazione e inibizione delle reti neuronali si riflettono nelle diverse bande di frequenza, per questo motivo è necessario analizzare le interazioni frequenziali. Vi sono diversi principi che le descrivono, tra cui la sincronizzazione delle oscillazioni. In alternativa, per distanze corticali maggiori, in cui risulta difficile mantenere una buona accuratezza temporale per l'accoppiamento di fase, si possono generare degli accoppiamenti potenza-potenza. Infatti, vi è una correlazione positiva tra la potenza gamma nelle regioni inerenti al task e la potenza alfa nelle regioni non coinvolte, e tale correlazione tende ad aumentare con le prestazioni del task. Diversi studi combinati sull' EEG e l'fMRI (Goldman et al., 2002; Laufs et al., 2003; Feige et al., 2005; Scheeringa et al. 2009) hanno confermato che vi è una correlazione negativa tra l'attività alfa e il segnale BOLD, mentre vi è una correlazione positiva tra l'attività gamma e il segnale BOLD (Logothetis et al., 2001; Niessing et al., 2005), dimostrando la funzione inibitoria delle onde alfa, in opposizione a quella eccitatoria delle onde gamma.

1.1.10 L'ipotesi di inhibition-timing del ritmo alfa:

L'attività in banda alfa è particolarmente interessante in quanto è l'unico dominio frequenziale che può rispondere a uno stimolo sia con un aumento che con una riduzione di potenza. Le risposte agli stimoli sensoriali, cognitivi e motori, sono definite ERD (*event-related desynchronization*) nel caso della desincronizzazione, associata a una maggiore eccitazione della regione corticale d'interesse e alla riduzione di ampiezza dell'onda alfa, e ERS (*event-related synchronization*) nel caso della sincronizzazione, associata allo stato di inibizione e all'aumento in ampiezza dell'onda alfa. Solo l'onda alfa presenta sia l'ERS che l'ERD, per tutti gli altri ritmi cerebrali l'unica risposta è data dall'ERS.

Considerando quindi il ritmo alfa, le regioni cerebrali che si attivano quando si esegue un compito motorio o cognitivo mostrano l'ERD, mentre le regioni cerebrali irrilevanti o interferenti con il compito sono caratterizzate dall'ERS associato a uno stato di inibizione. Tale interpretazione è in accordo con la visione tradizionale per cui, nel caso del ritmo alfa, l'ampiezza dell'ERD riflette il grado di eccitazione corticale.

Idealmente, si può pensare che l'eccitazione e l'inibizione si influenzino a vicenda, nel senso che l'inibizione tende a bloccare le cellule debolmente eccitate, e contemporaneamente induce un pattern di potenziali d'azione (APs) nelle cellule con un livello di attivazione maggiore (Klimesh et al., 2012).

In questo senso, l'inibizione e l'eccitazione dipendono l'una dall'altra e interagiscono tra loro con lo scopo di aumentare il rapporto SNR. Tuttavia, questa regolazione ideale non dipende unicamente dalla variazione di potenza in banda alfa.

Secondo la visione tradizionale, la dimensione spaziale della mente è rappresentata dall'anatomia e dalla connettività funzionale. La dimensione temporale, invece, è dettata dalle oscillazioni. Quest'ultimo aspetto è di fondamentale importanza nello studio dei processi percettivi e cognitivi. Infatti, secondo l'ipotesi di *inhibition-timing*, le oscillazioni in banda alfa riflettono un meccanismo di controllo di tipo top-down, esercitato dai neuroni inibitori. Secondo questa ipotesi, inoltre, la regolazione avviene in maniera pulsata.

Per *timing* si intende il fenomeno per cui le oscillazioni ritmiche forniscono delle finestre temporali limitate per l'attivazione di molti neuroni.

Nell'inibizione, il tempo e la direzione di una variazione sono descritti dalla fase e dipendono dal timing del processo di attivazione neuronale. Poiché il ritmo alfa è un'oscillazione di natura inibitoria, si considera la variazione tra la minima e la massima inibizione. A seconda dell'ampiezza dell'oscillazione, e del livello di eccitazione delle singole cellule, è possibile distinguere diverse situazioni. Se l'ampiezza dell'oscillazione è lieve, la frequenza di sparo delle cellule maggiormente eccitate non subisce variazioni. Se l'ampiezza cresce, anche le cellule con un maggiore stato di eccitazione tenderanno a attivarsi ritmicamente, sincronizzandosi con la fase dell'oscillazione.

Si consideri il Caso 1 e 2a della Figura 10. L'aumento di ampiezza induce il timing inibitorio che risulta evidente nei potenziali d'azione delle cellule 1 e 2. Un ulteriore incremento in ampiezza, induce una maggiore inibizione e un timing più accurato dell'attività neurale. Per rappresentare questo fenomeno si può ipotizzare uno shift del riferimento, come nel Caso 2b. Dalla figura si evince che anche i neuroni maggiormente eccitati, all'aumentare dell'ampiezza dell'oscillazione, subiscono una significativa inibizione. Questo rappresenta il meccanismo che blocca le cellule con un basso livello di eccitazione (cellula 1, Caso 2b).

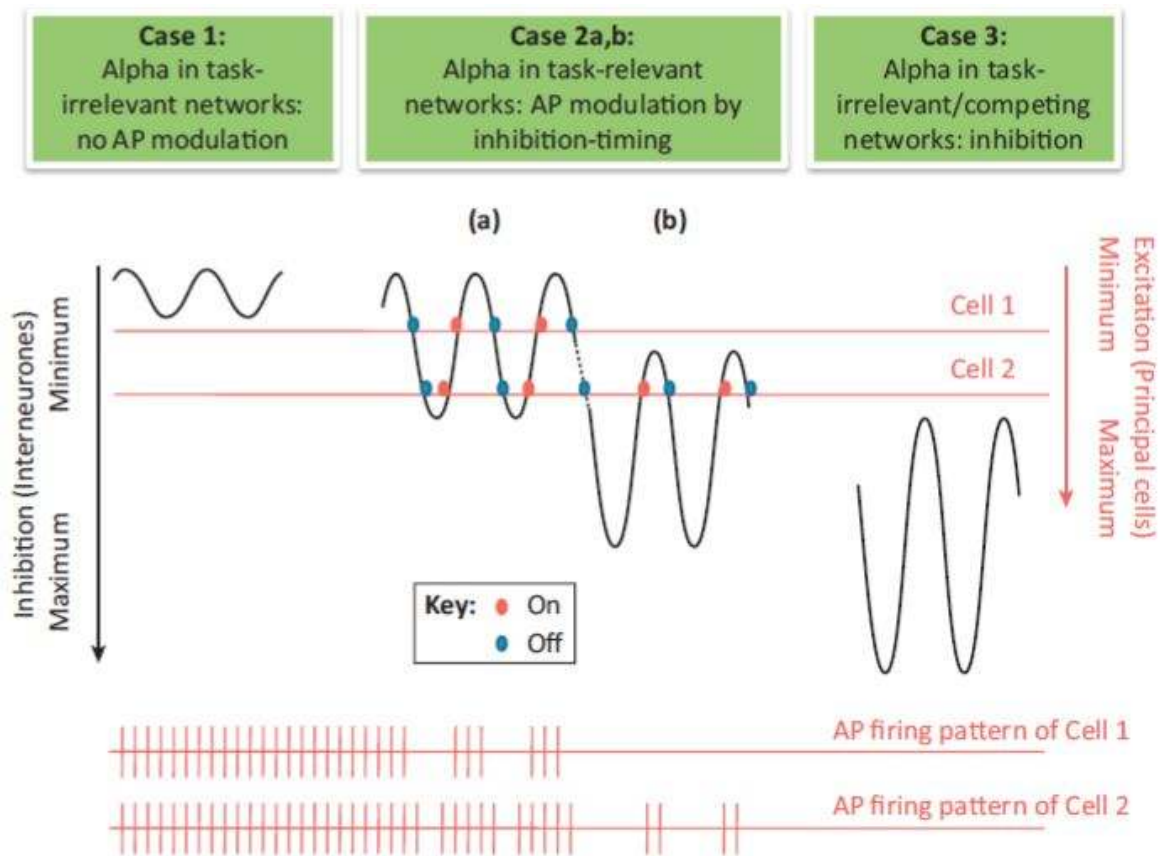


Figura 10. L'ipotesi del timing e dell'inibizione e i possibili meccanismi fisiologici. Si presentano tre casi. Caso 1: nelle reti irrilevanti per il task, l'oscillazione alfa ha una bassa oscillazione e non influenza la frequenza di 'sparo' dei neuroni. In particolare, tale frequenza è rappresentata nella parte inferiore della figura, come 'AP firing pattern' delle due cellule. Caso 2: nelle reti coinvolte nel task, l'ampiezza delle oscillazioni alfa aumenta e quando si trova nella fase di inibizione dell'oscillazione, inizia a ostacolare la generazione dei potenziali d'azione. Sulla base del livello di eccitazione delle cellule target, l'influenza dell'oscillazione inibitoria è diversa. Tale differenza è osservabile dalla cellula 1 e 2. Con l'aumento in ampiezza, aumenta il valore di riferimento dell'inibizione. Questo significa che non aumenta solo durante la fase di massima inibizione (valli), ma anche durante la fase di minima inibizione (picchi). Caso 3: se aumenta ulteriormente l'inibizione, tutte le cellule target vengono bloccate. Questo caso è quello in cui diverse strutture neuronali competono potenzialmente per l'elaborazione di un task.

Per quanto riguarda le regioni irrilevanti per il task (Caso 3) va considerato un altro fattore.

In questo caso, il livello di eccitazione delle cellule è minimo e un eventuale aumento in ampiezza si traduce in un timing ancora più preciso.

L'effetto inibitorio del timing è rappresentato sia come l'assenza del pattern temporale APs (Figura 10, Caso 3), sia come assenza di variazione del pattern (Figura 11).

Poiché le informazioni sono principalmente codificate nelle variazioni degli intervalli tra gli spike e nel numero di spike, un pattern monotono come quello illustrato in Figura 11, non consente la trasmissione dell'informazione.

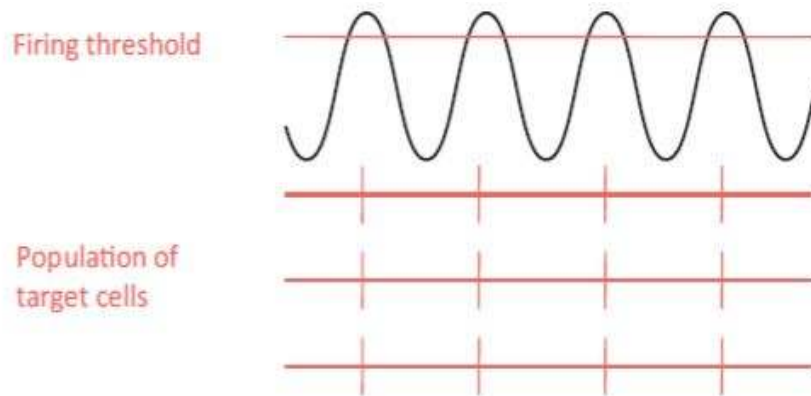


Figura 11. Inibizione dovuta alla mancata trasmissione di informazioni alle cellule bersaglio, rappresenta un'interpretazione alternativa del Caso 3 della figura sopra. L'aumento di ampiezza dell'onda alfa durante lo stato di inibizione può indicare la somma spaziale (a livello degli elettrodi sullo scalpo) delle sorgenti alfa in fase che genera una sequenza monotona di impulsi nella popolazione delle cellule bersaglio. Se non c'è variazione nella sequenza dei potenziali d'azione, non è possibile trasmettere alcuna informazione. Questa circostanza si può verificare nelle strutture irrilevanti per il task in cui il livello di eccitazione delle cellule principali è basso e non varia sistematicamente.

1.1.11 Il significato delle oscillazioni alfa:

Per comprendere il significato cognitivo delle oscillazioni in banda alfa, è necessario chiedersi se il suo ruolo sia connesso a un dominio cognitivo ben preciso, come ad esempio la percezione, l'attenzione, la memoria di lavoro e la memoria a lungo termine, oppure se comprende una varietà di funzioni difficilmente associabili a un unico dominio. Rispondere con precisione a questo quesito non è particolarmente complesso, poiché le oscillazioni alfa sembrano intervenire in tutti i processi cognitivi sopracitati (Basar et al., 2016).

L'idea è che l'onda alfa condizioni una classe di processi implicati nell'accesso e nel recupero controllato delle informazioni contenute nel sistema di conoscenza, detto *knowledge system* (KS) (Klimesh et al., 2012).

Il sistema di conoscenza è un sistema di immagazzinamento, che non comprende unicamente la memoria a lungo termine, ma qualsiasi tipo di conoscenza, inclusa la memoria procedurale e quella percettiva implicita. La percezione, la codifica e l'identificazione sono tutti processi pilotati dall'attenzione, e sono strettamente connessi all'accesso al KS. Le prime fasi della codifica riguardano i processi di categorizzazione e sono basati su caratteristiche globali. Questi processi operano per definire un campo d'accesso al KS, per il recupero delle informazioni.

L'inibizione e il timing, caratteristici dell'onda alfa, sono entrambi fenomeni connessi a due funzioni dell'attenzione, cioè i processi di *soppressione* e di *selezione*, che consentono l'accesso controllato alla conoscenza (KS) e l'orientamento semantico nel tempo, nello spazio e nel contesto.

A questo punto ci si domanda quale tra i diversi processi cognitivi sia quello maggiormente compatibile con la funzione inibitoria. L'attenzione, infatti, prevede proprio un meccanismo di ottimizzazione e modellazione dei processi cognitivi coinvolti e l'inibizione dell'elaborazione nelle popolazioni neuronali non coinvolte (*soppressione*). Il sistema attentivo si focalizza sul tipo di informazione trasportata dallo stimolo e sull'istante temporale in cui si verifica. Questi due aspetti dell'attenzione sono definiti come attenzione anticipatoria e temporale e sono strettamente connessi alle oscillazioni in banda alfa. Tuttavia, l'attenzione è un concetto estremamente complesso, che comprende tante funzioni diverse.

Le funzioni dell'attenzione maggiormente connesse al ritmo alfa, ovvero la *selezione* e la *soppressione*, fungono da filtro che abilita selettivamente l'accesso al sistema KS e agisce in accordo con l'ipotesi di inhibition-timing del ritmo alfa.

I processi di *soppressione* generati dall'attenzione sono principalmente associati all'aumento dell'ampiezza dell'onda ERS, e riflettono l'aspetto inibitorio dell'onda alfa.

L'attenzione, infatti, secondo l'ipotesi del controllo inibitorio (Jensen et al., 2010), modula la potenza in banda alfa: la potenza aumenta nelle aree irrilevanti per il task e si riduce nelle aree rilevanti caratterizzate da un'eccitazione maggiore.

L'idea del rapporto tra il KS e l'attività in banda alfa deriva dal fatto che, durante il recupero dalla memoria a lungo termine, l'ampiezza dell'ERD del ritmo alfa varia in funzione del contenuto semantico dell'informazione. Maggiore è l'integrazione dell'informazione recuperata, maggiore è l'ampiezza dell'ERD, che genera una maggiore eccitazione corticale. In questo senso si parla di *selettività* cognitiva. Tale fenomeno è connesso al *timing* di fase delle oscillazioni. Infatti, la relazione tra il ritmo alfa e l'attenzione non si limita alle variazioni in ampiezza ma, come già accennato, è necessario considerare la fase.

I processi cerebrali legati alla funzione di *selezione* dipendono dalla fase, riflettendo l'aspetto del *timing* delle oscillazioni alfa e il conseguente ERD. La fase indica un particolare punto temporale all'interno di un ciclo oscillatorio ed è comunemente indicata in gradi. L'attenzione selettiva sfrutta il timing per sincronizzare la fase dell'oscillazione con quella dello stimolo atteso. La sincronizzazione di fase prevede il reset e il 'trascinamento' della fase dell'attività oscillatoria. Il reset di fase si verifica in presenza di un unico stimolo sensoriale, mentre il trascinamento di fase riflette l'allineamento di fase delle diverse popolazioni neuronali

presenti. Entrambi questi meccanismi hanno il medesimo obiettivo: la sincronizzazione tra l'attività oscillatoria e lo stimolo atteso in ingresso, con lo scopo di ridurre i tempi di reazione e migliorare l'elaborazione dello stimolo. La sincronizzazione di fase è particolarmente visibile quando gli stimoli sensoriali si presentano in un pattern ritmico (Frey et al., 2015). In questo modo, l'arrivo dello stimolo in ingresso tende a coincidere con la fase più eccitatoria delle oscillazioni neuronali, aumentando la probabilità che sia rilevato ed efficientemente elaborato. Al contrario, lo stimolo sensoriale meno atteso, presentato in maniera casuale, tenderà ad essere inibito. Questa visione è in linea con l'ipotesi di *selezione* oscillatoria dell'attenzione. Diversi studi affermano che l'attenzione può sfruttare la natura ritmica di molti stimoli provenienti dall'ambiente, forzando l'attività oscillatoria ad allinearsi con il ritmo dello stimolo sensoriale. Così facendo, gli stimoli attesi raggiungono il sistema quando si trova in uno stato più eccitato, ottimizzando l'elaborazione dello stimolo.

Le due risposte antagoniste ERD e ERS consentono di amplificare l'attivazione corticale.

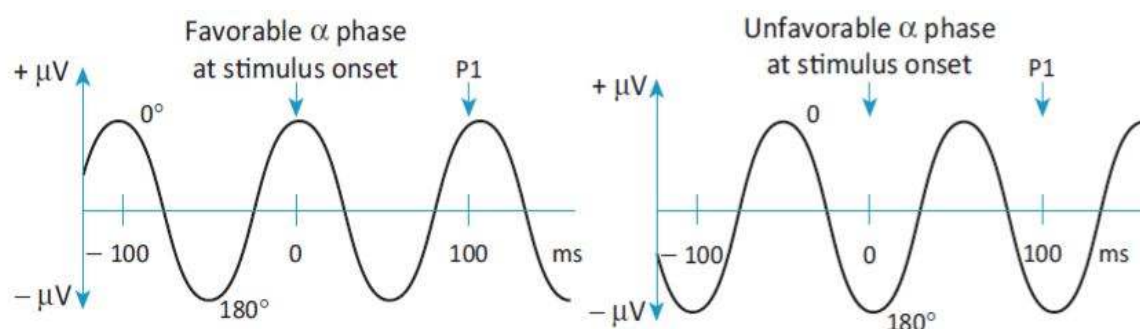


Figura 12. La fase favorevole all'arrivo dello stimolo 'supporta' la generazione di P1. Per una frequenza media dell'alfa di 10 Hz, se quando si instaura lo stimolo, la fase si trova intorno al picco positivo (0°), allora rappresenta una fase favorevole. L'idea è che, in questo caso, l'attività in banda alfa mostrerà anche un picco dopo 100 ms dallo stimolo, che coincide con la comparsa di P1.

È noto che l'ERP, o potenziale evocato, riflette l'attività post-sinaptica della popolazione neurale in risposta a uno stimolo. In particolare, le deflessioni positive P1 dell'ERP, indicano uno stato di eccitazione post-sinaptica, mentre le deflessioni negative N1, indicano uno stato di inibizione post-sinaptica (Bruyns-Haylett et al., 2017). Dallo studio di Mathewson et al. è stato osservato che all'instaurarsi dello stimolo, la fase nei target visivi rilevati e in quelli non rilevati risulta diversa. Come mostrato in Figura 12, se all'arrivo dello stimolo, la fase dell'onda alfa si trova vicino al picco negativo, allora interferisce con la generazione di P1 e lo stimolo non viene rilevato. Invece, se all'arrivo dello stimolo la fase dell'onda alfa si trova in prossimità del picco positivo è favorevole alla rilevazione dello stesso.

1.2 ELETTROCARDIOGRAFIA:

L'elettrocardiografia (ECG) è un processo di registrazione nel tempo della differenza di potenziale elettrico generata dal cuore. Il segnale rappresenta il risultato dei potenziali d'azione di milioni di cellule del muscolo cardiaco e la loro sequenza di depolarizzazione e ripolarizzazione.

L'ECG è un metodo diagnostico non invasivo che rileva il segnale elettrico tramite degli elettrodi posti sulla superficie corporea. Infatti, il tessuto che circonda il miocardio è conduttivo e questo fa sì che i potenziali siano presenti anche sulla superficie esterna del corpo, dove possono essere misurati. I fattori che possono alterare il segnale elettrico sono diversi e possono derivare sia da fattori cardiaci, che extra cardiaci. Ad esempio, le forze elettriche generate dal cuore dipendono dalla posizione del cuore all'interno del corpo e dalla distanza degli elettrodi di registrazione.

Da un punto di vista elettrofisiologico, i battiti cardiaci di un cuore sano sono caratterizzati da una successione ordinata di depolarizzazioni, generate dalle cellule pacemaker del nodo senoatriale, che si diffondono attraverso l'atrio. La depolarizzazione si propaga lungo il muscolo cardiaco passando dal nodo atrioventricolare, e attraverso il fascio di His e le fibre del Purkinje arriva a depolarizzare tutto il ventricolo. Questo schema ordinato di depolarizzazioni determina una contrazione ritmica che dà origine al tracciato detto elettrocardiogramma.

Nello specifico, l'ECG fornisce informazioni sulle anomalie cardiache ed è il miglior metodo di analisi per i disturbi associati al ritmo cardiaco e al sistema di conduzione.

Correlando i pattern elettrocardiografici con i dati anatomici, patologici e fisiologici è possibile dedurre con un buon grado di accuratezza lo stato del cuore.

1.2.1 Tracciato ECG e derivazioni:

I primi studi di elettrofisiologia cardiaca risalgono al 1836 quando il fisico Carlo Matteucci iniziò le sue prime osservazioni sul cuore di diverse specie animali. Negli anni le ricerche sono andate avanti, passando dagli studi sperimentali a quelli clinici, fino al 1903 quando Willem Einthoven utilizzò il suo galvanometro per misurare l'ECG. Egli, inoltre, definì le onde cardiache del tracciato: P, Q, R, S e T. In seguito, grazie al progresso tecnologico la strumentazione ha subito una forte evoluzione che ha portato allo sviluppo di ECG portatili e di sistemi incorporati per l'elaborazione digitale del segnale.

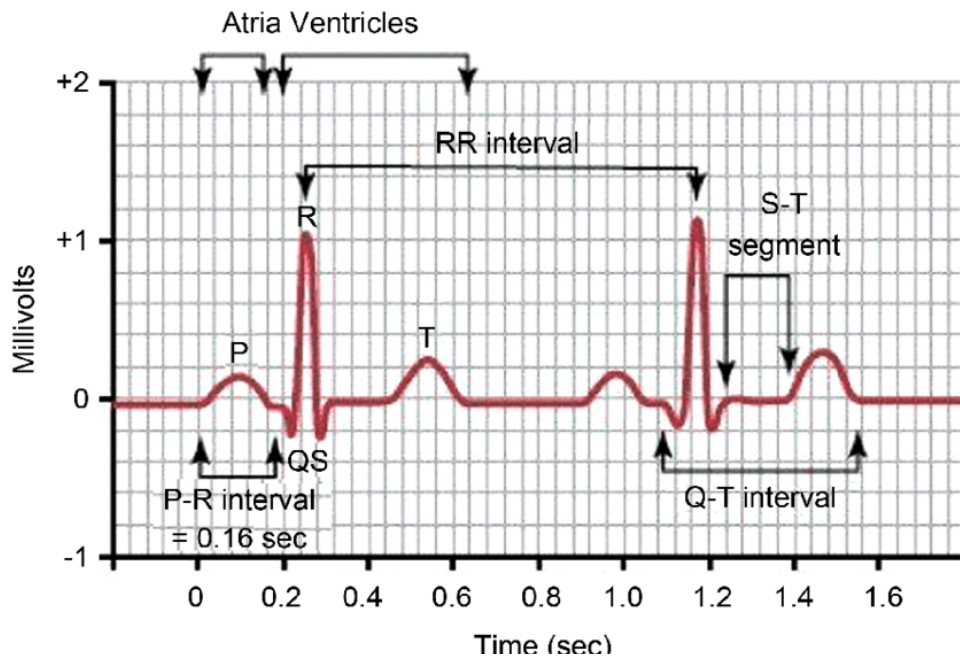


Figura 13. Tracciato ECG di un ciclo cardiaco: a) l'onda P rappresenta la depolarizzazione degli atri che ha origine nel nodo senoatriale, b) il tratto P-R indica il passaggio della depolarizzazione al nodo trioventricolare, c) il complesso QRS corrisponde alla depolarizzazione dei ventricoli, d) il tratto S-T indica la fase in cui tutte le cellule ventricolari sono depolarizzate, e) l'onda T rappresenta la prima ripolarizzazione ventricolare, f) l'intervallo Q-T indica il tempo di depolarizzazione e ripolarizzazione ventricolare. L'intervallo R-R rappresenta un ciclo cardiaco.

Il cuore, essendo un generatore elettrico, può essere approssimato a un dipolo.

Infatti, nella condizioni di riposo la superficie delle singole fibre miocardiche è positiva, mentre l'interno è negativo. La depolarizzazione di tali fibre, e quindi la propagazione del potenziale d'azione, genera l'inversione della carica tra l'esterno e l'interno delle cellule.

Perciò, ogni singola fibra del miocardio può essere vista come un dipolo, descrivibile tramite un vettore di dipolo variabile nel tempo. Per questo motivo, l'attività elettrica dell'intero

miocardio si può rappresentare come un unico vettore cardiaco, risultante dalla somma dei singoli vettori dipolari. Ciò che si vuole registrare dall'analisi ECG è proprio la variazione del vettore cardiaco che genera il campo elettrico. Il campo elettrico varia dipendentemente dalla posizione, per cui elettrodi diversi rilevano potenziali diversi.

Ponendo due elettrodi sulla cute del soggetto è possibile registrarne il ritmo cardiaco, rilevando la differenza di potenziale generata dalla propagazione del vettore cardiaco.

Il segnale registrato dipende dalla posizione degli elettrodi, per questo motivo si utilizzano delle derivazioni standard, in modo tale da ottenere dei risultati confrontabili e accurati.

Le derivazioni si distinguono sulla base del piano 'frontale' o 'trasversale'. Per quanto riguarda il piano frontale, le derivazioni sono ulteriormente distinte in 'bipolari' e 'unipolari'.

Le derivazioni *bipolari* sono date dalle possibili coppie ottenibili congiungendo tra loro: il braccio destro (RA), il braccio sinistro (LA) e la gamba sinistra (LL). Si possono rappresentare sotto forma di un triangolo equilatero, detto Triangolo di Einthoven (Figura 14), di lati: I (LA-RA), II (LL-RA), III (LL-LA),

Per quanto riguarda le derivazioni *unipolari* invece, sono date dalle possibili coppie di elettrodi che collegano uno tra i punti sopracitati con un altro, detto punto di Goldberg, ottenuto dalla media dei potenziali degli altri due punti rimanenti. In questo caso sono definite come:

$$aVR: RA - \frac{LA+LL}{2}$$

$$aVL: LA - \frac{RA+LL}{2}$$

$$aVF: LL - \frac{RA+LA}{2}$$

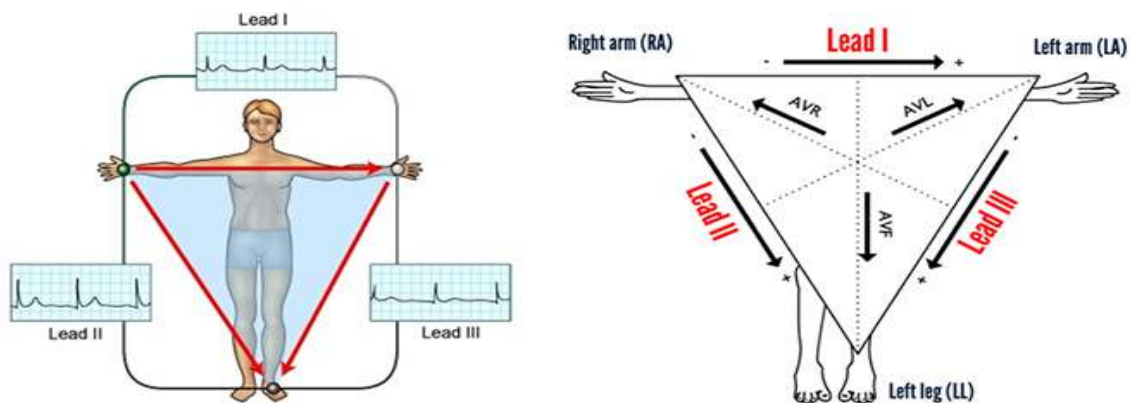


Figura 14. Triangolo di Einthoven: possibili derivazioni bipolari e unipolari

Però, tali punti di applicazione sono piuttosto lontani dal cuore. Se si vuole una maggiore accuratezza nella misura del vettore cardiaco, è necessario posizionare gli elettrodi sul piano trasversale. Si utilizza in questo caso un elettrodo di riferimento, ottenuto dalla media dei potenziali di RA, LA, LL e uno tra i sei punti tra V1, V2, V3, V4, V5 e V6 che si trovano lungo l'arco di 90° della parte sinistra del torace.

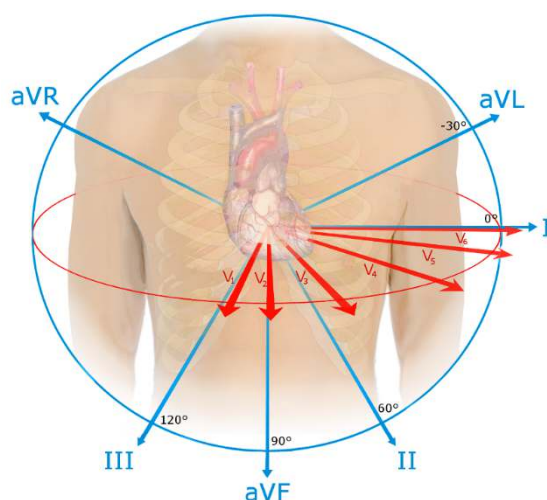


Figura 15. Derivazioni precordiali

Gli elettrocardiografi possono visualizzare da una a dodici tracce, una per ogni derivazione. Poiché il segnale ha un'ampiezza piuttosto bassa, anche se superiore a quella dell'EEG, si utilizza un preamplificatore che filtra la componente continua e amplifica il segnale.

1.2.2 Heart rate variability

L'Heart Rate Variability (HRV) è la naturale influenza dei fattori fisiologici che modulano il ritmo cardiaco come il respiro, le emozioni, lo stress e il rilassamento.

La frequenza cardiaca (HR) è un segnale non stazionario e la sua variazione può indicare alcuni disturbi cardiaci. L'analisi dell'HRV, prevede un'attenta osservazione dei dati, che avviene grazie all'elaborazione al computer, ed è diventata una delle tecniche diagnostiche non invasive più comuni.

Nello specifico, l'HRV è definita come la variazione nel tempo dell'intervallo tra due picchi R successivi e dipende dalla capacità cardiaca di adattarsi rapidamente ai cambiamenti, individuando e rispondendo agli stimoli non prevedibili. Generalmente, un individuo sano

mostra un certo grado di variabilità nella frequenza cardiaca e quindi una buona capacità di adattamento alle diverse situazioni.

Tramite questo genere di analisi è possibile monitorare lo stato di salute del cuore e del sistema nervoso autonomo, responsabile della regolazione dell'attività cardiaca.

Il sistema nervoso autonomo regola l'HR tramite l'azione bilanciata dei rami del sistema nervoso simpatico e di quello parasimpatico. Una situazione di stress o di esercizio fisico è associata a una stimolazione simpatica. Questa, causa l'aumento della frequenza di 'sparo' delle cellule pacemaker del nodo seno-atriale e di conseguenza l'aumento della frequenza cardiaca.

L'attività parasimpatica riflette il funzionamento degli organi interni, ed è affetta da traumi e da reazioni allergiche. Causa la diminuzione della frequenza di sparo delle cellule pacemaker e quindi della frequenza cardiaca, fornendo il corretto bilanciamento tra le funzioni fisiologiche autonome.

I due contributi ritmici dell'attività autonoma simpatica e parasimpatica, modulano gli intervalli R-R dell'ECG in diversi range di frequenze. L'attività simpatica è associata alle frequenze più basse e ricopre il range 0.04-0.15 Hz, mentre quella parasimpatica è associata alle frequenze più alte e ricopre il range 0.15-0.4 Hz delle frequenze di modulazione dell'HR. La distinzione netta tra le bande, consente all'analisi HRV di separare nettamente i contributi simpatici da quelli parasimpatici.

Una volta acquisito il segnale ECG, un metodo efficace per quantificare l'HRV è l'estrazione del tacogramma, ovvero la serie temporale degli intervalli R-R, che indica la distanza tra battiti successivi. Un software si occupa della detezione dei complessi QRS, e in particolare del calcolo della distanza tra i picchi R, indicata in millisecondi.

I picchi R sono quelli maggiormente riconoscibili e sono rilevati utilizzando un semplice derivatore, per valutare la pendenza del complesso QRS, posto a monte di un sistema di soglia.

Il grafico del tacogramma (Figura 16) mostra le distanze tra gli intervalli R-R, sulle ordinate, in funzione del numero dei battiti, sulle ascisse.

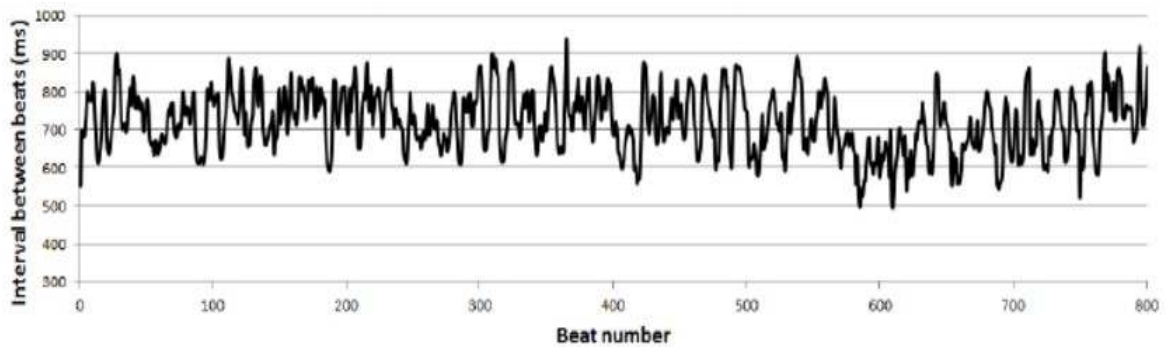


Figura 16. Tacogramma

Una volta estratto il tacogramma si effettua un'analisi spettrale del tracciato. La densità spettrale di potenza fornisce le informazioni basilari su come la potenza, e quindi la varianza, sia distribuita in funzione della frequenza. Per descrivere il segnale HRV nel dominio frequenziale, si fa l'ipotesi per cui il segnale risulta generato da un sistema lineare, tempo-invariante e stazionario. Per questo motivo, l'FFT è applicata a ognuna delle finestre in cui è suddiviso il segnale.

Lo spettro del tacogramma individua le tre principali componenti frequenziali dell'HRV:

Componente spettrale a frequenza molto bassa (Very Low Frequency, VLF): questo ritmo ricopre il range di frequenze tra $0.003 < \text{Hz} < 0.04$ e deriva dai meccanismi di regolazione come la temperatura o i fattori umorali, che sono contributi lenti e non lineari.

Componente spettrale a bassa frequenza (Low Frequency, LF): il range di frequenze di questo ritmo è $0.04 < \text{Hz} < 0.15$ e rappresenta l'attività del sistema ortosimpatico e la componente simpatica del meccanismo baroriflesso nella modulazione della frequenza cardiaca.

Componente spettrale ad alta frequenza (High Frequency, HF): la banda di frequenze è compresa tra $0.15 < \text{Hz} < 0.4$ e il ritmo rappresenta l'azione del sistema parasimpatico. In particolare, indica l'attività del vago, cioè l'attività respiratoria e pressoria, ovvero la componente vagale del baroriflesso.

La misura delle componenti di potenza LF e HF si può graficare sia in forma di potenza assoluta, che in forma normalizzata. Quest'ultima forma rappresenta il valore relativo di ciascuna componente di potenza (LF o HF) rispetto alla somma delle potenze LF e HF. Tale rappresentazione consente di enfatizzare il meccanismo di regolazione dei due rami del sistema nervoso autonomo. Inoltre, la normalizzazione permette di minimizzare l'effetto delle variazioni della potenza totale sui valori delle componenti LF e HF.

1.2.3 Metodi parametrici e non parametrici

I metodi per il calcolo della distribuzione spettrale di potenza possono essere parametrici o non-parametrici. I metodi non parametrici sono quelli più utilizzati per questo genere di analisi, in quanto sfruttano l'algoritmo della Fast Fourier Transform (FFT) che è particolarmente semplice e ha una velocità di calcolo piuttosto elevata.

I metodi parametrici, però, presentano diversi vantaggi, tra cui quelli di avere delle componenti spettrali più *smooth* e di effettuare il calcolo automatico delle componenti di potenza a bassa e alta frequenza. Inoltre, la stima della densità spettrale di potenza si mantiene accurata anche se valutata su un basso numero di campioni su cui il segnale risulta stazionario. Nel caso della valutazione dello spettro dell'EEG il problema non si presenta, poiché il numero di campioni è di gran lunga maggiore. Nel caso del tacogramma, invece, il numero di punti a disposizione è decisamente inferiore, e per avere un numero di campioni adeguato servirebbe una finestra temporale eccessivamente grande. Il principale svantaggio dei metodi parametrici sta nella necessità di verificare la compatibilità e l'ordine del modello.

La Figura 17, oltre a mettere a confronto i risultati ottenuti con i due metodi, mostra anche come variano le componenti spettrali nelle due condizioni di rilassamento e di inclinazione a 60° del paziente (head-up tilt). Nella condizione di rilassamento si possono distinguere due componenti di potenza pressoché equivalenti alle basse e alle alte frequenze. Nella condizione di tilt, invece, la componente a bassa frequenza LF è dominante, ma poiché la varianza totale si è ridotta, la potenza totale assoluta risulta invariata rispetto alla condizione di rilassamento. La normalizzazione consente di osservare la predominanza della componente LF rispetto a quella HF dovuta all'alterazione causata dalla condizione di tilt.

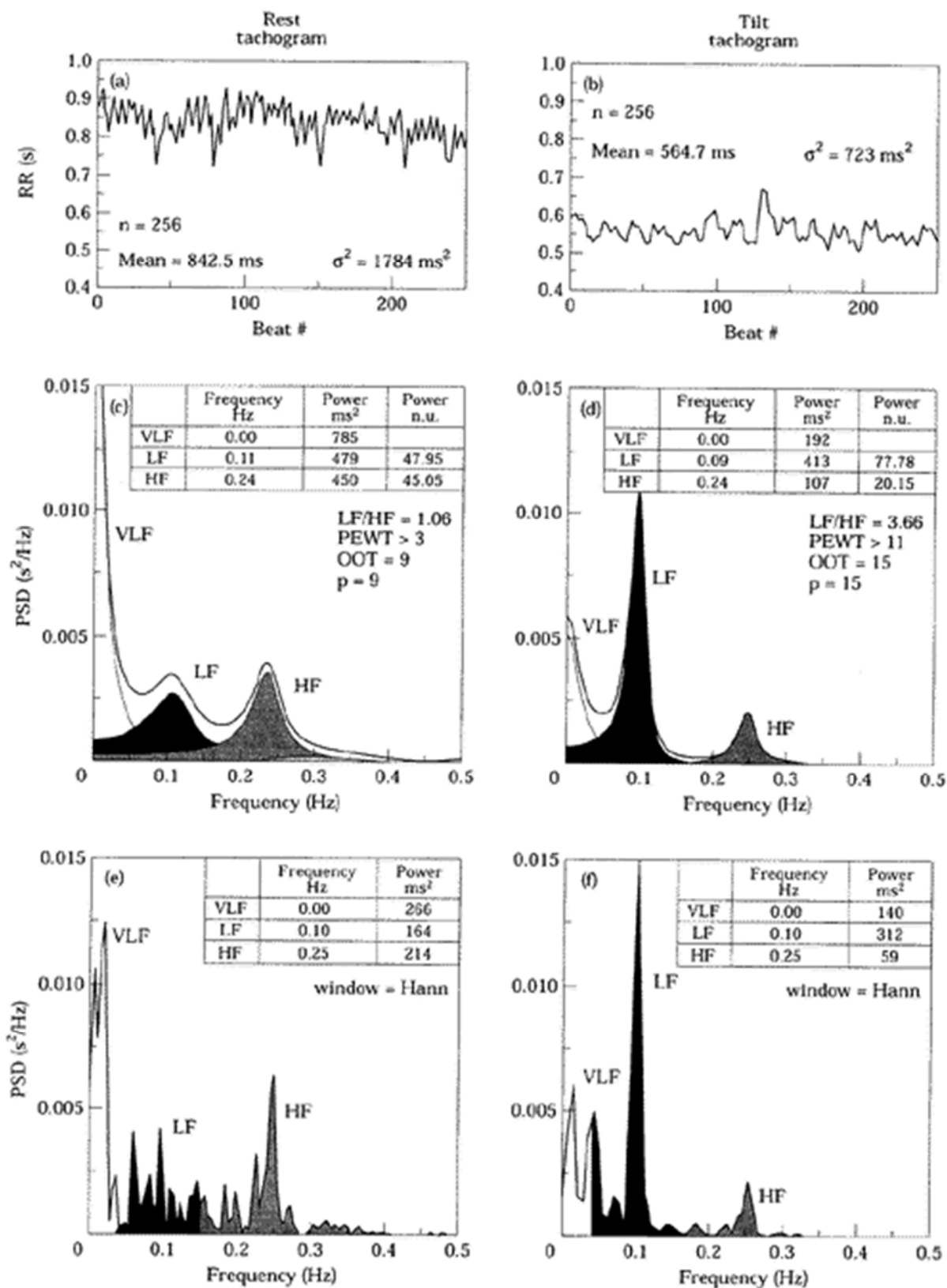


Figura 17. Tacogramma e spettro dell'HRV: La prima riga di immagini mostra i tacogrammi di un soggetto a) a riposo in posizione supina e b) in seguito al tilling test. Nella linea sottostante c), d) sono mostrati i rispettivi spettri dell'HRV calcolati con il metodo parametrico autoregressivo, mentre l'ultima fila e), f) mostra lo spettro calcolato con il metodo della Fast Fourier Transform.

2 MATERIALI E METODI

Lo studio, nel suo complesso, è costituito da tre esperimenti in cui sono stati registrati i segnali EEG ed ECG nelle condizioni di: *stress cognitivo*, *coinvolgimento sensoriale* e *working memory*.

Il presente capitolo descrive la strumentazione e il protocollo sperimentale utilizzati nei tre esperimenti. In seguito, sono riportate le metodologie utilizzate per l'elaborazione dei segnali EEG ed ECG. L'obiettivo di tali esperimenti è la valutazione sperimentale del ruolo delle oscillazioni in banda alfa e le condizioni in cui la potenza di tali oscillazioni possa essere considerata un indice di rilassamento o di coinvolgimento del soggetto. La medesima valutazione è stata condotta sull'HRV, al fine di valutare la variazione del bilancio simpato-vagale del sistema autonomo in diversi stati attentivi.

2.1 ESPERIMENTO 1: CONDIZIONE DI STRESS E RILASSAMENTO MENTALE

Questo primo esperimento ha l'obiettivo di confrontare i segnali EEG ed ECG nelle due condizioni di *stress* e *rilassamento*, durante un compito caratterizzato da stress mentale indotto da un task matematico. Inoltre, si vuole valutare quale componente, tra quella cognitiva, sensoriale o motoria, sia maggiormente implicata nell'aumento dello stato di stress. A questo scopo, si pone particolare attenzione alla variazione del ritmo alfa.

Il test matematico è costituito da una serie di disequazioni che il partecipante ha il compito di risolvere in un tempo limitato.

La sede in cui è stato svolto l'esperimento è il Laboratorio di Ingegneria Biomedica (LIB) del dipartimento DEI di Cesena, nel quale si è fatto uso del sistema fisso Neurowave per l'acquisizione e la pre-elaborazione dei segnali elettrici cerebrali e cardiaci.

Lo studio è stato svolto su 30 soggetti volontari, di cui 10 femmine e 20 maschi. I segnali EEG ed ECG di 10 di questi soggetti erano stati acquisiti in un precedente lavoro di tesi.

2.1.1 Protocollo sperimentale

Per ogni soggetto, l'esperimento è suddiviso in quattro prove, da 15 minuti l'una, distinte in base al tipo di *task*. Nei diversi soggetti le quattro prove sono presentate in ordine random. Ogni prova, è suddivisa al suo interno in tre fasi: 5 minuti di *rilassamento iniziale* (relax 1), 5 minuti di *task* e 5 minuti di *rilassamento finale* (relax 2).

Durante entrambe le fasi di rilassamento, prima e dopo il task (5 min + 5 min, 10 min in tutto), il soggetto osserva una schermata con la scritta relax (Figura 18). Il colore grigio è stato scelto appositamente con lo scopo di ridurre il fastidio e l'affaticamento degli occhi dovuti all'osservazione prolungata dello schermo.



Figura 138. Schermata di relax 1 e relax 2

I quattro task, si distinguono in: *task completo*, *task solo mentale*, *task sola lettura* e *task solo dito*.

Task completo: in questo task si presentano all'utente una serie di disequazioni matematiche a una cifra. Per procedere alla disequazione successiva, è necessario premere il pulsante ritenuto corretto tra i segni minore, uguale o maggiore. Inoltre, la scritta in rosso mostra al partecipante il tempo rimanente alla conclusione della fase di task.



Figura 19. Schermata del task completo.

Task mentale: in questa prova si presentano all'utente delle disequazioni che cambiano in automatico ogni 5 secondi. In questo caso, è richiesto lo sforzo cognitivo nell'individuare la soluzione della disequazione, senza però dover premere alcun pulsante. Lo scopo del task è quello di valutare in che misura la sola componente cognitiva influenza lo stato di stress/attenzione.

Task lettura: in questo task, si presenta la medesima situazione del task mentale, con la differenza che si richiede al soggetto di limitarsi alla lettura passiva delle disequazioni, senza individuare la risposta corretta. Il task è volto a valutare la dipendenza dello stato di stress/attenzione dalla visione dei numeri.



Figura 20. Schermata dei task mentale e lettura.

Task dito: in questa prova, si presenta una schermata con i tre pulsanti e si richiede all'utente di premerli in maniera random ogni 5/10 secondi, che corrisponde al tempo di risposta stimato. Il task vuole valutare l'influenza della componente motoria sullo stato di stress/attenzione.



Figura 21. Schermata task dito.

2.1.2 Preparazione all'esperimento

Montaggio: in preparazione all'esperimento, si fa indossare al soggetto la cuffia EEG con 13 elettrodi premontati. Poi, con l'uso di una pasta abrasiva, si effettua lo scrub del lobo dell'orecchio destro e della fronte, dove si posizionano rispettivamente l'elettrodo di riferimento e quello di ground. Una volta effettuato lo scrub, che ha la funzione di sgrassare la pelle, si può procedere all'applicazione del gel conduttore in tutti gli elettrodi.

Successivamente, facendo uso dello scotch medico e del gel conduttore, si posizionano altri due elettrodi alla fine delle clavicole, per la rilevazione del segnale ECG.

Durante le prove, il soggetto è seduto di fronte al PC su cui gli viene presentato il test. Egli si trova a più di un metro dall'operatore che, invece, è posizionato di fronte al computer Neurowave. Sullo schermo di quest'ultimo dispositivo compaiono in real-time le evoluzioni temporali dei segnali EEG ed ECG del soggetto. Durante l'esperimento, l'osservazione di tali segnali e del soggetto è fondamentale, in quanto consente di individuare gli artefatti, in particolare quelli dovuti al movimento e alle interferenze elettromagnetiche. Per limitare gli

artefatti da movimento, prima dell'inizio dell'esperimento si chiede al soggetto di evitare di parlare e di trovare una posizione comoda, così da limitare i movimenti non indispensabili. Il movimento, infatti, ha come effetto sia l'aumento d'impedenza di elettrodo, dovuto al disaccoppiamento cute-elettrodo, sia lo spostamento dei cavi di collegamento degli elettrodi all'amplificatore. Entrambi questi fattori contribuiscono a generare un disturbo.

Le sorgenti d'interferenza elettromagnetica o ambientale, invece, derivano principalmente dai dispositivi elettronici che si trovano in laboratorio e che difficilmente si possono spegnere. Inoltre, tali disturbi sono particolarmente complessi da individuare.



Figura 22. Montaggio e postazione di lavoro

2.1.3 Strumentazione

La strumentazione utilizzata per l'acquisizione dei segnali elettrici cerebrali e cardiaci è costituita da: una cuffia elasticizzata di taglia S con 13 elettrodi premontati per l'acquisizione del segnale EEG, due elettrodi per la registrazione del segnale ECG, un sistema di amplificazione, un computer di Neurowave e un PC.

Cuffia EEG: con lo scopo di rilevare il potenziale elettrico sulla cute del soggetto, sono stati montati sulla cuffia 13 elettrodi a disco, in particolare: F3, F4, per le regioni frontali, C3, C4, CZ per le regioni centrali, T3, T4, nelle regioni temporali, PO3, PO4, PO7, PO8, O1 e O2 nelle regioni parieto-occipitali e occipitali. La distribuzione di tali elettrodi sul capo evidenzia una maggiore densità di elettrodi nelle regioni parieto-occipitali e occipitali, in quanto sono le regioni in cui si genera maggiormente il ritmo alfa.

Inoltre, si utilizza l'elettrodo di riferimento, ovvero un elettrodo a pinza posizionato sul lobo dell'orecchio destro del paziente, oltre all'elettrodo di ground Fz, posto sulla linea mediana della cuffia. Il segnale EEG in uscita da ogni elettrodo è registrato come la differenza tra il potenziale rilevato all'elettrodo e il potenziali di riferimento.



Figura 23. A sinistra, cuffia EEG con elettrodi a disco e elettrodo di riferimento a pinza sul lobo dell'orecchio destro; a destra, elettrodo a coppetta per ECG

Elettrodi ECG: in aggiunta, si applicano altri due elettrodi a coppetta in prossimità della parte terminale delle clavicole per la rilevazione del segnale elettrocardiografico. In questo caso, il segnale è registrato come la differenza tra il potenziale alla clavicola destra meno quello alla clavicola sinistra.

Pre-elaboratore: il sistema di amplificazione fa parte del Brainbox Ethernet System della Braintronics. Tale sistema ha dimensioni estremamente ridotte che ne favoriscono la praticità. Il sistema contiene un amplificatore del tipo Brainbox EEG-1166, dotato di connettori multipin per il collegamento degli elettrodi. L'amplificatore è connesso all'interfaccia Ethernet-102 tramite un isolatore galvanico di tipo ISO 101. L'interfaccia Ethernet-102 è quindi connessa al computer Neurowave.

A monte del sistema di campionamento vi è un filtro anti-aliasing. Il segnale, quindi, è filtrato, amplificato, campionato e convertito da analogico a digitale. In questo caso, la frequenza di campionamento del sistema è pari a 128 Hz.



Figura 24. Da sinistra a destra: 1) Interfaccia Ethernet 102, 2) Isolatore galvanico ISO 101, 3) Amplificatore Brainbox EEG-1166

Computer Neurowave: è un sistema di monitoraggio caratterizzato da un software specifico che consente di visualizzare, filtrare e acquisire i segnali provenienti dagli elettrodi.

Il programma consente di creare delle cartelle, una per ogni soggetto, contenenti i dati relativi ai segnali EEG e ECG. Prima di registrare il segnale, si seleziona il paziente che si vuole esaminare e il tipo di montaggio che si intende utilizzare. A questo punto, si apre una schermata che mostra i 13 segnali EEG e il segnale ECG in tempo reale.

L'ordine dei segnali visualizzati sul display va dagli elettrodi frontali fino a quelli occipitali, mentre l'ultimo segnale mostrato è quello elettrocardiografico.

Come primo passo, è consigliato applicare il filtraggio di tipo notch che consente di eliminare il rumore di rete a 50 Hz e quindi di registrare dei dati già parzialmente filtrati.

In seguito, si effettua il controllo delle impedenze per valutare l'affidabilità della trasmissione del segnale dalla cute all'elettrodo. Si vuole una bassa impedenza, garantita dall'uso corretto del gel conduttore e della pasta abrasiva.

A questo punto, si imposta la durata della registrazione e si associa ad essa un nome indicativo del tipo di task (completo, mentale, lettura, dito).

Al termine della registrazione, caricando il file appena acquisito, si effettua una prima elaborazione del segnale ECG. In particolare, il software estrae il tacogramma, elemento fondamentale per ottenere le informazioni relative all'HRV. Queste informazioni, insieme ai dati sui segnali EEG, sono salvate nelle cartelle dei soggetti e successivamente saranno rielaborate in MATLAB.



Figura 25. Visualizzazione in tempo reale dei segnali EEG ed ECG sul display del computer Neurowave

Personal Computer: questo secondo computer viene utilizzato dal partecipante per svolgere le quattro prove dell'esperimento. Per generare i test, si usano tre programmi implementati in MATLAB: *programma test completo, programma test mentale e lettura e programma test dito.*

2.1.4 Elaborazione dei segnali EEG

Per effettuare l'analisi dei segnali acquisiti, si importano in MATLAB i file dei tracciati EEG contenuti nelle cartelle dei soggetti, e si salvano come file *.mat*.

In primo luogo, si osservano i 13 tracciati EEG nel tempo, corrispondenti ai segnali dei 13 elettrodi posti sulla cuffia. L'ultima riga della Figura 26 mostra il segnale ECG, la cui elaborazione sarà approfondita successivamente in quanto trattata in un file a parte.

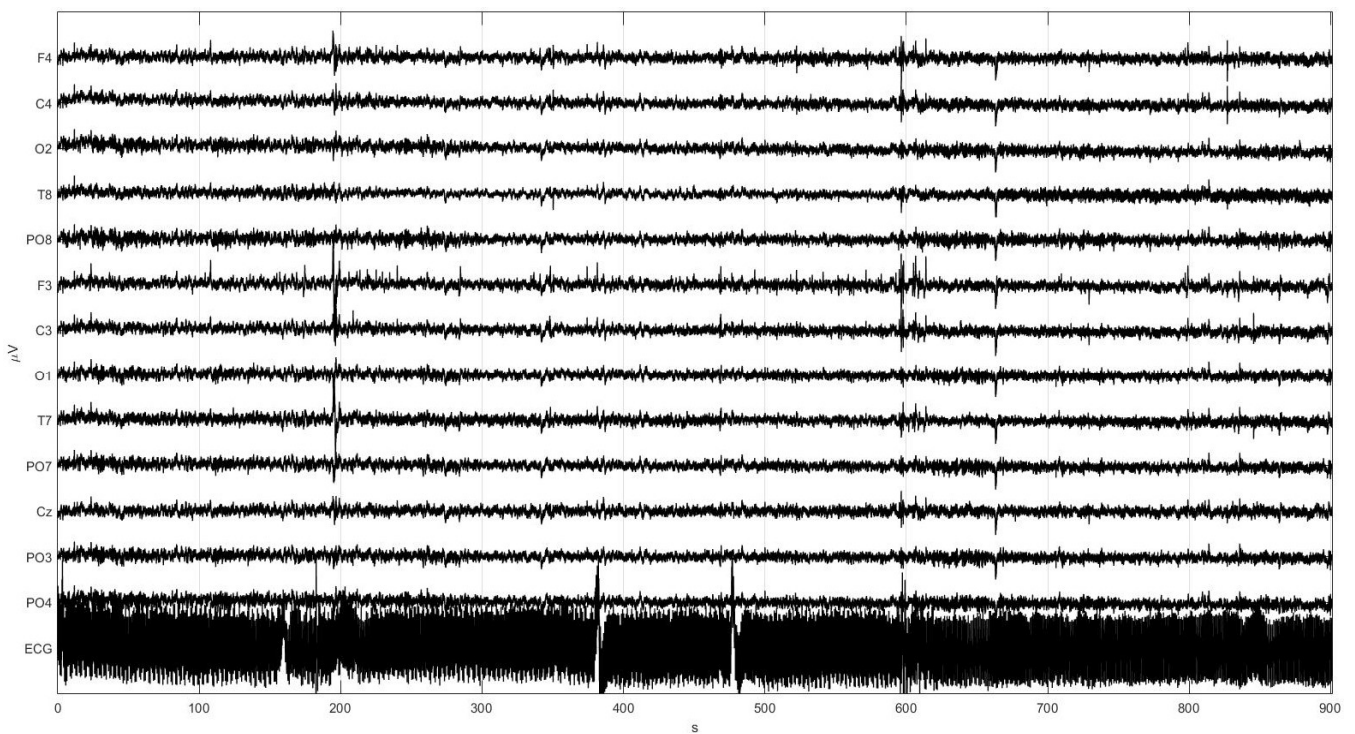


Figura 26. Evoluzione dei 13 segnali EEG (μV) e del segnale ECG (μV) nel tempo (s).

Per un'analisi più dettagliata si passa poi al dominio delle frequenze, tramite la funzione *pwelch*, che valuta la densità spettrale di potenza su tutto il tracciato, utilizzando delle finestre temporali di 10 secondi, con un overlapping dei campioni pari al 50%. In questo caso non è stato effettuato lo zeropadding, poiché la risoluzione in frequenza ($\frac{Fc}{n^{\circ}campioni}$), pari a 0.1, risulta sufficientemente elevata.

A questo punto si possono osservare le densità spettrali di potenza relative ai 13 segnali EEG. L'esempio seguente mostra gli spettri di potenza rilevati su un singolo soggetto, durante i 15

minuti di svolgimento di una prova tra: *task completo*, *task solo mentale*, *task solo lettura e task solo dito*.

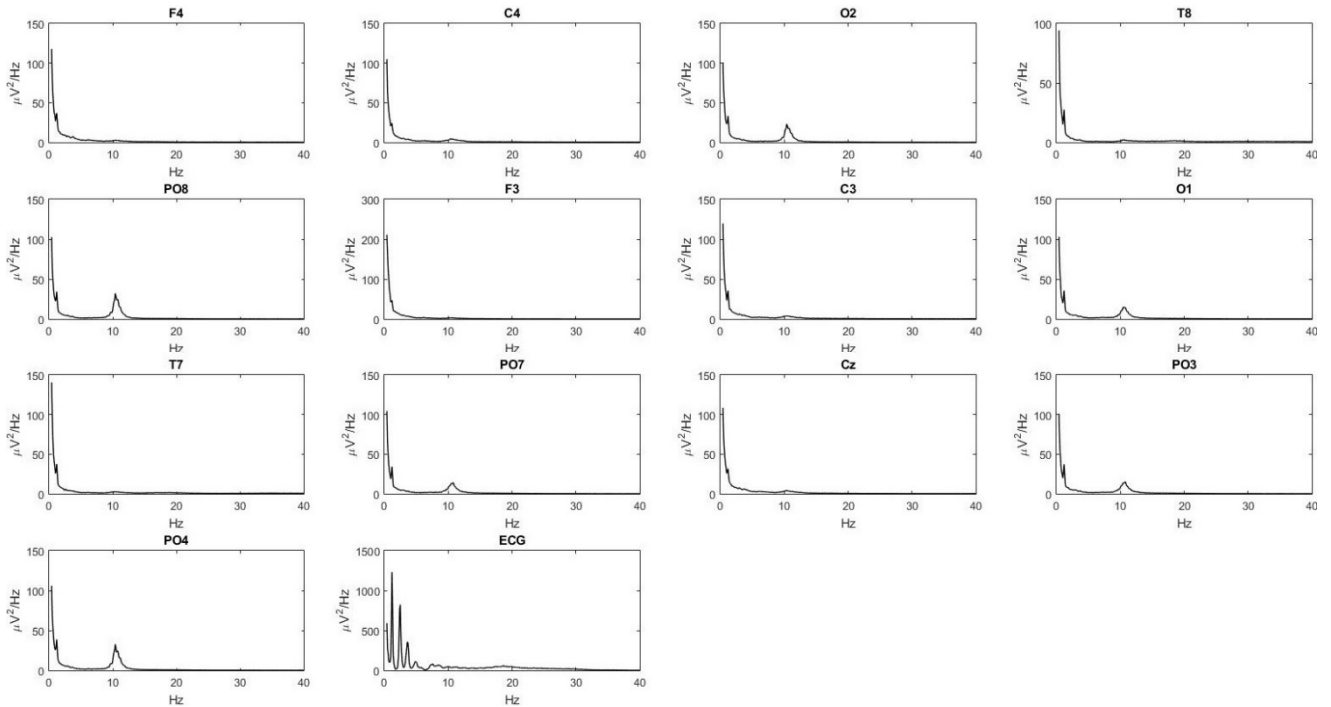


Figura 27. Densità spettrale di potenza ($\mu\text{V}^2/\text{Hz}$) per i 13 segnali degli EEG e per il segnale ECG.

Come si può evincere dalle Figure 26 e 27, i segnali acquisiti sono compromessi da diversi artefatti tra cui quelli sopracitati, elettromagnetici e di movimento, ma anche da artefatti fisiologici dovuti per esempio all'ECG, al *blinking*, ai movimenti oculari laterali o alla deglutizione.

Un metodo per separare le sorgenti di segnale da quelle di rumore, per poi ripulire il segnale, è l'analisi alle componenti indipendenti (ICA). Questo tipo di analisi è un problema di Blind Source Separation (BSS), ed è tipico di quando si ha un segnale risultante dalla miscela di tante sorgenti diverse, di cui non si conoscono né i contributi originali, né il modo in cui si sono combinati. A causa della mancanza di queste informazioni, si parla di elaborazione 'alla cieca'.

Per comprendere al meglio il senso di BSS, si riporta il semplice esempio del problema del *cocktail party*. Si consideri una stanza in cui vi sono diversi gruppi di persone che stanno chiacchierando, la musica di sottofondo e altri rumori provenienti dall'ambiente. Ognuno di questi segnali è detto sorgente, ed è assunto indipendente dagli altri. Nella stessa stanza, vi

sono dei microfoni che registrano un suono risultante dalla combinazione delle sorgenti. L'idea è che, a partire dai suoni registrati, si riesca a risalire alle sorgenti indipendenti. Per semplicità, si analizza il caso in cui vi siano solo due sorgenti indipendenti di segnale $s_1(t), s_2(t)$ e due sensori che registrano da punti diversi della stanza i suoni risultanti dalla combinazione di tali sorgenti $x_1(t), x_2(t)$.

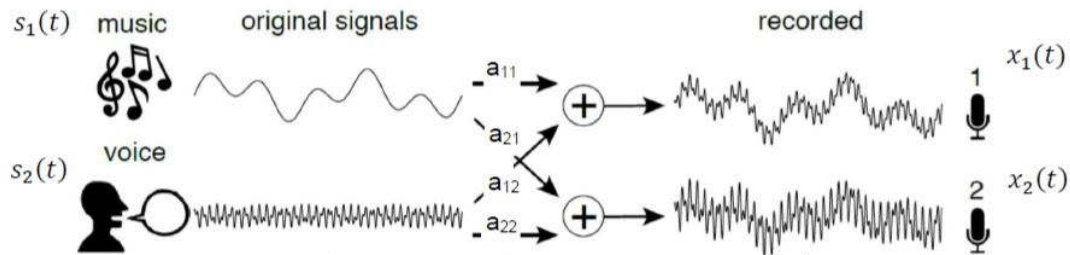


Figura 28. Miscela di due sorgenti indipendenti

Se si assume un processo di miscelazione lineare, si ottiene:

$$\begin{cases} x_1(t) = a_{11}s_1(t) + a_{12}s_2(t) \\ x_2(t) = a_{21}s_1(t) + a_{22}s_2(t) \end{cases}$$

dove i parametri $a_{11}, a_{12}, a_{21}, a_{22}$ sono rappresentativi della distanza tra le sorgenti e i microfoni, oltre che del mezzo interposto. Ovviamente, risalire alle sorgenti $s_1(t), s_2(t)$ a partire dai suoni registrati $x_1(t), x_2(t)$ è piuttosto complesso se non si conoscono i coefficienti di miscelazione a_{ij} .

Più in generale, se si considerano m sorgenti indipendenti $s_1(t), s_2(t), s_3(t) \dots s_m(t)$ e n variabili osservate $x_1(t), x_2(t), x_3(t) \dots x_n(t)$, con $n \geq m$, si può scrivere:

$$\vec{x}(t) = A \vec{s}(t)$$

Con $\vec{x}(t)$ e $\vec{s}(t)$ vettori colonna e A matrice di *mixing*.

Nel caso particolare in cui la matrice A sia quadrata ($n = m$), è possibile ricavare le sorgenti indipendenti per via algebrica:

$$\vec{s}(t) = W \vec{x}(t)$$

con $W = A^{-1}$ matrice di *demixing*.

Generalmente, il modello ICA viene trattato da un punto di vista statistico. Infatti, si può considerare il valore della variabile $x_j(t)$, o quello della sorgente $s_i(t)$, in un dato istante temporale, come la manifestazione di una variabile aleatoria. Definendo $\underline{\vec{x}}$ e $\underline{\vec{s}}$ due vettori colonna di variabili aleatorie, è possibile scrivere:

$$\underline{\vec{x}} = A \underline{\vec{s}}$$

quindi, se la matrice A ($n \times n$) è invertibile, si possono esprimere le sorgenti come una combinazione delle variabili osservate:

$$\underline{\vec{s}} = W \underline{\vec{x}}$$

Sia le sorgenti, che le matrici di *mixing* (A) e *demixing* ($W = A^{-1}$) sono ignote. Perciò, l'analisi ICA effettua una stima delle sorgenti, in modo tale che risultino massimamente indipendenti.

Per utilizzare l'analisi ICA e stimare la matrice di *demixing* W è necessario imporre dei vincoli alle proprietà statistiche delle sorgenti:

1. le sorgenti sono statisticamente indipendenti
2. tutte le sorgenti, tranne al più una, sono non gaussiane. La condizione è necessaria poiché nel caso di variabili aleatorie gaussiane, la scorrelazione implica sempre l'indipendenza
3. il numero di variabili osservate x_j deve essere uguale al numero di sorgenti s_i
4. la matrice A è quadrata e invertibile
5. è necessario un vincolo aggiuntivo per rimuovere l'ambiguità intrinseca del modello: poiché la matrice A e le sorgenti s_i non sono note, sia le colonne di A che le s_i si possono stimare a meno di un fattore di scala. Ciò rende la varianza delle sorgenti indeterminata. Per questo motivo si fissa un fattore di scala andando a imporre la varianza delle sorgenti unitaria ($var\{s_i\} = 1$). In questo modo, si elimina l'ambiguità sul fattore di scala ma si mantiene quella sul segno. Infatti, se si moltiplica per (-1) una componente indipendente, il modello non viene alterato. L'ambiguità sul segno, tuttavia, risulta irrilevante.

Perciò, sotto queste condizioni, il problema risulta ben posto e la matrice di *demixing* W è unica a meno del segno. Questo significa che le componenti indipendenti sono uniche a meno del segno.

L'applicazione del metodo ICA nel caso dei segnali EEG è molto frequente (Chaumon et al., 2015). Infatti, il segnale EEG è una miscela di diverse sorgenti indipendenti, di origine cerebrale ed extracerebrale, di cui non si conosce il processo di miscelazione, e rappresenta per questo un tipico problema BSS. Il metodo ICA consente di estrarre le componenti indipendenti che generano il segnale EEG, per poi rimuovere quelle di origine extracerebrale, cioè gli artefatti.

In MATLAB è possibile applicare l'ICA, e quindi rimuovere gli artefatti, tramite il toolbox EEGLAB. Una volta avviato EEGLAB, compare un'interfaccia dove è possibile caricare il file *.mat* da elaborare.

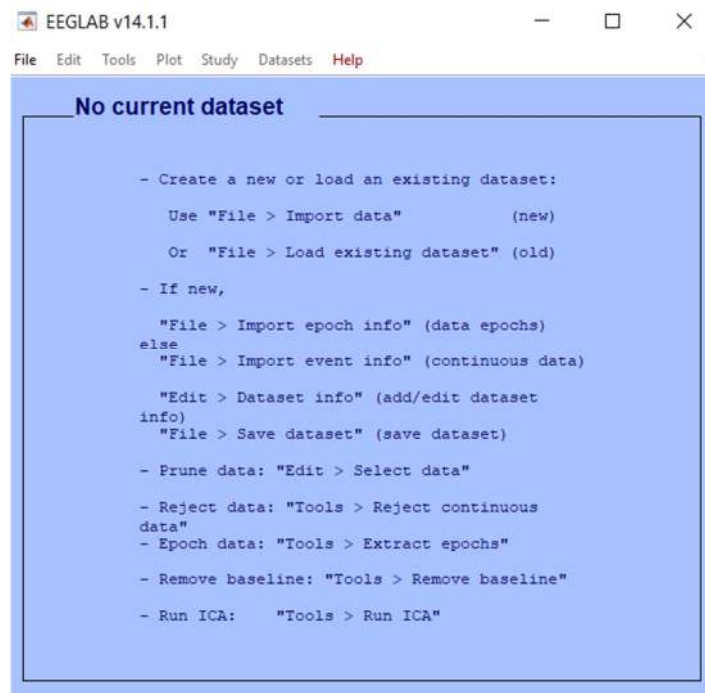


Figura 29. Schermata EEGLAB

Una volta importato e nominato il dataset, è necessario caricare anche un file *.locs* contenente le posizioni degli elettrodi sulla cuffia, in modo tale da estrarre le mappe topologiche bidimensionali che mostrano la distribuzione dell'attività elettrica cerebrale.

Per avviare l'analisi ICA si utilizza il comando '*Run ICA*'.

Una volta separato il segnale nelle sue componenti indipendenti, è possibile visualizzarle nel tempo ed estrarne le mappe topologiche. Le mappe, mostrano, per ogni componente

indipendente, la posizione del potenziale elettrico rilevato sullo scalpo. In questo modo risulta più semplice individuare la natura degli artefatti.

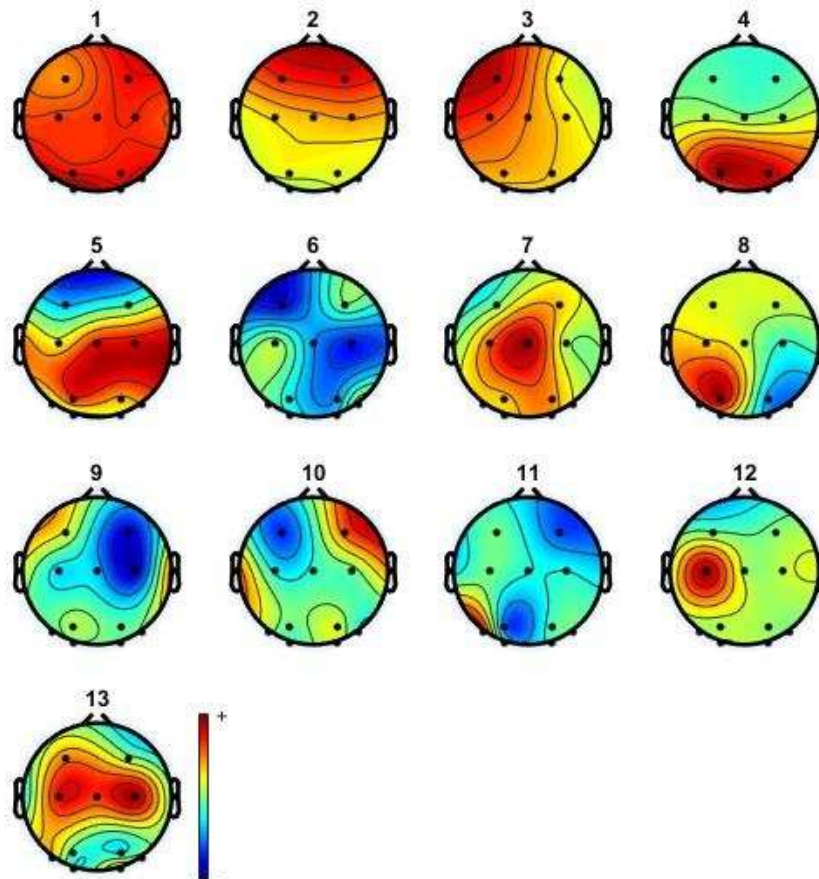


Figura 30. Mappa topologica delle componenti indipendenti

Ad esempio, la prima componente indica l'artefatto da ECG. Tale disturbo, ha un'entità molto maggiore rispetto ai segnali cerebrali e rappresenta uno degli artefatti dominanti per il segnale EEG. La componente dell'ECG si riconosce dalla distribuzione uniforme sulla superficie dello scalpo.

La seconda componente rappresenta il fenomeno del *blinking*, che indica l'attività delle palpebre e si concentra nella regione frontale. Il movimento delle palpebre contribuisce alla variazione del campo elettrico intorno alla zona oculare, il cui effetto si propaga verso gli elettrodi.

Infine, la terza componente indica l'artefatto dovuto al movimento oculare laterale. Questo movimento è generato dallo spostamento dei bulbi oculari verso destra o sinistra, ed è riconoscibile dal gradiente del potenziale fra i due emisferi nella regione frontale.

La quarta componente, invece, è concentrata nella regione occipitale e tipicamente indica il ritmo alfa.

In aggiunta, EEGLAB restituisce la matrice di *demixing* W . Una volta terminate le operazioni su EEGLAB si torna quindi all'elaborazione in MATLAB. La matrice W estratta, consente di ricostruire le componenti indipendenti nel tempo e i rispettivi spettri.

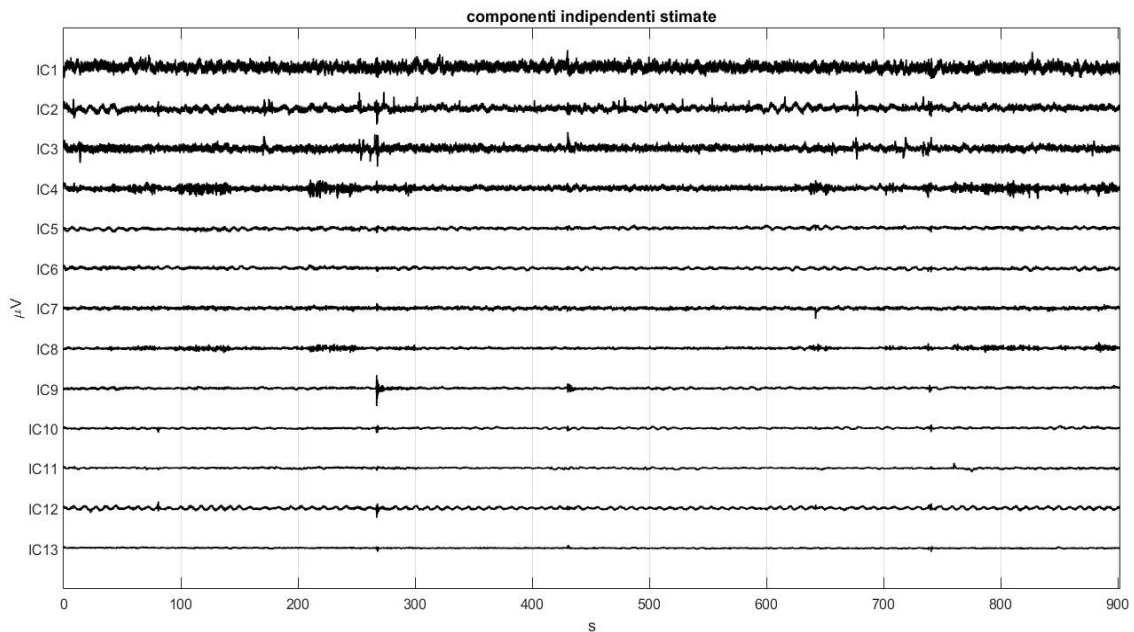


Figura 31. Evoluzione temporale delle componenti indipendenti

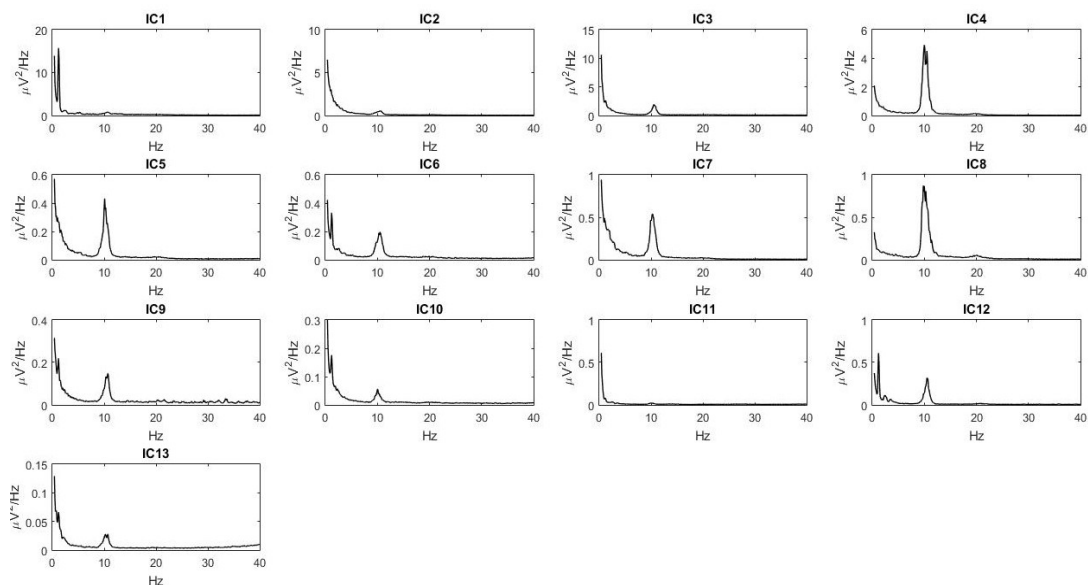


Figura 32. Densità spettrale di potenza delle componenti indipendenti

Per un corretta identificazione e classificazione degli artefatti, si analizzano nel dettaglio le informazioni, temporali e frequenziali, estratte sulle componenti indipendenti.

Tali segnali confermano ciò che si era dedotto precedentemente dall'osservazione delle mappe topologiche: le prime tre componenti rappresentano degli artefatti, mentre la quarta componente è una sorgente del segnale EEG.

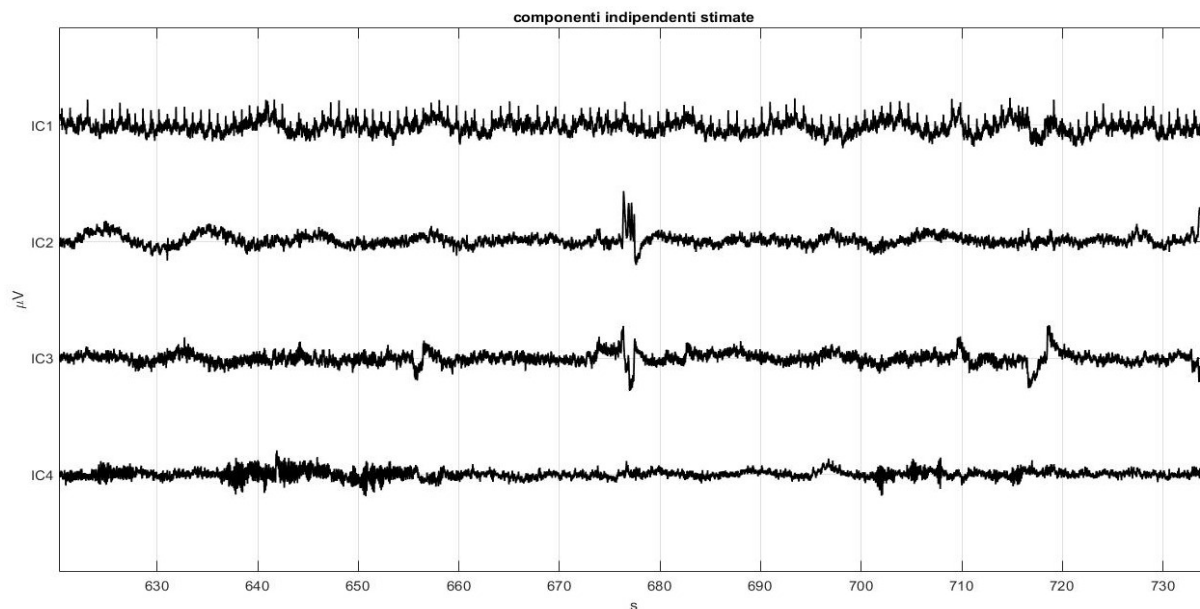


Figura 33. Ingrandimento dell'evoluzione temporale delle prime quattro componenti indipendenti

In particolare, la prima componente indipendente rappresenta l'artefatto da ECG. Tale artefatto è facilmente riconoscibile poiché ha un'ampiezza maggiore del segnale EEG ed è caratterizzato da un periodo e una morfologia fissati. Infatti, come mostra la Figura 34, in una finestra di 5 secondi si osservano 5-6 picchi.

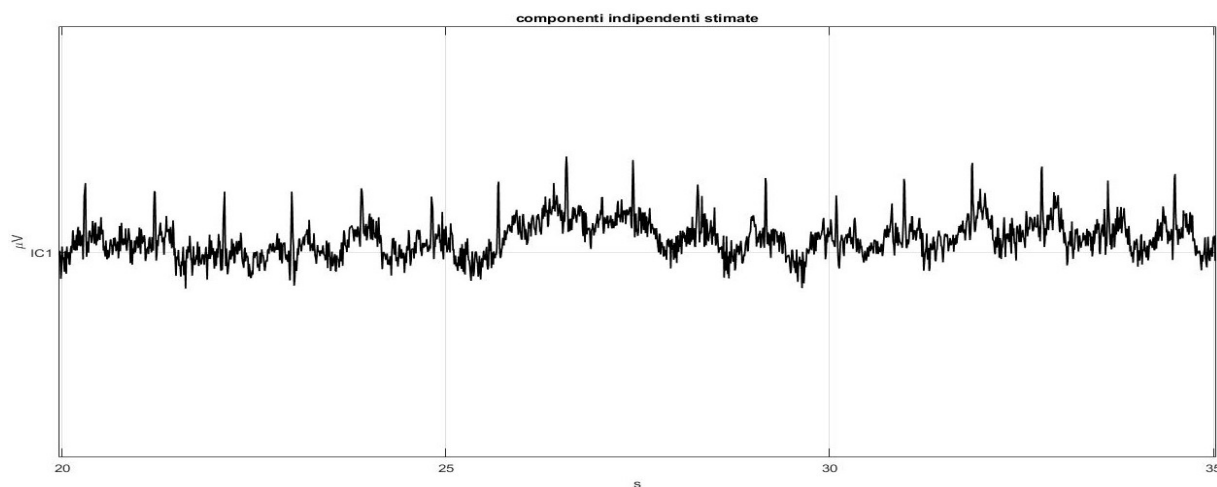


Figura 34. Ingrandimento dell'evoluzione temporale della prima componente indipendente che rappresenta l'artefatto da ECG

Tale informazione si ritrova nello spettro di potenza della prima componente indipendente (Figura 32) che mostra un picco a circa 1.25 Hz, in corrispondenza della frequenza cardiaca. La seconda componente indipendente rappresenta l'artefatto da eye blink. Osservando la sua evoluzione temporale, emergono dei picchi localizzati, simili a degli impulsi, di ampiezza nettamente superiore al segnale EEG. Tipicamente, tali impulsi hanno una durata inferiore ai 500 ms.

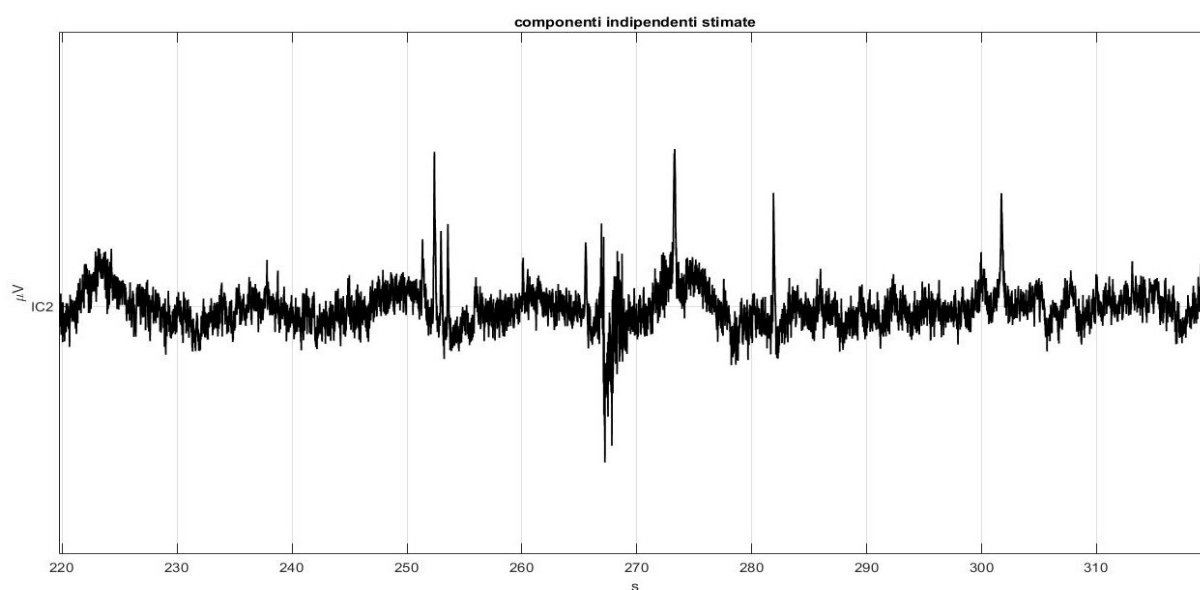


Figura 35. Ingrandimento dell'evoluzione temporale della seconda componente indipendente che indica l'artefatto da blinking

La terza componente indipendente indica il movimento oculare orizzontale.

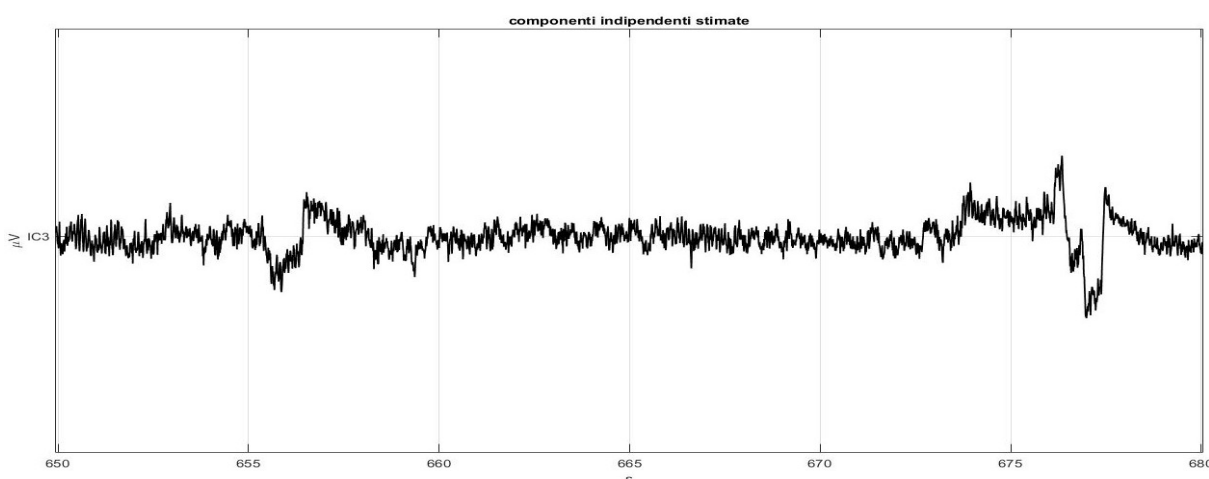


Figura 36. Ingrandimento dell'evoluzione temporale della terza componente indipendente che indica il movimento oculare laterale

Dall'evoluzione temporale della componente, emergono delle oscillazioni a bassa frequenza, tipicamente a 0.2-0.33 Hz e di ampiezza maggiore rispetto la media del segnale. Tali oscillazioni hanno una durata che varia dai 3 ai 5 secondi.

Infine, la quarta componente è di origine cerebrale. In particolare, è la componente di origine talamica con funzione inibitoria, caratterizzata proprio dal ritmo alfa.

L'evoluzione temporale della componente (Figura 37), infatti, mostra che nei primi 5 minuti (0-300 secondi) e negli ultimi 5 minuti (600-900 secondi) vi sono delle oscillazioni che scompaiono nella fase intermedia di task (300-600 secondi). In questa fase, lo stress/attenzione per il task, riducono l'effetto inibitorio e generano una maggiore attivazione corticale. Ciò si traduce in un ritmo alfa minore nella fase di task rispetto alle due fasi di rilassamento.

Le oscillazioni che si osservano nelle due fasi di rilassamento rappresentano infatti il ritmo alfa.

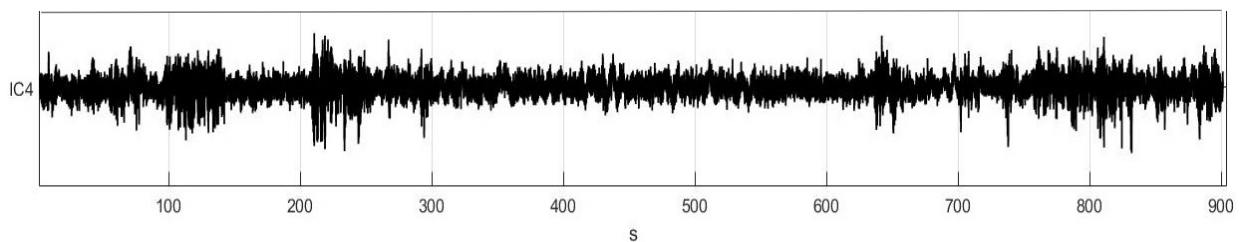


Figura 37. Evoluzione temporale della quarta componente indipendente.

L'ulteriore ingrandimento dell'evoluzione temporale della quarta componente è riportato in Figura 38 e mostra una finestra di circa 5 secondi relativi alla prima fase di rilassamento della prova. L'immagine evidenzia la presenza del ritmo alfa, caratterizzato da oscillazioni di circa 10 picchi al secondo

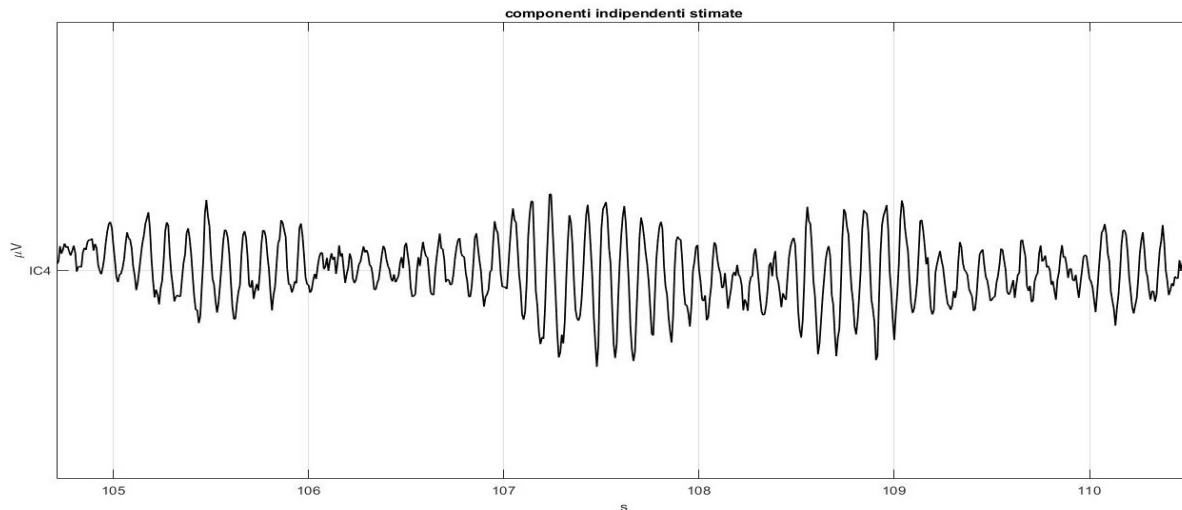


Figura 38. Ingrandimento dell'evoluzione temporale della quarta componente indipendente che rappresenta il segnale EEG e mette in evidenza la presenza del ritmo alfa.

Perciò, dall'osservazione combinata delle mappe topologiche, delle evoluzioni temporali e degli spettri di potenza delle componenti indipendenti, si possono riconoscere gli artefatti del segnale EEG. Una volta individuati, si pongono a zero le rispettive componenti indipendenti, eliminandole. A questo punto, si ricava la matrice di *mixing* ($A = W^{-1}$) come l'inversa della matrice di *mixing*. La matrice consente di ricostruire i segnali ripuliti. Le figure seguenti, mostrano le evoluzioni temporali e gli spettri di potenza dei 13 segnali EEG ricostruiti in seguito all'eliminazione degli artefatti.

L'ultima parte dell'elaborazione prevede la suddivisione del segnale nelle tre fasi di *rilassamento iniziale*, *task* e *rilassamento finale*, ognuna di durata pari a 5 minuti. In particolare, per ogni fase si valuta lo spettro con la funzione *pwelch*, utilizzando in questo caso delle finestre temporali di 5 secondi. Come si evince da una prima osservazione della Figura 41, la potenza in banda alfa (8-14 Hz) risulta nettamente maggiore nelle due fasi di rilassamento iniziale e finale, rispetto alla fase di task, e si concentra nelle aree parieto-occipitali e occipitali.

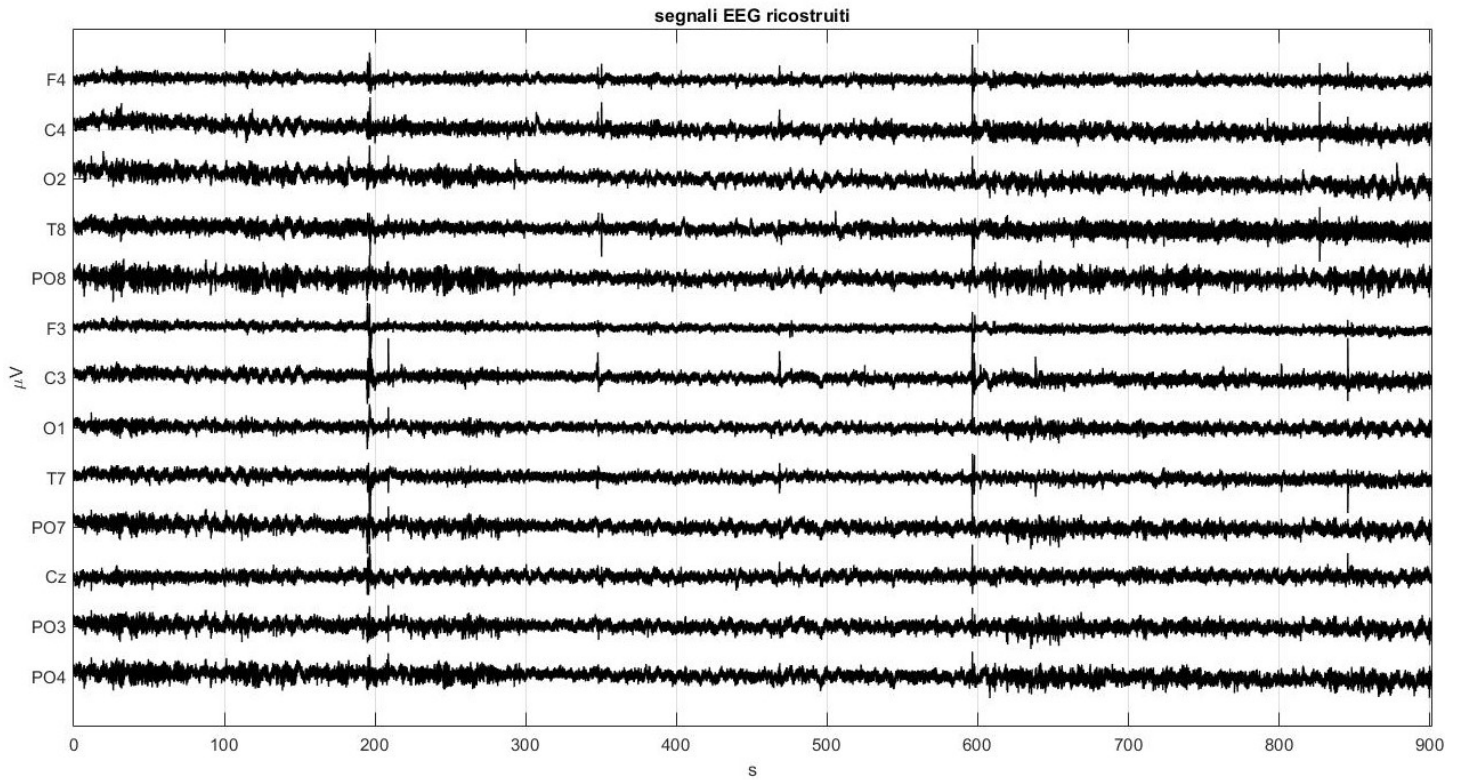


Figura 39. Segnali EEG ripuliti

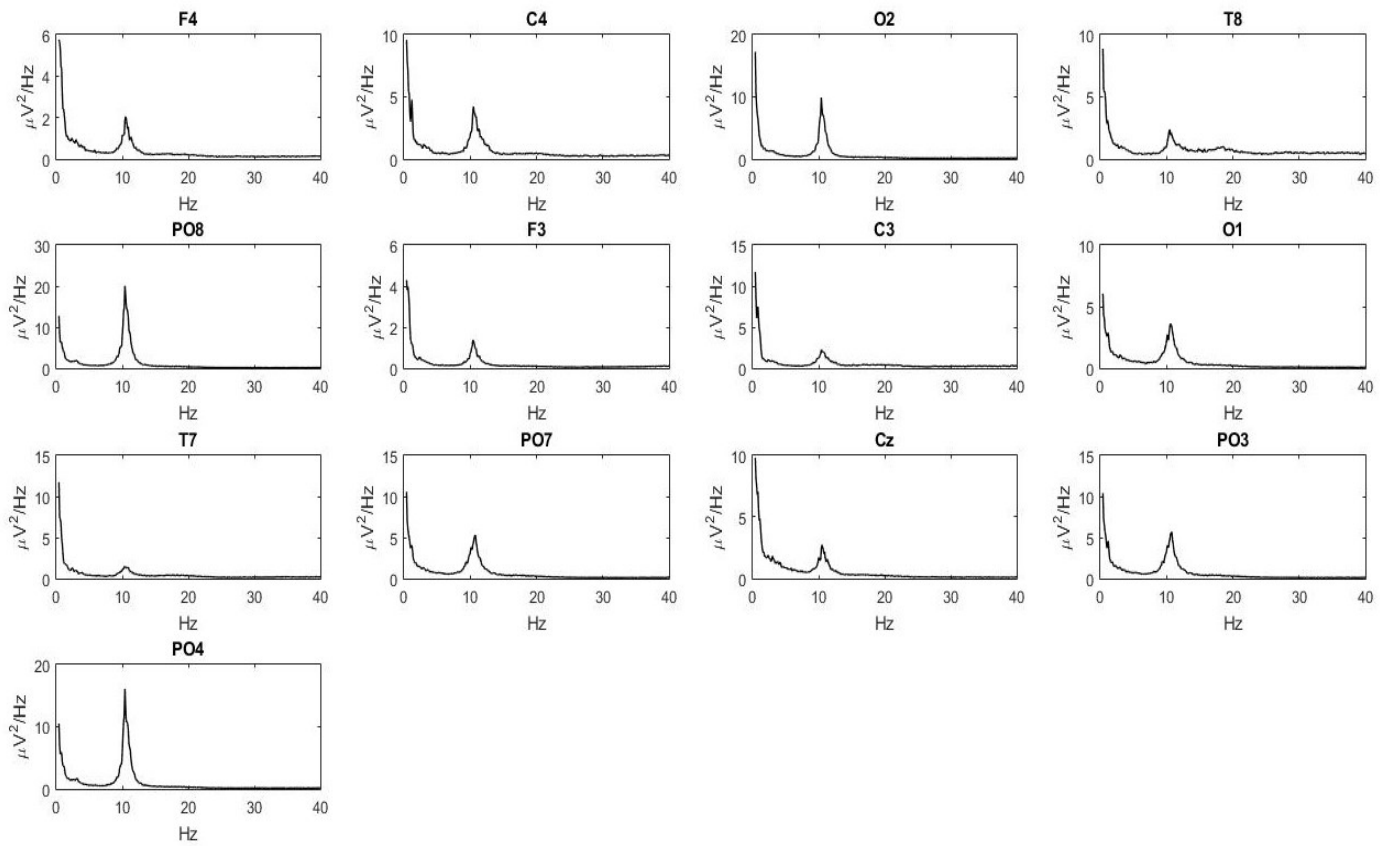


Figura 40. Densità spettrale di potenza dei segnali EEG ripuliti

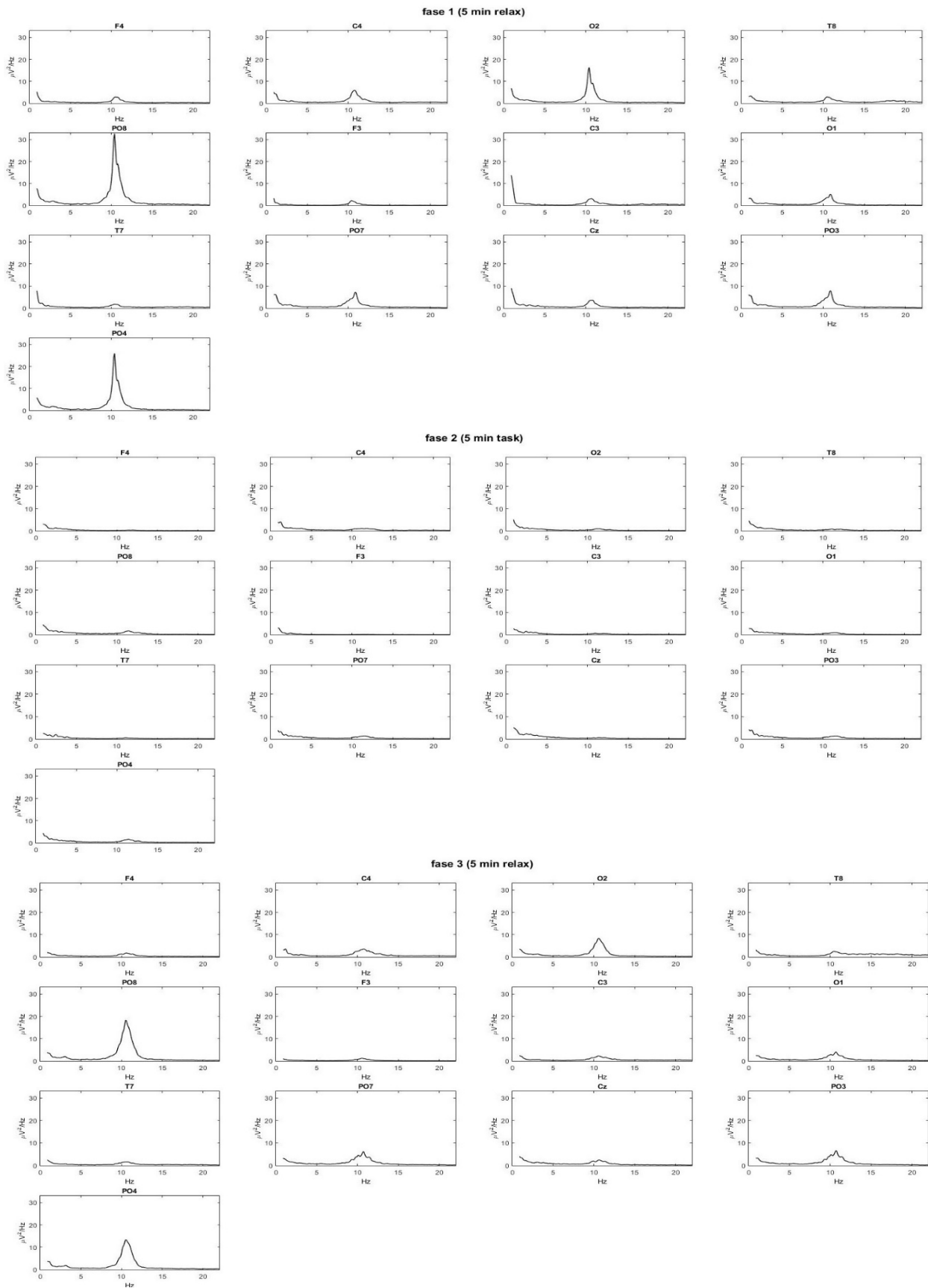


Figura 41. Densità spettrale di potenza dei segnali EEG nelle fasi: rilassamento iniziale, task, rilassamento finale.

2.1.5 Analisi del segnale ECG

Per l'analisi del segnale elettrocardiografico sono stati importati in MATLAB i dati registrati dal sistema Neurowave, contenenti il segnale ECG e gli istanti temporali in cui è stato rilevato il picco R. Da quest'ultima informazione risulta immediata la costruzione del tacogramma, in funzione del numero di battiti.

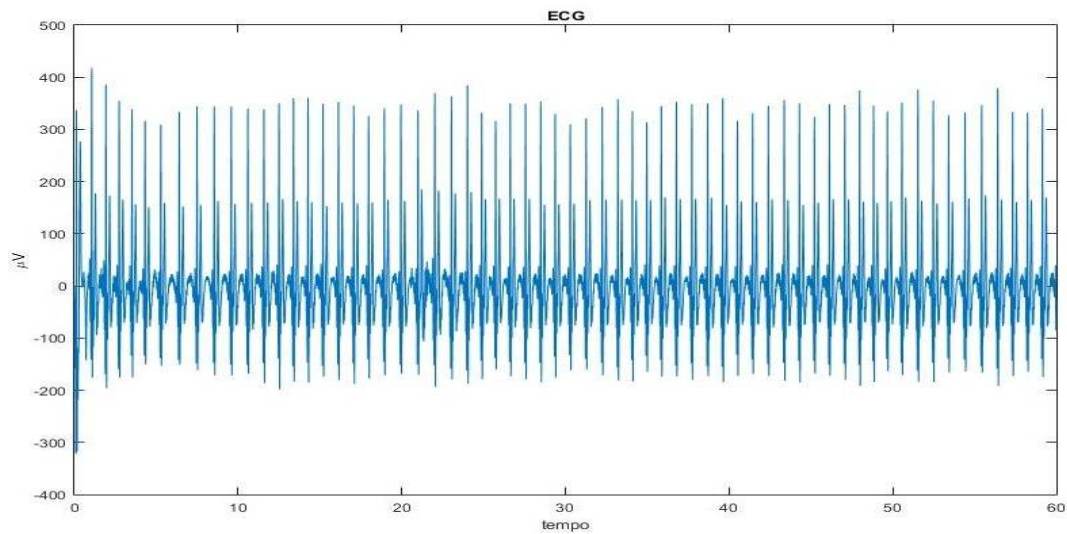


Figura 42. Segnale ECG su una finestra di 1 minuto

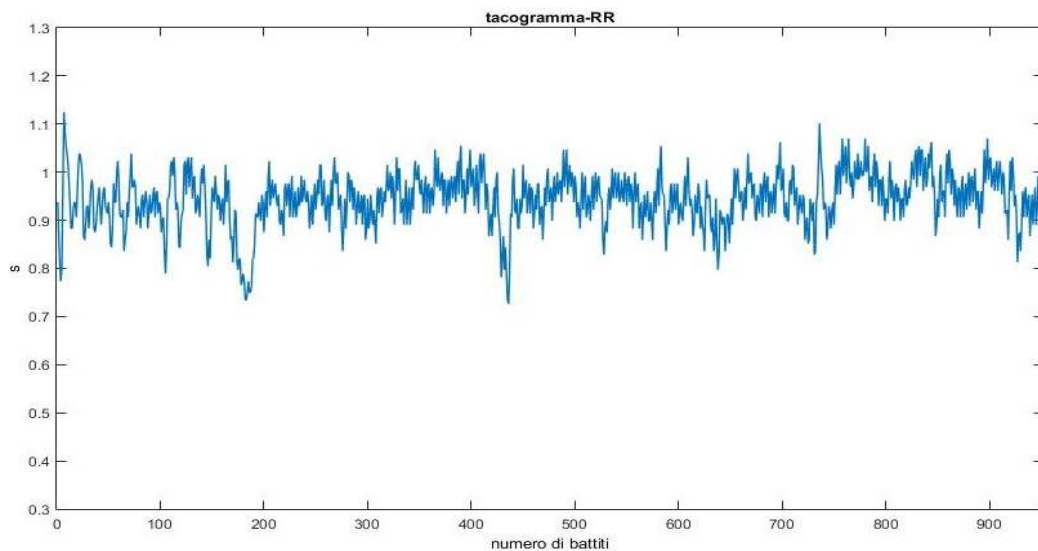


Figura 43. Tacogramma

Dopodiché, a partire dalle distanze temporali tra i picchi R si valuta l'HRV. Poiché il periodo di campionamento nel tacogramma non risulta costante, prima di valutare la densità spettrale di potenza, la serie degli intervalli RR viene interpolata e ricampionata, in modo da avere una frequenza di campionamento costante pari 10 Hz. Inoltre, si filtra il segnale con un passa-basso, avente banda passante fino a 0.5 Hz.

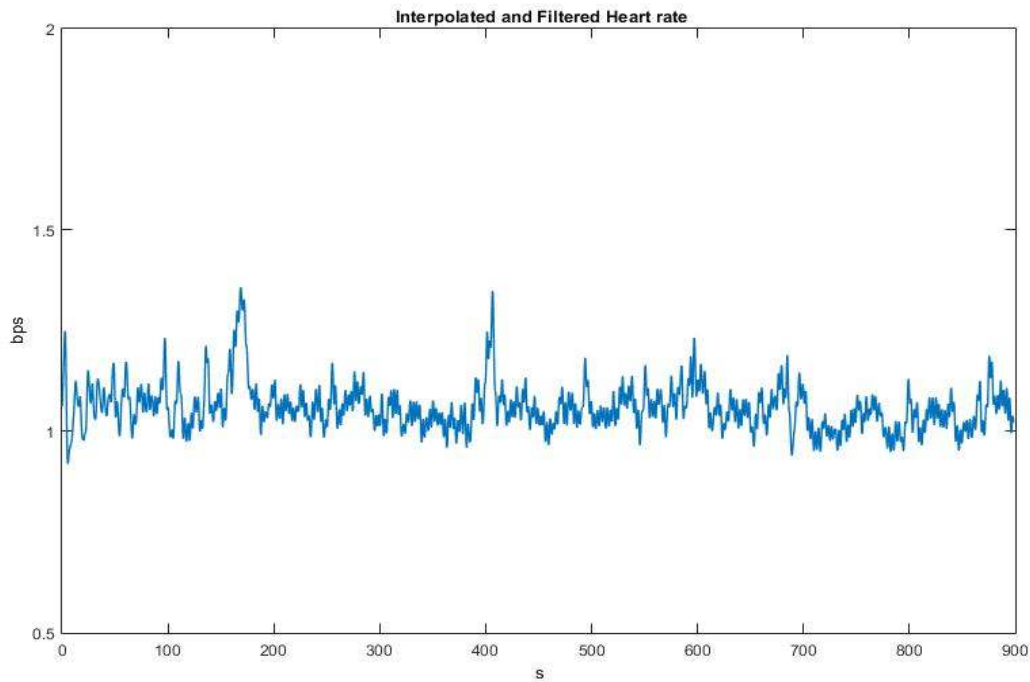


Figura 44. Heart Rate Variability

Infine, è stata utilizzata la funzione *pwelch* per valutare lo spettro di potenza del segnale, filtrato e interpolato, suddiviso nelle tre fasi dell'esperimento. Per questa valutazione sono state utilizzate delle finestre temporali di 100 secondi costituite da 1000 campioni l'una. Per migliorare la risoluzione della densità spettrale, il numero di punti su cui calcolare lo spettro è stato aumentato con lo zeropadding, ottenendo una risoluzione frequenziale ($\frac{Fc}{n^{\circ}campioni}$) pari a 0.002.

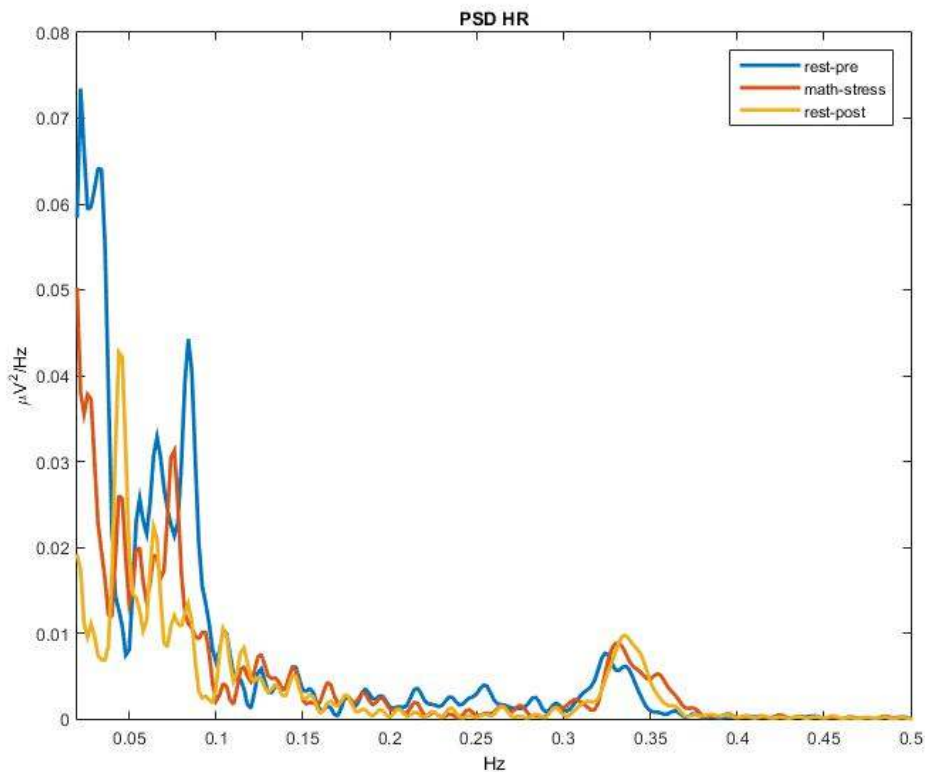


Figura 45. Densità spettrale di potenza dell'HRV

Dallo spettro emergono le due componenti di frequenza principali. La prima è la componente a bassa frequenza, intorno a 0.1 Hz (picco della banda LF) ed è caratterizzata da una potenza piuttosto elevata. La seconda componente, invece, è quella ad alta frequenza e si trova intorno a 0.34 Hz (picco della banda HF).

Infine, sono state calcolate le aree, e quindi le potenze, in banda LF, HF e il rapporto LF/HF nelle tre fasi dell'esperimento. In particolare, il rapporto LF/HF è detto bilancio simpato-vagale. Quando assume un valore maggiore di 1 si ha una dominanza di LF e del sistema simpatico, quando si avvicina a 0 domina la componente HF, cioè il sistema parasimpatico.

2.2 ESPERIMENTO 2: IMMERSIONE SENSORIALE INDOTTA DALLA REALTÀ VIRTUALE

Con il seguente esperimento si vuole valutare lo stato di coinvolgimento sensoriale del partecipante in due diversi scenari (B1 e B2) di cabine Business di un aereo, simulati in un ambiente di realtà virtuale. Lo scopo è individuare quale dei due design d'interni stimoli maggiormente l'attenzione dei soggetti, valutando le sole variazioni dei segnali EEG ed ECG, ponendo particolare attenzione all'oscillazione cerebrale alfa. In questo esperimento, ogni partecipante è stato sottoposto a una fase iniziale di *training* per la navigazione dell'ambiente virtuale.

L'esperimento si è tenuto nel Laboratorio di Realtà Virtuale del DIN di Forlì, che fa parte del Centro Interdipartimentale della Ricerca Industriale Aeronautica, Spazio e Mobilità dell'Università di Bologna. Lo studio nell'ambito del progetto europeo CASTLE (*Cabin systems design toward passenger wellbeing*) che si pone l'obiettivo di valutare lo stato di comfort/dicomfort all'interno di una cabina d'aereo, per tutelare il benessere dei passeggeri. Sono stati acquisiti i dati di 30 soggetti volontari, di cui 6 femmine e 24 maschi.

2.2.1 Introduzione alla realtà virtuale

La realtà virtuale è la simulazione di una situazione reale, ottenuta per mezzo di apposite tecnologie elettroniche che permettono al soggetto di interagire con l'ambiente e sentirsi immerso in esso. Da un punto di vista biologico, gli esseri umani interagiscono con la realtà attraverso il sistema nervoso, che riceve gli impulsi sensoriali. Tali impulsi, si integrano nella formazione di una percezione, assicurando un ricco flusso di informazioni dall'ambiente al cervello. L'idea è che, fornendo degli stimoli artificiali, ad esempio visivi e acustici, si riesca in parte a riprodurre questo meccanismo, in modo tale che il soggetto li percepisca come naturali.

La simulazione della realtà, per essere sufficientemente avvincente, prevede l'integrazione di diversi elementi: il mondo virtuale, l'immersione, il feedback sensoriale, l'interazione e il soggetto.

Il *mondo virtuale* è uno spazio generato al computer, caratterizzato da un insieme di oggetti, in cui gli utenti interagiscono tramite le loro rappresentazioni 2D o 3D, dette avatar.

Con *immersione*, invece, si fa riferimento allo stato di completo coinvolgimento, fisico e mentale, del soggetto verso un'attività svolta nell'ambiente virtuale. Questo aspetto, dipende da diversi fattori come la grafica, il sonoro, l'interazione dell'utente e altri stimoli che contribuiscono a rendere l'ambiente più realistico. Il coinvolgimento fisico e sensoriale dell'utente è favorito dal fatto che l'immagine video si aggiorna e si modifica continuamente, seguendone i movimenti. Infatti, grazie all'avatar, quando il partecipante guarda a destra, la scena si aggiorna mostrando ciò che vi è alla destra del partecipante nell'ambiente virtuale. L'immersione sensoriale, quindi, indica la capacità intrinseca dell'ambiente virtuale di stimolare direttamente i sensi dell'utente, isolandolo dall'ambiente reale. In questo senso, si può affermare che l'ambiente è immersivo quando riesce ad illudere il partecipante, sostituendosi al mondo reale.

Il *feedback sensoriale*, è un altro elemento fondamentale per l'esperienza di realtà virtuale e permette ai partecipanti di osservare i risultati delle loro azioni nell'ambiente. Rappresenta il meccanismo di comunicazione all'interno il sistema sensoriale. In particolare, l'input sensoriale in ingresso genera un segnale in uscita che, a sua volta, influenza l'attività del sistema sensoriale. Il tracking della testa, delle mani, e di altre parti del corpo, permette di avere un feedback visivo, tattile e acustico.

Nell'esperienza di realtà virtuale, l'*interazione* fornisce al partecipante la capacità di interagire e modificare il mondo virtuale. L'interattività è stata ottenuta attraverso l'uso di sensori e altri dispositivi che consentono al partecipante di navigare l'ambiente e interagire dinamicamente con gli oggetti virtuali, fornendo allo stesso tempo un feedback sensoriale appropriato. Per non influenzare la percezione dell'immersione, è necessario che tutti i dispositivi siano dotati di un'elevata potenza di elaborazione, in modo tale da agire e comunicare in maniera impercettibile nello spazio virtuale.

Infine, il sistema dovrebbe tener conto dell'*utente* e in particolar modo della sua esperienza con la realtà virtuale. Un partecipante inesperto, ad esempio, necessita di un sistema semplice e intuitivo, in modo tale da ridurre al minimo la complessità intrinseca alla navigazione dell'ambiente virtuale. Uno esperto, al contrario, necessita di un sistema efficiente, che consenta il raggiungimento dell'obiettivo anche tramite scorciatoie. Per un partecipante poco frequente, invece, servirebbe un sistema che non obblighi a un grande sforzo mnemonico.

2.2.2 Protocollo sperimentale

Gli scenari mostrati ai partecipanti sono due interni di aereo di tipo Business, denominati B1 e B2, entrambi implementati nel CAVE (Cave Automatic Virtual Environment). Il CAVE è un ambiente per la *realtà virtuale totalmente immersiva* costituito da una stanza con dei proiettori video diretti, in questo caso, a tre schermi.

Nel campo della progettazione architettonica, gli ambienti virtuali immersivi sono già ampiamente utilizzati per facilitare il processo di valutazione, in quanto favoriscono notevolmente la percezione dello spazio e della profondità. La piattaforma CAVE è utilizzata nell'ambito del *Building Information Modeling* (BIM) per diversi tipi di design e scopi di valutazione. Infatti, il presente studio utilizza il CAVE per creare un ambiente virtuale che simuli due diversi modelli di interni d'aereo, con lo scopo di valutare quale dei due è più gradito dai soggetti.

Le due cabine, B1 e B2, sono caratterizzate dalla medesima struttura interna e sono costituite da 5 ambienti: Flex Zone A, Flex Zone B, Lavatory 1, Lavatory 2 e Gallery.

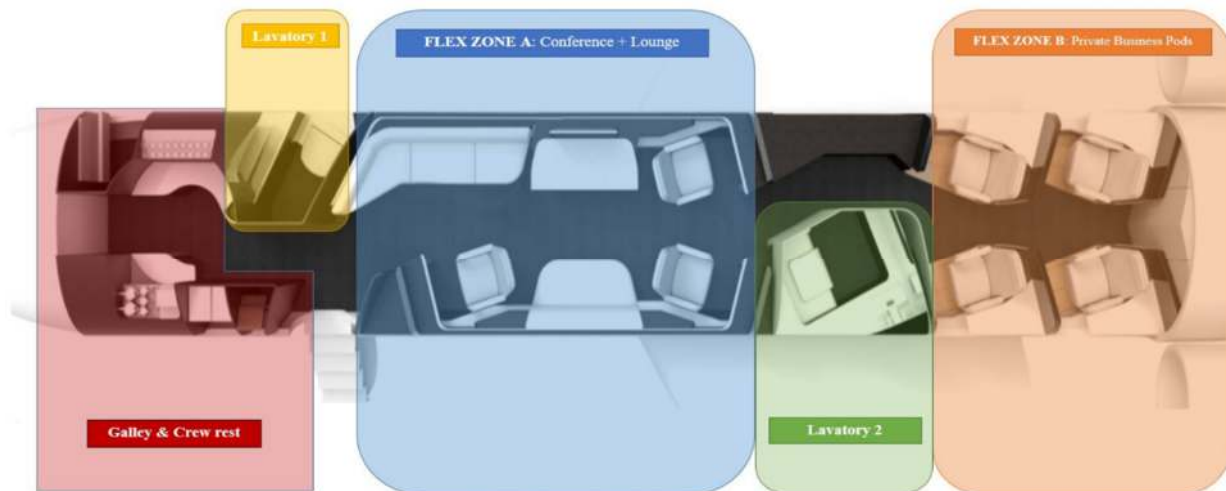


Figura 46. Schema strutturale delle cabine B1 e B2.

Ai soggetti è richiesto di navigare l'intera fusoliera, interagendo il più possibile con gli spazi e gli oggetti virtuali di ciascun ambiente.

Con lo scopo di favorire l'immersione del partecipante la Flex Zone A e il corridoio in prossimità della Lavatory 1, presentano l'effetto sonoro di *sound collision*. Tale effetto avverte il partecipante dell'avvenuta collisione con una parete o un oggetto. Inoltre, per tutta

la durata dell'esperimento, è stato utilizzato come sottofondo sonoro il rumore di fondo dell'interno di un aereo.

Poiché la struttura delle cabine è la medesima e l'effetto di sound collision è stato implementato nelle stesse zone nei due modelli, a differenziare l'ambiente B1 dal B2 sono principalmente la texture e i materiali utilizzati (Figura 47, 48).



Figura 47. Flex Zone A della cabina B1 (sopra) e B2 (sotto).



Figura 48. Le figure a sinistra mostrano la Lavatory 1 in B1 (sopra) e B2 (sotto), mentre quelle di destra mostrano l'ingresso alla Flex Zone B in B1(sopra) e B2 (sotto).

La scelta di limitarsi a un ambiente virtuale in 2D, piuttosto che in 3D, è stata obbligata. I fattori che hanno determinato tale scelta sono legati sia al fatto che, all'inizio dell'esperimento, la collisione sonora risultava implementata unicamente sui modelli 2D, sia perché l'utilizzo degli occhiali 3D rappresentava un ingombro per la rilevazione dei segnali provenienti dagli elettrodi temporali T3 e T4.

L'esperimento è stato svolto a luci spente, per migliorare il contrasto e la nitidezza dei colori degli schermi e favorire l'immersione del partecipante. Durante la prova, gli operatori sono seduti alle spalle del partecipante, facendo attenzione a non essere identificati dal sistema di tracking dei movimenti. Da tale postazione, tramite il sistema di trasmissione dei dati OpenBCI, avviene il monitoraggio in tempo reale dei segnali EEG ed ECG, dei loro spettri e dell'Head Plot.

Ogni soggetto, naviga e interagisce sia con la cabina B1 che con la B2. Per minimizzare l'effetto dovuto al maggiore stress del partecipante nell'esecuzione della prima prova, l'ordine d'interazione con le cabine B1 e B2 è stato randomizzando su tutti i soggetti. Inoltre, ad eccezione della fase d'interazione, al soggetto è richiesto di non chiudere gli occhi per un tempo prolungato, di evitare di parlare e di muoversi il meno possibile.

Per ogni cabina, l'esperimento dura 20 minuti ed è suddiviso in quattro fasi da 5 minuti l'una: relax tutto spento (r1), primo relax con realtà virtuale accesa (r1VR), interazione (int) e secondo relax con realtà virtuale accesa (r2VR)).

Inoltre, tra la visione di una cabina e la successiva, il partecipante compila il questionario sul modello appena navigato.

Preparazione all'esperimento:

Training iniziale: in primo luogo, per favorire l'effetto dell'immersione, ogni partecipante è sottoposto a una fase di *training* per la navigazione della fusoliera. In particolare, il soggetto si trova su un palco rialzato di fronte a tre schermi. Poiché lo spazio è limitato, i movimenti sono scalati: ogni passo del soggetto sul palco corrisponde a 4 metri dell'avatar nella fusoliera. Inoltre, il soggetto prende confidenza con l'avatar, soprattutto per quanto riguarda i movimenti degli arti superiori per l'interazione con gli oggetti virtuali. È importante notare che il training è effettuato sul primo modello, tra B1 e B2, che vedrà il soggetto. Per cui, se il soggetto inizia l'esperimento con la cabina B2, effettua il training sulla stessa.

Montaggio: conclusa la fase di training, si procede con la fase di montaggio. In primo luogo, si effettua lo scrub di entrambi i lobi su cui si andranno a posizionare gli elettrodi di riferimento a pinza. Successivamente, si fa indossare al soggetto la cuffia EEG. In questo caso, si utilizza una cuffia di taglia M con 12 elettrodi premontati e con il dispositivo OpenBCI fissato in posizione centrale tramite delle fascette. Con una siringa si inserisce il gel conduttore su tutti gli elettrodi. Si aggiungono poi due elettrodi alla fine delle clavicole e il gel per la rilevazione del segnale ECG. A questo punto, si accende il dispositivo OpenBCI, spostando la levetta sull'opzione PC. L'OpenBCI, acquisisce il segnali EEG ed ECG, e una volta amplificati, li trasmette via wireless alla chiavetta USB inserita nel PC. Eseguito il montaggio, i segnali sono pronti per essere registrati e visualizzati sul programma OpenBCI GUI installato sul PC. In particolare, i segnali EEG appaiono come la differenza tra il segnale rilevato ad ogni elettrodo meno la media dei segnali rilevati ai due elettrodi di riferimento posti sui lobi. Il segnale ECG, invece, è dato dalla differenza dei due segnali rilevati dagli elettrodi sulle clavicole, come nell'esperimento precedente.



Figura 49. Posizionamento iniziale al centro del palco e di fronte allo schermo centrale

Fasi dell'esperimento B1, B2:

Fase r1: rilassamento iniziale con schermi neri (5 minuti)

Il soggetto viene fatto sedere su una sedia posta a circa 3 metri dallo schermo centrale. Questa fase si svolge al buio, con solo il sottofondo del rumore dell'aereo, che sarà mantenuto per tutto l'esperimento.

Fase r1VR: rilassamento pre-interazione con sistema di realtà virtuale acceso (5 minuti)

Il soggetto rimane seduto sulla sedia e inizia l'osservazione della cabina. In particolare, la scena che gli si prospetta davanti è un'immagine statica della Flex Zone A della cabina in esame, vista dal centro della stanza (come in Figura 39).

Fase int: navigazione della fusoliera e interazione con gli oggetti virtuali (5 minuti)

L'operatore toglie la sedia dal palco per garantire una maggiore libertà di movimento al soggetto, il quale si alza e inizia ad interagire con l'ambiente virtuale (Figura 50). Quando il soggetto entra in collisione con gli oggetti della stanza Flex Zone A e della Lavatory 1, si ha l'effetto della collisione sonora. In questa fase, si guida eventualmente il soggetto verso gli ambienti più difficili da raggiungere.

Fase r2VR: rilassamento post-interazione con sistema di realtà virtuale acceso (5 minuti)

Si riposiziona la sedia al centro del palco e si fa risedere il soggetto. In questa fase, lo scenario statico è circa il medesimo della fase r1VR.

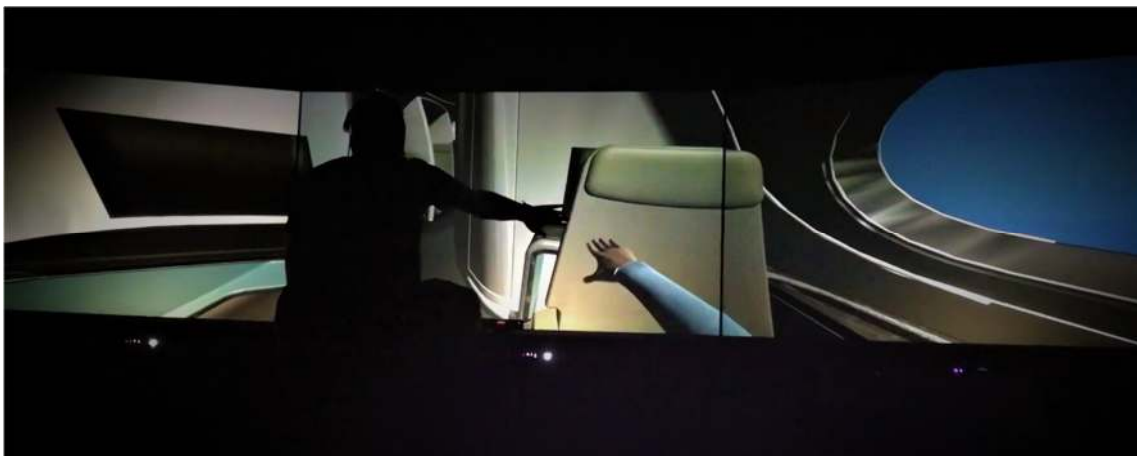


Figura 50. Fase d'interazione con la cabina B2

Una volta terminato l'esperimento con la prima cabina, si arresta la registrazione, si fa scendere il partecipante dal palco e si spegne il dispositivo OpenBCI. A questo punto, si fa compilare al soggetto un questionario sulla cabina appena vista, si mette in carica la batteria del dispositivo OpenBCI e si attende che si ricarichi del tutto. Nel frattempo, il soggetto continua ad indossare la cuffia EEG e i due elettrodi per l'ECG. Una volta concluso il questionario, si riaccende il dispositivo e il soggetto torna a sedersi al centro del palco. A questo punto, inizia l'esperimento con la seconda cabina che prevede le medesime fasi descritte sopra (r1, r1VR, int, r2VR), compresa la compilazione del secondo questionario. Il questionario è uno strumento particolarmente utile poiché da esso emerge la preferenza soggettiva dei partecipanti a una delle due cabine. In questo modo, è possibile confrontare i dati soggettivi che emergono dai questionari con quelli oggettivi che derivano dall'elaborazione dei segnali EEG ed ECG.

2.2.3 Strumentazione

OpenBCI hardware: è un'interfaccia neurale che si collega wireless a un computer, il quale riceve i segnali dell'attività elettrica cerebrale e cardiaca. Infatti, le schede OpenBCI sono comunemente note come biosensori che amplificano i segnali biologici e li convertono in dati digitali. Si tratta di una piattaforma EEG open source a basso costo e programmabile che, tramite l'utilizzo di un computer, consente di visualizzare le onde cerebrali in tempo reale e di registrarle. L'idea è di sfruttare il sistema open source per accelerare l'innovazione e lo sviluppo della parte sia software che hardware. Il grande vantaggio sta nel fatto che, non essendo un sistema fisso, è possibile registrare l'EEG e l'ECG anche al di fuori delle strutture mediche e dei laboratori. Contiene una scheda Arduino compatibile alla connessione wireless Bluetooth a bassa energia (BTLE). Per massimizzare la velocità di trasmissione viene fornita una chiavetta USB che consente la comunicazione seriale (radiofrequenza) con la scheda OpenBCI. In questo caso, la scheda Cyton con il modulo Daisy integrato, è caratterizzata da 16 canali d'ingresso (8+8) per l'acquisizione dei segnali EEG ed ECG. Inoltre, la scheda è costituita da un chip per la conversione analogico-digitale (ADS1299), specifico per la misurazione dei biopotenziali, e da un microcontrollore riprogrammabile integrato. Il sistema è compatibile sia per elettrodi attivi che passivi, ma nell'esperimento sono stati utilizzati solo

sensori passivi. Il segnale ECG è stato rilevato connettendo i due elettrodi posti sulle clavicole ai due terminali (uno positivo e uno negativo) del canale 15 dell'amplificatore.



Figura 51. Scheda Cyton + Daisy (a sinistra) del sistema OpenBCI che trasmette i dati alla chiavetta USB (a destra) collegata al PC.

OpenBCI software: il programma, consente di visualizzare i segnali EEG parzialmente elaborati, rendendoli più significativi. La Figura 52, a sinistra, mostra la schermata di visualizzazione di OpenBCI con 16 canali per il segnale EEG in un periodo di 5 secondi.

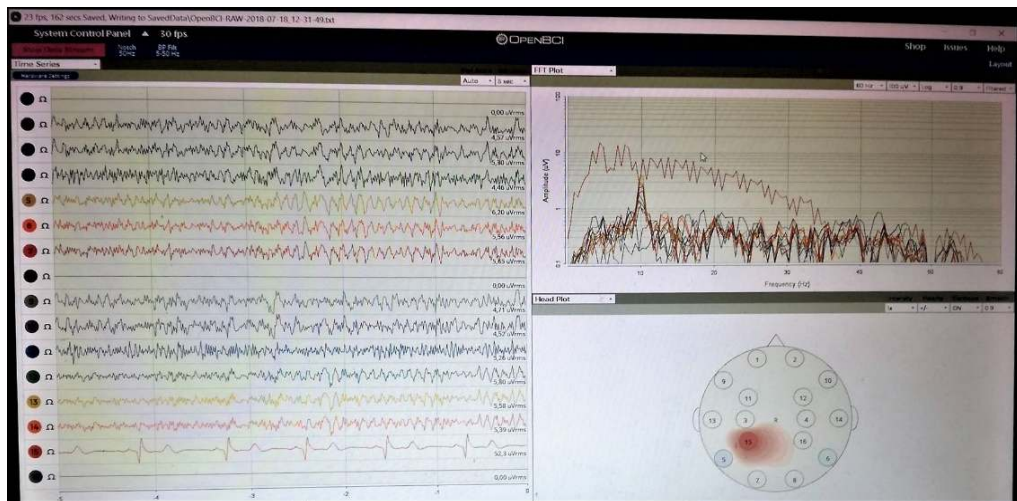


Figura 52. Schermata di visualizzazione di OpenBCI GUI. A sinistra, le serie temporali dei segnali EEG ed ECG. A destra, in alto la densità spettrale di potenza dei segnali (FFT), in basso l'Headplo

In questo caso, gli elettrodi sulla cuffia sono 12: F3, F4, C3, C4, T3, T4, PO3, PO4, PO7, PO8, O1 e O2. Inoltre, il canale 15 rappresenta il segnale ECG. I canali non utilizzati (1, 8, 16) devono essere disattivati, poiché mantenendoli attivi il sistema rileverebbe una perdita di segnale e interromperebbe la trasmissione dei dati. Ad ogni elettrodo è associato un numero

e un colore. In particolare, il colore consente di riconoscere gli elettrodi nel grafico dell'FFT. In Figura 52 il ritmo alfa è particolarmente evidente, sia nel dominio temporale che in quello frequenziale. I segnali visualizzati sono filtrati con un filtro notch a 50 Hz e un filtro passa-banda, con banda passante tra 5-50 Hz. A differenza del sistema Neurowave, i segnali sono filtrati solo in visualizzazione, per cui è necessario filtrarli nella successiva fase di elaborazione dei segnali.

CAVE (Cave Automatic Virtual Reality): è costituito da due o più schermi verso cui sono direzionati i sistemi di proiezione. Tali sistemi proiettano le immagini video, generate al computer, che circondano l'utente creando un ambiente virtuale. L'utente può percepire e interagire con tale ambiente, e in questo modo sentirsi immerso in esso. Il laboratorio di realtà virtuale di Forlì è costituito da tre schermi, di 2,5 x 1,9 m l'uno, e un sistema di proiezione per ogni schermo. Per favorire l'immersione, i due schermi laterali formano un angolo di 30° rispetto allo schermo centrale.



Figura 53. CAVE del Laboratorio di Realtà Virtuale di Forlì. L'immagine mostra i tre schermi e i tre sistemi di proiezione. In posizione centrale vi è anche il sensore del sistema Kinect.

La dimensione del palco di fronte agli schermi è pari a 3 m di larghezza e 4.30 m di lunghezza (distanza massima dallo schermo). I modelli B1 e B2 hanno una lunghezza massima di 20 m, per questo motivo è stato necessario scalare i movimenti (1 passo corrisponde a 4 metri nella fusoliera).

I sistemi di proiezione utilizzati in laboratorio sono del tipo *rear-projection*. Per l'esperimento, infatti, i proiettori sono stati posizionati dietro i tre schermi, fuori dallo spazio del CAVE. In questo modo, l'immagine viene proiettata sulla superficie posteriore dello schermo, evitando la formazione di ombre che comparirebbero con il posizionamento dei proiettori all'interno del CAVE (come in Figura 53). I sistemi di proiezione, hanno un'elevata risoluzione a causa della distanza ravvicinata che richiede una minima dimensione dei pixel, per favorire l'illusione della realtà.

La struttura del CAVE è realizzata in metallo, poiché deve essere sufficientemente resistente e compatta per ridurre le dipendenze dall'esterno e le interferenze.

Il sistema CAVE, non comprende solo la struttura fisica del CAVE, ma prevede l'integrazione del sensore Kinect (hardware) e di Unity (software), che agiscono in maniera omogenea e impercettibile all'utente. Infatti, la visualizzazione video è generata dai tre sistemi di proiezione posti fuori dal CAVE ed è controllata dai movimenti dell'utente che si trova all'interno del CAVE. I video sui tre schermi lavorano in maniera sincrona e si aggiustano continuamente per mantenere la prospettiva dell'utente che sta navigando l'ambiente.

Microsoft Kinect Sensor V2: è un sistema di body motion tracking che riconosce i movimenti del soggetto. Questa tecnologia di tracking ottico è del tipo markerless, perciò permette un'acquisizione più naturale dei movimenti. È un metodo model-based in cui si forniscono a priori delle informazioni anatomiche, strutturali e funzionali per il riconoscimento del corpo e dei suoi movimenti. Per cui, il sistema effettua il matching del modello che ha a disposizione, per individuare la silhouette del soggetto.

I movimenti della silhouette sono seguiti dall'algoritmo di tracking. Oltre al tracking bidimensionale dei movimenti, realizzato con una semplice telecamera che fornisce in uscita una rappresentazione RGB della scena, vi sono delle telecamere di profondità a infrarossi che permettono di acquisire i movimenti del soggetto nelle tre direzioni dello spazio.



Figura 54. A sinistra, Microsoft Kinect Sensor V2; a destra, l'angolo di visione del sensore in orizzontale e verticale

In particolare, il sistema ha un angolo di visione pari a 70° in orizzontale e 60° in verticale. La telecamera di profondità utilizza una tecnologia a tempo di volo (TOF), che stima in real-time la distanza tra la telecamera e l'oggetto, sulla base del tempo impiegato dall'impulso luminoso nel percorso telecamera-oggetto-telecamera, definito appunto tempo di volo. Il sensore di profondità è costituito da una telecamera sensibile agli infrarossi e da un proiettore che emette nella stessa banda. La risoluzione e la precisione sono particolarmente elevate poiché la misura della distanza è valutata pixel per pixel. Il sensore, fornisce informazioni sullo spazio 3D e genera una mappa di profondità dello scenario. Le prestazioni del sistema possono essere compromesse dalla presenza di elementi riflettenti e assorbenti nel CAVE, che possono ostacolare la riflessione dei raggi IR. Una volta identificata la silhouette dell'utente, il sistema riconosce 25 punti anatomici, detti joint, di cui esegue il tracking del movimento. In particolare, la versione V2 del sensore si distingue dalle versioni precedenti per l'elevato numero di joint presenti nella mano, con lo scopo di favorire l'*hand tracking*. In questo modo, il sensore di movimento Kinect tiene traccia di tutto lo skeleton dell'utente, compreso il *face tracking*, anch'esso caratterizzato da un'elevata risoluzione.

Il sistema è in grado di seguire fino a sei persone, ma in questo caso è stato programmato per la rilevazione di un utente alla volta.

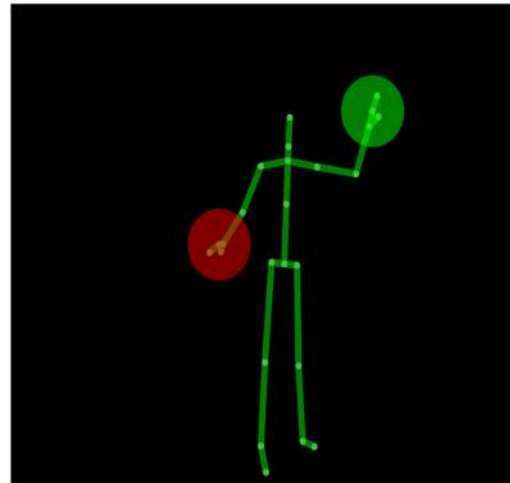
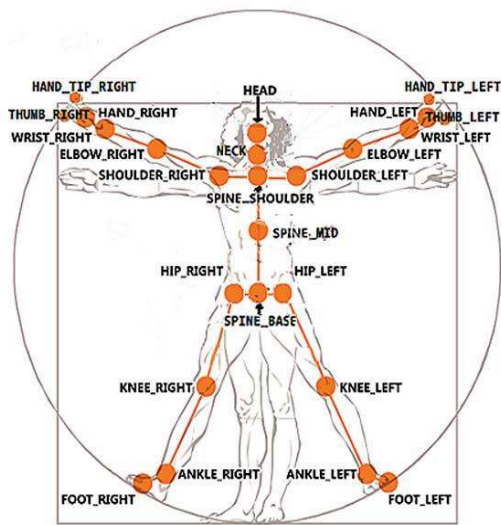


Figura 55. Punti anatomici (25) riconosciuti dal sistema di tracking Kinect V2.

Unity 3D: è un game engine, ovvero un software per lo sviluppo di videogiochi 3D, tra i più utilizzati al mondo. Il suo successo deriva dal fatto che ne esiste una versione gratuita e può essere esportato su molte piattaforme come Microsoft Windows, Linux, macOS, iOS, Android, Blackberry, sul Web e tanti altri, oltre alle principali console come Wii, Xbox, PS3 e PS4. Per programmare in Unity 3D, è necessario installare il software MonoDevelop che consente di effettuare l'editing degli script.



Figura 56. Interfaccia Unity

L'interfaccia di Unity (Figura 56) è suddivisa in pannelli. Il pannello Project, contiene tutti i file, o *assets*, presenti nell'applicazione. Gli assets rappresentano gli elementi utilizzati, come la texture, i materiali, i modelli 3D, gli script e gli effetti sonori.

La Scene View mostra l'ambiente virtuale che contiene gli oggetti 3D, ed è rappresentato su una griglia, che corrisponde al piano di base e consente un migliore orientamento nello spazio. Gli oggetti della scena possono essere traslati, ruotati e scalati. Ogni oggetto ha due sistemi di riferimento, uno globale fisso e uno locale, con la medesima origine posta al centro dell'oggetto. Ciò permette di trasformare gli oggetti secondo il sistema di riferimento più conveniente sulla base al tipo di operazione che si vuole svolgere.

Il pannello Hierarchy consente di gestire facilmente la scena, poiché contiene tutti gli oggetti, organizzati in una lista (Main Camra, Avatar, ecc). Questo pannello consente di attribuire dei legami di parentela padre-figlio tra gli oggetti. In questo modo, ogni trasformazione effettuata sull'oggetto padre si ripercuote automaticamente su tutti gli oggetti figli, ma non viceversa.

Il pannello Inspector, mostra le caratteristiche relative a ogni oggetto, come il nome, la posizione e altre proprietà. I GameObjects possono essere di vario tipo: visibili, invisibili, ad emissione sonora e interattivi. Ognuna di queste proprietà è definita 'componente' di un oggetto e può essere rimossa o modificata. Inoltre, ad ogni oggetto, è possibile allegare delle componenti script per ampliarne le caratteristiche. Esempi di GameObject sono la videocamera (Main Camera) e l'Avatar. Quest'ultimo, è collegato al sistema Kinect e replica i movimenti dell'utente.

2.2.4 Modifiche effettuate

Nel corso degli esperimenti è emersa una problematica relativa alle fasi r1VR e r2VR, ovvero le fasi di rilassamento prima e dopo l'interazione con la cabina. In queste fasi, il soggetto è seduto e posizionato al centro della Flex Zone A. Nonostante gli accorgimenti avuti nel richiedere ai partecipanti di limitarsi all'osservazione, la maggior parte di essi ha comunque provato ad interagire con la cabina. Ogni interazione, a causa dello spostamento del capo e delle mani, modifica lo scenario e attiva l'effetto di *sound collision*. Tutti questi fattori rischiavano di compromettere lo stato di rilassamento del soggetto. Per questo motivo, è stato implementato in C# un semplice script, aggiunto poi su Unity, con lo scopo di mantenere lo scenario statico nelle due fasi r1VR e r2VR.

Come affermato precedentemente, il comportamento di un GameObject è descritto dalle sue componenti. Sebbene le componenti integrate in Unity siano molto varie, è possibile ampliare e modificare le caratteristiche di un oggetto aggiungendo uno o più script. Lo script lo si ritrova poi nell'Inspector di quel GameObject.

In Unity, è possibile aggiungere uno script solo come componente di un GameObject. Perciò, è stato creato un GameObject vuoto e gli è stato allegato lo script riportato sotto come componente.

Gli script sono generalmente creati direttamente in Unity. Per creare un nuovo script si seleziona dal menu principale Assets > Create > C# Script, oppure selezionando Create direttamente dal pannello Project. A questo punto è necessario assegnare un nome allo script, poiché lo stesso sarà utilizzato per creare il testo iniziale del file.

Lo script implementato consente di passare dalla modalità statica alla modalità dinamica e viceversa semplicemente utilizzando le frecce presenti sulla tastiera. In particolare, la modalità statica prevede la disattivazione del sistema di Tracking, dell'Avatar e della sound collision. Lo script consente anche di abilitare/disabilitare la collisione sonora indipendentemente dall'Avatar e dal sistema di Tracking. Il codice commentato è riportato in Appendice.

La nuova condizione iniziale dell'esperimento, non è più una scena dinamica regolata dalla Main Camera, ma statica e regolata dalla Static Camera. In particolare, il sistema Kinect e l'Avatar risultano disattivati, mentre la camera statica è attiva. Questa condizione viene mantenuta fino alla fase d'interazione, in cui si riabilitano il Kinect, l'Avatar (freccia in alto sulla tastiera) e la sound collision. In seguito, per l'ultima fase di rilassamento i sistemi sopracitati sono nuovamente disabilitati, tornando alla modalità statica (freccia in basso sulla tastiera).

Tale modifica rappresenta un vantaggio dal punto di vista della linearità dell'esperimento e della conformità dei dati acquisiti, poiché favorisce maggiormente lo stato di rilassamento dei partecipanti.

2.2.5 Elaborazione dei segnali EEG

In questo caso, l'analisi dei dati si è limitata all'osservazione del segnale EEG, poiché il software di OpenBCI, a differenza di Neurowave, non estrae i dati relativi all'HRV. Perciò, l'analisi del segnale ECG è stata trattata in un lavoro di tesi parallelo e i dati saranno riportati nel capitolo successivo, con lo scopo di confrontarli con i risultati relativi al segnale EEG. Nello specifico, è stato utilizzato ARTiiFACT, uno strumento software per l'elaborazione dei dati ECG che consente l'individuazione manuale o automatica dei picchi R.

In ogni caso, questo esperimento si differenzia dal precedente su diversi punti e ciò si ripercuote inevitabilmente sull'elaborazione dei dati.

In primo luogo, il sistema Neurowave è fisso e fisicamente collegato agli elettrodi, mentre l'OpenBCI trasmette i dati via wireless. La trasmissione Bluetooth può essere compromessa da diversi fattori, tra cui la breve durata della batteria che alimenta il sistema. Infatti, se tale batteria si scarica, la trasmissione dei dati alla chiavetta si interrompe.

Inoltre, il software Neurowave consente di effettuare il controllo delle impedenze per verificare la conducibilità dei segnali agli elettrodi. Il software OpenBCI, invece, non prevede la verifica delle impedenze di elettrodo e questo fa sì che il disaccoppiamento cute-elettrodo sia più frequente. In aggiunta, quando il programma rileva la perdita di segnale, anche solo da parte di un elettrodo, si interrompe automaticamente la registrazione di tutti i canali. Inoltre, la cuffia EEG utilizzata per OpenBCI è di taglia M, a differenza di Neurowave in cui si utilizza una S, e questo favorisce ulteriormente il disaccoppiamento in alcuni partecipanti. Un altro problema relativo all'esperimento con il sistema OpenBCI, è inevitabilmente quello degli artefatti introdotti dal movimento nella fase d'interazione. Tale disturbo ha portato ad escludere dall'elaborazione i dati relativi ai 5 minuti in cui il soggetto naviga l'ambiente virtuale (int). Oltre all'artefatto da movimento, sono stati rilevati altri disturbi concentrati alle basse frequenze. Tuttavia, dalla scomposizione del segnale nelle sorgenti indipendenti (ICA) è emerso che tale disturbo tende a spalmarsi su più componenti, evidenziando i limiti di EEGLAB nell'identificarlo come un'unica sorgente di rumore.

Poiché l'eliminazione di un numero eccessivo di componenti indipendenti avrebbe comportato la perdita di segnale utile, per i dati ottenuti con questo esperimento non è stata utilizzata l'analisi alle componenti indipendenti.

Infine, nell'esperimento con Neurowave le fasi dell'esperimento sono scandite da un programma su MATLAB, che a distanza di 5 minuti cambia automaticamente schermata. Per quanto riguarda l'esperimento con OpenBCI, invece, le fasi sono regolate dagli operatori, che

si affidano a un timer. In aggiunta, nel passaggio dallo stato di interazione (int) a quello di rilassamento finale (r2VR) i soggetti hanno diversi tempi di seduta.

Questo ha portato ad escludere i primi 30 secondi della fase r2VR, poiché nella maggior parte dei casi il soggetto era ancora in movimento.

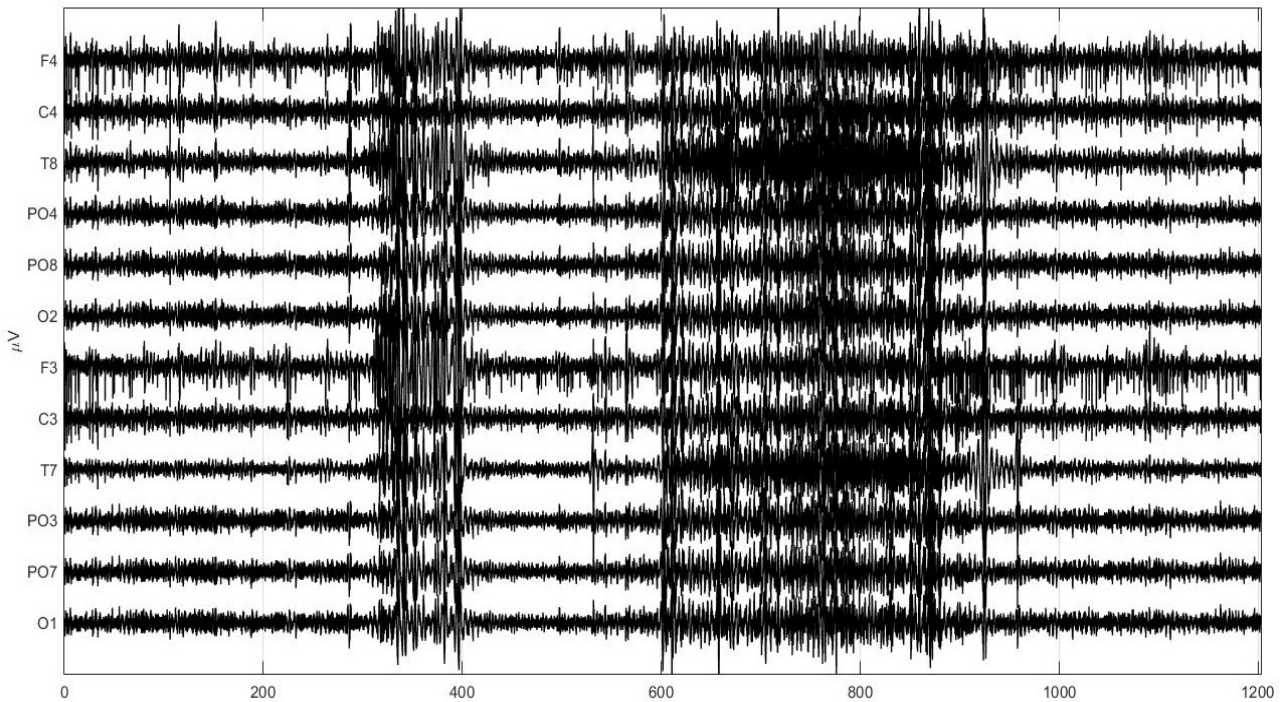


Figura 57. Evoluzione temporale dei segnali EEG

La Figura 57 mostra un esempio dei 12 segnali EEG di un soggetto rilevati durante la prova di navigazione di una delle due cabine d'aereo virtuali. Dall'immagine è evidente come nella fase di interazione con la cabina (600-900 secondi) i segnali risultano particolarmente sporchi, a causa degli artefatti da movimento.

In primo luogo, l'elaborazione dei segnali EEG si è basata sull'osservazione dei segnali grezzi nel tempo. Da tale osservazione, sono stati individuati i principali artefatti e i tratti di segnale compromessi sono stati esclusi dal calcolo della densità spettrale di potenza (*pwelch*).

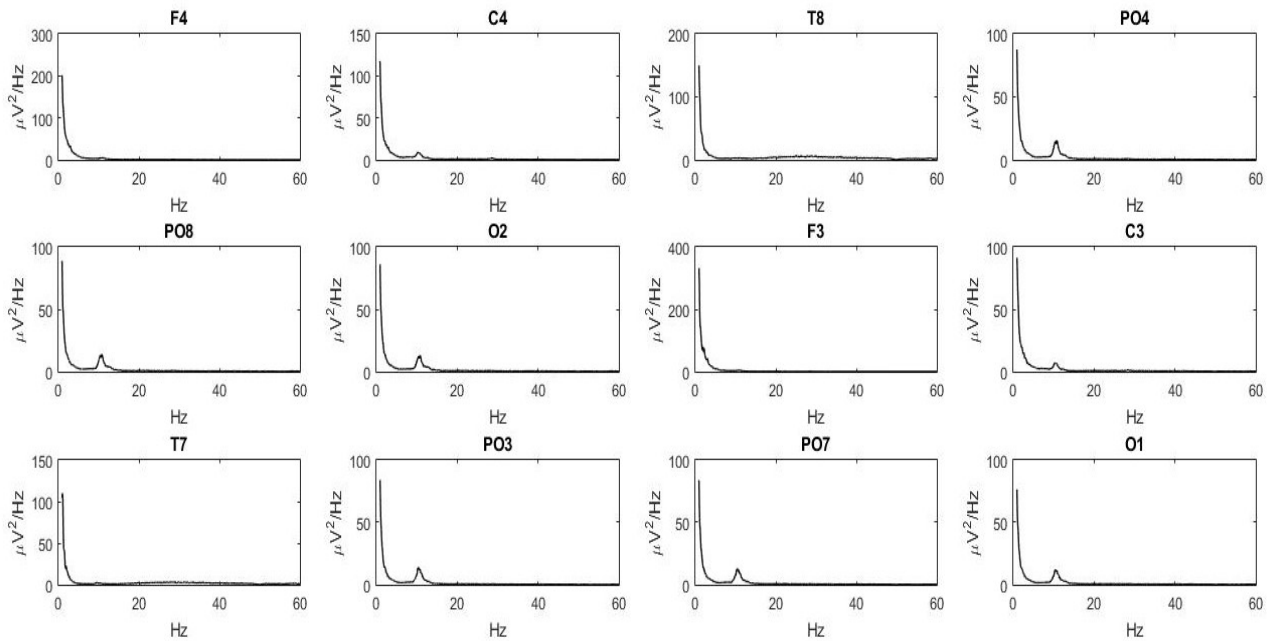


Figura 58. Densità spettrale di potenza complessiva dei segnali EEG.

Il codice MATLAB, eccetto l'assenza dell'analisi alle componenti indipendenti (ICA), è analogo a quello dell'esperimento precedente, con la differenza che è stato aggiunto il filtro notch a 50 Hz. Lo spettro dei segnali complessivi è valutato su finestre di 10 secondi. Essendo la frequenza di campionamento del sistema OpenBCI di 125 Hz, e il numero di campioni per finestra pari a 1250, la risoluzione in frequenza ($\frac{F_c}{n^{campioni}}$) è pari a 0.1 Hz.

Come nell'esperimento precedente, per il segnale EEG non è stato effettuato lo zeropadding, in quanto la risoluzione in frequenza risulta sufficientemente elevata.

Anche in questo caso, il segnale è stato suddiviso nelle 4 fasi dell'esperimento (r1, r1VR, int, r2VR), ognuna da 5 minuti. Per ogni fase, e per ogni elettrodo, è stata graficata la densità spettrale di potenza (Figura 59).

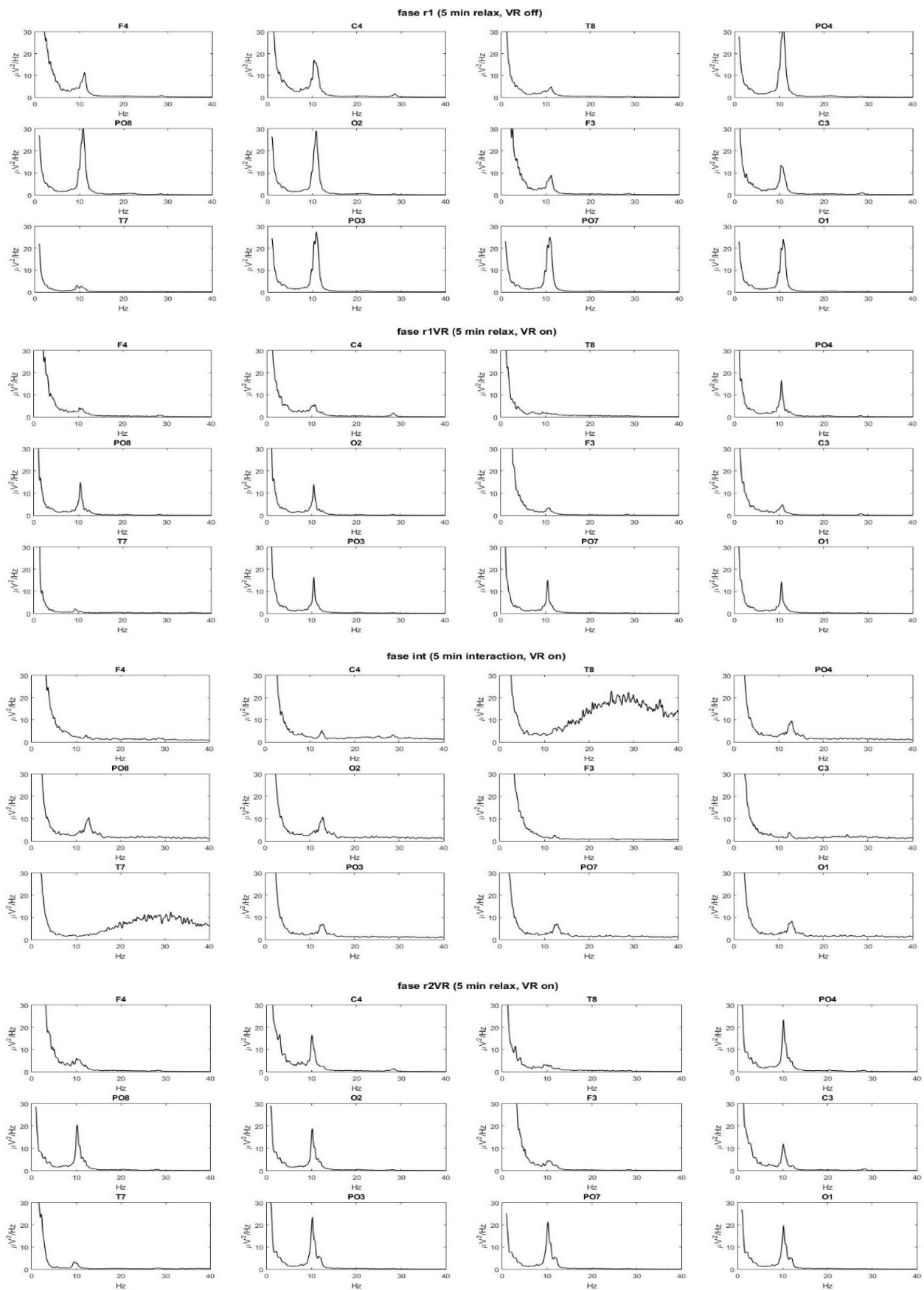


Figura 58. Densità spettrale di potenza nelle fasi: r1, r1VR, int, r2VR

Se si osserva la Figura 57 che mostra i segnali EEG nel tempo, emerge un artefatto da movimento all'inizio della fase r1VR (300-400 secondi), cioè quando si accendono gli schermi e il soggetto vede la cabina. La presente acquisizione è stata effettuata prima di introdurre la modifica della modalità statica per le fasi r1VR e r2VR. Perciò, questo rappresenta un esempio di come, mantenendo la modalità dinamica, il soggetto sia portato ad interagire con la cabina, rendendo meno pulito il segnale.

In questo caso, l'artefatto è stato eliminato manualmente dal calcolo specifico della densità spettrale di potenza della fase r1VR. In particolare, la parte di tracciato compromessa dal rumore è stata direttamente esclusa dalla valutazione dello spettro con la funzione *pwelch*, in modo tale da ripulire il segnale senza ricorrere all'uso dell'analisi ICA. Questo metodo è stato applicato a tutti i segnali EEG acquisiti con il sistema OpenBCI.

2.3 ESPERIMENTO 3: ISOLAMENTO MENTALE CON UN COMPITO DI WORKING MEMORY

La *working memory* è un tipo di memoria a breve termine implicata nelle strategie per il mantenimento temporaneo di dati in memoria, tra cui il calcolo a mente. Infatti, una delle funzioni della *working memory* è proprio l'*updating*, ovvero la capacità di aggiornamento. In particolare, il meccanismo di *updating* prevede la codifica di nuove informazioni riguardanti il problema che si sta risolvendo e la sostituzione dei dati appena pervenuti al posto di quelli precedenti, ormai irrilevanti. I recenti studi sulla memoria di lavoro hanno evidenziato l'importanza dell'azione inibitoria del ritmo alfa per quanto riguarda l'ottimizzazione delle performance nella risoluzione di un problema specifico. Difatti, per un corretto funzionamento della *working memory* è necessario che le regioni cerebrali ritenute non essenziali nella risoluzione, siano inibite, con lo scopo di favorire l'isolamento del soggetto che si concentra nella soluzione del task.

L'obiettivo del presente esperimento è la valutazione della potenza in banda alfa, come indice dell'attività inibitoria, nella condizione in cui il soggetto è concentrato nella soluzione di un task di calcolo a mente, che richiede uno sforzo di *working memory*. Contrariamente all'esperimento 2, che richiedeva una forte attenzione percettiva verso gli stimoli esterni, in questo caso il soggetto deve isolarsi dagli stimoli visivi, e pertanto dovrà verosimilmente inibire le regioni occipitali/ parietali durante le fasi salienti della *working memory*.

L'esperimento si è svolto nel Laboratorio di Realtà Virtuale di Forlì con il sistema OpenBCI. Lo studio è stato effettuato su 12 dei 30 partecipanti al precedente esperimento di realtà virtuale. Per tali soggetti, l'esperimento precedente è stato prolungato di 5 minuti senza subire interruzioni.

2.3.1 Protocollo sperimentale, strumentazione ed elaborazione

Per alcuni dei partecipanti all'esperimento 2 di realtà virtuale, la prova è stata prolungata con una nuova fase di 5 minuti (per un totale di 25 minuti), definita *working memory*. La nuova fase dell'esperimento è stata aggiunta solo alla seconda delle due cabine viste dal partecipante, in modo tale da non influenzare l'esito dell'esperimento 2. Poiché tra la fine

dell'esperimento 2 e l'inizio del 3 non ci sono interruzioni, inevitabilmente la strumentazione utilizzata è la medesima. Anche in questa fase, gli schermi del CAVE sono accesi e mostrano la stessa scena statica della fase r2VR, ovvero il centro della stanza Flex Zone A. Giunti al termine della fase r2VR della seconda cabina, infatti, si comunica al partecipante di eseguire il seguente task, precisando di rimanere seduto: partendo da 1000 si chiede di sottrarre a mente -17 arrivando fino a 0 o comunque proseguendo nella sottrazione fino al termine dei 5 minuti. Si vuole creare una condizione in cui, il soggetto, per concentrarsi sui conti, si isola dall'ambiente virtuale, innescando il meccanismo di inibizione per le regioni cerebrali non indispensabili per la soluzione del task.

Il codice utilizzato per elaborazione dell'esperimento 2 è stato ampliato per includere la fase finale di working memory. Per cui, sempre senza ricorrere all'ICA, è stata valutata la densità spettrale di potenza, per ogni elettrodo, sui 5 minuti di *wm*.

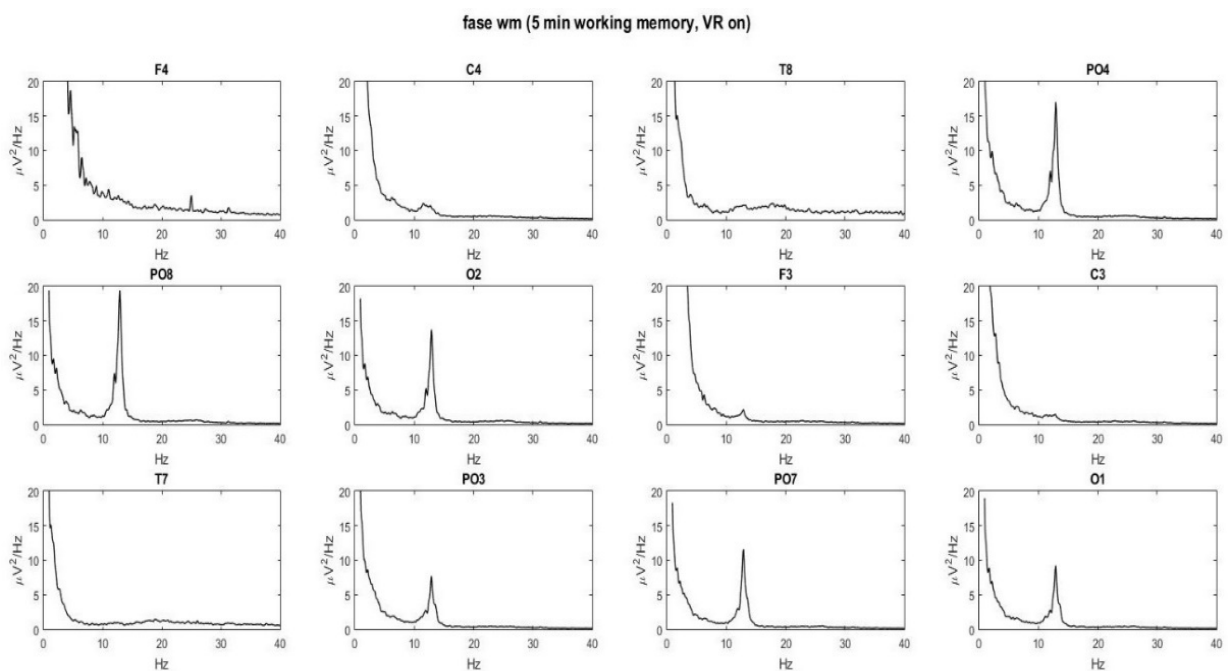


Figura 60. Densità spettrale di potenza: fase wm

Come si evince dalla Figura 60, l'oscillazione alfa è maggiormente presente nelle regioni parieto-occipitali, infatti si osserva sugli elettrodi: PO3, PO4, PO7, PO8, O1, O2.

3 ANALISI DEI RISULTATI

L'elaborazione dei segnali EEG, per i tre esperimenti, si conclude con il calcolo della densità spettrale di potenza su ogni elettrodo. Si vuole indagare la variazione del segnale cerebrale in diverse condizioni di coinvolgimento cognitivo, sensoriale e di memoria di lavoro, prestando particolare attenzione al ruolo del ritmo cerebrale alfa. Poiché questo ritmo deriva principalmente dalle regioni parieto-occipitali e occipitali, si calcola la media delle densità spettrali di potenza dei segnali rilevati agli elettrodi: PO3, PO4, PO7, PO8, O1 e O2. A questo punto, per ogni soggetto e per ogni fase dell'esperimento, si valuta la potenza dei segnali in banda alfa (8-14 Hz). L'obiettivo è quello di confrontare i valori di potenza ricavati in ogni fase, così da valutare la variazione dell'oscillazione alfa in relazione allo stato mentale del partecipante.

Invece, l'elaborazione del segnale ECG è terminata con il calcolo della densità spettrale di potenza dell'Heart Rate Variability. Dallo spettro emergono due specifiche bande del segnale, ovvero LF (Low Frequency: range 0,04-0,15 Hz) e HF (High Frequency: range 0,15-0,4 Hz) che riflettono rispettivamente le funzioni simpatiche e parasimpatiche del sistema nervoso autonomo. Il sistema simpatico e quello parasimpatico si combinano in maniera complessa e hanno un'attività contrapposta: il simpatico aumenta la funzione cardiovascolare e quindi la frequenza cardiaca, mentre il parasimpatico la inibisce. L'azione combinata del vago e del simpatico prende il nome di bilancia simpato-vagale, le cui fluttuazioni si traducono in variazioni della frequenza cardiaca. Lo spettro dell'Heart Rate Variability consente di studiare il comportamento della bilancia simpato-vagale nelle diverse condizioni imposte dalle fasi di ogni esperimento. Per ogni soggetto e per ogni fase delle dei tre esperimenti è stata calcolata la potenza del segnale nelle due bande e il rapporto tra le potenze (LF/HF). Il rapporto LF/HF riflette proprio l'azione della bilancia simpato-vagale.

Lo studio combinato dell'analisi spettrale dei segnali EEG ed ECG consente di valutare se il partecipante si trova in una condizione di stress/attenzione o di rilassamento e la misura in cui un determinato compito cognitivo, sensoriale o mnemonico influisce sullo stato mentale di ogni soggetto.

3.1 RISULTATI E ANALISI DEI DATI EEG

3.1.1 Esperimento 1: condizione di stress e rilassamento mentale

Per il primo esperimento presentato è stato utilizzato il sistema di visualizzazione e pre-elaborazione Neurowave, situato nel Laboratorio di Ingegneria Biomedica di Cesena. Lo studio è stato svolto su 30 soggetti. Durante l'esperimento, ogni partecipante è seduto di fronte a un PC che cambia schermata in automatico ogni 5 minuti, scandendo le fasi della prova. Nel complesso, per ogni soggetto l'esperimento è costituito da quattro prove, ognuna delle quali prevede una fase di rilassamento iniziale e una finale. Le prove si distinguono, nella fase intermedia, per la tipologia di task. Per questo motivo sono denominate: *task completo*, *task solo mentale*, *task solo lettura* e *task solo dito*. In particolare, il *task completo* prevede la risoluzione di disequazioni matematiche a cui il soggetto deve rispondere premendo il pulsante che ritiene corretto. Si induce, quindi, uno stato di stress/attenzione nel partecipante che comporta una riduzione del ritmo alfa rispetto alle due fasi di rilassamento iniziale e finale. Con il presente studio, si vuole valutare la variazione della potenza del segnale cerebrale in banda alfa in relazione alla tipologia di task, con lo scopo di definire quale sia la componente maggiormente coinvolta nello stato di attenzione tra: il solo sforzo cognitivo (*task solo mentale*), la sola lettura dei numeri (*task solo lettura*) e il solo movimento della mano (*task solo dito*) e confrontare tali componenti con quella totale (*task completo*). La Figura 61 mostra un esempio di calcolo della densità spettrale di potenza nelle tre fasi della prova: *rilassamento iniziale*, *task* e *rilassamento finale*. I dati sono relativi a un soggetto durante lo svolgimento del *Test Completo*. Gli spettri sono stati ottenuti dalla media delle densità spettrali dei 6 segnali EEG rilevati agli elettrodi parieto-occipitali e occipitali (PO3, PO4, PO7, PO8, O1 e O2), in quanto il ritmo alfa risulta localizzato principalmente in queste aree della corteccia.

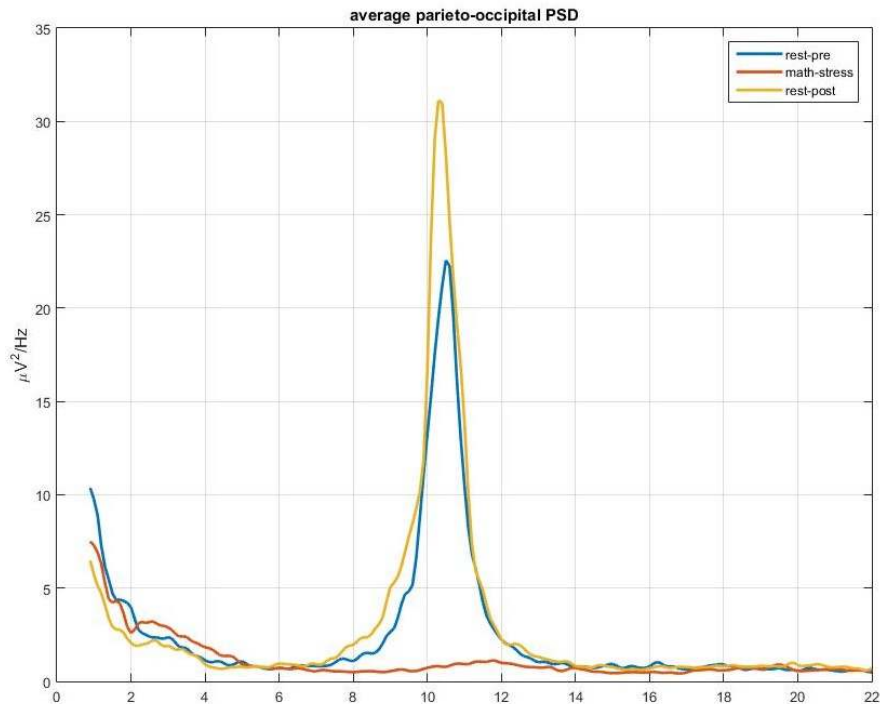


Figura 61. Media delle densità spettrali di potenza rilevate nelle regioni parieto-occipitali (elettrodi: PO3, PO4, PO7, PO8, O1, O2) nelle tre fasi della prova: rilassamento iniziale (blu), task (rosso), rilassamento finale (giallo)

Dalla Figura 61 emerge il forte calo del ritmo alfa durante lo svolgimento del *task*, rispetto alla prima fase di rilassamento. Tale calo è dovuto allo stato di stress e alla maggiore attivazione corticale richiesta dalla risoluzione delle disequazioni matematiche che si presentano al partecipante. La potenza in banda alfa, ovvero l'area sottesa dal segnale nel range di frequenze 8-14 Hz, torna ad aumentare notevolmente nelle fase di rilassamento finale.

In seguito, sono riportati i grafici che mostrano, per ognuno dei quattro esperimenti e per i 30 partecipanti, i valori di potenza dei segnali in banda alfa, suddivisi nelle tre fasi della prova: relax 1, task, relax 2. Per ogni soggetto e per ogni test, i valori di potenza sono stati normalizzati rispetto alla rispettiva potenza calcolata nella fase relax 1. In questo modo, si limita la differenza numerica legata alla variabilità inter-soggetto e si ottengono delle misure di riduzione o aumento di potenza in banda alfa rispetto allo stato di rilassamento iniziale, che è pari a 1. Inoltre, per limitare l'effetto legato al maggiore stress nell'affrontare la prima delle quattro prove, o alla stanchezza del partecipante giunto al termine dell'esperimento, è stato randomizzando l'ordine dei test tra i diversi soggetti. Le figure riportano anche le potenze medie calcolate sui 30 soggetti.

TASK COMPLETO: Power in Alpha Band (Occipital Region)

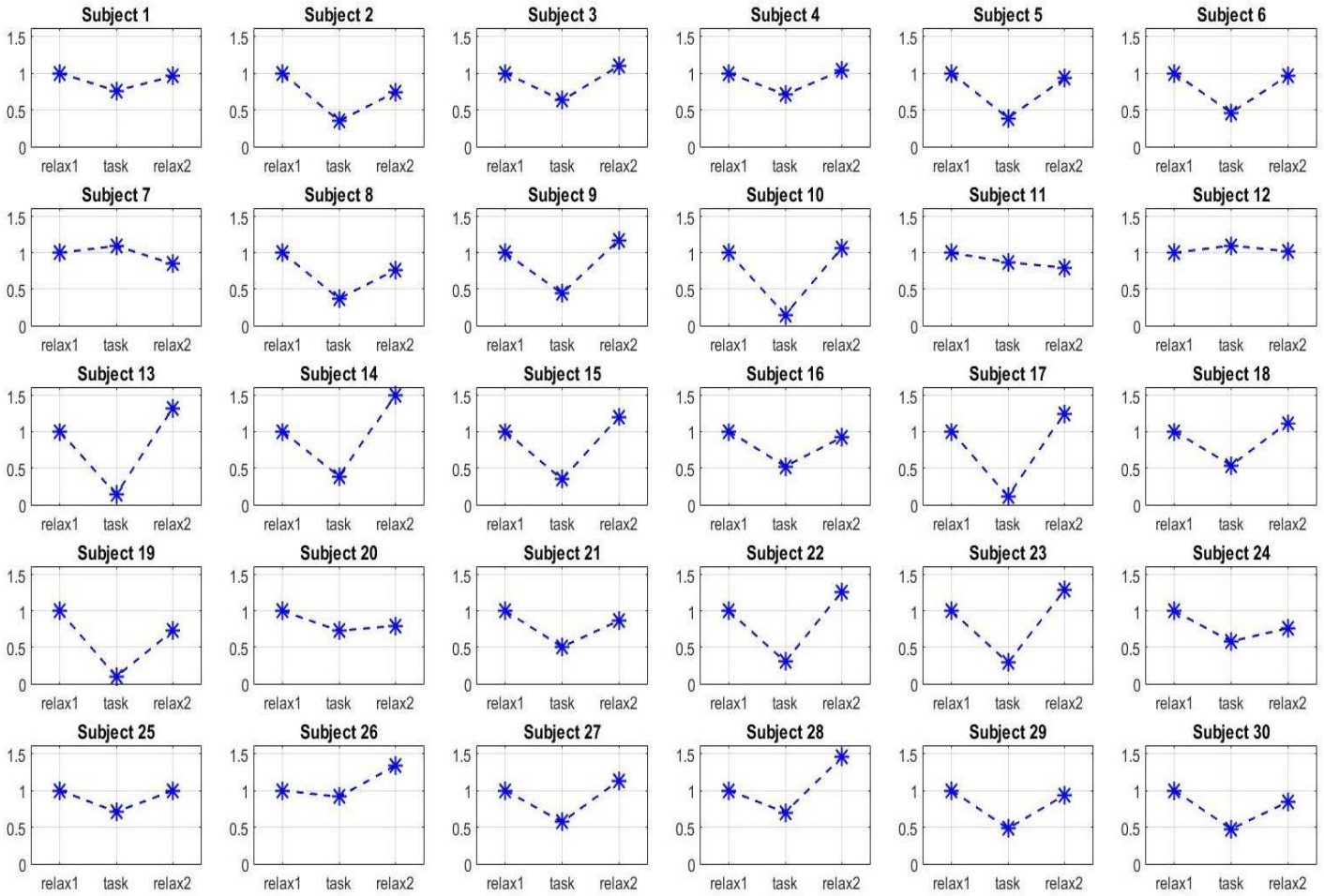


Figura 62. Task Completo: potenza normalizzata in banda alfa per ogni partecipante nelle tre fasi: relax 1, task, relax2.

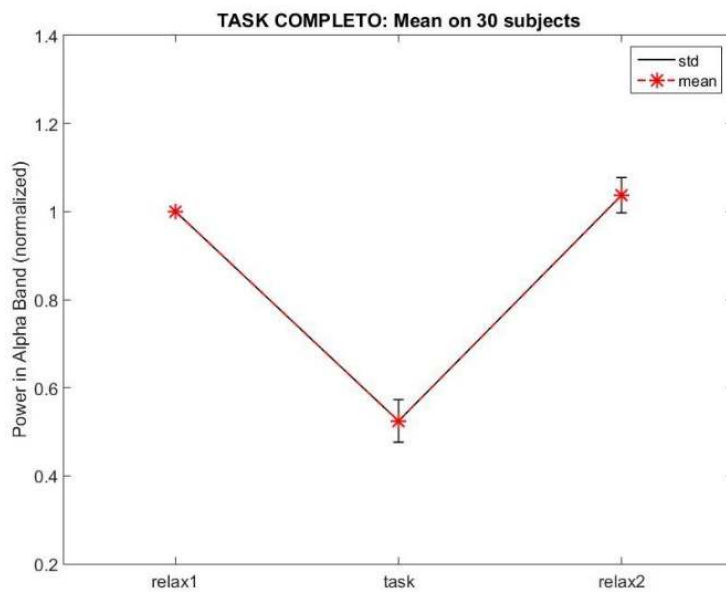


Figura 63. Task Completo: Potenza media in banda alfa sui 30 soggetti e deviazione standard.

TASK MENTALE: Power in Alpha Band (Occipital Region)

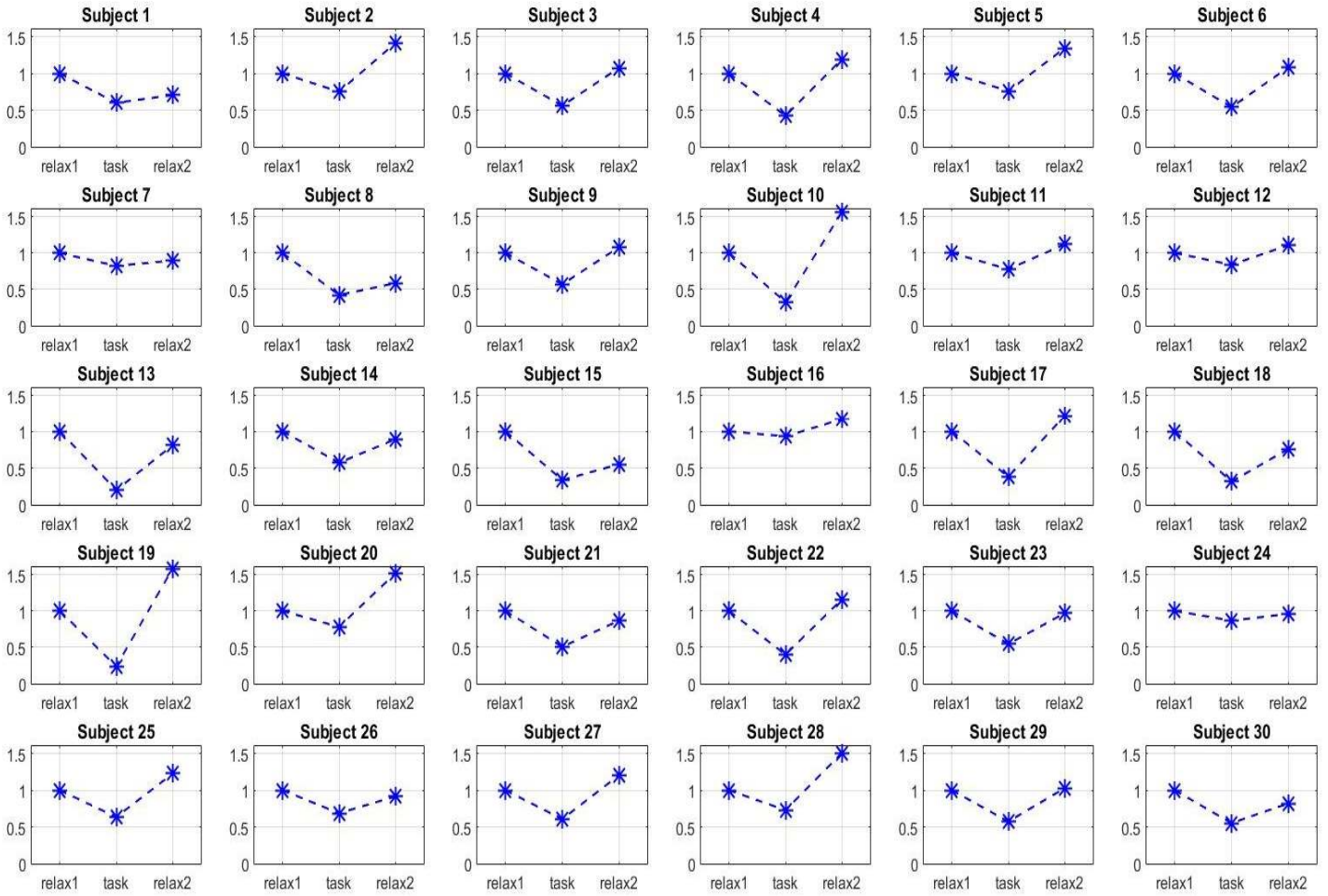


Figura 64. Task Mentale: potenza normalizzata in banda alfa per ogni partecipante nelle tre fasi: relax 1, task, relax2.

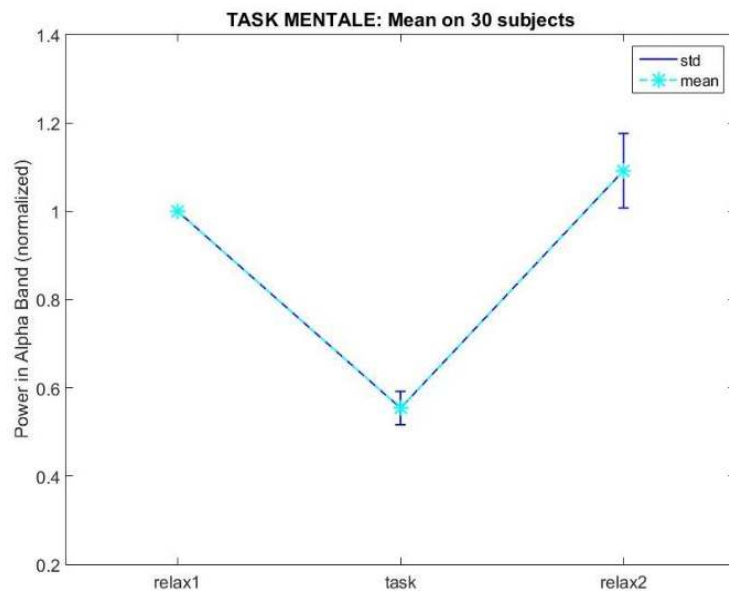


Figura 65. Task Mentale: Potenza media in banda alfa sui 30 soggetti e deviazione standard.

TASK LETTURA: Power in Alpha Band (Occipital Region)

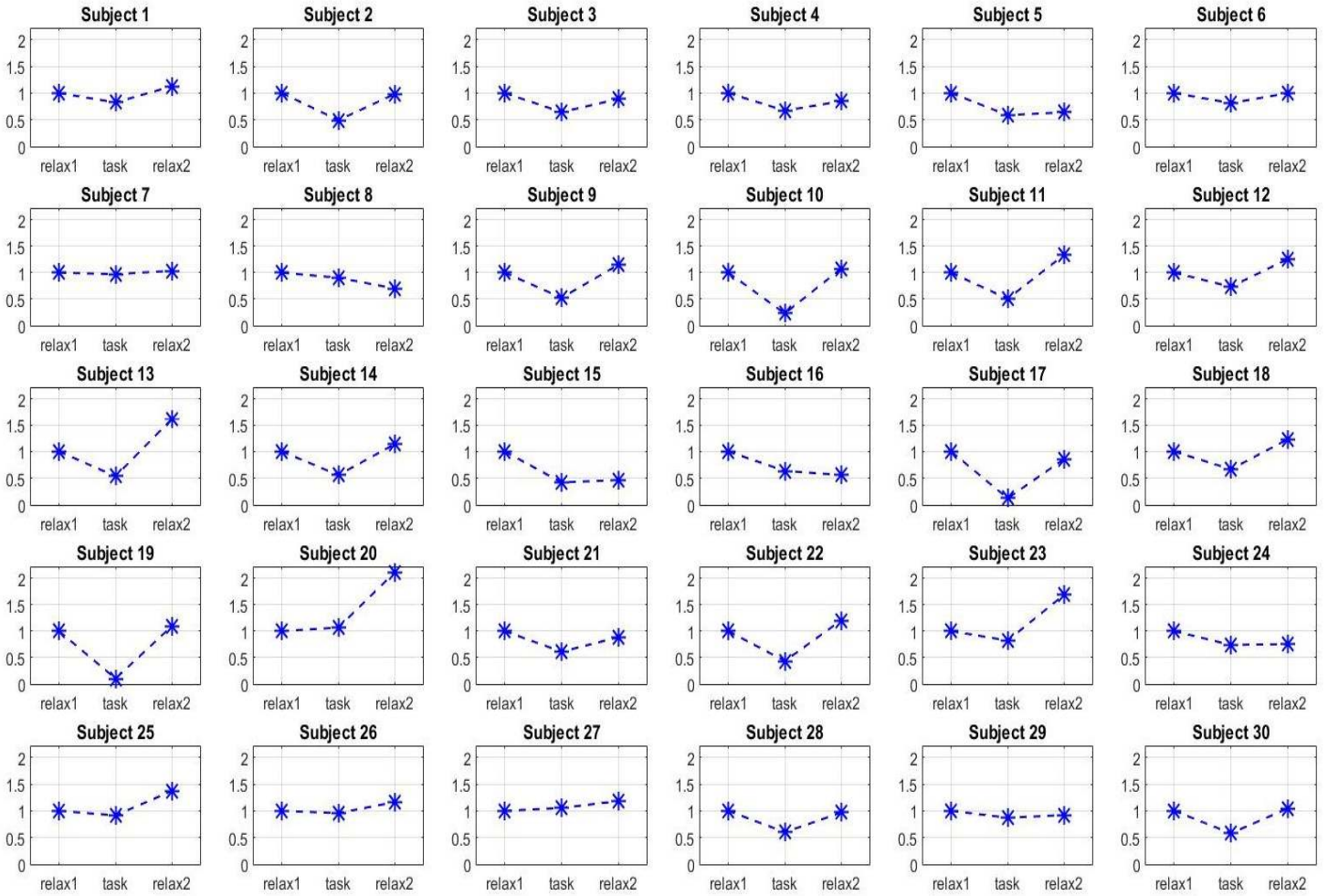


Figura 66. Task Lettura: potenza normalizzata in banda alfa per ogni partecipante nelle tre fasi: relax 1, task, relax2.

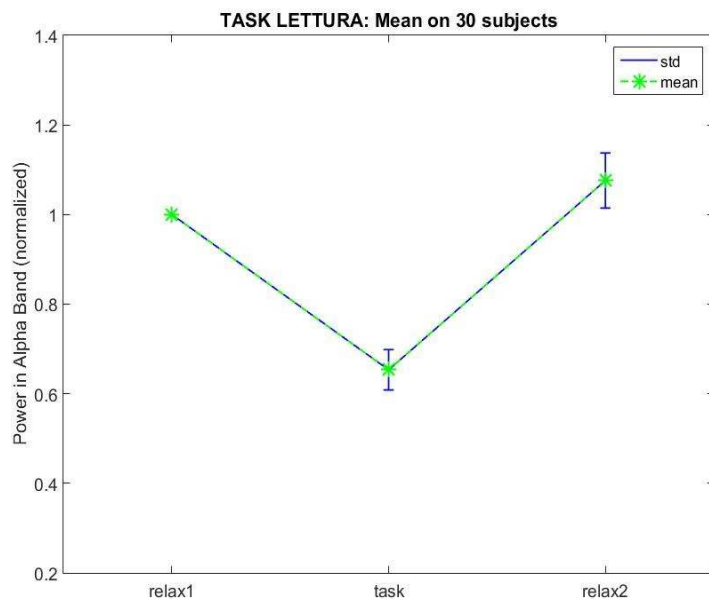


Figura 67. Task Lettura: Potenza media in banda alfa sui 30 soggetti e deviazione standard.

TASK DITO: Power in Alpha Band (Occipital Region)

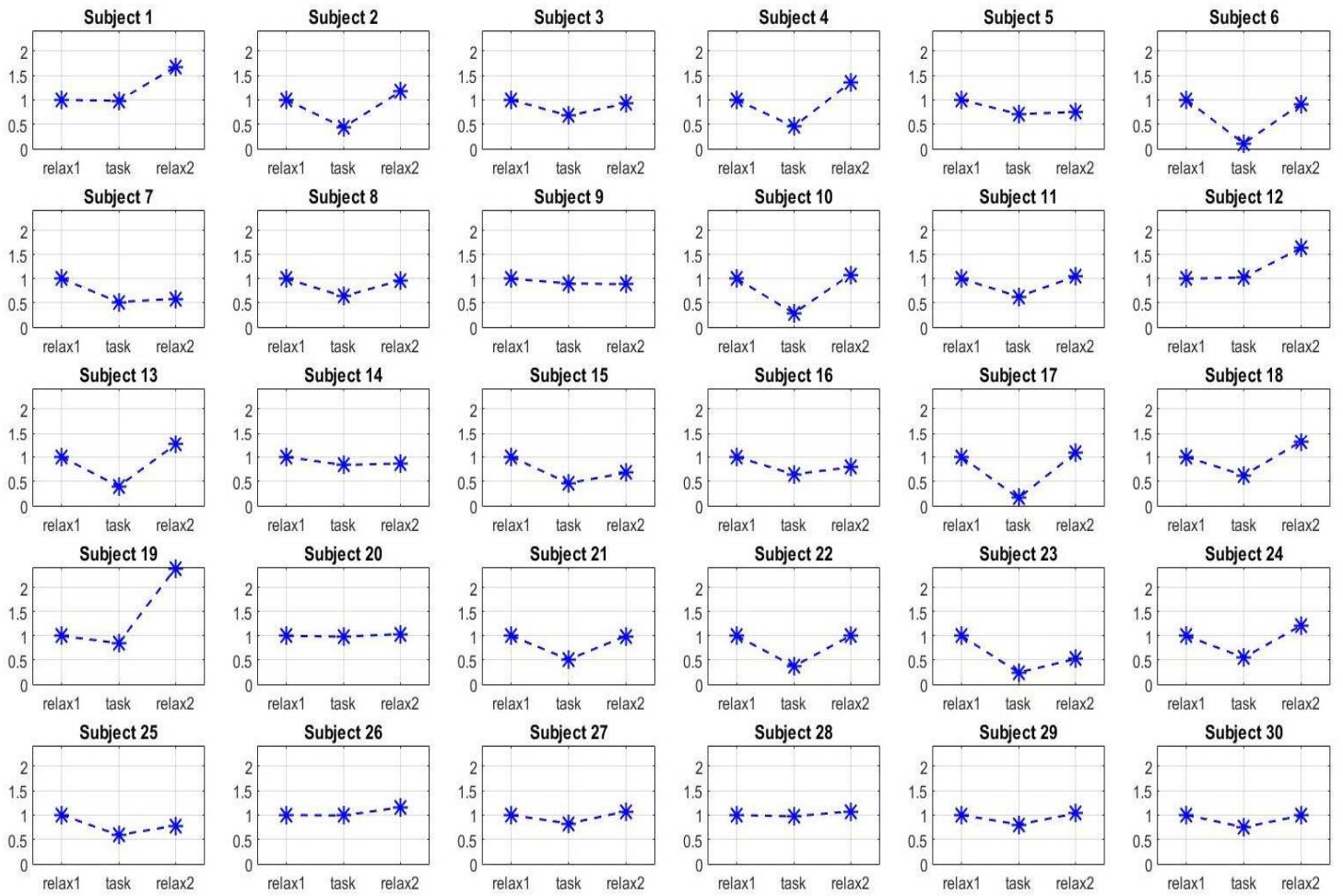


Figura 68. Task Dito: potenza normalizzata in banda alfa per ogni partecipante nelle tre fasi: relax 1, task, relax2.

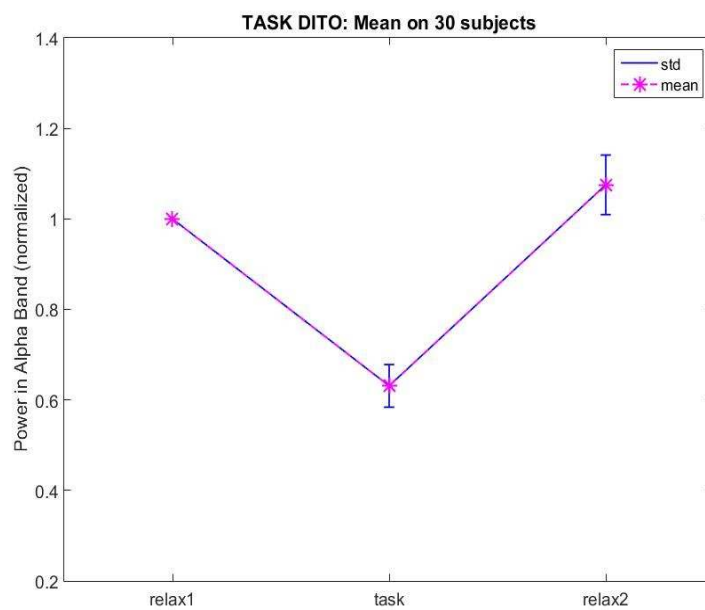


Figura 69. Task Dito: Potenza media in banda alfa sui 30 soggetti e deviazione standard.

<i>Fase</i>	<i>Completo</i>	<i>Mentale</i>	<i>Lettura</i>	<i>Dito</i>
<i>Task</i>	0.5244	0.5541	0.6534	0.6311
<i>Relax 2</i>	1.037	1.092	1.076	1.075

Tabella 1. Potenza media in banda alfa normalizzata rispetto alla fase di rilassamento iniziale.

Le figure 62, 64, 66 e 68, mostrano, per ogni tipo di test (completo, mentale, lettura e dito), l'andamento della potenza in banda alfa (8-14 Hz) dei 30 soggetti, mediata sui segnali degli elettrodi parieto-occipitali (PO3, PO4, PO7, PO8, O1 e O2) e normalizzata rispetto alla potenza assoluta rilevata nella prima fase di rilassamento. Invece, le figure 63, 65, 67 e 69, mostrano, per ogni tipo di test, i valori di potenza media sui 30 soggetti. Come si evince da queste figure e dai valori riportati in Tabella 1, le quattro prove (*completo, solo mentale, solo lettura e solo dito*) sono caratterizzate da una notevole similarità in termini di andamento delle potenze medie. In particolare, si osserva una forte riduzione di potenza nelle fasi di task rispetto al rilassamento iniziale, che torna a crescere nelle fasi di rilassamento finale. Difatti, le fasi di task, seppur in misura diversa, influiscono sul partecipante generando uno stato di stress e un aumento di attenzione sia percettiva che cognitiva, e quindi a una riduzione del ritmo alfa. Il *task completo*, che prevede l'insieme delle componenti di sforzo cognitivo, lettura e movimento del dito, causa una maggiore riduzione del ritmo alfa rispetto alle altre tre prove. Dall'osservazione dei dati rilevati nel *task mentale*, si evince che lo sforzo cognitivo è la componente di maggiore influenza sullo stato attentivo del partecipante. Infatti, i valori di potenza nelle fasi di task completo e mentale sono particolarmente vicini. Questi risultati mostrano come lo sforzo cognitivo, che prevede una maggiore attivazione cerebrale, rappresenti la principale causa di riduzione del ritmo alfa. Anche il *task lettura* e il *task dito* contribuiscono alla riduzione del ritmo alfa, ma in misura minore. Per quanto riguarda la fase di rilassamento finale, la potenza media in banda alfa risulta aumentare nei quattro casi, anche rispetto alla fase di rilassamento iniziale. Tale incremento si può interpretare come l'effetto dovuto al maggiore rilassamento del partecipante che sa di aver concluso la prova. Per comprendere al meglio la misura in cui ogni componente incide sullo stato di stress, sono stati riportati i confronti tra le potenze medie nella prova completa rispetto alle altre tre prove (Figura 70): *completo-mentale, completo-lettura e completo-dito*.

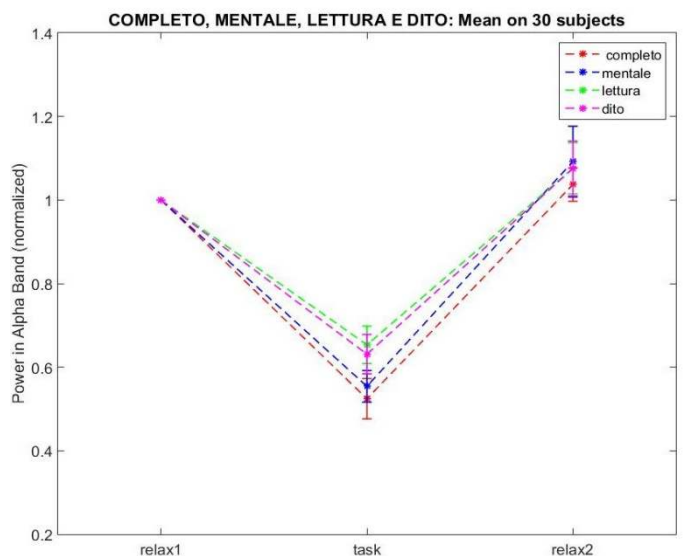
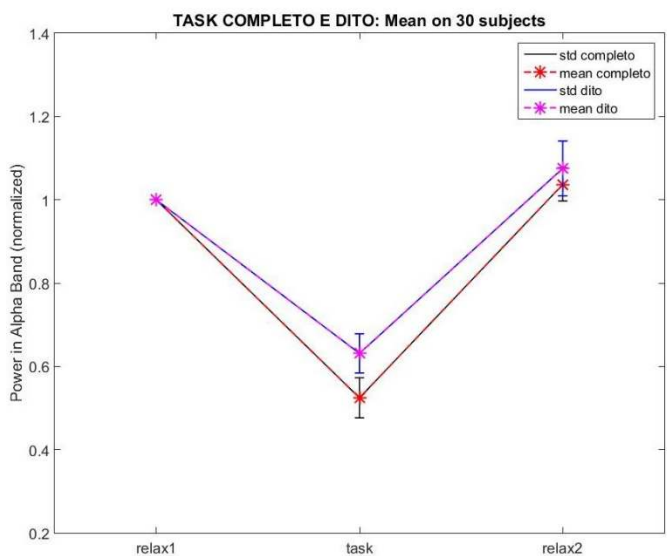
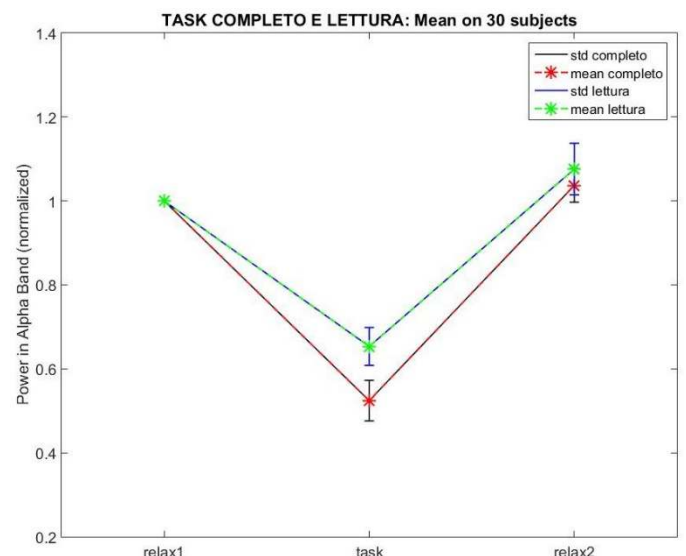
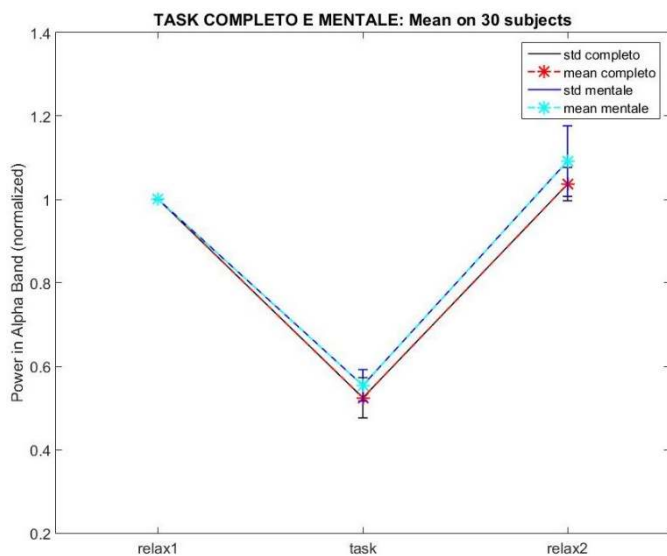


Figura 70. Confronto tra la potenza media in banda alfa (normalizzata) nel test completo, rispetto ai test mentale, lettura e dito.

Con lo scopo di valutare la significatività statistica del confronto tra i valori di potenza media normalizzata nelle diverse fasi dell'esperimento, sono stati applicati il *T-test* e il *Sign test*. I due metodi statistici sono stati scelti in quanto confrontano dati appaiati. Infatti, il gruppo di partecipanti alle quattro prove dell'esperimento è il medesimo. La scelta di riportare i risultati di entrambi i metodi deriva dal fatto che dal test di normalità (Tabella 2) non tutte le distribuzioni dei dati sono risultate gaussiane, per cui non è stato possibile limitare l'analisi statistica al *t-test*. Per il test di normalità è stato utilizzato il metodo di Anderson Darling (funzione *adtest* di MATLAB).

Tale analisi ha lo scopo di valutare i casi in cui è possibile rifiutare l'ipotesi nulla (H_0), ovvero affermare che la distribuzione dei dati non può essere assunta normale. Quando H_0 è pari a 0, la distribuzione si assume normale e si può applicare il *t-test*, al contrario, se è pari a 1, non si può assumere normale e il *Sign test* risulta più affidabile.

Test di normalità con il metodo di Anderson Darling:

<i>Tipo di test e fase</i>	<i>AD test: H0</i>	<i>AD test: p-value</i>
<i>Completo: task</i>	0	0.6476
<i>Completo: relax 2</i>	0	0.4273
<i>Solo Mentale: task</i>	0	0.7335
<i>Solo Mentale: relax 2</i>	1	0.0013
<i>Solo Lettura: task</i>	0	0.5485
<i>Solo Lettura: relax 2</i>	0	0.1711
<i>Solo Dito: task</i>	0	0.7418
<i>Solo Dito: relax 2</i>	1	0.0036

Tabella 2. Test di Anderson Darling per verificare la normalità della distribuzione dei dati da testare.

Dalla Tabella 2 si evince che nel confronto tra la fase relax1 e quella di task, la gaussianità è sempre applicabile, così come nei confronti tra le diverse tipologie di task. Invece, nel caso del *relax 2* delle prove *solo mentale* e *solo dito* il test rifiuta l'ipotesi nulla e la distribuzione non può essere assunta normale. Quindi, per completezza sono stati riportati i risultati di entrambi i test.

A questo punto, si vuole valutare se la potenza media normalizzata del *task completo* risulta significativamente diversa dalla potenza media normalizzata degli altri tipi di task, ovvero valutare l'appartenenza dei task a due gruppi diversi. Poiché nel caso delle fasi di task non sono state riscontrate delle distribuzioni non gaussiane, il *t-test* risulta il metodo più appropriato. I risultati dell'analisi effettuata con il *t-test*, mostrati in Tabella 3, indicano che dal confronto *completo-mentale* non emerge alcuna differenza significativa. Ciò conferma che, durante la risoluzione di problemi matematici, lo sforzo cognitivo è il principale responsabile dell'aumento dell'attivazione cerebrale e della riduzione del ritmo alfa.

TASK	<i>T-test:</i> <i>H0</i>	<i>T-test:</i> <i>p-value</i>	<i>SignTest:</i> <i>H0</i>	<i>SignTest:</i> <i>p-value</i>
<i>Completo-Mentale</i>	0	0.4090	0	0.2649
<i>Completo-Lettura</i>	1	0.0031	1	$3.2491 * 10^{-4}$
<i>Completo-Dito</i>	1	0.0336	1	0.0161

Tabella 3. *T-test sui valori di potenza media normalizzata nel task completo rispetto ai task: mentale, lettura e dito.*

Il confronto tra il test completo e gli altri test è stato valutato anche per la potenza media normalizzata nella fase di rilassamento finale. In questo caso, però, non si osserva alcuna differenza significativa. La distribuzione di alcuni dati è non gaussiana, per cui il *Sign Test* risulta più affidabile, in particolare nei casi *Completo-Mentale* e *Completo-Dito*.

RELAX 2	<i>T-test:</i> <i>H0</i>	<i>T-test:</i> <i>p-value</i>	<i>SignTest:</i> <i>H0</i>	<i>SignTest:</i> <i>p-value</i>
<i>Completo-Mentale</i>	0	0.5856	0	1
<i>Completo-Lettura</i>	0	0.5745	0	0.8555
<i>Completo-Dito</i>	0	0.6511	0	0.8555

Tabella 4. *T-test sui valori di potenza media normalizzata nel relax finale del test completo rispetto al relax finale dei test: solo mentale, solo lettura e solo dito*

Inoltre, poiché dai dati emerge un aumento di potenza in banda alfa nella fase di rilassamento finale rispetto al rilassamento iniziale, per ciascuna prova, è stato valutato il confronto dei valori di potenza media normalizzata nelle due fasi di relax. Tuttavia, come mostra la Tabella 5, tale aumento non è risultato significativo. Anche in questo caso, per le prove *Mentale* e *Dito* è più corretto utilizzare il *Sign Test*, poiché i dati relativi al rilassamento finale hanno una distribuzione non gaussiana.

RELAX 1-RELAX 2	<i>T-test: H0</i>	<i>T-test: p-value</i>	<i>SignTest: H0</i>	<i>SignTest: p-value</i>
<i>Completo</i>	0	0.3644	0	1
<i>Solo Mentale</i>	0	0.2863	0	0.5847
<i>Solo Lettura</i>	0	0.2267	0	0.5847
<i>Solo Dito</i>	0	0.2611	0	0.5847

Tabella 5. *T-test sui valori di potenza media assoluta nel confronto tra il relax iniziale e finale dei test: completo, solo mentale, solo lettura e solo dito*

All'interno di ogni tipo di prova, è stata poi confrontata la potenza media normalizzata anche tra la fase di task e le due fasi di rilassamento, iniziale e finale

TASK-RELAX 1	<i>T-test: H0</i>	<i>T-test: p-value</i>	<i>SignTest: H0</i>	<i>SignTest: p-value</i>
<i>Completo</i>	1	$9.2772 * 10^{-11}$	1	$8.6799 * 10^{-7}$
<i>Solo Mentale</i>	1	$1.3341 * 10^{-12}$	1	$1.8626 * 10^{-9}$
<i>Solo Lettura</i>	1	$1.7418 * 10^{-8}$	1	$8.6799 * 10^{-7}$
<i>Solo Dito</i>	1	$1.2094 * 10^{-8}$	1	$5.7742 * 10^{-8}$

Tabella 6. *T-test sui valori di potenza media assoluta nel confronto tra il relax iniziale e il task nei test: completo, solo mentale, solo lettura e solo dito*

TASK-RELAX 2	<i>T-test: H0</i>	<i>T-test: p-value</i>	<i>SignTest: H0</i>	<i>SignTest: p-value</i>
<i>Completo</i>	1	$2.0559 * 10^{-8}$	1	$8.6799 * 10^{-7}$
<i>Solo Mentale</i>	1	$2.8286 * 10^{-7}$	1	$1.8626 * 10^{-9}$
<i>Solo Lettura</i>	1	$4.0133 * 10^{-7}$	1	$8.6799 * 10^{-7}$
<i>Solo Dito</i>	1	$2.5715 * 10^{-7}$	1	$5.7742 * 10^{-8}$

Tabella 7. *T-test sui valori di potenza media assoluta nel confronto tra il relax finale e task nei test: completo, solo mentale, solo lettura e solo dito*

Anche in questo caso, i due metodi hanno portato agli stessi risultati in termini di significatività statistica. In particolare, per ogni tipo di prova, tutti i confronti tra la fase di task rispetto alle fasi di relax 1 e di relax 2 sono risultati significativi.

3.1.2 Esperimento 2: immersione sensoriale indotta dalla realtà virtuale

L'esperimento è stato realizzato con il sistema Open BCI all'interno del Laboratorio di Realtà Virtuale. In questa sede, la struttura del CAVE, insieme ai sistemi di proiezione e di tracking, consentono la realizzazione di un ambiente virtuale alquanto immersivo.

Il maggiore contributo al coinvolgimento percettivo è apportato dall'avatar, che segue i movimenti e il punto di vista del soggetto. Ogni volontario si sottopone a due prove, una in seguito all'altra, in cui si richiede di navigare la fusoliera virtuale di due modelli interni di un aereo Business, denominati B1 e B2, e di interagire con gli oggetti virtuali. Tali modelli si distinguono principalmente per la scelta dei materiali e dei colori delle strutture e degli oggetti virtuali. In particolare, la cabina B2 risulta più luminosa poiché caratterizzata da colori più chiari, ed è costituita da un pavimento monocromatico grigio; al contrario la cabina B1 è caratterizzata da colori più scuri e nitidi e il pavimento mostra una fantasia a quadrati blu e con contorni beige. Per il resto, nei due modelli la struttura interna è la stessa e l'effetto di *sound collision* è stato implementato nelle medesime stanze. L'obiettivo è quello di valutare il coinvolgimento indotto dall'immersione nella realtà virtuale, confrontato con uno stato di relax iniziale, e quale dei due modelli genera un maggiore coinvolgimento percettivo nel partecipante. Ogni prova dell'esperimento dura 20 minuti e inizia e termina con il soggetto seduto su una sedia al centro del palco, di fronte ai tre schermi del CAVE. Per ogni cabina d'aereo, la prova è suddivisa in quattro fasi:

- 1) *r1*: schermi neri e soggetto seduto
- 2) *r1VR*: schermi accesi e soggetto seduto
- 3) *int*: navigazione della fusoliera e interazione con gli oggetti virtuali
- 4) *r2VR*: schermi accesi e soggetto seduto

Dei 30 partecipanti, 15 hanno eseguito il training e navigato per prima la cabina B1, gli altri 15 hanno eseguito il training e navigato per prima la cabina B2. Per ogni soggetto, si è tenuto conto dell'ordine di navigazione delle due cabine (O) e della preferenza (P) rilevata tramite i questionari.

Anche in questo caso, la Figura 71 mostra i dati EEG relativi alla prova di interazione di un soggetto con una delle due cabine. In particolare, è stata graficata la densità spettrale di potenza media, valutata sui segnali degli elettrodi PO3, PO4, PO7, PO8, O1 e O2, e suddivisa nelle tre fasi di rilassamento della prova: *r1*, *r1VR* e *r2VR*.

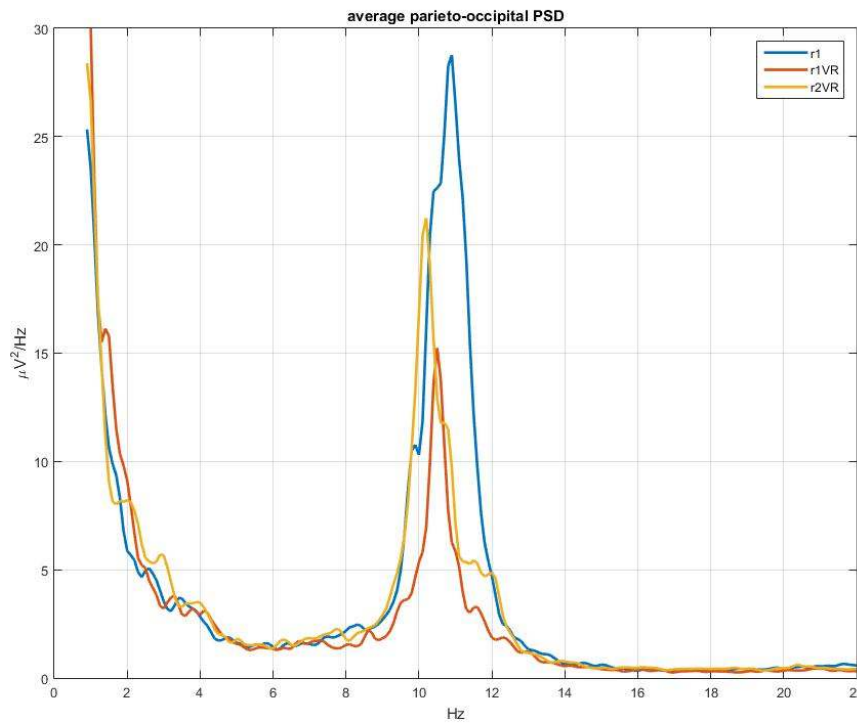


Figura 71. Densità spettrale di potenza media in *r1*, *r1VR* e *r2VR*

Quindi, per ogni fase, si procede con il calcolo della potenza in banda alfa (8-14 Hz).

Questo procedimento è stato ripetuto per tutti i 30 partecipanti e per entrambe le cabine (B1 e B2).

In seguito, sono riportati gli andamenti delle potenze in banda alfa dei 30 soggetti nella cabine B1 (Figura 72) e B2 (Figura 74). Per ogni soggetto e per ogni cabina, i valori di potenza sono stati normalizzati rispetto al valore calcolato nella fase *r1*, ovvero rispetto alla fase in cui gli schermi del CAVE per la realtà virtuale sono spenti. Inoltre, si riportano il grafici con i valori di potenza media sui 30 partecipanti con le rispettive deviazioni standard (Figura 73,75).

CABINA B1 (r1): Power in Alpha Band (Occipital Region)

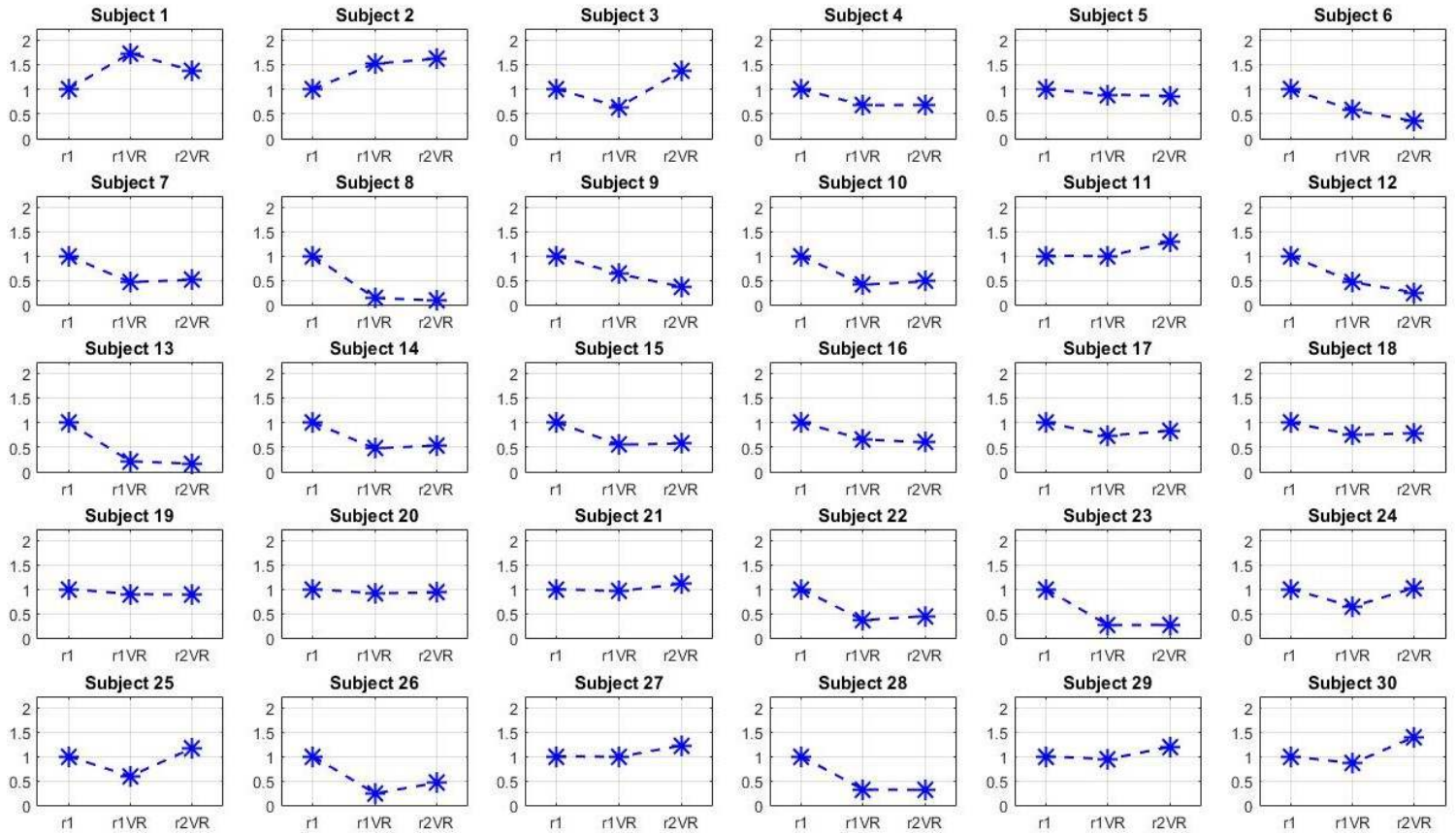


Figura 72. Cabina B1: potenza normalizzata in banda alfa nelle tre fasi: r1, r1VR, r2VR.

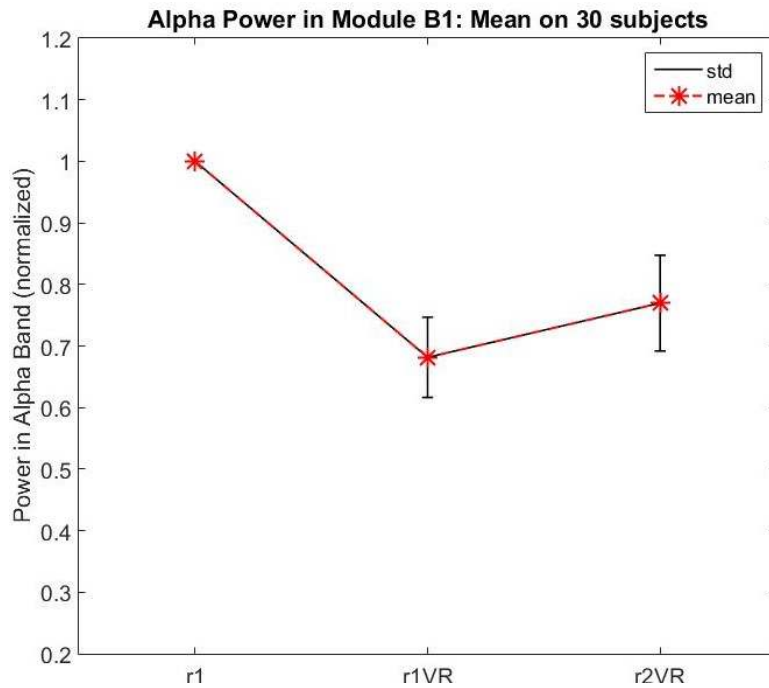


Figura 73. Cabina B1: Potenza media in banda alfa e deviazione standard su 30 soggetti

CABINA B2 (r1): Power in Alpha Band (Occipital Region)

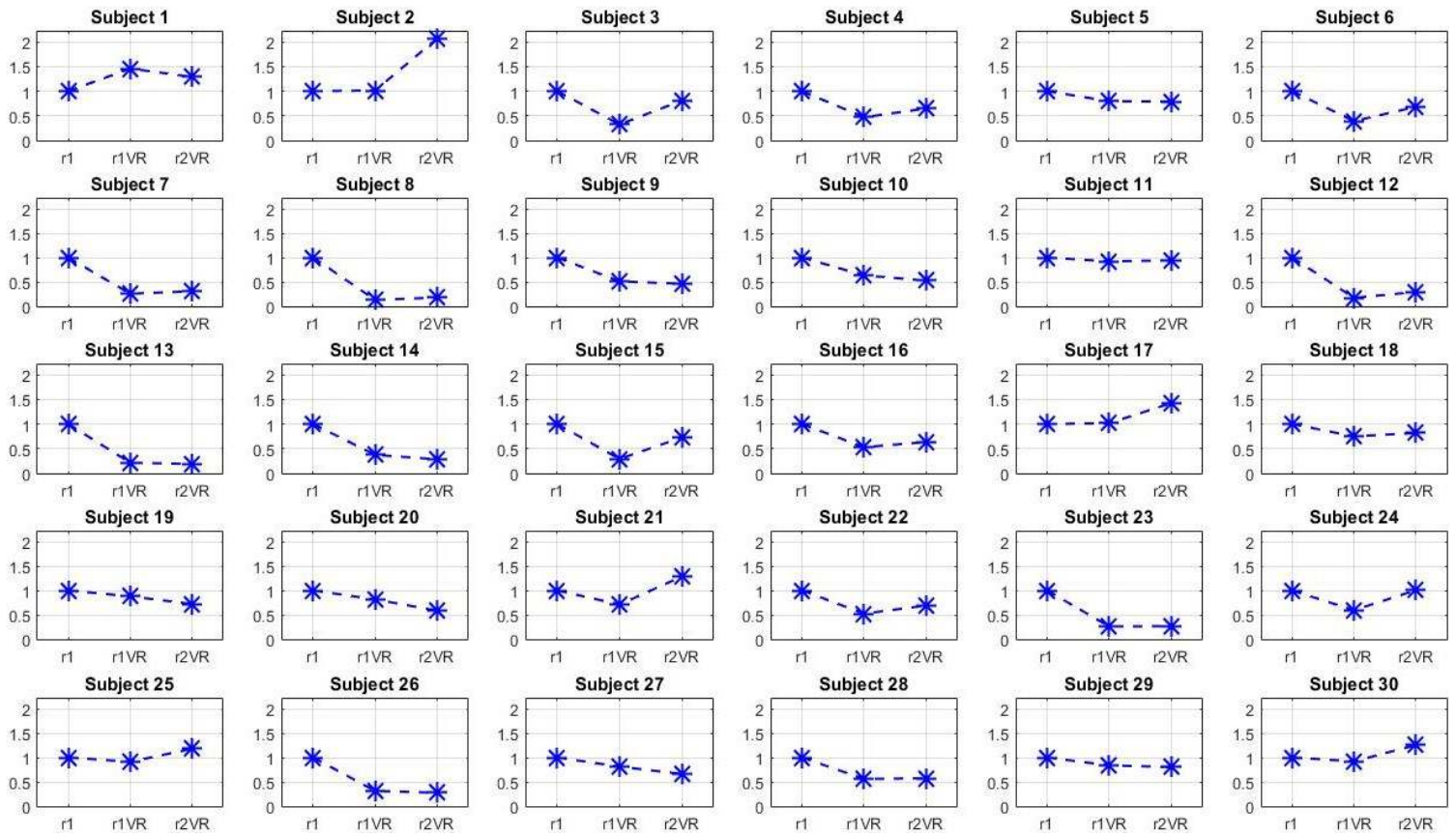


Figura 74. Cabina B2: potenza normalizzata in banda alfa nelle tre fasi: r1, r1VR, r2VR.

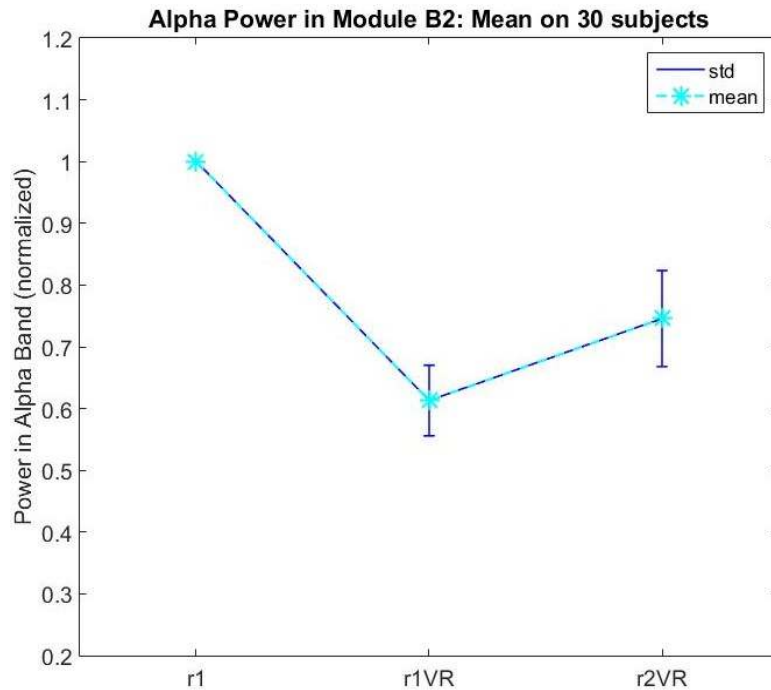


Figura 75. Cabina B2: Potenza media in banda alfa e deviazione standard su 30 soggetti

CABINA	<i>r1VR</i>	<i>r2VR</i>
<i>B1</i>	0.6816	0.7696
<i>B2</i>	0.6131	0.7457

Tabella 8. Valori di potenza media in banda alfa normalizzati rispetto alla potenza della fase *r1*.

Le Figure 73 e 75 che riportano i valori medi di potenza per la cabina B1 e per la B2 nelle tre fasi *r1*, *r1VR*, *r2VR* sono caratterizzate da andamenti molto simili. In particolare, in entrambe le cabine l'accensione degli schermi di realtà virtuale (*r1VR*) causa una forte riduzione di potenza in banda alfa. Nell'esperimento precedente, la riduzione del ritmo alfa era dovuta principalmente al coinvolgimento cognitivo indotto dal task matematico. In questo caso, invece, l'unica differenza tra la fase *r1* e l'*r1VR* è rappresentata dall'accensione degli schermi, perciò la riduzione del ritmo alfa è imputabile al coinvolgimento sensoriale apportato dalla vista della cabina. Tra la fase *r1VR* e la fase *r2VR*, il soggetto ha interagito con la cabina per 5 minuti. Nel rilassamento finale, nonostante la precedente interazione, i valori di potenza in banda alfa tornano ad aumentare. Questo fenomeno potrebbe indicare che nella fase *r2VR* il soggetto si sia abituato all'ambiente virtuale, oppure che in seguito alla navigazione della cabina si sia rilassato maggiormente. Ciononostante, anche il valore di potenza in *r2VR* risulta inferiore rispetto al valore in *r1*. Il partecipante sembra mantenersi in uno stato di eccitazione corticale, a causa della forte stimolazione visiva a cui è sottoposto, mostrando un abbassamento del ritmo alfa rispetto al rilassamento iniziale (*r1*) in assenza di realtà virtuale. È noto, che il ritmo alfa sia particolarmente ampio e stabile nella condizione in cui il soggetto tende a distaccarsi dall'ambiente esterno. In questa condizione di distacco, il livello di attenzione prestato agli stimoli esterni deve essere minimo.

Il ritmo alfa ha origine nel talamo, che è anche un centro di ricezione delle informazioni sensoriali provenienti dall'esterno e grazie alla connessione con il sistema limbico, è implicato nella formazione delle percezioni sensoriali. La relazione tra l'attività del talamo e il ritmo alfa è mediata dai circuiti corticotalamici, che sono indipendenti dalle vie sensoriali afferenti. Il coinvolgimento percettivo del partecipante, perciò, richiede un ruolo attivo del talamo che genera una riduzione del ritmo alfa.

La Figura 76, mette in luce il confronto tra i modelli B1 e B2. Nella fase *r2VR* non emerge una particolare differenza tra i valori di potenza in banda alfa, se invece si osserva la fase *r1VR* la differenza è maggiormente visibile, anche se le deviazioni standard si sovrappongono.

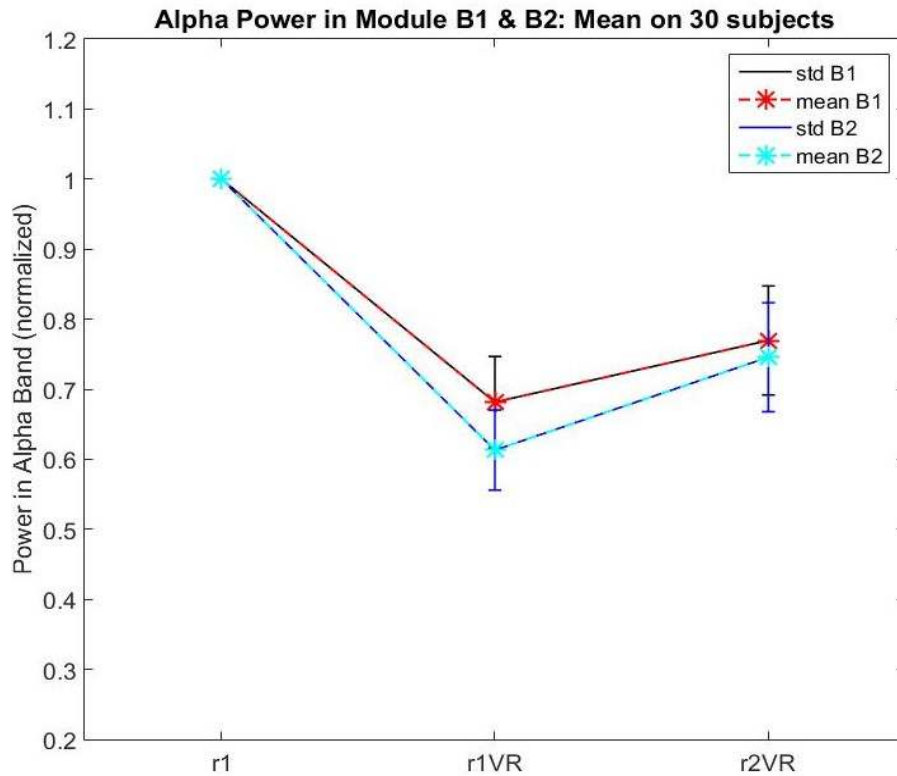


Figura 76. Confronto tra la potenza media in banda alfa (normalizzata) nella cabina B1(rosso) e B2 (ciano) con le rispettive deviazioni standard

Per verificare la significatività statistica del confronto tra le cabine B1 e B2, si effettua in primo luogo il test di normalità di Anderson Darling delle distribuzioni dei dati che si vogliono confrontare, cioè dei valori di potenza normalizzata delle fasi r1VR e r2VR.

<i>Modulo e Fase</i>	<i>AD test: H0</i>	<i>AD test: p-value</i>
<i>B1: r1VR</i>	0	0.1289
<i>B1: r2VR</i>	0	0.2317
<i>B2: r1VR</i>	0	0.3682
<i>B2: r2VR</i>	0	0.0720

Tabella 9. Test di Normalità delle potenze in banda alfa normalizzate rispetto alla fase r1

Dal test emerge che tutte le distribuzioni si possono considerare gaussiane. Inoltre, poiché i partecipanti che hanno visto la cabina B1 sono gli stessi che hanno visto la B2, si fa un confronto tra dati appaiati. Per questo motivo, il *T-test* è il metodo statistico che risulta più appropriato.

Cabina e Fase	T-test: H0	T-test: p-value
<i>B1_r1VR- B2_r1VR</i>	0	0.0582
<i>B1_r2VR- B2_r2VR</i>	0	0.6261

Tabella 10. T-test tra le potenze in banda alfa delle cabine B1 e B2 nelle fasi r1VR e r2VR

Le differenze non risultano significative, ma per quanto riguarda la fase r1VR il p-value è pari a 0.058, molto vicino al valore di soglia $\alpha = 0.05$.

Inoltre, sono state valutate le differenze significative tra i valori di potenza normalizzata in banda alfa, nelle diverse fasi di ogni modello.

Cabina B1	T-test: H0	T-test: p-value
<i>r1- r1VR</i>	1	$3.4866 * 10^{-5}$
<i>r1- r2VR</i>	1	0.0061
<i>r1VR- r2VR</i>	0	0.0536

Tabella 11. T-test tra le potenze in banda alfa della cabina B1 nelle diverse fasi della prova

Cabina B2	T-test: H0	T-test: p-value
<i>r1- r1VR</i>	1	$1.9554 * 10^{-7}$
<i>r1- r2VR</i>	1	0.0028
<i>r1VR- r2VR</i>	1	0.0131

Tabella 11. T-test tra le potenze in banda alfa della cabina B2 nelle diverse fasi della prova

Le differenze sono risultate tutte significative in entrambi i modelli B1 e B2, ad eccezione del confronto tra la fase r1VR-r2VR della cabina B1. In questo caso il p-value è pari a 0.054, quasi uguale al valore di soglia $\alpha = 0.05$.

In seguito, i partecipanti sono stati suddivisi in base all'ordine di navigazione delle cabine, in due gruppi da 15. In particolare, i soggetti del gruppo O1 hanno visto prima la cabina B1, mentre quelli del gruppo O2 hanno visto prima la cabina B2. Le analisi statistiche riportate in seguito sono state effettuate considerando i valori delle potenze assolute calcolate nelle tre fasi: r1, r1VR e r2VR.

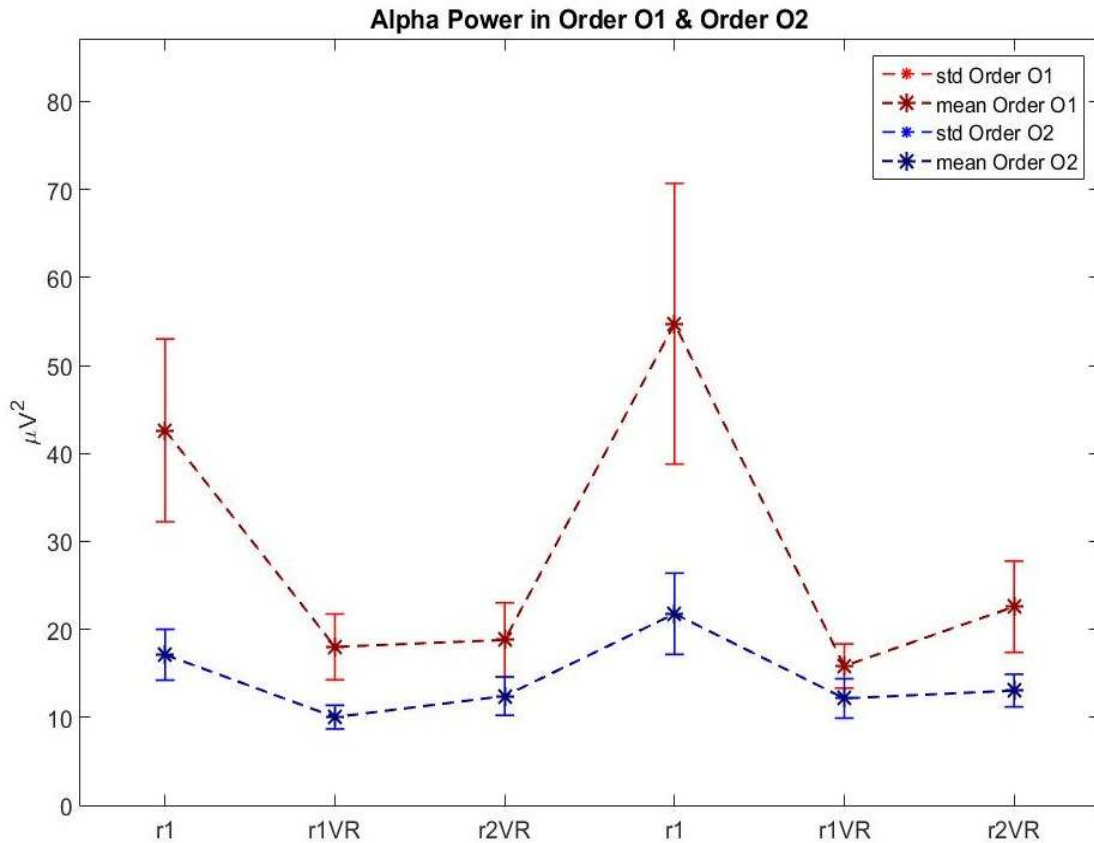


Figura 77. Successione temporale delle potenze assolute in banda alfa nelle due cabine B1 e B2. Il gruppo O1 (rosso) ha navigato prima B1 e poi B2, viceversa il gruppo O2 (blu).

Le Figura 77 mostra che vi è una netta differenza tra i valori di potenza nei soggetti che hanno visto prima la cabina B1 rispetto a quelli che hanno visto prima B2. In particolare, la differenza emerge dalla prima fase di *r1*. Si ricorda, che a monte di questa fase è stato effettuato il *training* di navigazione dell'ambiente virtuale. Ogni soggetto ha effettuato il training con il primo dei due modelli che poi ha navigato, per cui è possibile che la potenza in banda alfa in *r1* sia stata influenzata da questa fase preliminare. In particolare, la figura mostra che i soggetti che vedono prima la cabina B2, cioè quella più luminosa, mantengono una potenza in banda alfa più bassa per l'intera durata dell'esperimento. Al contrario, chi vede prima la cabina B1, in *r1* si porta a un valore maggiore, che si mantiene più alto per tutta la durata dell'esperimento.

Si vuole verificare se dal confronto delle *potenze assolute* emerge qualche differenza significativa relativa all'ordine di navigazione dei due modelli. In primo luogo, si effettua il test di normalità per valutare se la distribuzione delle potenze nelle sei fasi risulta gaussiana. I risultati ottenuti dal test di Anderson Darling sono riportati in Tabella 12. Da questi dati emerge che in nessun caso la distribuzione si può considerare normale, in quanto rifiuta

sempre l'ipotesi nulla. Inoltre, si ha a che fare con due gruppi indipendenti di partecipanti, poiché sono divisi in base all'ordine. Per questo motivo, si fa uso del metodo per dati non gaussiani e non appaiati, cioè il test U di Mann-Whitney.

<i>Modulo e Fase</i>	<i>AD test: H0</i>	<i>AD test: p-value</i>
<i>B1: r1</i>	1	$5 * 10^{-4}$
<i>B1: r1VR</i>	1	$5 * 10^{-4}$
<i>B1: r2VR</i>	1	$5 * 10^{-4}$
<i>B2: r1</i>	1	$5 * 10^{-4}$
<i>B2: r1VR</i>	1	0.0030
<i>B2: r2VR</i>	1	$5 * 10^{-4}$

Tabella 12. Test di Normalità delle potenze assolute in banda alfa nelle tre fasi r1, r1VR e r2VR, nelle cabine B1 e B2

La Tabella 13 mostra il confronto tra il gruppo O1 e il gruppo O2 per la prima cabina navigata; la Tabella 14, invece, mostra il confronto tra il gruppo O1 e O2 per la seconda cabina navigata. Dal confronto O1-O2 sul primo modello navigato non emerge alcuna significatività, nonostante la differenza sia molto forte nella fase di relax a schermo spento. Infatti, il p-value in r1 è particolarmente vicino al valore di soglia $\alpha = 0.05$. Lo stesso, anche se in misura minore, vale per il secondo modello navigato.

Prima prova dell'esperimento: modello B1 (O1) vs modello B2 (O2)

<i>Prima Cabina: O1 -O2</i>	<i>U test: H0</i>	<i>U test: p-value</i>
<i>B1_r1 - B2_r1</i>	0	0.0745
<i>B1_r1VR - B2_r1VR</i>	0	0.0890
<i>B1_r2VR - B2_r2VR</i>	0	0.2290

Tabella 13. U test per confrontare le potenze assolute in banda alfa dei soggetti che hanno iniziato l'esperimento con B1 rispetto a quelli che l'hanno iniziato con B2

Seconda prova dell'esperimento: modello B2 (O1) vs modello B1 (O2)

<i>Seconda Cabina: O1 -O2</i>	<i>U test: H0</i>	<i>U test: p-value</i>
<i>B2_r1 - B1_r1</i>	0	0.0815
<i>B2_r1VR - B1_r1VR</i>	0	0.1985
<i>B2_r2VR - B1_r2VR</i>	0	0.2290

Tabella 14. U test per confrontare le potenze assolute in banda alfa dei soggetti che hanno terminato l'esperimento con B2 rispetto a quelli che l'hanno terminato con B1

Le due popolazioni sono state ulteriormente suddivise sulla base della preferenza espressa dai soggetti tra B1 (9 soggetti) e B2 (14 soggetti). Si fa presente, che 3 dei 30 soggetti non hanno espresso alcuna preferenza tra le due cabine. Se si considerano i soggetti del gruppo O1, che hanno visto prima la cabina B1, allora il sottogruppo O1-P1 ha espresso una preferenza per il modello B1, mentre il sottogruppo O1-P2 ha espresso una preferenza per il modello B2. In questo caso, il sottogruppo O1-P1 è costituito solo da 3 soggetti, mentre il sottogruppo O1-P2 è formato da 11 soggetti.

Le prime tre fasi ($r1$, $r1VR$, $r2VR$) della Figura 78 si riferiscono alla cabina B1, mentre le ultime tre si riferiscono alla cabina B2. Dalla figura si evince che i soggetti che hanno effettuato il training con la cabina B1 e hanno preferito questa cabina mostrano una potenza in banda alfa decisamente inferiore rispetto ai soggetti che hanno preferito la cabina B2.

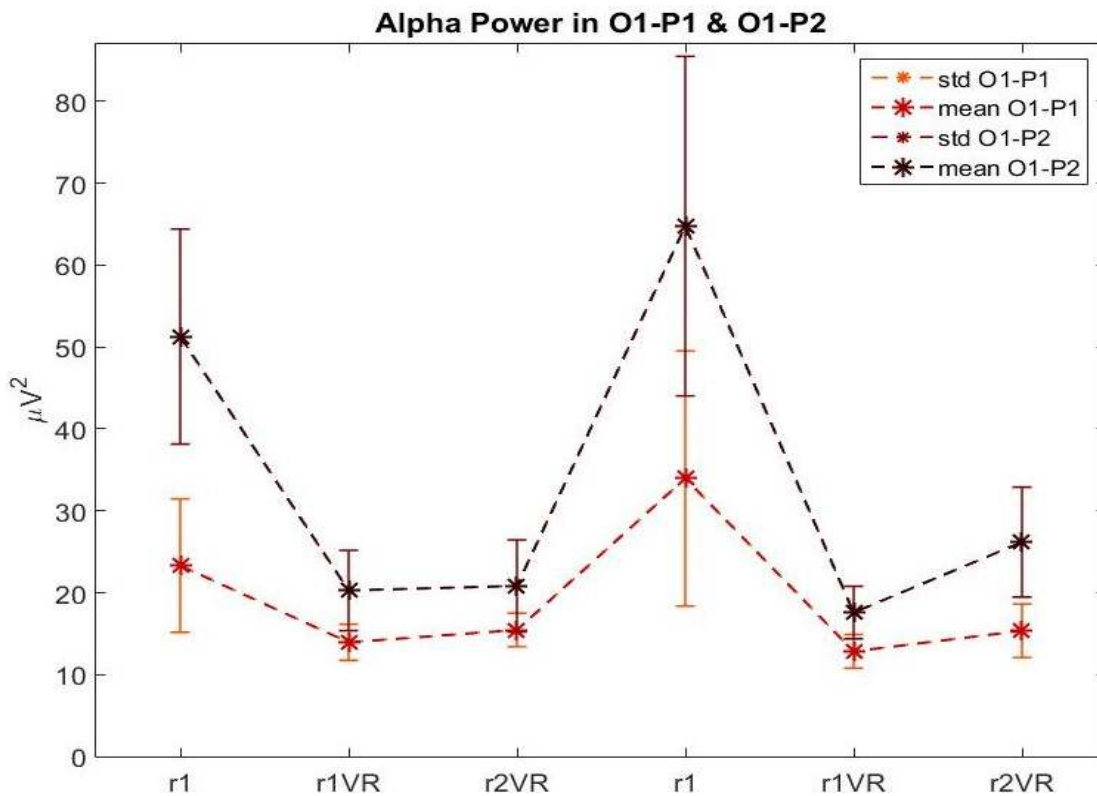


Figura 78. Successione temporale delle potenze assolute in banda alfa nelle due cabine B1 e B2. Tutti i dati riportati si riferiscono ai soggetti appartenenti al gruppo O1. Di essi, il gruppo O1-P1 (rosso chiaro) ha preferito B1, viceversa il gruppo O1-P2 (rosso scuro) ha preferito B2.

Come prima, l'effetto è osservabile principalmente nella prima fase $r1$ dell'esperimento. Ciò conferma che la cabina con cui si effettua il training iniziale influenza il soggetto.

Nel seguito si fornisce una possibile interpretazione dei risultati riportati in Figura 78. Il maggiore coinvolgimento percettivo dovuto al gradimento per la cabina B1, con cui è stato effettuato il *training*, ha generato una riduzione delle oscillazioni in banda alfa, e quindi una potenza minore, rispetto ai soggetti che non sono rimasti colpiti dal modello B1 durante il *training*. Inoltre, è interessante notare come tale stato di gradimento iniziale influenzi il ritmo alfa per l'intera durata dell'esperimento. Infatti, il sottogruppo O1-P1 si mantiene su valori di potenza inferiori rispetto al sottogruppo O1-P2 in tutte le sei fasi.

Anche in questo caso si utilizza il test U di Mann-Whitney poiché le distribuzioni sono non gaussiane e i dati non appaiati. Le Tabelle 15 e 16 riportano i risultati ottenuti dai confronti tra le diverse fasi (*r1*, *r1VR*, *r2VR*) della prima prova (B1) e della seconda (B2).

O1_Primo modello B1: preferenza B1 vs preferenza B2

<i>Prima Cabina: B1</i>	<i>U test: H0</i>	<i>U test: p-value</i>
<i>P1_r1- P2_r1</i>	0	0.5549
<i>P1_r1VR- P2_r1VR</i>	0	0.7692
<i>P1_r2VR- P2_r2VR</i>	0	0.8846

Tabella 15. U test per confrontare le potenze assolute in banda alfa rilevate nella prova B1, nei soggetti che hanno iniziato l'esperimento con B1 e preferiscono B1 rispetto a quelli che preferiscono B2.

O1_Secondo modello B2: preferenza B1 vs preferenza B2

<i>Seconda Cabina: B2</i>	<i>U test: H0</i>	<i>U test: p-value</i>
<i>P1_r1- P2_r1</i>	0	0.6593
<i>P1_r1VR- P2_r1VR</i>	0	0.5549
<i>P1_r2VR- P2_r2VR</i>	0	0.7692

Tabella 16. U test per confrontare le potenze assolute in banda alfa rilevate nella prova B2, nei soggetti che hanno iniziato l'esperimento con B1 e preferiscono B1 rispetto a quelli che preferiscono B2.

I risultati dell'U test confermano sempre l'ipotesi nulla, per cui non emergono differenze significative tra i campioni dei due gruppi.

Lo stesso confronto è stato valutato sui soggetti che hanno iniziato l'esperimento con la cabina B2, ovvero sui soggetti appartenenti al gruppo O2. In particolare, il sottogruppo O2-P1 ha espresso una preferenza per il modello B1, mentre il sottogruppo O2-P2 ha espresso una preferenza per il modello B2. In questo caso, il sottogruppo O2-P1 è composto da 8 soggetti, mentre il sottogruppo O2-P2 è formato da 5 soggetti.

Le prime tre fasi (*r1*, *r1VR*, *r2VR*) della Figura sottostante si riferiscono alla cabina B2, mentre le ultime tre si riferiscono alla cabina B1.

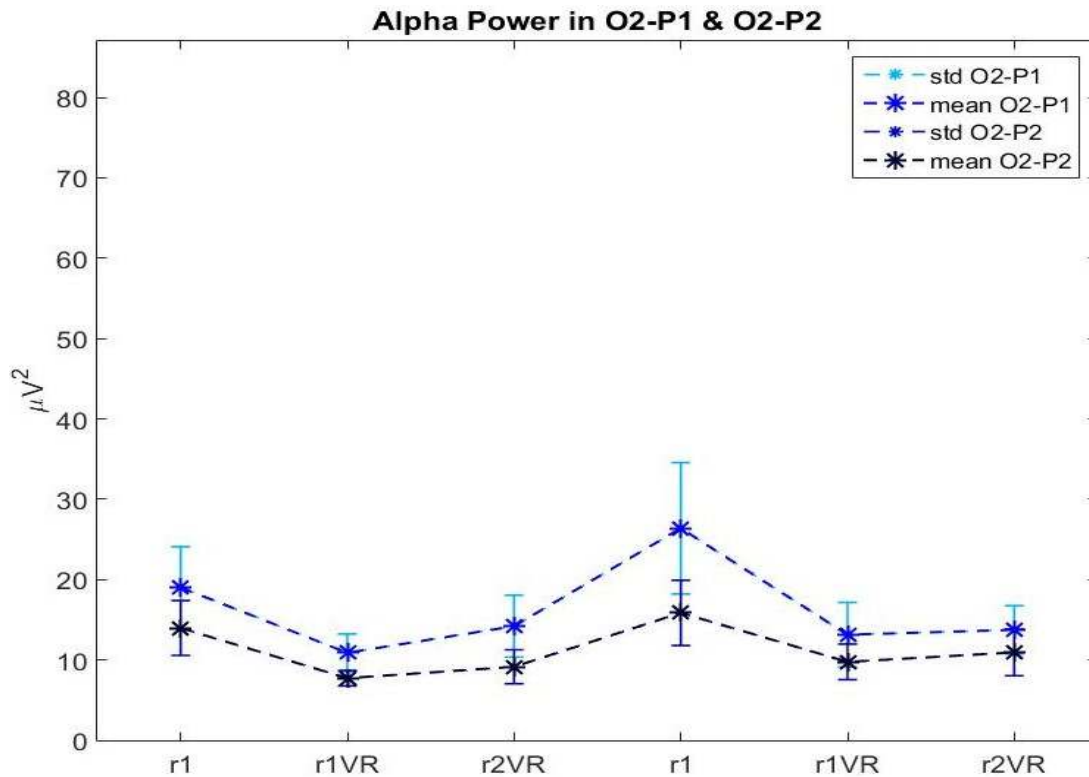


Figura 79. Successione temporale delle potenze assolute in banda alfa nelle due cabine B2 e B1. Tutti i dati riportati si riferiscono ai 15 soggetti appartenenti al gruppo O2. Di essi, il gruppo O2-P1 (blu chiaro) ha preferito B1, viceversa il gruppo O2-P2 (blu scuro) ha preferito B2

Anche in questo caso, dalla Figura 79 si evince che i soggetti che hanno effettuato il training con la cabina B2 e hanno preferito questa cabina hanno una potenza in banda alfa inferiore rispetto ai soggetti che hanno preferito la cabina B1. Come prima, lo stato di gradimento rilevato durante il training con B2 influenza il ritmo alfa per l'intera durata dell'esperienza. Infatti, il sottogruppo O2-P2 si mantiene su valori di potenza inferiori rispetto al sottogruppo O2-P1 in tutte le sei fasi.

Tuttavia, l'effetto della preferenza è osservabile in misura minore rispetto al gruppo O1. La minore differenza tra i valori di potenza in banda alfa tra i due sottogruppi O2-P1 e O2-P2 potrebbe essere causata dalla maggiore stimolazione visiva indotta dalla luminosità della cabina B2 rispetto la B1.

Anche in questo caso si utilizza il test U di Mann-Whitney poiché le distribuzioni sono non gaussiane e i dati non appaiati. Le Tabelle 17 e 18 riportano i risultati ottenuti dai confronti tra le diverse fasi (*r1*, *r1VR*, *r2VR*) del primo test con B2 e del secondo con B1.

O2_Primo modello B2: preferenza B1 vs preferenza B2

<i>Prima Cabina: B2</i>	<i>U test: H0</i>	<i>U test: p-value</i>
<i>P1_r1- P2_r1</i>	0	0.8329
<i>P1_r1VR- P2_r1VR</i>	0	0.8329
<i>P1_r2VR- P2_r2VR</i>	0	0.7242

Tabella 17. U test per confrontare le potenze assolute in banda alfa rilevate nella prova B2, nei soggetti che hanno iniziato l'esperimento con B2 e preferiscono B1 rispetto a quelli che preferiscono B2

O2_Secondo modello B1: preferenza B1 vs preferenza B2

<i>Seconda Cabina: B1</i>	<i>U test: H0</i>	<i>U test: p-value</i>
<i>P1_r1- P2_r1</i>	0	0.5237
<i>P1_r1VR- P2_r1VR</i>	0	0.6216
<i>P1_r2VR- P2_r2VR</i>	0	0.6216

Tabella 18. U test per confrontare le potenze assolute in banda alfa rilevate nella prova B1, nei soggetti che hanno iniziato l'esperimento con B2 e preferiscono B1 rispetto a quelli che preferiscono B2

Come suggeriva la Figura 79, essendo le due curve molto vicine, non risultano differenze significative.

In seguito, sono riportati gli andamenti per ordine e preferenza, raggruppati questa volta non più in relazione all'ordine (come nelle Figure 78 e 79) ma in relazione alla preferenza per B1 (P1) o B2 (P2). La Figura 80 mette in evidenza che nel caso in cui la preferenza ricada su B1, le potenze assolute in banda alfa nelle cabine B1 e B2 si mantengono pressoché simili a prescindere dall'ordine di esecuzione delle prove (Figura 80 a sinistra). Al contrario, nel caso in cui la preferenza sia per la cabina B2, le potenze in banda alfa tra B1 e B2 variano notevolmente in relazione all'ordine (Figura 80 a destra).

In particolare, si osserva la differenza di potenza valutata nelle fasi *r1*. Perciò, per ogni cabina di aereo, è stata calcolata la significatività statistica con il test U di Mann-Whitney nel caso in cui l'ordine di esecuzione è diverso ma la preferenza è la medesima.

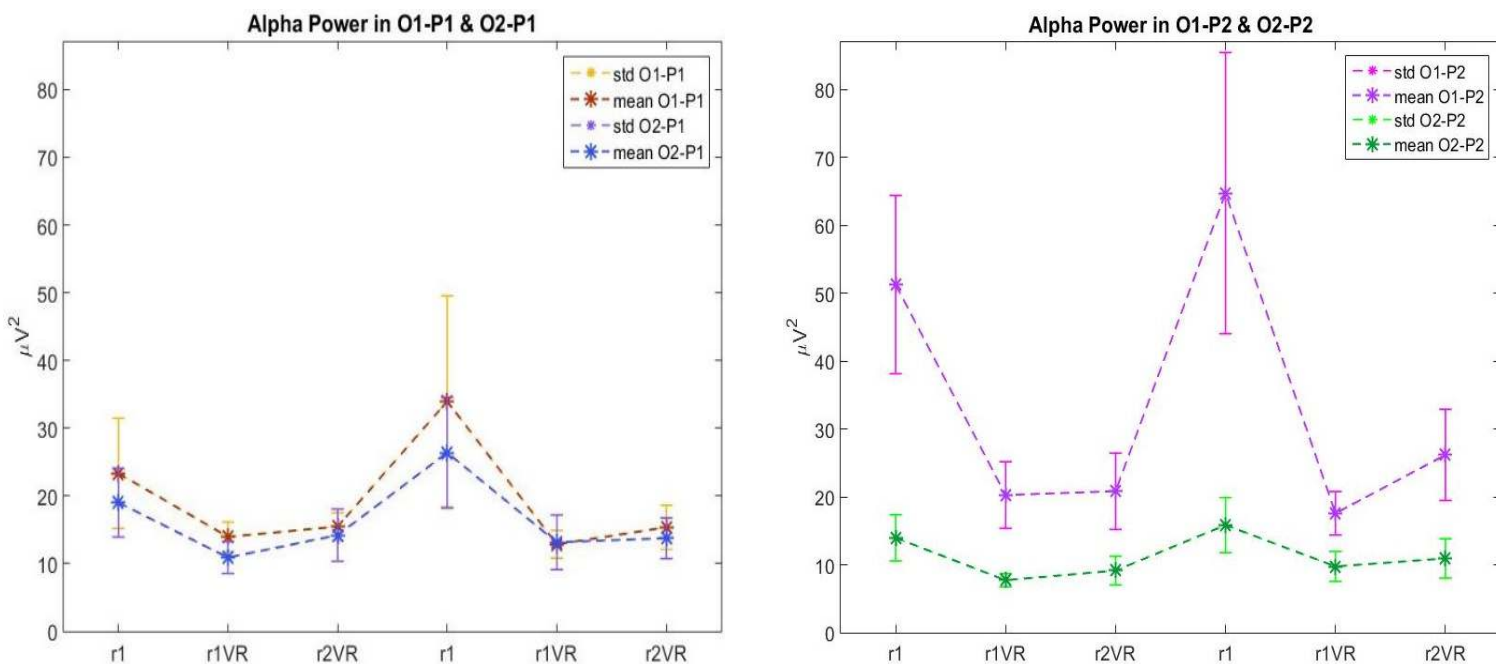


Figura 80. Successione temporale delle potenze assolute in banda alfa nelle due cabine. A sinistra, i soggetti che preferiscono B1: in arancione O1, in viola O2. A destra, i soggetti che preferiscono B2: in lilla O1, in verde O2.

In seguito, sono riportati i confronti relativi alle quattro fasi *r1* dei due grafici in Figura 80. In particolare, la Tabella 19 riporta il confronto tra O1_P1 e O2_P1 nella prima cabina navigata dai soggetti. La Tabella 20, invece, riporta il confronto tra O1_P1 e O2_P1 nella seconda cabina navigata. Entrambe le Tabelle (19,20) si riferiscono al grafico di sinistra.

P1_Primo modello: B1 (O1_P1) vs B2 (O2_P1)

<i>r1</i>	<i>U test: H0</i>	<i>U test: p-value</i>
O1_P1(arancione) – O2_P1(viola)	0	0.7758

Tabella 19. U test per confrontare le potenze assolute in banda alfa nella fase *r1* della prova B1, nei soggetti che hanno preferito la cabina B1 e hanno iniziato con B1 rispetto a quelli che hanno iniziato con B2

P1_Secondo modello: B2 (O1_P1) vs B1 (O2_P1)

<i>r1</i>	<i>U test: H0</i>	<i>U test: p-value</i>
O1_P1(lilla) – O2_P1(verde)	0	0.6303

Tabella 20. U test per confrontare le potenze assolute in banda alfa nella fase *r1* della prova B1, nei soggetti che hanno preferito la B2 e hanno iniziato con B1 rispetto a quelli che hanno iniziato con B2

La Tabella 21 riporta il confronto tra O1_P2 e O2_P2 nella prima cabina navigata dai soggetti. La Tabella 22, invece, riporta il confronto tra O1_P2 e O2_P2 nella seconda cabina navigata. Entrambe le Tabelle (21,22) si riferiscono al grafico di destra.

P2_Primo modello: B1 (O1_P2) vs B2 (O2_P2)

<i>r1</i>	<i>U test: H0</i>	<i>U test: p-value</i>
<i>O1_P2(arancione) – O2_P2(viola)</i>	0	0.1149

Tabella 21. U test per confrontare le potenze assolute in banda alfa nella fase r1 della prova B2, nei soggetti che hanno preferito la cabina B1 e hanno iniziato con B1 rispetto a quelli che hanno iniziato con B2

P2_Secondo modello: B2 (O1_P2) vs B1 (O2_P2)

<i>r1</i>	<i>U test: H0</i>	<i>U test: p-value</i>
<i>O1_P2 (lilla) – O2_P2(verde)</i>	0	0.1149

Tabella 22. U test per confrontare le potenze assolute in banda alfa nella fase r1 della prova B2, nei soggetti che hanno preferito la cabina B2 e hanno iniziato con B1 rispetto a quelli che hanno iniziato con B2

Anche in questo caso non è emersa alcuna differenza significativa. Dovendo interpretare il grafico di destra della Figura 80 che mostra l'andamento delle potenze nel caso della preferenza per la cabina B2 (P2), i soggetti che hanno fatto il *training* con B2 e hanno preferito proprio B2, hanno una potenza in banda alfa che risulta sempre minore. Ciò è dovuto sia alla maggiore luminosità della cabina, sia al maggiore coinvolgimento sensoriale dovuto al maggiore gradimento. Per lo stesso motivo, i soggetti che hanno fatto il training con B1 e hanno preferito B2 hanno una potenza in banda alfa che risulta maggiore sia per i colori più scuri della cabina, sia dal minore coinvolgimento sensoriale dovuto al minore gradimento.

3.1.3 Esperimento 3: isolamento mentale con un compito di working memory

L'esperimento è stato realizzato con il sistema Open BCI all'interno del Laboratorio di Realtà Virtuale. In particolare, in alcuni soggetti l'esperimento precedente è stato allungato con una nuova fase di *working memory*. Tale fase è stata aggiunta solo al termine dell'interazione con la seconda delle due cabine d'aereo viste dai partecipanti all'esperimento 2, in modo da non influenzare l'esito dei test. La prova di working memory prevede un calcolo a mente in cui si richiede al partecipante di partire da 1000 e contare all'indietro -17 fino a zero, o comunque fino alla fine dell'esperimento. Nel frattempo, l'immagine proiettata sui tre schermi mostra uno scenario della Flex Zone A, come in r2VR. In questa fase il soggetto è seduto e osserva gli schermi impostati sulla Camera statica. In questo modo, il sistema di tracking e l'avatar sono disattivati. Questa prova ha l'obiettivo di valutare l'effetto inibitorio del ritmo alfa. Difatti, il soggetto necessita di isolarsi dall'ambiente di realtà virtuale, che risulta particolarmente stimolante da un punto di vista sensoriale, per risolvere al meglio il compito di working memory. Secondo una recente ipotesi (citazioni), il ritmo alfa agisce con lo scopo di inibire le regioni non essenziali per l'esecuzione del working memory. Nella fase *wm* ci si aspetta che la potenza in banda alfa torni ad aumentare, in particolare se confrontata con la precedente fase *r2VR*.

L'esperimento è stato condotto su 12 soggetti su cui sono stati acquisiti 12 segnali EEG provenienti da 12 diverse posizioni dello scalpo. Di questi segnali, 6 sono stati utilizzati per valutare la densità spettrale di potenza media: PO3, PO4, PO7, PO8, O1 e O2.

Gli elettrodi sono stati scelti in quanto il ritmo alfa si osserva principalmente nelle regioni parieto-occipitali e occipitali. La densità spettrale è stata calcolata nel range di frequenze in banda alfa (8-14 Hz) ed è stata suddivisa nelle quattro fasi della prova: *r1*, *r1VR*, *r2VR*, *wm*. Infine, sono state valutate le aree sottese dallo spettro del segnale, cioè la potenza in banda alfa nelle quattro fasi dell'esperimento.

La Figura 81 mostra l'esempio di un soggetto su cui la prova è stata prolungata da 20 a 25 minuti per osservare la variazione del ritmo alfa in condizioni di memoria di lavoro. La figura riporta le densità spettrali rilevate nelle tre fasi dell'esperimento 2 e nella nuova fase di *wm*, in questo modo è possibile avere un'idea complessiva degli andamenti degli spettri di potenza.

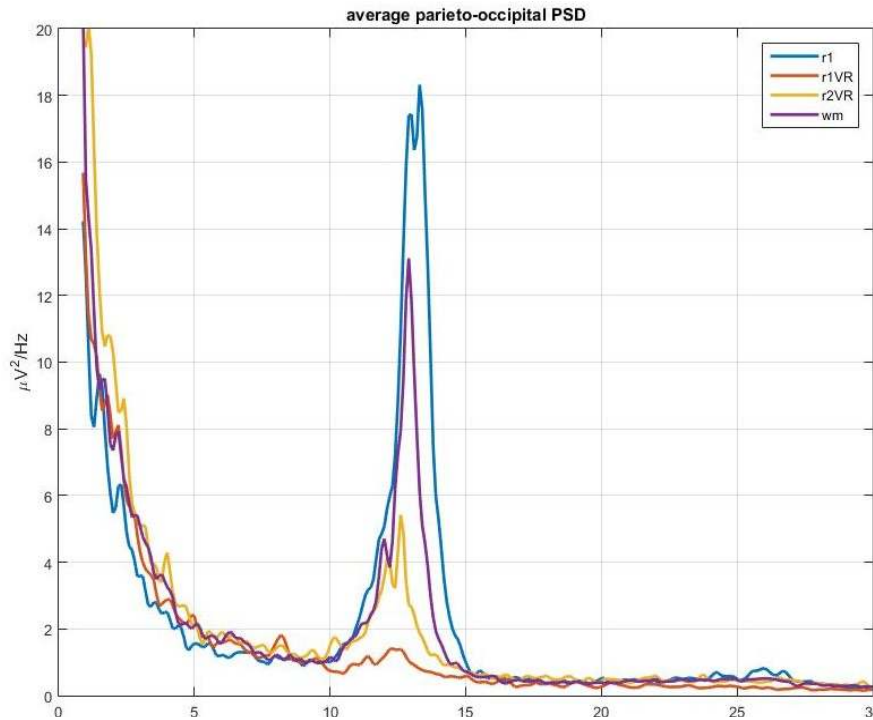


Figura 81. Confronto della densità spettrale di potenza mediata sugli elettrodi parieto-occipitali e occipita, nelle 4 fasi dell'esperimento (esclusa l'interazione): *r1*, *r1VR*, *r2VR* e *wm*.

L'esempio mostra che la potenza in banda alfa nella fase *wm* aumenta notevolmente rispetto alle fasi *r1VR* e *r2VR*. In queste due fasi, il soggetto è seduto e osserva la scena statica di realtà virtuale. Perciò, è sottoposto a una forte stimolazione sensoriale visiva, senza però la necessità di isolarsi come nel caso di *wm*. Tuttavia, la potenza durante *wm* si mantiene al di sotto della potenza in banda alfa di *r1*, in cui è tutto spento e il soggetto è ancora più distaccato dall'ambiente esterno.

In seguito, sono riportati gli andamenti dei 12 soggetti nelle 4 fasi *r1*, *r1VR*, *r2VR* e *wm* (Figura 82). Ogni valore di potenza risulta normalizzato rispetto alla potenza calcolata nella fase *r1*. Inoltre, la Figura 83 mostra l'andamento dei valori di potenza ottenuti dalla media sui 12 soggetti.

Per uno studio più accurato, successivamente, si limita l'analisi dei dati alle ultime due fasi *r2VR* e *wm*. Considerando il segnale rilevato nella fase *r2VR* come il segnale base di rilassamento di ogni soggetto, si normalizzano le potenze rispetto a tale valore.

Working Memory (r1): Power in Alpha Band (Occipital Region)

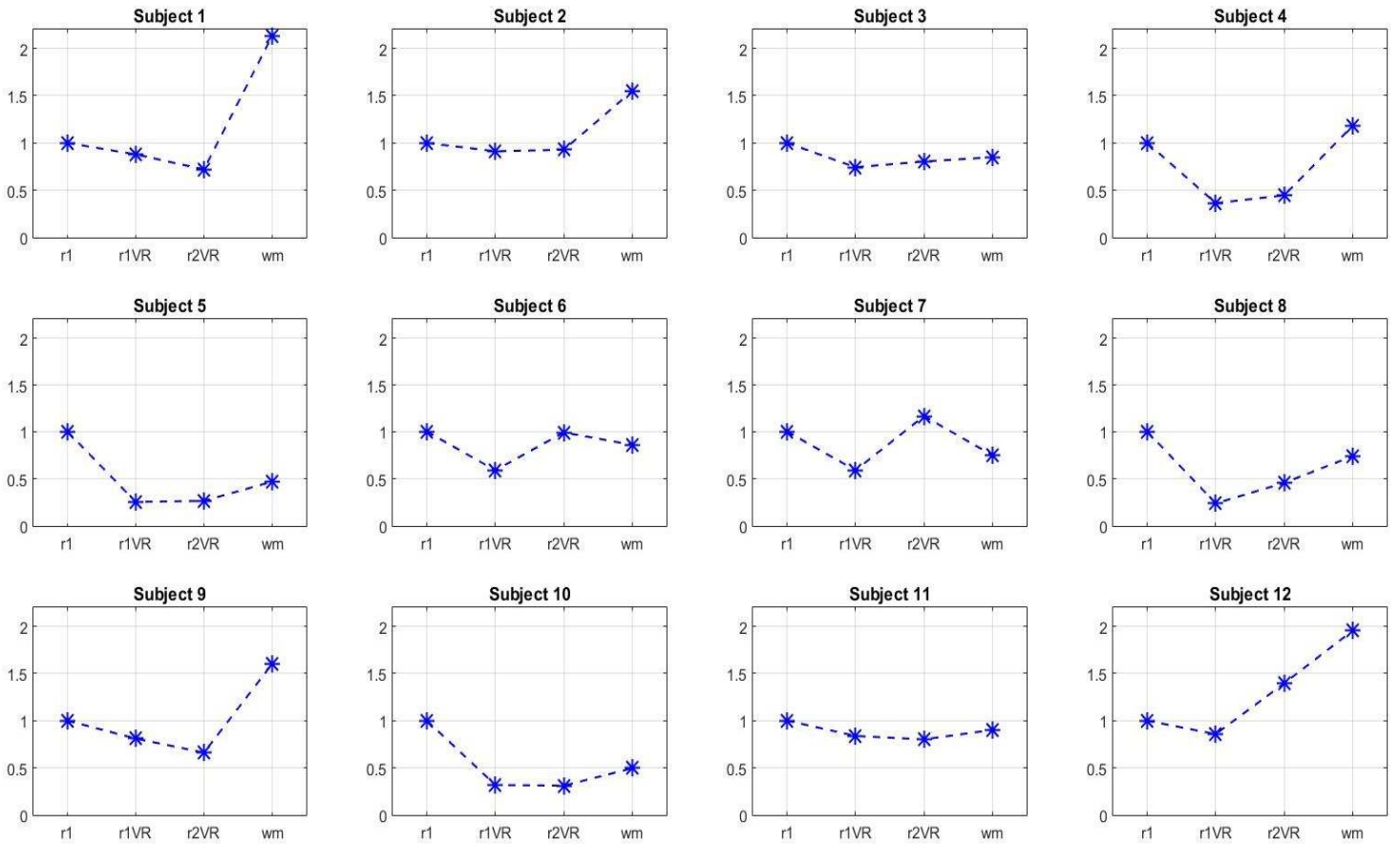


Figura 82. Potenza normalizzata in banda alfa nelle quattro fasi: r1, r1VR, r2VR e wm

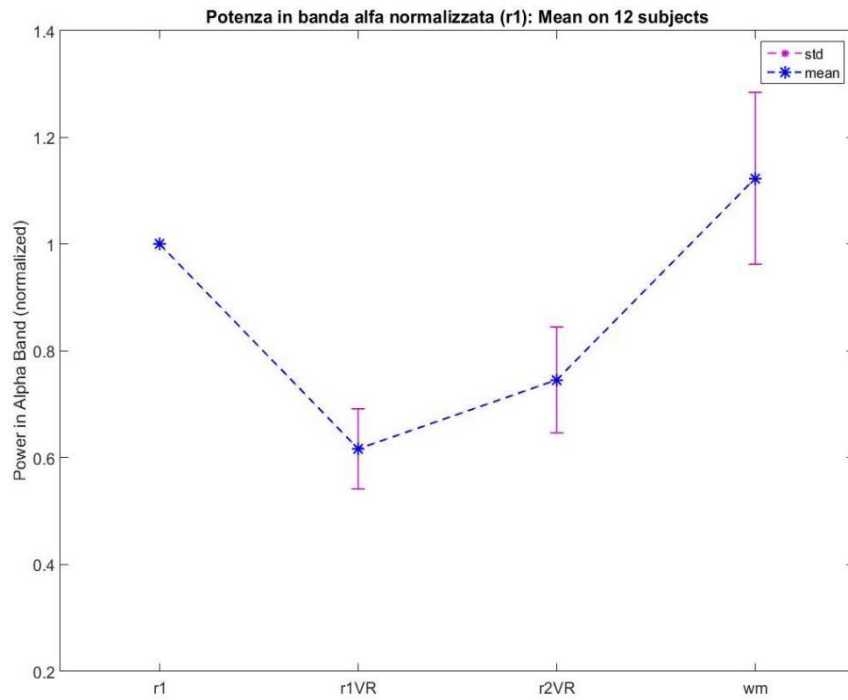


Figura 83. Potenza media in banda alfa e deviazione standard su 12 soggetti

Working Memory (r2VR): Power in Alpha Band (Occipital Region)

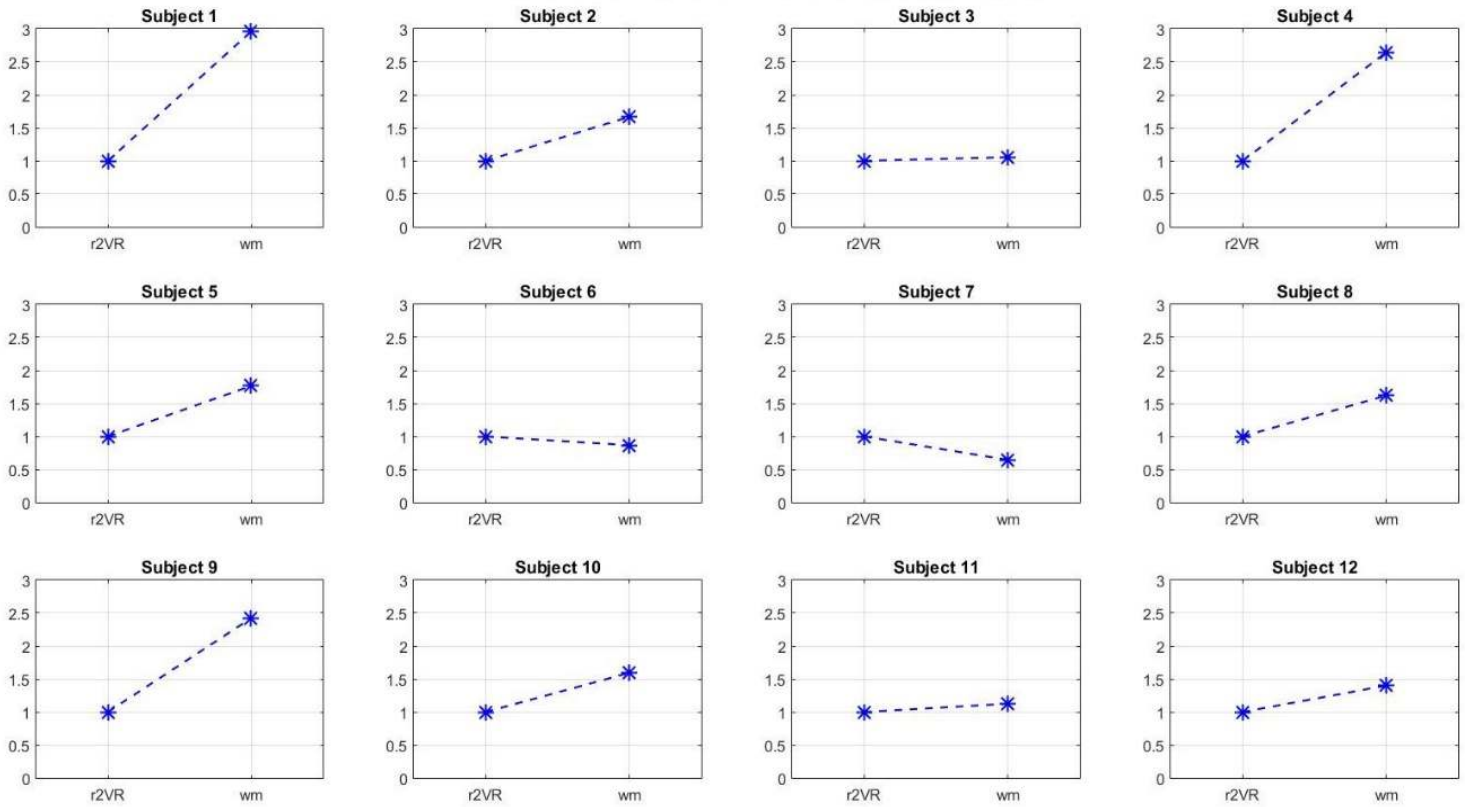


Figura 84. Potenza normalizzata in banda alfa nelle due fasi: r2VR e wm

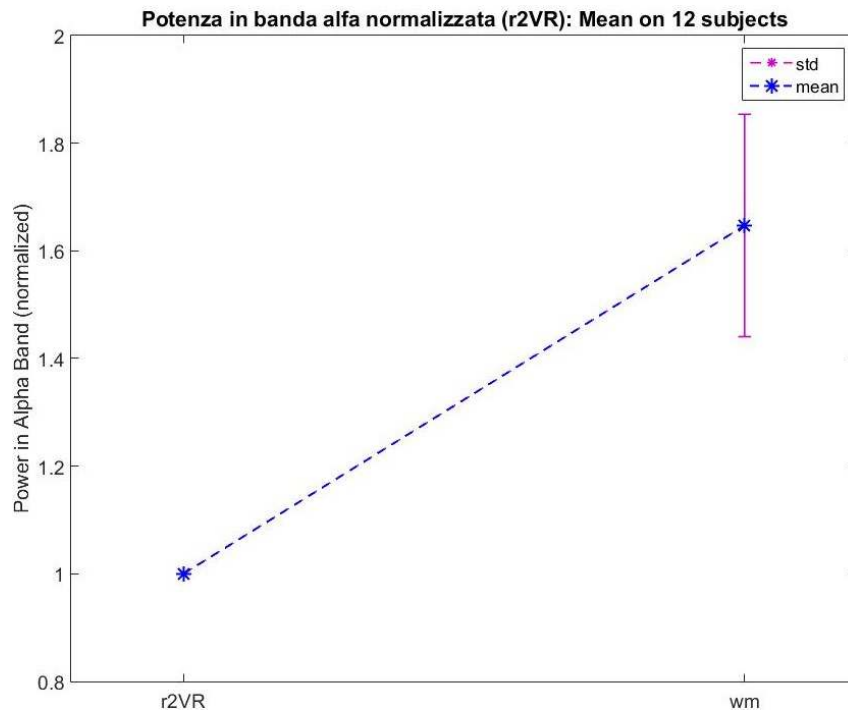


Figura 85. Potenza media in banda alfa e deviazione standard su 12 soggetti

<i>r1</i>	<i>r1VR</i>	<i>r2VR</i>	<i>wm</i>
1	0.6164	0.7455	1.123

Tabella 23. Potenze medie in banda alfa su 12 soggetti normalizzate rispetto a *r1*

Dalla Figura 85 e dalla Tabella 23, che mostrano i valori medi delle potenze in banda alfa nelle 4 fasi *r1*, *r1VR*, *r2VR* e *wm*, si conferma ciò che si era dedotto dall'osservazione degli spettri di potenza dell'esempio precedente. Infatti, i valori di potenza in *r1VR* e *r2VR*, con la realtà virtuale accesa, sono inferiori rispetto alle fasi *r1* e *wm*. A differenza dell'esempio precedente, però, emerge che la potenza media in banda alfa nella fase di *wm* è superiore a quella della fase *r1* in cui risulta tutto spento. Perciò, la necessità di isolamento del soggetto per la soluzione del task, comporta una forte inibizione delle regioni irrilevanti. Il ritmo inibitorio alfa proviene dalle aree posteriori della corteccia. Il fatto che il ritmo alfa sia maggiore in quest'ultima fase rispetto alla prima, quando il soggetto è completamente rilassato e non è sottoposto ad alcun tipo di stimolazione né task, potrebbe essere dovuto proprio al fatto che per isolarsi dalla scena virtuale, particolarmente immersiva da un punto di vista visivo, necessita di un'inibizione maggiore proprio delle regioni occipitali.

Tuttavia, per una corretta analisi statistica è necessario normalizzare la potenza in *wm* rispetto alla fase di rilassamento *r2VR*. La Figura 84, mostra che i soggetti 6 e 7 fanno eccezione all'andamento generale. Nonostante la presenza di tali eccezioni, la potenza media normalizzata nella fase *wm* si porta a un valore pari a 1.65. Per verificare il metodo statistico più appropriato per i dati in questione si utilizza il test di normalità di Anderson Darling. Poiché la distribuzione si può considerare gaussiana e i dati sono appaiati, si utilizza il T-test. Come mostra la Tabella 25, il T-test conferma che la differenza tra le potenze medie in *r2VR* e *wm* è significativa (0.0095).

Working Memory(r2VR)	AD test: H0	AD test: p-value
<i>wm</i>	0	0.4976

Tabella 24. Test di Normalità delle potenze in banda alfa di *wm* normalizzate rispetto alla fase *r2VR*

Working Memory (r2VR)	T-test: H0	T-test: p-value
<i>r2VR- wm</i>	1	0.0095

Tabella 25. T-test del confronto delle potenze in banda alfa nella fase *wm* e *r2VR*

3.1 RISULTATI E ANALISI DEI DATI ECG

Nel capitolo precedente, l'elaborazione dei segnali ECG termina con l'analisi spettrale dell'Heart Rate Variability. In particolare, la densità spettrale di potenza dell'HRV ha messo in evidenza due principali componenti frequenziali: LF (0.04-0.15 Hz) e HF (0.15-0.4). Per ognuno degli esperimenti, e per ogni fase delle diverse prove, è stata calcolata la potenza nelle due bande LF e HF. Infine, è stato valutato il rapporto LF/HF rappresentativo del bilancio simpato-vagale del sistema autonomo.

3.1.1 Esperimento 1: condizione di stress e rilassamento mentale

L'esperimento è stato condotto su 30 soggetti e per l'acquisizione è stato utilizzato il sistema fisso Neurowave. Il sistema effettua una prima elaborazione del segnale ECG e rileva in automatico i picchi R del complesso QRS. Tale rilevazione avviene tipicamente con un sistema di sogliatura. Perciò, in un dato intervallo temporale, il sistema si aspetta che il segnale superi la soglia. Per questo motivo, nei casi in cui sono state riscontrate lievi anomalie nel sistema di conduzione cardiaca, il sistema non è stato in grado di individuare i picchi R, portando all'esclusione di due soggetti dall'analisi dei dati. Un terzo soggetto è stato escluso dall'analisi poiché il segnale risultava eccessivamente compromesso da artefatti. Quindi, i dati riportati in seguito si riferiscono a 27 soggetti sottoposti a una condizione di stress indotta da un task matematico (*test completo*) che prevede la soluzione di disequazioni. L'esperimento è costituito in totale da 4 test, ognuno suddiviso in tre fasi: relax 1, task, relax 2. Per ogni fase dei test sono state valutate le potenze LF, HF e il rapporto LF/HF. I valori di potenza sono stati calcolati anche nei test *solo mentale*, *solo lettura* e *solo dito*, con l'obiettivo di valutare quale componente tra lo sforzo cognitivo, la lettura dei numeri e il movimento delle dita sia la principale causa dell'aumento dell'attività del sistema simpatico, rispetto al parasimpatico, nella fase di *task*.

LF Power-TASK COMPLETO

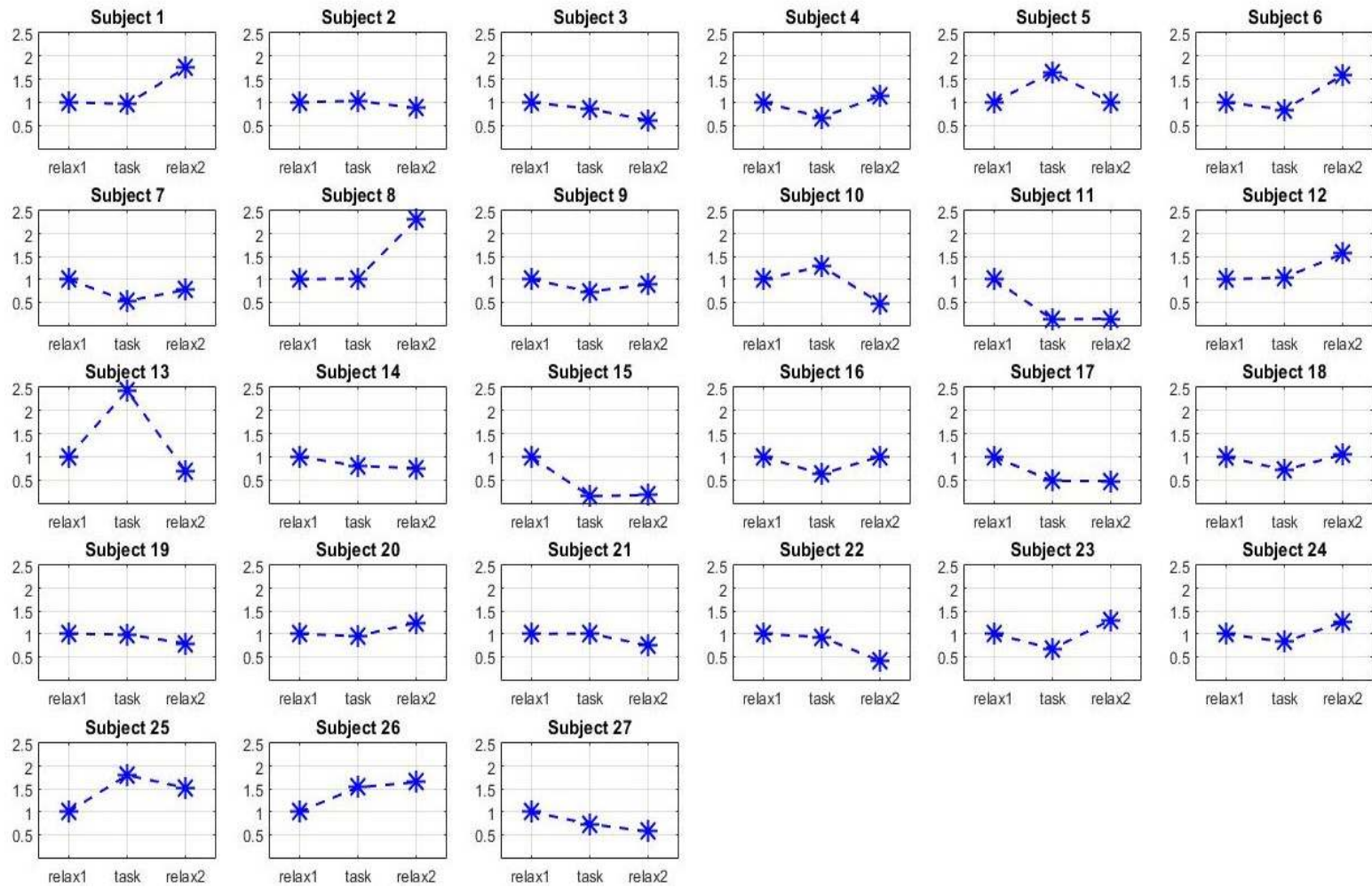


Figura 86. Task Completo: potenza normalizzata in banda LF per ogni partecipante nelle tre fasi: relax 1, task, relax2.

Per alleggerire la trattazione, sono riportati solo gli andamenti delle potenze in banda LF e HF dei 27 soggetti nel caso del test *completo*. Per ogni soggetto, i valori di potenza LF in Figura 85 sono normalizzati rispetto alla potenza in banda LF valutata nella fase di relax 1. Generalmente, ci si aspetta che la potenza in banda LF aumenti passando dalla fase di relax 1 alla fase di task, come conseguenza dello stress indotto dal task matematico, tornando poi a diminuire durante la fase di relax 2. Ciononostante, come si evince dai grafici, gli andamenti delle potenze sono particolarmente variabili da soggetto a soggetto. La medesima variabilità inter-soggetto è riscontrabile nella Figura 87 che mostra gli andamenti delle potenze in banda HF.

HF Power-TASK COMPLETO

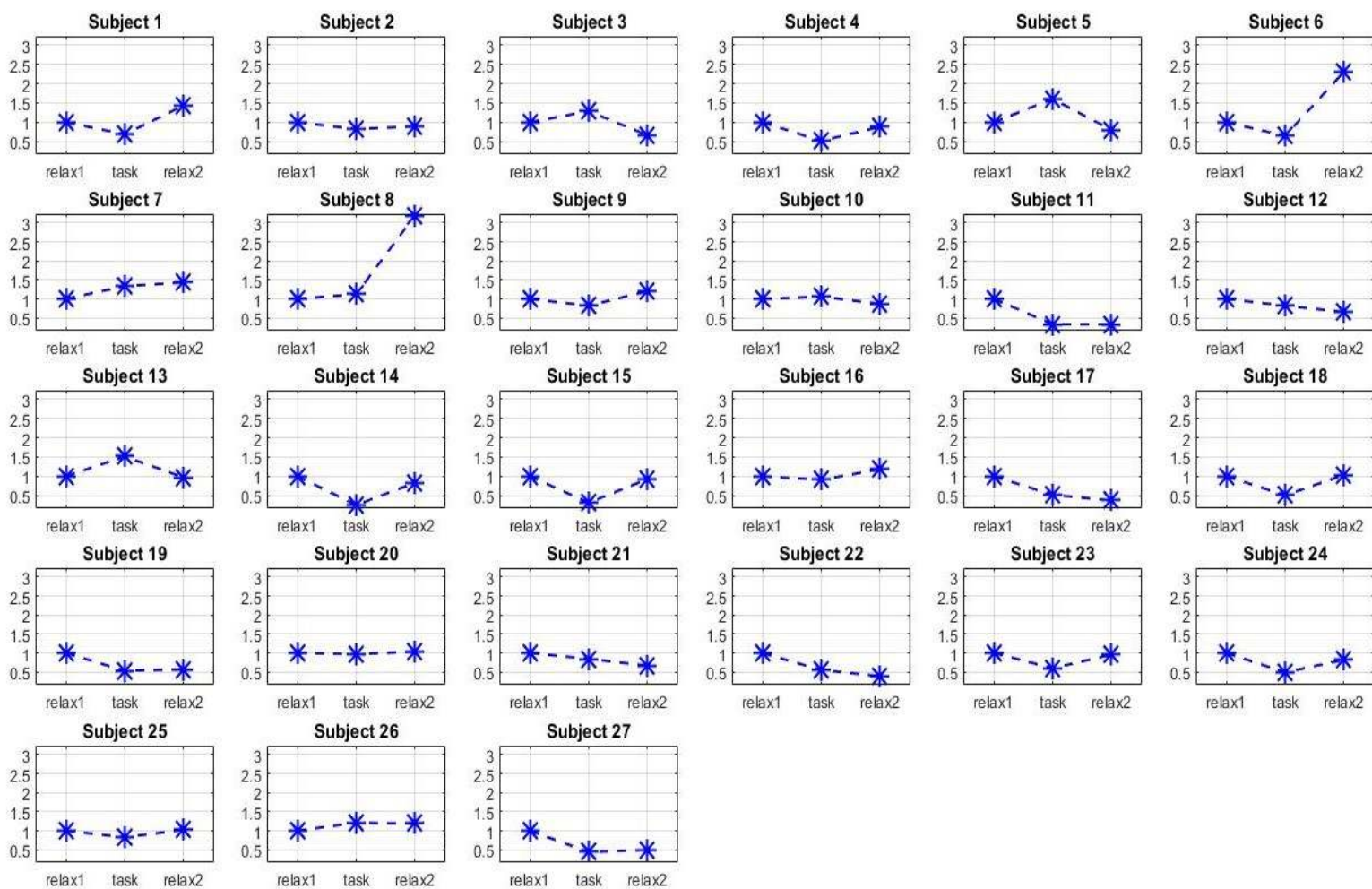


Figura 87. Task Completo: potenza normalizzata in banda HF per ogni partecipante nelle tre fasi: relax 1, task, relax2.

Anche in questo caso, per ogni soggetto, i valori di potenza sono normalizzati rispetto alla potenza HF della fase di relax 1. Qui, al contrario, ci si aspetta una riduzione di potenza HF nella fase di task e un valore di potenza maggiore nelle due fasi di relax. La potenza HF, infatti, è collegata ad una riduzione della frequenza cardiaca dovuta all'attivazione del sistema vagale, tipica dello stato di rilassamento.

Una volta graficati gli andamenti di potenza in banda LF e HF di tutti i soggetti, sono stati calcolati i valori medi di potenza, suddivisi per tipologia di test e per fase, e le rispettive deviazioni standard. In seguito, sono riportati i grafici complessivi delle potenza LF e HF medie delle prove *completo*, *solo mentale*, *solo lettura* e *solo dito* (Figura 88,89).

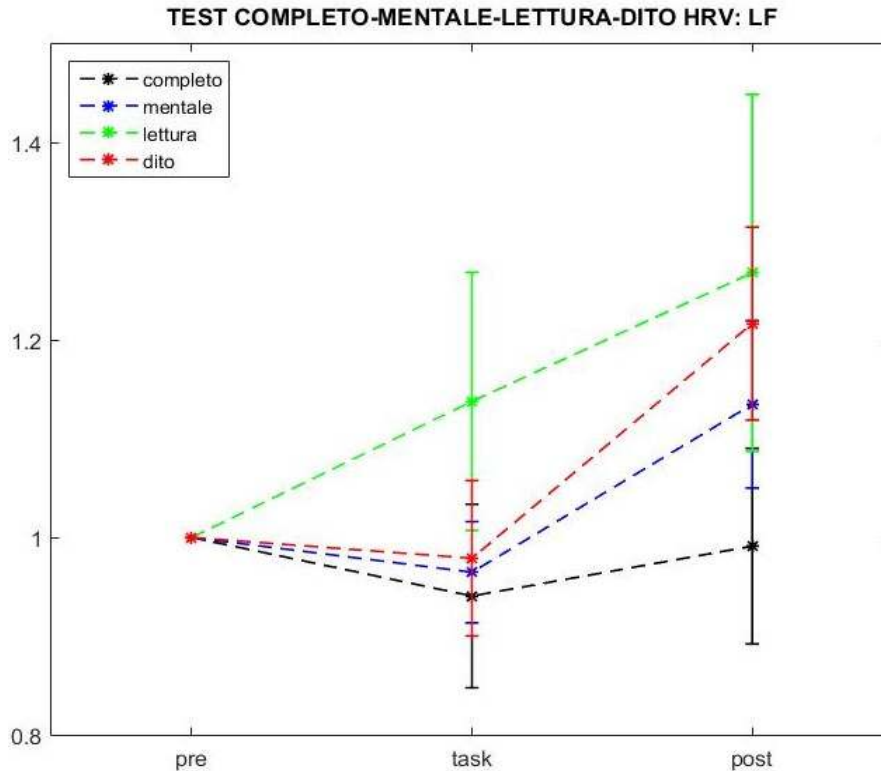


Figura 88. Potenze medie normalizzate in banda LF nei test: completo (nero), solo mentale (blu), solo lettura (verde) e solo dito (rosso)

Per valutare da un punto di vista statistico il confronto tra le potenze LF nelle fasi di task e di relax 2 dei test *completo*, *solo mentale*, *solo lettura* e *solo dito*, è stato effettuato il Test di Normalità di Anderson Darling. Dal test sono risultate non gaussiane tutte le distribuzioni, eccetto il relax 2 della prova *completa* e il task e il relax 2 della prova *solo dito*. Poiché i dati sono appaiati, in generale, il metodo più adeguato è il Sign Test.

Invece, nei casi in cui è stato valutato il confronto tra due distribuzioni gaussiane, è stato applicato il T-test.

Sono state confrontate le distribuzioni di potenza nelle due fasi di task e di relax 2 nei casi: *completo-mentale*, *completo-lettura* e *completo-dito*. Nessuno di questi confronti è risultato significativo. In aggiunta, per le potenze LF, e per ogni test, sono stati confrontati i valori di potenza tra: relax1-relax2, relax1-task e task-relax 2. Anche in questo caso, non sono emerse differenze significative.

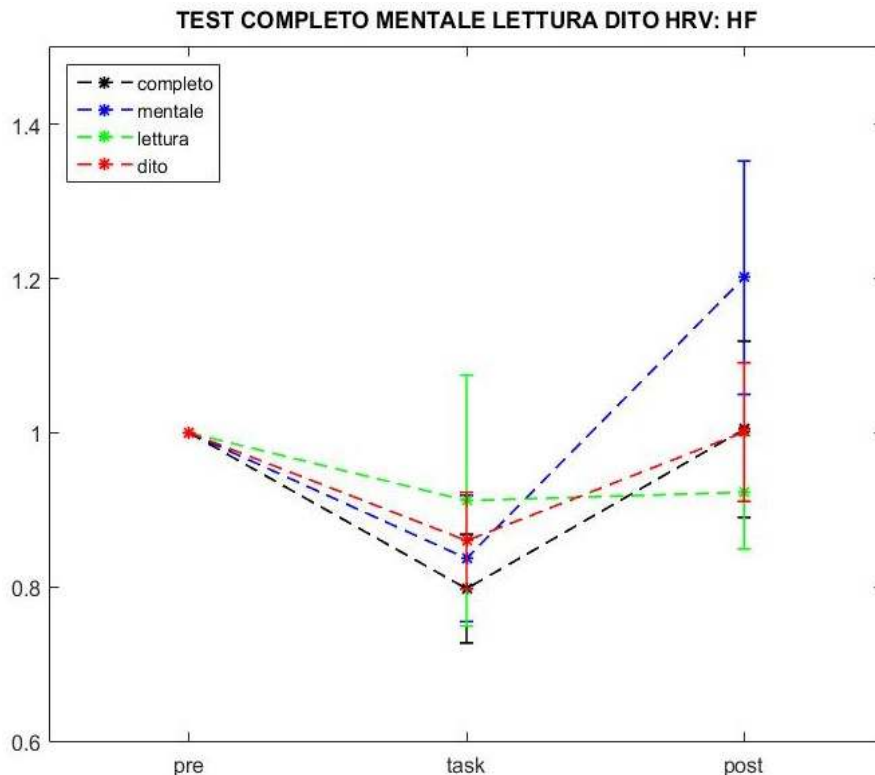


Figura 89. Potenze medie normalizzate in banda HF nei test: completo (nero), solo mentale (blu), solo lettura (verde) e solo dito (rosso)

La Figura 89 mostra che l'andamento delle potenze HF nella fase di task è in linea con l'andamento delle potenze in banda alfa. In particolare, il sistema parasimpatico risulta più attivo nei task *solo lettura* e *solo dito*, per poi diminuire la sua attività nei task *solo mentale* e *completo*. Infatti, lo sforzo cognitivo rappresentato dal task *solo mentale* è quello che maggiormente influisce sullo stato di stress del partecipante.

Dal Test di Anderson Darling emerge che, per le potenze HF, le distribuzioni sono per la maggior parte non gaussiane, ad eccezione dei task *completo* e *solo mentale*. Risulta quindi più adeguato il Sign Test, tranne nel caso del confronto tra le fasi di task del test *completo* e *solo mentale*, in cui il T-test è il metodo più appropriato. Ad ogni modo, per una maggiore chiarezza si fa riferimento al Sign Test. Anche in questo caso non sono emerse differenze significative nel confronto tra il task *completo* e le altre tipologie di task (*solo mentale*, *solo lettura* e *solo dito*). Lo stesso risultato è emerso dal confronto nella fase di relax 2. Successivamente, sono stati valutati i confronti relax 1-relax 2, relax 1-task e task-relax 2. Per le 4 tipologie di test, sono risultate significative tutte le differenze tra la fase di relax 1 e task. Inoltre, nel test *solo mentale* è risultato significativo il confronto tra il task e il relax 2,

mentre nel test di *sola lettura* il p-value (0.0522) si avvicina notevolmente al valore di soglia $\alpha = 0.05$. In seguito, sono riportate le Tabelle 26 e 27 che mostrano i risultati del Sign Test.

RELAX 1-TASK: HF	Sign test: H0	Sign test: p-value
<i>Completo</i>	1	0.0192
<i>Solo Mentale</i>	1	0.0192
<i>Solo Lettura</i>	1	0.0015
<i>Solo Dito</i>	1	0.0192

Tabella 26. Sign-test sui valori di potenza media HF nel confronto tra il relax iniziale e il task dei test: completo, solo mentale, solo lettura e solo dito

RELAX 2-TASK: HF	Sign test: H0	Sign test: p-value
<i>Completo</i>	0	0.2478
<i>Solo Mentale</i>	1	0.0192
<i>Solo Lettura</i>	0	0.0522
<i>Solo Dito</i>	0	0.1221

Tabella 27. Sign-test sui valori di potenza media HF nel confronto tra il relax finale e il task dei test: completo, solo mentale, solo lettura e solo dito

Infine, è stato calcolato il rapporto LF/HF, rappresentativo della bilancia simpato-vagale del sistema autonomo. Si ricorda, infatti, che quando il rapporto ha un valore maggiore di 1, indica un prevalere dell'attività del sistema simpatico, al contrario, quando il rapporto diminuisce, prevale l'attività del sistema vagale. Il rapporto LF/HF è l'indice più significativo dell'HRV in quanto fornisce una misura dell'attività del sistema simpatico rispetto all'attività del parasimpatico. Infatti, la Figura 90 mostra che il rapporto aumenta notevolmente tra il relax 1 e la fase di task. Tra il task e il relax 2, invece, si ha una riduzione del rapporto, più evidente nei *task completo* e *solo mentale*.

Dal Test di Anderson Darling emerge che, i rapporti di potenza (LF/HF) hanno sempre una distribuzione gaussiana, ad eccezione del task *solo mentale* e del relax 2 *solo dito*.

Perciò, per una maggiore conformità dei dati sono riportati solo i risultati del T-Test. Le differenze tra i valori di potenza nella fase di task non sono mai significative, mentre emerge una significatività nella fase di relax 2 tra la prova *completa* e quella *solo lettura* riportata in Tabella 28.

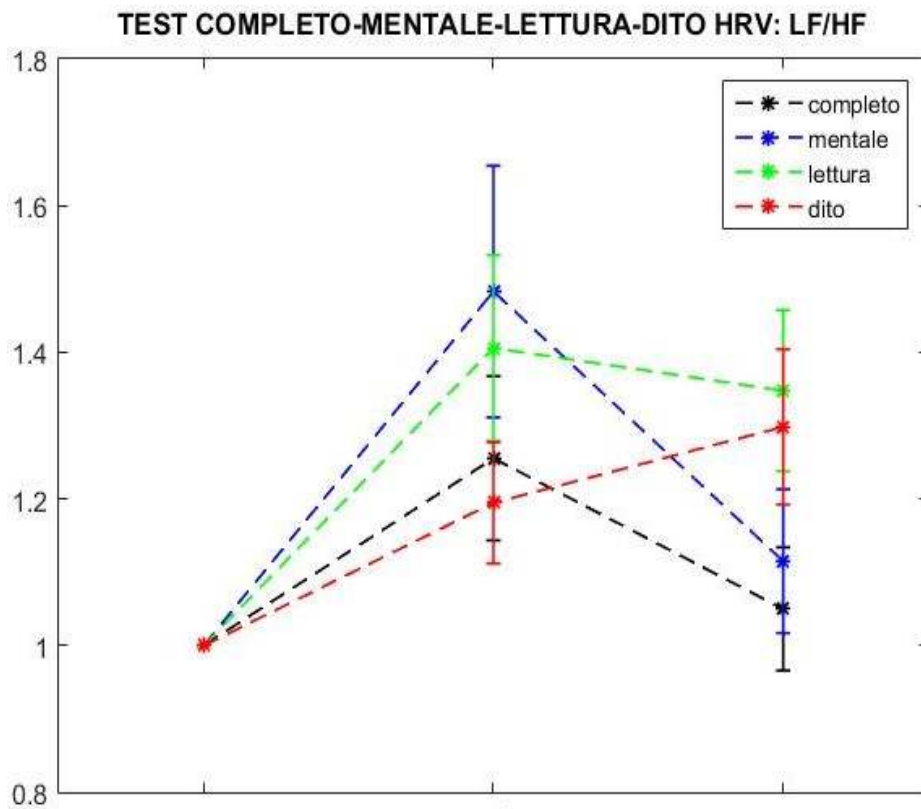


Figura 90. Rapporto di potenze LF/ HF nei test: completo (nero), solo mentale (blu), solo lettura (verde) e solo dito (rosso)

RELAX 2: LF/HF	T-test: H0	T-test: p-value
Completo-Mentale	0	0.6236
Completo-Lettura	1	0.00341
Completo-Dito	0	0.1100

Tabella 28. T-test sui valori del rapporto LF/HF nel confronto tra il relax finale nei casi: completo- solo mentale, completo-solo lettura e completo-solo dito

Infine, è stato valutato il confronto tra le fasi relax 1-relax 2, relax 1-task e task-relax 2 del rapporto LF/HF. Risultano significative le differenze tra il relax 1-relax 2 nelle prove di *sola lettura* e *solo dito*, e tra il relax 1-task in tutte le prove (Tabella 30).

RELAX 1-RELAX 2: LF/HF	<i>T-test:H0</i>	<i>T-test: p-value</i>
<i>Completo</i>	0	0.5578
<i>Solo Mentale</i>	0	0.2511
<i>Solo Lettura</i>	1	0.0192
<i>Solo Dito</i>	1	0.0092

Tabella 29. T-test sui valori dei rapporti LF/HF nel confronto tra il relax iniziale e il relax finale dei test: completo, solo mentale, solo lettura e solo dito

RELAX 1-TASK: LF/HF	<i>T-test: H0</i>	<i>T-test: p-value</i>
<i>Completo</i>	1	0.0311
<i>Solo Mentale(s)</i>	1	0.0092
<i>Solo Lettura</i>	1	0.0036
<i>Solo Dito</i>	1	0.0266

Tabella 30. T-test sui valori dei rapporti LF/HF nel confronto tra il relax iniziale e il task dei test: completo, solo mentale, solo lettura e solo dito

TASK-RELAX 2: LF/HF	<i>T-test: H0</i>	<i>T-test: p-value</i>
<i>Completo</i>	0	0.0810
<i>Solo Mentale</i>	1	0.0423
<i>Solo Lettura</i>	0	0.6354
<i>Solo Dito</i>	0	0.3821

Tabella 31. T-test sui valori dei rapporti LF/HF nel confronto tra il task e il relax finale dei test: completo, solo mentale, solo lettura e solo dito

Inoltre, dal confronto dei rapporti LF/HF tra il task e il relax 2 emerge una differenza significativa nella prova *solo mentale* (Tabella 31).

3.1.2 Esperimento 2: immersione sensoriale indotta dalla realtà virtuale

L'esperimento è stato effettuato su 30 soggetti, utilizzando il sistema OpenBCI di acquisizione, amplificazione e trasmissione wireless dei dati. In questo caso, a differenza dell'esperimento precedente, il sistema non effettua alcuna pre-elaborazione dei segnali ECG, perciò non vi è un sistema automatizzato di rilevazione dei picchi R. Perciò, in un lavoro di tesi parallelo a questo, è stato utilizzato il programma ARTiiFACT per estrarre i picchi R dei segnali ECG acquisiti. In questo caso, non si sono presentati problemi relativi alla mancata rilevazione dei picchi R da parte del sistema. Tuttavia, a causa degli eccessivi artefatti, è stato necessario escludere i dati relativi a quattro partecipanti sia nel modello della cabina d'aereo B1 che nel modello B2. Gli artefatti intervengono principalmente nella fase *r2VR*, in seguito all'interazione. Infatti, in questi casi, il movimento del soggetto nella fase di navigazione della cabina contribuisce a ridurre l'accoppiamento cute-elettrodo.

Quindi, i dati riportati in seguito si riferiscono a 26 soggetti sottoposti a una condizione di immersione sensoriale indotta dalla realtà virtuale. In particolare, ogni partecipante esegue due prove di navigazione, ciascuna con un diverso modello di cabina d'aereo (B1 e B2). Ogni prova, è caratterizzata da 4 fasi: *r1* con tutti gli schermi sono spenti, *r1VR* in cui si accendono gli schermi in modalità statica, *int* la fase di interazione del soggetto con la cabina in modalità dinamica e *r2VR* con gli schermi accesi in modalità statica. Per ogni cabina e per ogni fase sono state calcolate le potenze dell'HRV in banda LF, HF e il rapporto LF/HF. Poiché, come si è precedentemente affermato, l'indice più significativo dell'analisi spettrale è il rapporto LF/HF, i grafici e le analisi statistiche riportate in questo paragrafo si riferiscono unicamente a questa misura.

La Figura 91 mostra i valori medi e le deviazioni standard del rapporto LF/HF sui 26 soggetti, nelle tre fasi *r1*, *r1VR* e *r2VR*, della cabina B1 e della cabina B2. I valori dei rapporti, per ogni soggetto, sono stati ottenuti dai valori di LF e HF normalizzati rispetto ai rispettivi valori nella fase *r1*.

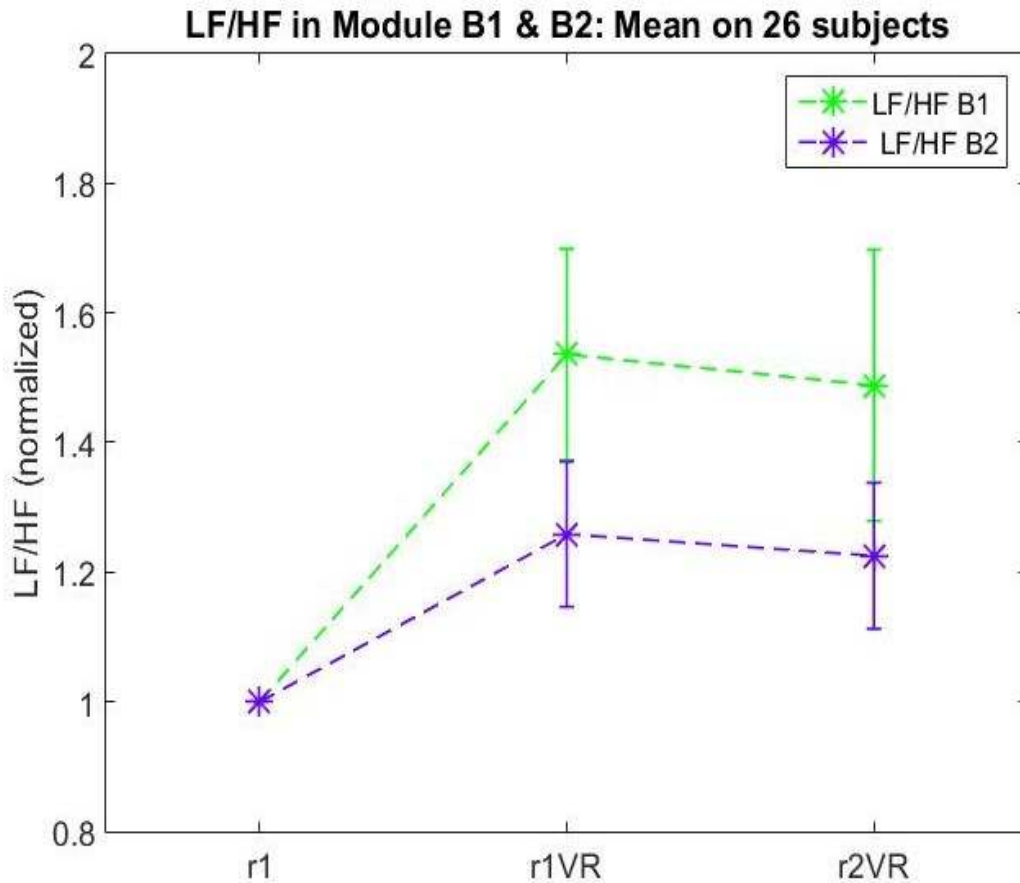


Figura 91. Media e deviazione standard del rapporto di potenze LF/HF nella cabina B1 (verde) e B2 (viola) nelle fasi: r1, r1VR e r2VR.

<i>Fase</i>	<i>Cabina B1</i>	<i>Cabina B2</i>
<i>r1VR</i>	1.536	1.488
<i>r2VR</i>	1.259	1.225

Tabella 31. Valori medi del rapporto LF/HF nelle cabine B1 e B2 nelle fasi r1VR e r2VR

In primo luogo, emerge che nel momento dell'accensione degli schermi di realtà virtuale (r1VR), in entrambe le cabine, il rapporto LF/HF si porta a un valore maggiore. Questo aumento indica la maggiore attività del sistema simpatico rispetto a quello parasimpatico. Tale fenomeno è più evidente nella cabina B1 (1.536) rispetto alla cabina B2 (1.259).

Il sistema simpatico si mantiene sollecitato, anche se in misura minore, fino al termine della prova (r2VR). Pertanto, il coinvolgimento sensoriale indotto dalla realtà virtuale causa l'aumento del rapporto LF/HF, e contemporaneamente la riduzione della potenza in banda alfa.

Volendo analizzare da un punto di vista statistico le differenze tra i valori del rapporto LF/HF, nelle tre fasi $r1$, $r1VR$ e $r2VR$ di ciascuna cabina, si effettua il Test di Normalità di Anderson Darling sulle distribuzioni dei dati. Tutte le distribuzioni hanno una distribuzione non gaussiana, eccetto la fase $r2VR$ della cabina B2. Perciò, in tutti i casi è stato applicato il Sign Test. I confronti fra B1 e B2 delle potenze normalizzate nelle fasi $r1VR$ e $r2VR$ non sono mai significativi. In aggiunta, per ogni cabina è stato valutato il confronto tra $r1$, $r1VR$ e $r2VR$. Come si evince dalle Tabelle 32 e 33, l'unica differenza significativa risulta dal confronto tra le fasi $r1-r1VR$ della cabina B1.

Cabina B1:

<i>LF/HF: Cabina B1</i>	<i>Sign-test: H0</i>	<i>Sign-test: p-value</i>
$r1 - r1VR$	1	0.0290
$r1 - r2VR$	0	0.3269
$r1VR - r2VR$	0	0.8450

Tabella 32. Sign test dei valori normalizzati del rapporto LF/HF dei confronti tra le diverse fasi della cabina B1

Cabina B2:

<i>LF/HF: Cabina B2</i>	<i>Sign-test: H0</i>	<i>Sign-test: p-value</i>
$r1 - r1VR$	0	0.5572
$r1 - r2VR$	0	0.3269
$r1VR - r2VR$	0	0.3269

Tabella 33. Sign test dei valori normalizzati del rapporto LF/HF dei confronti tra le diverse fasi della cabina B2

In seguito, come per l'EEG, i dati sono stati suddivisi sulla base dell'ordine (O) e della preferenza (P). Per questi confronti si utilizzano i valori assoluti dei rapporti di potenza LF/HF, in questo modo è possibile rilevare se la fase di *training* ha avuto impatto sulla frequenza cardiaca. Poiché 4 soggetti sono stati esclusi dall'analisi, i gruppi O1 e O2 non sono più composti da 15 persone: il gruppo O1 che ha fatto il training con la cabina B1, è composto da 14 soggetti, il gruppo O2, che ha fatto il *training* con la cabina B2, è composto da 12 soggetti. Si ricorda che la cabina con cui si effettua il *training* di navigazione dell'ambiente virtuale è la medesima con cui il soggetto esegue la prima prova.

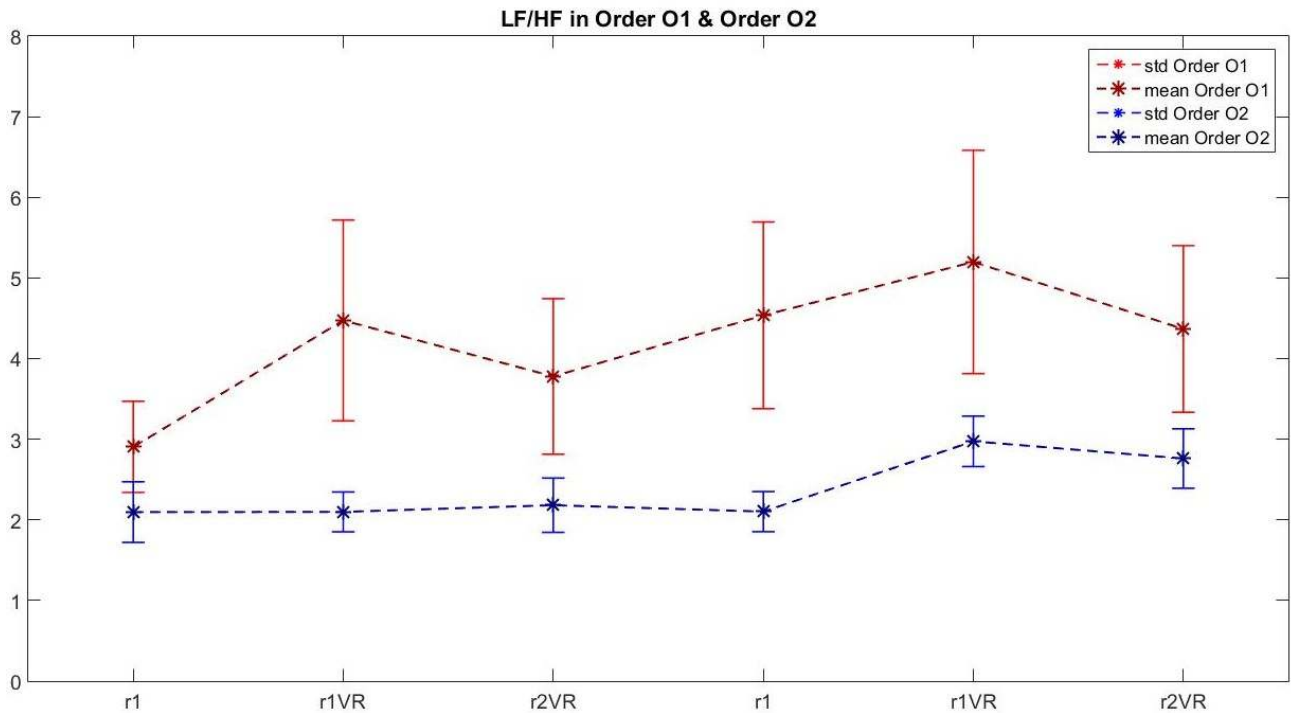


Figura 92. Successione temporale dei rapporti assoluti LF/HF nelle due cabine B1 e B2. Il gruppo O1 (rosso) ha navigato prima B1 e poi B2, viceversa il gruppo O2 (blu).

La Figura 92 mostra gli andamenti dei rapporti di potenza assoluta LF/HF per l'intera durata dell'esperimento, in relazione all'ordine di esecuzione delle prove. Si evince che i soggetti che hanno fatto il *training* con la cabina B1 partono con il sistema simpatico più attivo rispetto ai soggetti che l'hanno fatto con la cabina B2. Questa differenza si mantiene tale nelle sei fasi dell'esperimento. Inoltre, ad eccezione della prima cabina di O2 (blu), tra la fase *r1* e la fase *r1VR* si ha sempre un aumento del rapporto LF/HF dato dall'accensione degli schermi.

Con lo scopo di valutare la significatività dei confronti tra i rapporti LF/HF dei due gruppi (O1 e O2) è stato effettuato il test di normalità di Anderson Darling. Tutte le distribuzioni sono risultate non gaussiane e, poiché il confronto avviene tra due gruppi di dati non appaiati, si utilizza il test U di Mann Withney. In seguito, sono riportate le Tabelle 34 e 35 che mostrano i risultati del confronto tra i gruppi O1 e O2 nelle fasi *r1*, *r1VR* e *r2VR* della prima cabina navigata (B1 per O1 e B2 per O2). La differenza tra i rapporti LF/HF non è mai significativa. Lo stesso vale per la seconda cabina navigata (B2 per O1 e B1 per O2).

Prima cabina navigata dai gruppi O1 e O2

<i>LF/HF Prima Cabina: O1 vs O2</i>	<i>U test: H0</i>	<i>U test: p-value</i>
<i>B1_r1 – B2_r1</i>	0	0.3413
<i>B1_r1VR – B2_r1VR</i>	0	0.4253
<i>B1_r2VR – B2_r2VR</i>	0	0.1292

Tabella 34. U test del confronto tra i gruppi O1 e O2 nelle diverse fasi della prima cabina navigata

Seconda cabina navigata dai gruppi O1 e O2

<i>LF/HF Prima Cabina: O1 vs O2</i>	<i>U test: H0</i>	<i>U test: p-value</i>
<i>B2_r1 – B1_r1</i>	0	0.1572
<i>B2_r1VR – B1_r1VR</i>	0	0.4253
<i>B2_r2VR – B1_r2VR</i>	0	0.2688

Tabella 35. U test del confronto tra i gruppi O1 e O2 nelle diverse fasi della seconda cabina navigata

In seguito, i gruppi O1 e O2 sono stati ulteriormente suddivisi in sottogruppi in relazione alle preferenze per B1 (P1) o B2 (P2) riscontrate dai questionari. In particolare, 9 soggetti hanno espresso una preferenza per la cabina B1, 14 hanno espresso una preferenza per la cabina B2, mentre 3 soggetti non hanno espresso alcuna preferenza. Il sottogruppo O1-P1 è composto da 3 soggetti e quello O1-P2 da 10, mentre il sottogruppo O2-P1 è composto da 6 soggetti e quello O2-P2 da 4. In seguito, sono riportati gli andamenti dei rapporti LF/HF dei sottogruppi, suddivisi in relazione all'ordine di esecuzione delle due prove. In particolare, la Figura 93 mostra il confronto tra i rapporti LF/HF nei due sottogruppi O1-P1 e O1-P2, mentre la Figura 94 mostra gli andamenti dei rapporti LF/HF nei sottogruppi O2-P1 e O2-P2. Le Tabelle 36, 37, 38, 39 riportano le rispettive analisi statistiche valutate in tutte le sei fasi dell'esperimento.

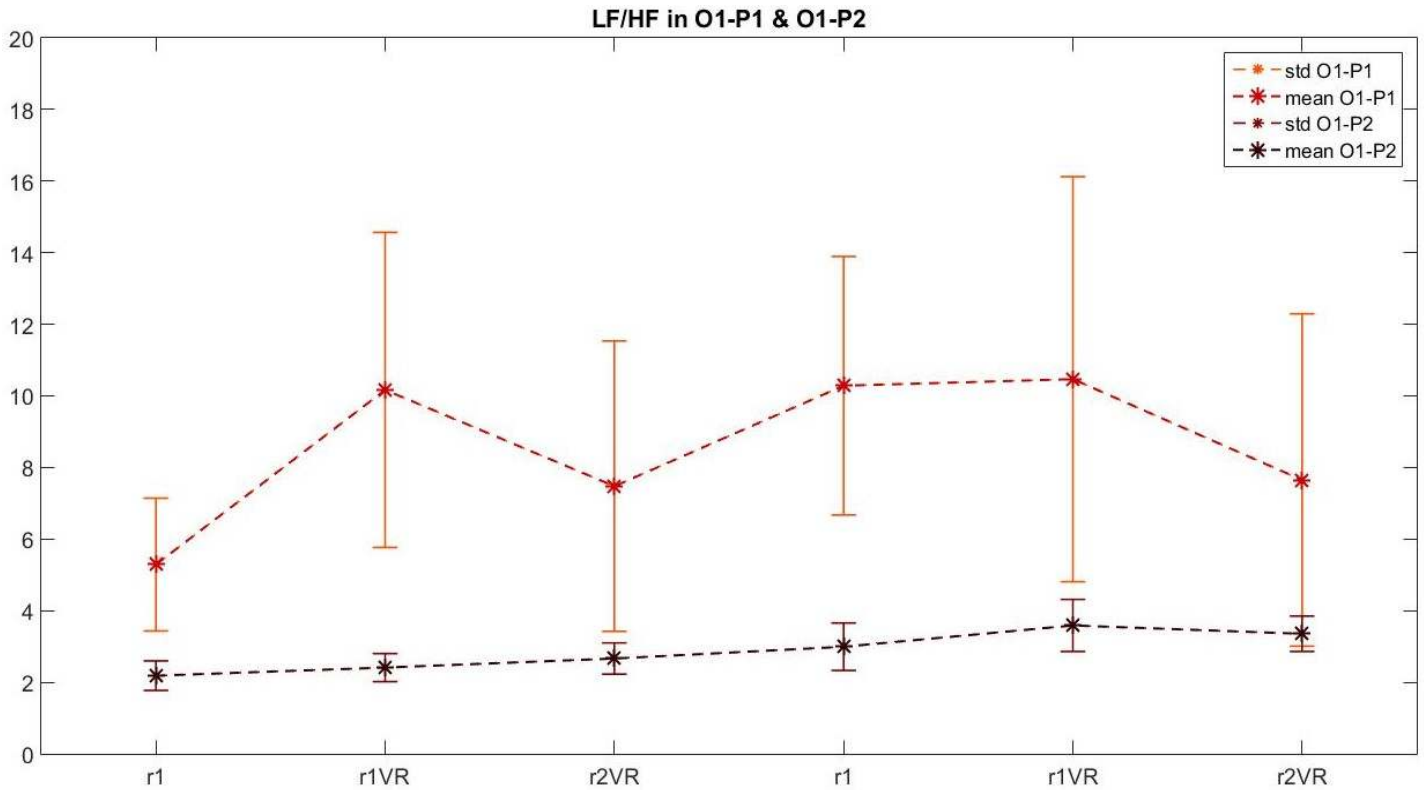


Figura 93. Andamento dei valori dei rapporti LF/HF del gruppo O1_P1 e del gruppo O1_P2

O1_Primo modello B1: preferenza B1 (O1_P1) vs preferenza B2 (O1_P2)

<i>LF/HF: Prima Cabina B1</i>	<i>U test: H0</i>	<i>U test: p-value</i>
<i>P1_r1- P2_r1</i>	0	0.1608
<i>P1_r1VR- P2_r1VR</i>	0	0.0769
<i>P1_r2VR- P2_r2VR</i>	0	0.2168

Tabella 36. U test per confrontare i rapporti LF/HF rilevati nella prova B1, nei soggetti che hanno iniziato l'esperimento con B1 e preferiscono B1 rispetto a quelli che preferiscono B2.

O1_Secondo modello B2: preferenza B1 (O1_P1) vs preferenza B2 (O1_P2)

<i>LF/HF: Seconda Cabina B2</i>	<i>U test: H0</i>	<i>U test: p-value</i>
<i>P1_r1- P2_r1</i>	1	0.0490
<i>P1_r1VR- P2_r1VR</i>	0	0.3706
<i>P1_r2VR- P2_r2VR</i>	0	0.6923

Tabella 37. U test per confrontare i rapporti LF/HF rilevati nella prova B2, nei soggetti che hanno iniziato l'esperimento con B1 e preferiscono B1 rispetto a quelli che preferiscono B2

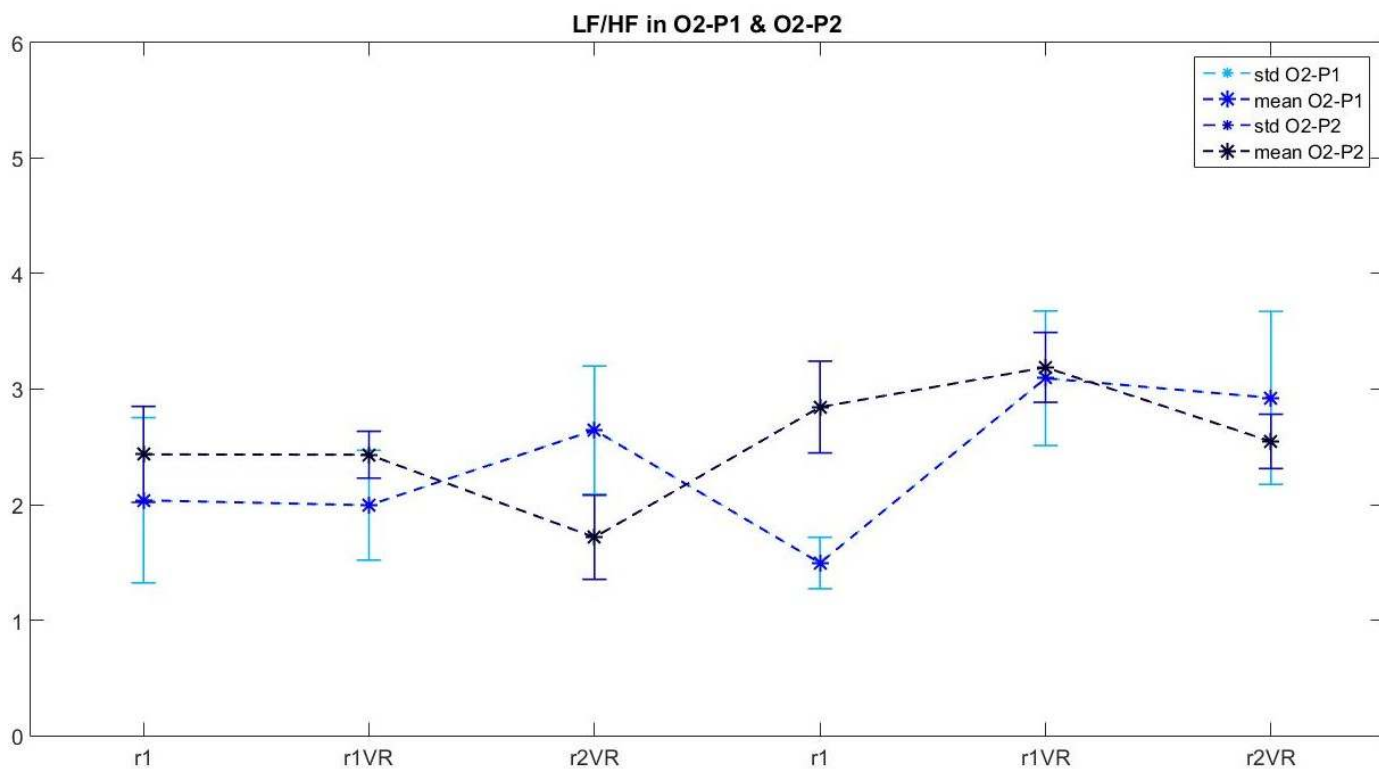


Figura 94. Andamento dei valori dei rapporti LF/HF del gruppo O2_P1 e del gruppo O2_P2

O2_Primo modello B2: preferenza B1 (O2_P1) vs preferenza B2 (O2_P2)

<i>LF/HF: Prima Cabina B1</i>	<i>U test: H0</i>	<i>U test: p-value</i>
<i>P1_r1- P2_r1</i>	0	0.3524
<i>P1_r1VR- P2_r1VR</i>	0	0.6095
<i>P1_r2VR- P2_r2VR</i>	0	0.4762

Tabella 38. U test per confrontare i rapporti LF/HF rilevati nella prova B2, nei soggetti che hanno iniziato l'esperimento con B2 e preferiscono B1 rispetto a quelli che preferiscono B2.

O2_Secondo modello B1: preferenza B1 (O2_P1) vs preferenza B2 (O2_P2)

<i>LF/HF: Seconda Cabina B2</i>	<i>U test: H0</i>	<i>U test: p-value</i>
<i>P1_r1- P2_r1</i>	1	0.0190
<i>P1_r1VR- P2_r1VR</i>	0	1
<i>P1_r2VR- P2_r2VR</i>	0	0.7619

Tabella 39. U test per i confrontare i rapporti LF/HF rilevati nella prova B2, nei soggetti che hanno iniziato l'esperimento con B2 e preferiscono B1 rispetto a quelli che preferiscono B2

Dalla Figura 93 che mostra il confronto O1_P1-O1_P2 si evince che, tra tutti i soggetti che hanno effettuato il *training* con la cabina B1, i soggetti che hanno preferito proprio la cabina B1, hanno un rapporto LF/HF maggiore rispetto a chi ha preferito B2. La differenza si mantiene tale per l'intera durata dell'esperimento. Questo fenomeno sembra confermare che, all'aumentare del gradimento, mentre la potenza in banda alfa tende a diminuire, il rapporto LF/HF tende ad aumentare. Ciononostante, il rapporto LF/HF sembra essere maggiormente influenzato dalla cabina B1. Tuttavia, questo fenomeno non è in accordo con l'analisi della potenza in banda alfa, per cui il coinvolgimento sensoriale risulta più evidente nel caso della cabina B2. Si può notare, inoltre, che nel caso in cui la cabina preferita sia proprio la B1, l'aumento del valore LF/HF tra *r1* e *r1VR* è più evidente.

In questo caso, l'unica differenza significativa emerge dalla fase *r1* della seconda cabina navigata dai due gruppi (Tabella 37). Inoltre, dal confronto della fase *r1VR* nella prima cabina navigata dai due sottogruppi (B1), emerge un p-value pari a 0.0769, che si avvicina alla soglia $\alpha = 0.05$ (Tabella 36).

Invece, la differenza tra i sottogruppi O2P1-O2P2 è meno percepibile. Il gruppo O2P2, che ha effettuato il *training* con la cabina B2 e ha preferito B2, parte da un rapporto LF/HF lievemente superiore rispetto al gruppo O2-P1 che ha preferito B1. Inoltre, anche in questo caso si osserva che nel caso in cui il gradimento è per la cabina B1 l'aumento del rapporto LF/HF tra la fase *r1* e la fase *r1VR* è più visibile.

Anche in questo caso, l'unica differenza significativa è rilevabile nella fase *r1* della seconda cabina navigata (B1), come indicato in Tabella 39.

In seguito, i rapporti sono stati graficati in relazione alla preferenza per la cabina B1 (P1) o B2 (P2). La Figura 95 mostra gli andamenti dei rapporti di potenza LF/HF dei soggetti che preferiscono la cabina B1, mentre la Figura 96 mostra i rapporti di potenza LF/HF dei soggetti che preferiscono la cabina B2. Le Tabelle 40 e 41, inoltre, riportano i risultati delle analisi statistiche effettuate sui confronti tra i valori LF/HF nelle fasi dell'esperimento che risultano più significative. In particolare, nel caso P1 non è stato riportato il confronto nelle due fasi *r2VR* poiché le deviazioni standard sono molto vicine, mentre nel caso P2 è stato valutato unicamente il confronto delle due fasi *r2VR*, poiché nelle fasi *r1*, *r1VR* i valori medi di LF/HF nei due sottogruppi si mantengono molto simili.

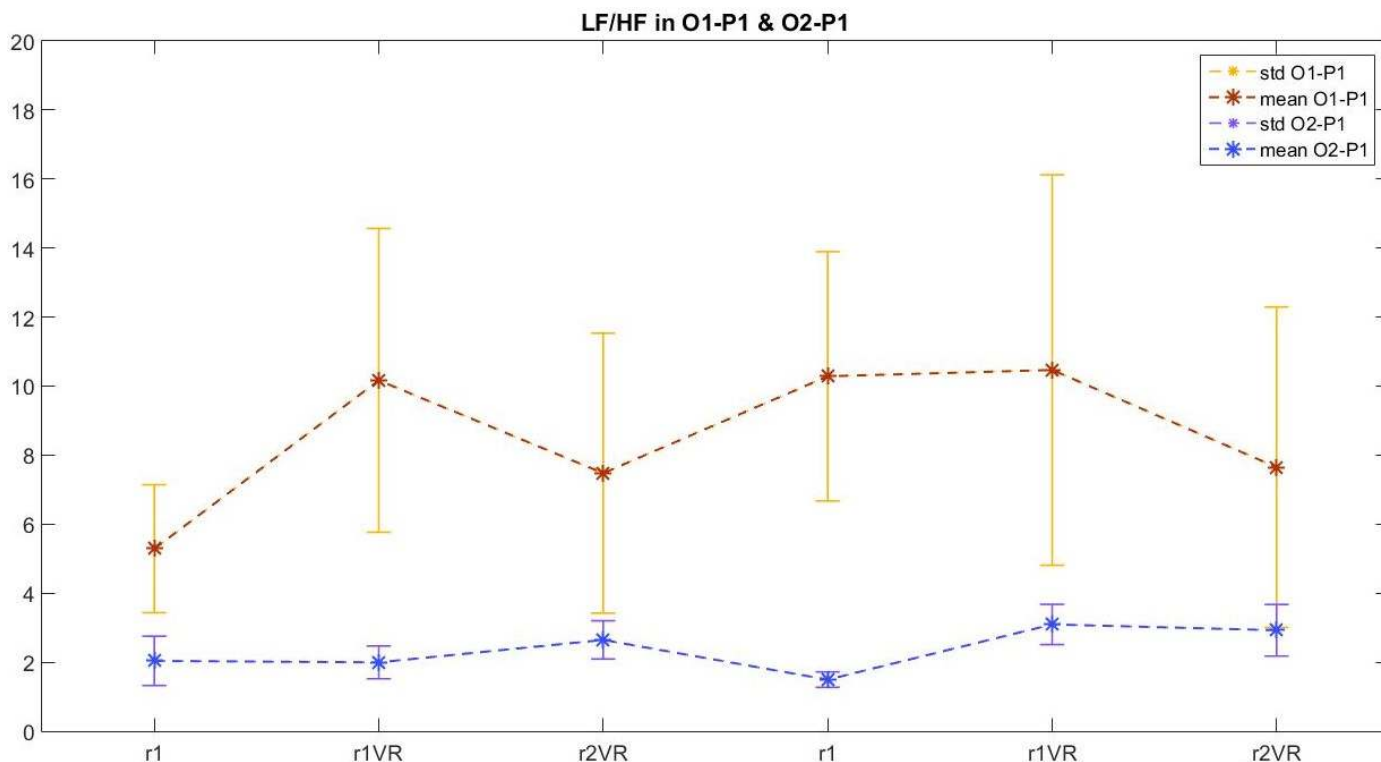


Figura 95. Andamento dei valori dei rapporti LF/HF del gruppo O1_P1 e del gruppo O2_P1

P1: Preferenza per la cabina B1

<i>LF/HF: P1</i>	<i>U test: H0</i>	<i>U test: p-value</i>
<i>r1: B1O1-B2O2 (prima)</i>	0	0.1667
<i>r1VR: B1O1-B2O2 (prima)</i>	0	0.1667
<i>r1: B1O2-B2O1 (seconda)</i>	1	0.0238
<i>r1VR: B1O2-B2O1 (seconda)</i>	0	0.2619

Tabella 40. U Test dei confronti dei valori dei rapporti LF/HF tra i gruppi O1_P1 e O2_P1

Dalla Figura 95 emerge che, chi ha fatto il training con la cabina B1 e ha preferito B1 (O1_P1) si mantiene a un valore LF/HF maggiore rispetto a chi ha fatto il training con la cabina B2 e ha preferito B1 (O2_P1). Ciononostante, nei casi in cui il soggetto preferisce la cabina B1, si osserva un aumento tra la fase *r1* e la fase *r1VR*, anche se nel caso O2_P1 è meno percepibile. Infatti, il *training* con la cabina B2, sembra aver influenzato i soggetti in misura minore, al punto da mantenere i valori LF/HF più bassi per l'intera durata dell'esperimento. L'unico caso in cui la differenza tra i valori LF/HF dei due gruppi risulta significativa è nella fase *r1* della seconda cabina navigata (Tabella 40).

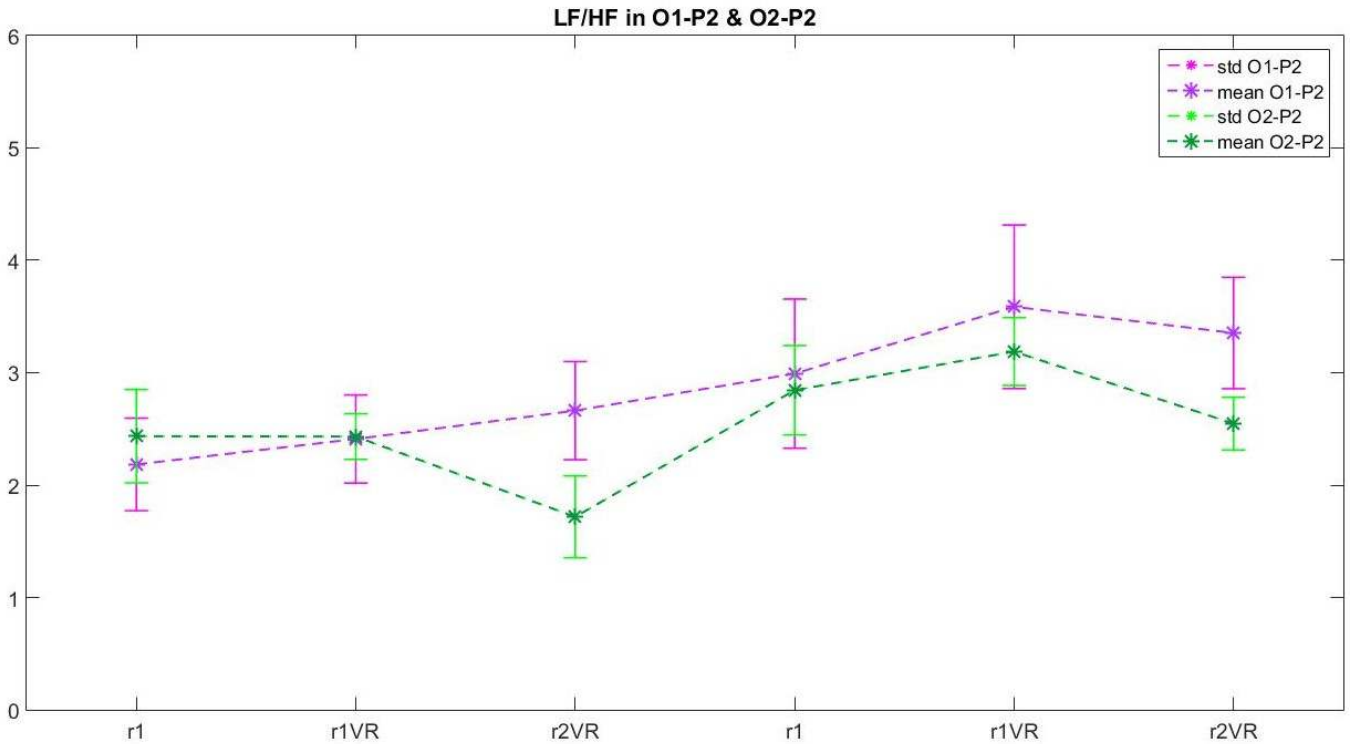


Figura 96. Andamento dei valori dei rapporti LF/HF del gruppo O1_P2 e del gruppo O2_P2

P2: Preferenza per la cabina B2

<i>LF/HF: P2</i>	<i>U test: H0</i>	<i>U test: p-value</i>
<i>r2VR: B1O2-B2O1(prima)</i>	0	0.2619
<i>r2VR: B2O1-B1O2 (seconda)</i>	0	0.9451

Tabella 41. U Test dei confronti dei valori dei rapporti LF/HF tra i gruppi O1_P2 e O2_P2

La Figura 96 mostra che nel caso in cui la preferenza ricade sulla cabina B2, a prescindere dall'ordine di esecuzione dell'esperimento, i valori medi dei rapporti LF/HF non variano particolarmente durante la prova. Tuttavia, si mantiene la tendenza a mostrare un valore LF/HF maggiore durante la prova con la cabina preferita (B2). Infatti, per il gruppo O2_P2, a causa del *training*, in *r1* ha un rapporto LF/HF più elevato di O1_P2. Lo stesso fenomeno si osserva per il gruppo O1_P2 quando all'accensione della realtà virtuale (*r1VR*) i soggetti vedono la cabina B2 e facendo aumentare il rapporto. Ciononostante, nessuna differenza risulta statisticamente significativa (Tabella 41).

3.1.3 Esperimento 3: isolamento mentale con un compito di working memory

L'esperimento è stato realizzato su 12 partecipanti con il sistema Open BCI nel Laboratorio di Realtà Virtuale di Forlì. I partecipanti sono un sottogruppo di quelli dell'esperimento precedente per i quali, solo per la seconda cabina navigata, l'esperimento è stato allungato con una nuova fase da 5 minuti di *working memory*. Essendo la strumentazione la medesima dell'esperimento 2, anche i problemi relativi agli artefatti sono gli stessi. In particolare, nella fase d'interazione il soggetto si muove per navigare la cabina e interagire con gli oggetti virtuali. Si ricorda, che gli elettrodi utilizzati per la rilevazione del segnale ECG sono posti al termine delle clavicole e sono fatti aderire alla cute tramite lo scotch medico. Tali elettrodi sono collegati all'amplificatore dell'OpenBCI, posto sul capo, tramite dei fili piuttosto lunghi. Per questo motivo, i movimenti, soprattutto degli arti superiori, possono influenzare la bontà dell'accoppiamento cute-elettrodo. Per questo motivo, due soggetti sono stati esclusi dall'analisi dei dati.

Nella fase *wm*, il soggetto si trova seduto con gli schermi di realtà virtuale accesi, come in *r2VR*, mentre esegue dei conti a mente. Trovandosi in un ambiente particolarmente coinvolgente da un punto di vista sensoriale, il soggetto necessita di isolarsi dall'ambiente circostante per svolgere al meglio il compito. Da questa analisi si vuole valutare se il compito di *working memory* agisce sul bilancio simpato-vagale del sistema autonomo, alterando la variabilità della frequenza cardiaca. A questo scopo, anche per la fase *wm*, è stata calcolata la potenza in banda LF, HF e il rapporto LF/HF dello spettro dell'HRV.

Tuttavia, l'analisi si limita al confronto tra i valori di potenza della fase di working memory (*wm*) e rispetto ai valori di potenza della fase di rilassamento precedente (*r2VR*). A tal fine, le potenze in banda LF, HF e il rapporto LF/HF della fase *wm* sono normalizzati rispetto ai rispettivi valori in *r2VR*. In seguito, sono riportate le Figure 97 e 98 che mostrano gli andamenti dei valori medi e delle deviazioni standard delle potenze in banda LF, HF valutate su 10 soggetti.

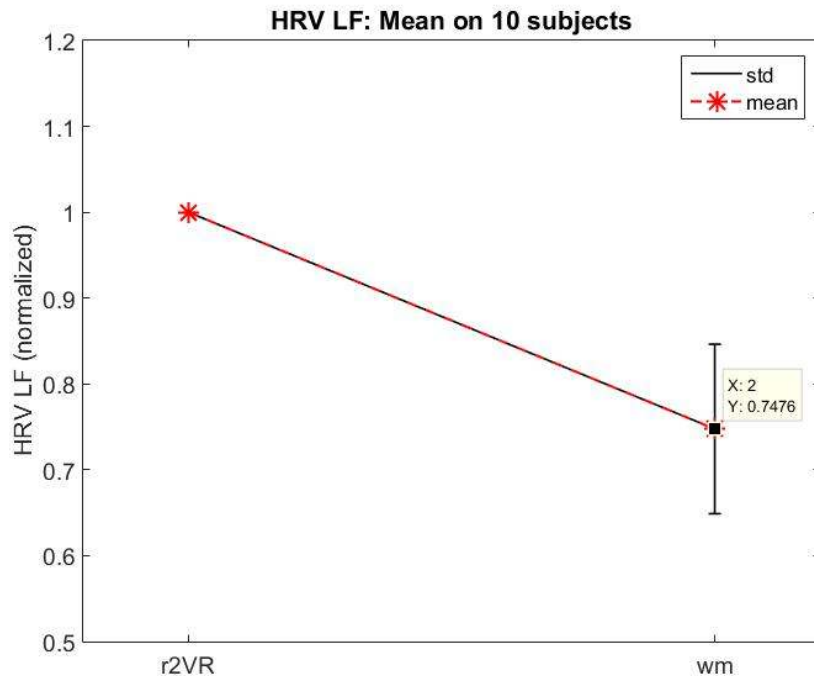


Figura 97. Valori medi e deviazione standard della potenza LF normalizzata

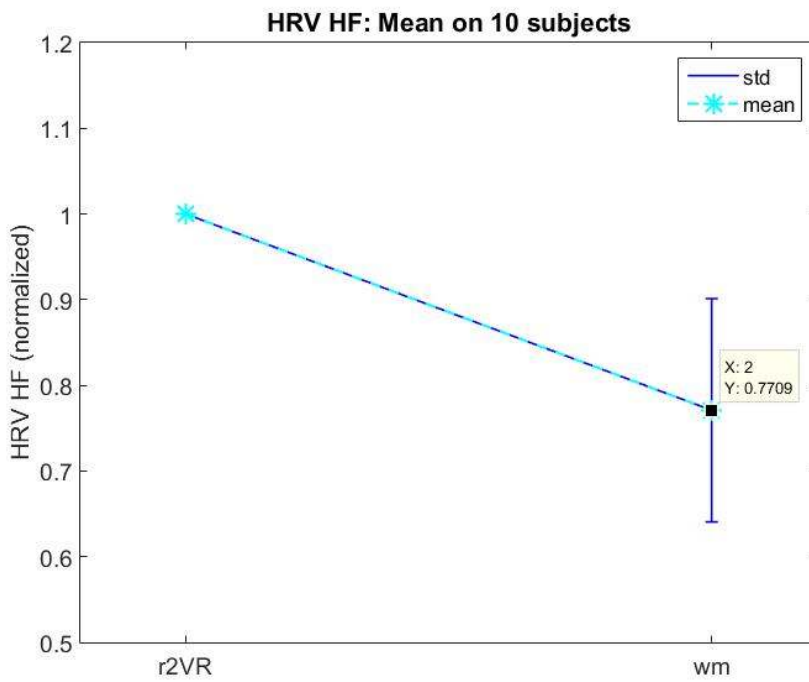


Figura 98. Valori medi e deviazione standard della potenza HF normalizzata

Dalle Figure 97 e 98 si osserva che i valori medi delle potenze LF e HF si riducono rispetto ai valori di potenza rilevati nella fase r2VR. In ogni caso, l'indice più significativo dell'HRV rimane il rapporto LF/HF. Il valore di tale rapporto è calcolato in primo luogo su ogni soggetto, dopodiché si valuta la media e la deviazione standard del rapporto LF/HF sui 10 soggetti.

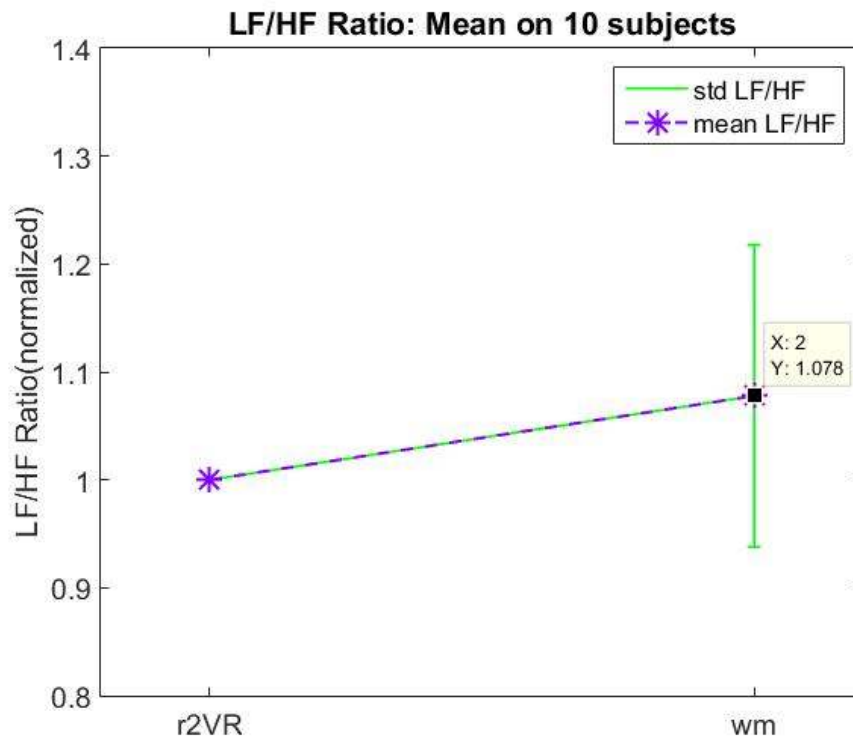


Figura 99. Valore medio e deviazione standard del rapporto LF/HF

Come si evince dalla Figura 99, il rapporto LF/HF tende aumentare leggermente nella fase di *working memory*, indicando un lieve aumento dell'attività simpatica rispetto a quella parasimpatica.

Per l'analisi statistica è stata in primo luogo valutata la normalità delle distribuzioni dei valori LF, HF e LF/HF. Dai risultati del Test di Anderson Darling emerge che le distribuzioni di LF, HF, LF/HF in *wm* si possono considerare tutte gaussiane. Per questo motivo, il metodo più appropriato per valutare la significatività statistica è il T-test.

<i>T-Test: WM</i>	<i>H0</i>	<i>p-value</i>
<i>LF wm</i>	1	0.0309
<i>HFwm</i>	0	0.1126
<i>LF/HF wm</i>	0	0.5919

Tabella 42. T-test del confronto tra la potenza LF, HF e rapporto LF/HF in wm e r2VR

Dal T-test si evince che l'unica differenza significativa è rilevabile nel caso della potenza LF (Tabella 42). Da questa analisi emerge ancora più chiaramente che per valutare la variazione dei segnali fisiologici durante i compiti attentivi l'analisi del segnale EEG è più affidabile. Ciononostante, i risultati relativi alla potenza LF mostrano che il calcolo a mente, che implica uno sforzo mnemonico, è tale da ridurre significativamente l'attività del sistema simpatico. Questo risultato è in accordo con i dati dei segnali EEG che indicano un aumento della potenza in banda alfa. Inoltre, è interessante notare che in tutte le fasi che si svolgono con la realtà virtuale accesa, il sistema simpatico rimane più attivo rispetto al parasimpatico (Figura 100).

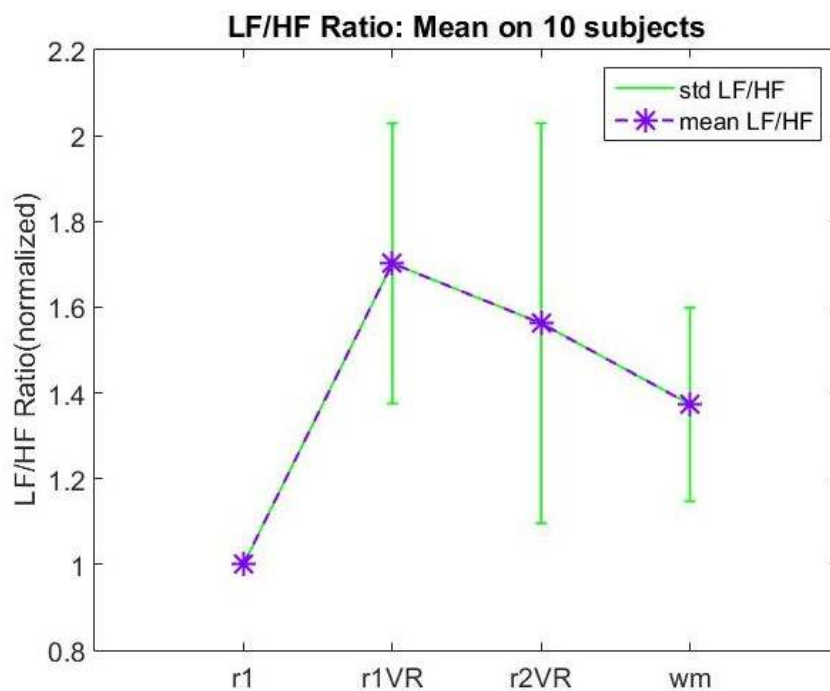


Figura 100. Rapporto LF/HF nelle fasi r1, r1VR, r2VR e wm

4 CONCLUSIONI

L'obiettivo di questo lavoro di tesi è quello di mettere in luce le variazioni dei segnali EEG ed ECG nella condizione in cui il soggetto sia sottoposto a un compito attentivo, rispetto a una condizione di rilassamento mentale. A questo scopo, sono stati definiti tre esperimenti per monitorare i segnali nei diversi stati di: *stress cognitivo, immersione sensoriale e memoria di lavoro*.

L'analisi del segnale EEG si è concentrata sullo studio del ritmo alfa (8-14 Hz). Tale ritmo, di origine talamica, si genera principalmente nelle regioni parieto-occipitali e occipitali della corteccia e ha una funzione inibitoria. Il ritmo alfa, a differenza degli altri ritmi cerebrali, ha la particolarità di rispondere ai compiti attentivi sia con un aumento che con una riduzione di potenza. Durante lo svolgimento di un task si osserva generalmente un calo di potenza in banda alfa, a causa della maggiore eccitazione corticale. Ciononostante, in alcune condizioni e regioni cerebrali, è possibile osservare un aumento di potenza in banda alfa. Infatti, il ritmo alfa inibisce le regioni cerebrali irrilevanti per il compito da svolgere, ottimizzando il consumo energetico e le prestazioni. Per l'analisi del segnale ECG sono stati in primo luogo estratti gli intervalli temporali tra i picchi R del complesso QRS. A partire da questi intervalli temporali, sono state ricavate le informazioni relative all'Heart Rate Variability. L'analisi spettrale dell'HRV è fondamentale per valutare la variazione del bilancio simpato-vagale del sistema autonomo. Da essa sono estratte le misure di potenza in banda LF, HF e il rapporto LF/HF. Nel primo esperimento, costituito dai test *completo, solo mentale, solo lettura e solo dito*, lo stress cognitivo è stato indotto dall'esecuzione di un task matematico. Dall'analisi dei segnali EEG, in ognuna delle quattro prove, si osserva una riduzione significativa della potenza in banda alfa nella fase di task. Tale riduzione è maggiore nel caso del task *completo*. Per valutare la principale causa della riduzione di potenza dovuta allo stato di attenzione, il test *completo* è stato confrontato con le altre tre prove. Dal confronto si evince che la riduzione di potenza durante il task *mentale* si avvicina di più a quella misurata durante il task *completo*, mentre i task di movimento del *dito* e di sola *lettura* dei numeri presentano una inferiore riduzione della potenza in banda alfa.

I risultati riportano una differenza significativa nel confronto tra i task *completo-lettura* e *completo-dito*, non riscontrata nel confronto *completo-mentale*. Dall'analisi dei dati EEG si può concludere che tra la componente cognitiva, la lettura dei numeri e il movimento del dito sul mouse, lo sforzo cognitivo è la principale causa dello stress mentale.

Dall'analisi dell'HRV risulta che, indipendentemente dalla tipologia di prova, nella fase di task si osserva una riduzione significativa di potenza HF, rappresentativa del sistema parasimpatico. L'andamento delle potenze in banda HF, conferma i risultati ottenuti con l'EEG. Inoltre, il rapporto LF/HF nella fase di task aumenta sempre significativamente, confermando la maggiore attività del sistema simpatico rispetto al parasimpatico.

Nel secondo esperimento, è stato valutato il coinvolgimento sensoriale generato da un ambiente di realtà virtuale (VR) immersiva. In particolare, ai partecipanti vengono mostrati due modelli di interni di un aereo Business denominati B1 e B2 con l'obiettivo di valutare quale dei due modelli causi un maggiore coinvolgimento percettivo. Si fa presente che i due modelli hanno la medesima struttura e differiscono unicamente per i materiali e i colori utilizzati. Le due prove sono costituite da quattro fasi: rilassamento con gli schermi spenti (*r1*), rilassamento iniziale con VR accesa (*r1VR*), interazione (*int*) e rilassamento finale con VR accesa (*r2VR*).

Nell'analisi dei segnali EEG è stato in primo luogo valutato l'impatto della realtà virtuale sul partecipante. In particolare, in entrambe le cabine è risultato significativo il calo di potenza in banda alfa dovuto all'accensione della realtà virtuale (*r1VR*), rispetto alle fasi di rilassamento iniziale a schermi spenti (*r1*) e di rilassamento dopo l'interazione (*r2VR*). Dal confronto tra le due cabine (B1 e la B2) emerge che, all'accensione della realtà virtuale, la percezione visiva della cabina B2 causa una riduzione di potenza di entità maggiore rispetto alla cabina B1, e quindi un maggiore coinvolgimento percettivo. La cabina B2, infatti, è quella preferita dai partecipanti, oltre ad essere la più luminosa.

Per una migliore interpretazione dei risultati, i partecipanti sono stati suddivisi in due gruppi: O1 per chi ha fatto il *training* con B1 e O2 per chi ha fatto il *training* con B2. Dall'analisi dei dati, sembra che il *training* preliminare abbia condizionato il partecipante: già dalla prima fase *r1*: i soggetti del gruppo O1 hanno una potenza in banda alfa superiore rispetto a quelli del gruppo O2, e tale differenza si mantiene tale per l'intera durata dell'esperimento.

Poiché i gruppi O1 e O2 sono costituiti dallo stesso numero di soggetti, l'effetto può essere imputato alla maggiore luminosità della cabina B2, che a causa della maggiore stimolazione sensoriale comporta una più accentuata riduzione delle ritmo alfa.

Successivamente, i campioni sono stati suddivisi sulla base della preferenza per la cabina B1 o B2. Da tale suddivisione, emerge che in entrambi i casi i soggetti che hanno effettuato il *training* con la cabina più gradita mostrano una potenza in banda alfa minore, per l'intera durata dell'esperimento. Da questi risultati si può concludere che il grado di coinvolgimento sensoriale e la preferenza sembrano riflettersi nel calo della potenza in banda alfa. Tuttavia, nel caso in cui il *training* sia stato effettuato con la cabina B2 (O2), l'effetto della preferenza emerge in misura minore, probabilmente a causa della maggiore luminosità della cabina.

Per quanto riguarda l'HRV, l'analisi si è concentrata sul rapporto LF/HF. Il fenomeno più rilevante che emerge dai dati delle due cabine, è dovuto all'accensione degli schermi di realtà virtuale (*r1VR*). L'ambiente, essendo particolarmente immersivo a livello sensoriale, genera un forte aumento dell'attività del sistema simpatico (LF) rispetto al parasimpatico (HF). Questo risultato conferma che, mentre la potenza in banda alfa si riduce, il rapporto LF/HF aumenta. Anche in questo caso, i campioni sono stati raggruppati in relazione all'ordine e alla preferenza. Dai dati è emerso che la preferenza per una cabina è caratterizzata da un rapporto LF/HF maggiore. Tuttavia, l'aumento di LF/HF è meno apprezzabile se si considera il gruppo O2.

I risultati dell'analisi dell'HRV confermano che il rapporto LF/HF aumenta in presenza di una forte immersione percettiva indotta dalla realtà virtuale. Ciononostante, l'HRV non risulta un buon indice per stimare lo stato di gradimento, poiché i risultati non coincidono con i dati soggettivi emersi dai questionari. Va sottolineato che, ad oggi, le differenze tra le due cabine sono molto lievi. Infatti, tre soggetti non hanno espresso alcuna preferenza. Al fine di rendere l'esperimento più efficace, le prospettive future prevedono in primo luogo una maggiore differenziazione della struttura interna e degli oggetti presenti nei due modelli. Inoltre, è necessario perfezionare l'immersione sensoriale, ad esempio facendo indossare al partecipante gli occhiali 3D e implementando la collisione sonora nelle parti del modello in cui non è presente. Infine, si può pensare di ridurre le tempistiche dell'esperimento monitorando i segnali EEG fin dalla fase di *training*, eliminando eventualmente la fase di interazione (*int*) e il rilassamento finale (*r2VR*).

Nel terzo esperimento sono stati acquisiti i segnali EEG ed ECG per valutare la funzione inibitoria del ritmo alfa in una prova di *working memory*. La prova richiede di eseguire un calcolo a mente: partendo da 1000 si sottrae 17 fino al termine della prova. In particolare, in questa fase il soggetto è immerso nella realtà virtuale e per una buona riuscita del task necessita di isolarsi dall'ambiente circostante. Anche in questo caso, i risultati più salienti si riscontrano dall'analisi dei segnali EEG. I dati mostrano un aumento significativo di potenza nella fase *wm* rispetto alla fase di rilassamento precedente *r2VR*. Inoltre, il valore di potenza in *wm* risulta addirittura superiore al valore calcolato nella fase *r1*, in cui gli schermi sono spenti e il soggetto non è sottoposto ad alcun tipo di stimolazione sensoriale. La forte inibizione delle regioni parieto-occipitali e occipitali potrebbe derivare dalla stimolazione visiva a cui è sottoposto il soggetto durante lo svolgimento del task. Tale risultato supporta l'ipotesi per cui il ritmo alfa viene utilizzato per inibire le regioni cerebrali irrilevanti per lo svolgimento del task, al fine di ottimizzare le prestazioni.

Nell'analisi dell'HRV nella fase *wm* si osserva una riduzione significativa dell'attività simpatica LF -rispetto alla fase *r2VR*, in accordo con l'aumento di potenza in banda alfa. In prospettiva, al fine di rendere i risultati di *working memory* più robusti, è necessario condurre l'esperimento su un numero maggiore di soggetti. Inoltre, si può pensare di svolgere in parallelo lo stesso test di *working memory*, ma in un ambiente non virtuale. In questo modo sarà possibile valutare se il forte aumento del ritmo alfa nella fase *wm* sia effettivamente amplificato dalla necessità di isolarsi dall'ambiente virtuale.

Per quanto riguarda gli esperimenti di attenzione cognitiva e di *working memory*, un'altra possibilità è quella di effettuare delle prove in laboratorio, utilizzando un numero maggiore di elettrodi (almeno 32). In questo modo sarebbe possibile ricostruire le sorgenti che generano il segnale e valutare le variazioni di potenza non più a livello dell'intero scalpo, ma a livello delle regioni corticali d'interesse.

I risultati sembrano confermare che, nel caso dei compiti attentivi che richiedono uno *sforzo cognitivo*, un *coinvolgimento percettivo* o un compito di *working memory*, lo stress produca alterazioni del segnale di variabilità della frequenza cardiaca meno coerenti rispetto alle variazioni di potenza in banda alfa. Per questa ragione, per valutare le variazioni fisiologiche tra la condizione di rilassamento mentale e lo stato attentivo, l'analisi dei segnali EEG risulta il metodo più efficace.

BIBLIOGRAFIA

- BASAR, Erol. *Memory and brain dynamics: Oscillations integrating attention, perception, learning, and memory*. CRC press, 2016.
- BAZANOVA, Olga. Comments for current interpretation EEG alpha activity: A review and analysis. *Journal of Behavioral and Brain Science*, 2012, 2.02: 239.
- BAZANOVA, O. M.; VERNON, D. Interpreting EEG alpha activity. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 2014, 44: 94-110.
- BONNEFOND, Mathilde; KASTNER, Sabine; JENSEN, Ole. Communication between brain areas based on nested oscillations. *eneuro*, 2017, ENEURO. 0153-16.2017.
- BURNET, Darryl H.; TURNER, Matthew D. Expanding EEG research into the clinic and classroom with consumer EEG Systems. 2017.
- BRUYNS-HAYLETT, Michael, et al. The neurogenesis of P1 and N1: A concurrent EEG/LFP study. *Neuroimage*, 2017, 146: 575-588.
- CHAUMON, Maximilien; BISHOP, Dorothy VM; BUSCH, Niko A. A practical guide to the selection of independent components of the electroencephalogram for artifact correction. *Journal of neuroscience methods*, 2015, 250: 47-63.
- CHEN, Y. G., et al. Neural oscillatory correlates of duration maintenance in working memory. *Neuroscience*, 2015, 290: 389-397.
- CHEN, Xun, et al. Simultaneous ocular and muscle artifact removal from EEG data by exploiting diverse statistics. *Computers in biology and medicine*, 2017, 88: 1-10.
- CRUNELLI, Vincenzo, et al. Dual function of thalamic low-vigilance state oscillations: rhythm-regulation and plasticity. *Nature Reviews Neuroscience*, 2018, 19.2: 107.
- FINGELKURTS, Alexander A.; FINGELKURTS, Andrew A. EEG oscillatory states: universality, uniqueness and specificity across healthy-normal, altered and pathological brain conditions. *PLoS One*, 2014, 9.2: e87507.
- FREITAS, José Diogo Camacho, et al. *KAVE-Kinect Cave: design, tools and comparative analysis with other VR technologies*. 2018. PhD Thesis.
- FREY, Jérémy, et al. Classifying EEG signals during stereoscopic visualization to estimate visual comfort. *Computational intelligence and neuroscience*, 2016, 2016: 7.
- FREY, Julia Natascha; RUHNAU, Philipp; WEISZ, Nathan. Not so different after all: The same oscillatory processes support different types of attention. *Brain research*, 2015, 1626: 183-197.

- FRIES, Pascal. Rhythms for cognition: communication through coherence. *Neuron*, 2015, 88.1: 220-235.
- GRUBER, Walter R., et al. Alpha phase, temporal attention, and the generation of early event related potentials. *Neuroimage*, 2014, 103: 119-129.
- JENSEN, Ole; BONNEFOND, Mathilde; VANRULLEN, Rufin. An oscillatory mechanism for prioritizing salient unattended stimuli. *Trends in cognitive sciences*, 2012, 16.4: 200-206.
- JENSEN, Ole; MAZAHERI, Ali. Shaping functional architecture by oscillatory alpha activity: gating by inhibition. *Frontiers in human neuroscience*, 2010, 4: 186.
- KLIMESCH, Wolfgang. Alpha-band oscillations, attention, and controlled access to stored information. *Trends in cognitive sciences*, 2012, 16.12: 606-617.
- KLIMESCH, Wolfgang. EEG alpha and cognitive processes. In: *Time and the Brain*. CRC Press, 2014. p. 252-277.
- LA ROCCA, Daria, et al. Human brain distinctiveness based on EEG spectral coherence connectivity. *IEEE transactions on Biomedical Engineering*, 2014, 61.9: 2406-2412.
- LABORDE, Sylvain; MOSLEY, Emma; THAYER, Julian F. Heart rate variability and cardiac vagal tone in psychophysiological research—recommendations for experiment planning, data analysis, and data reporting. *Frontiers in psychology*, 2017, 8: 213.
- LARA, Antonio H.; WALLIS, Jonathan D. The role of prefrontal cortex in working memory: a mini review. *Frontiers in systems neuroscience*, 2015, 9: 173.
- MANJREKAR, Siddhesh, et al. CAVE: An Emerging Immersive Technology--A Review. In: *Computer Modelling and Simulation (UKSim)*, 2014 *UKSim-AMSS 16th International Conference on*. IEEE, 2014. p. 131-136.
- MIERAU, Andreas; KLIMESCH, Wolfgang; LEFEBVRE, Jérémie. State-dependent alpha peak frequency shifts: experimental evidence, potential mechanisms and functional implications. *Neuroscience*, 2017, 360: 146-154.
- MUHANNA, Muhanna A. Virtual reality and the CAVE: Taxonomy, interaction challenges and research directions. *Journal of King Saud University-Computer and Information Sciences*, 2015, 27.3: 344-361.
- MYERS, Nicholas E., et al. Temporal dynamics of attention during encoding versus maintenance of working memory: complementary views from event-related potentials and alpha-band oscillations. *Journal of cognitive neuroscience*, 2015, 27.3: 492-508.
- NÄÄTÄNEN, Risto. *Attention and brain function*. Routledge, 2018.
- RANGAYYAN, Rangaraj M. *Biomedical signal analysis*. John Wiley & Sons, 2015.
- ROUX, Frédéric; UHLHAAS, Peter J. Working memory and neural oscillations: alpha-gamma versus theta-gamma codes for distinct WM information? *Trends in cognitive sciences*, 2014, 18.1: 16-25.

SADAGHIANI, Sepideh; KLEINSCHMIDT, Andreas. Brain networks and α -oscillations: structural and functional foundations of cognitive control. *Trends in cognitive sciences*, 2016, 20.11: 805-817.

URIGÜEN, Jose Antonio; GARCIA-ZAPIRAIN, Begoña. EEG artifact removal—state-of-the-art and guidelines. *Journal of neural engineering*, 2015, 12.3: 031001.

VIJAYAN, Sujith; KOPELL, Nancy J. Thalamic model of awake alpha oscillations and implications for stimulus processing. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 2012, 201215385.

YAGHOUBY, Farid; DALUWATTE, Chathuri; SCULLY, Christopher G. Variability analysis for noisy physiological signals: a simulation study. In: *Signal Processing in Medicine and Biology Symposium (SPMB), 2016 IEEE*. IEEE, 2016. p. 1-5.

5 APPENDICE

Codice MATLAB per l'elaborazione segnali EEG con rimozione degli artefatti (ICA): esperimento 1, task completo (C)

```
% Caricamento dei dati EEG (1-13) ed ECG (14) forniti dal sistema
Neurowave, compresa la frequenza di campionamento del sistema Neurowave
(128 Hz). Si estraggono i valori: m numero di campioni del tracciato ed
n=14 pari al numero di canali di acquisizione

load('EEG_DATA_C\Data\MatEEG\EEG_struct_file.mat')
load('EEG_DATA_C\Data\MatEEG\PARAM_struct_file.mat')
Fc=PARAM_struct.fsamp;
data=EEG_struct.data_filtselec(:,1:14); % samples x channels

[m n] = size(data); % m=samples; n=channels
t=[0:1:m-1]'/Fc;

% si rinominano i canali con il loro nome esatto
labels = cellstr(PARAM_struct.montage_param.montage);
labels = labels(1:14,1);
labels{4,1}='T8';
labels{5,1}='PO8';
labels{9,1}='T7';
labels{10,1}='PO7';
labels{12,1}='PO3';
labels{13,1}='PO4';
labels{14,1}='ECG';

% labels=['F4|C4|O2|T8|PO8|F3|C3|O1|T7|PO7|Cz|PO3|PO4|ECG'];

% si sottrae il valore medio dai dati per eliminare la componente continua
che non ha contenuto utile
M=mean(data,1);
data_demean=data-ones(m,1)*M;
X=data_demean; % samples x channels

% esporto e salvo i dati EEG per l'analisi in EEGLAB
data=X(:,1:13);
```



```

save EEG_0005 data

% figura dei segnali EEG e ECG grezzi

delta=200; % varia la scala di visualizzazione in modo tale da avere i 14
segnali nello stesso grafico

inizio=1;
fine=m;

%segnali grezzi nel tempo
figure
for i = 1:n
    plot(t(inizio:fine), X(inizio:fine,i)-delta*(i-1),'color',[0 0
0],'linewidth',1);
    hold on
end
xlim([t(inizio) t(fine)])
ylim([-delta*n delta])
set(gca,'ytick',[-n+1:1:0]*delta)
set(gca,'ytickLabel',flipud(labels))
set(gca,'fontsize',11)
grid

%% spettro di potenza di tutti i canali sull'intero tracciato: si utilizza
il metodo di Welch, con finestre temporali di 10 secondi (1280 campioni) e
un overlapping del 50%. Non è stato effettuato lo zeropadding poiché la
risoluzione in frequenza ( $F_c/\text{numero\_campioni}$ ) è pari a 0.1 e quindi
sufficientemente elevata.

window=128*10;
zeropadding=window;
start=1;
stop=m;
[PSD,f]=pwelch(X(start:stop,:),window,[],zeropadding,Fc);

%la visualizzazione degli spettri dei segnali inizia dal quinto campione
per risaltare la densità spettrale di potenza in banda alfa (8-14 Hz).

figure

```

```

for i = 1:n
    subplot(4,4,i)
    plot(f(5:end), PSD(5:end,i),'color',[0 0 0],'linewidth',1);
    title(labels{i,1})
    xlim([0 40])
    hold on
end

% A questo punto si apre l'interfaccia di EEGLAB per effettuare l'analisi
alle componenti indipendenti (ICA) al fine di rimuovere gli artefatti.
EEGLAB restituisce la matrice di demixing W (13x13) da cui si ottengono le
componenti indipendenti. Inoltre, si estrae la mappa topologica delle
componenti indipendenti

load matriceW_cognomeC.txt
X_EEG=X(:,1:13);
X_EEG=X_EEG';
W=matriceW_cognomeC;
Y=W*X_EEG; % componenti indipendenti
A=inv(W);

labelsIC=cell(13,1);
for i=1:13
    eval(['labelsIC{',num2str(i),'}='IC',num2str(i),'';']);
end

% si grafica nella stessa figura l'andamento temporale delle 13 componenti
indipendenti

figure
delta=100;

for i = 1:13
    plot(t(1:end), Y(i,1:end)-delta*(i-1), 'k','linewidth',1.3);

```

```

        hold on
    end
    xlim([t(1) t(end)])
    ylim([-delta*13 delta])
    xlabel('tempo (s)')
    title('componenti indipendenti stimate')
    set(gca,'ytick',[-13+1:1:0]*delta)
    set(gca,'yticklabel',flipud(labelsIC))
    set(gca,'fontsize',11)
    grid

% si valutano gli spettri di potenza delle 13 componenti indipendenti

window=128*10;
zeropadding=window;
start=1;
stop=m;
[PSD_IC,f]=pwelch(Y',window,[],zeropadding,Fc);

labels_IC={'IC1';'IC2';'IC3';'IC4';'IC5';'IC6';'IC7';'IC8';'IC9';'IC10';'IC11';'IC12';'IC13'};

figure
for i = 1:13
    subplot(4,4,i)
    plot(f(5:end), PSD_IC(5:end,i),'color',[0 0 0],'linewidth',1);
    title(labels_IC{i,1})
    xlim([0 40])
    hold on
end

%% sulla base degli andamenti temporali e degli spettri di potenza delle
componenti indipendenti, affiancati dalle mappe topologiche, si
individuano le sorgenti di rumore e si eliminano gli artefatti. Dalla
matrice di mixing A, ottenuta come l'inversa di W, si ricostruiscono i
segnali originali ripuliti. A questo punto sono nuovamente graficati gli
andamenti temporali e gli spettri dei segnali ripuliti.

Y_new=Y;
Y_new([1,9], :)=zeros(2,m);
X_new=A*Y_new;

```

```

X_new=X_new';

%andamenti temporali dei 13 segnali EEG
inizio=1;
fine=m;
figure
delta=100;
for i = 1:n-1
    plot(t(inizio:fine), X_new(inizio:fine,i)-delta*(i-1),'color',[0 0
0],'linewidth',1);
    hold on
end
xlim([t(inizio) t(fine)])
ylim([-delta*13 delta])
set(gca,'ytick',[-13+1:1:0]*delta)
set(gca,'ytickLabel',flipud(labels(1:13)))
set(gca,'fontsize',11)
grid

% spettri di potenza dei 13 segnali EEG
window=128*10;
zeropadding=128*10;
start=1;
stop=m;
[PSD,f]=pwelch(X_new(start:stop,:),window,[],zeropadding,Fc);

figure
for i = 1:13
    subplot(4,4,i)
    plot(f(5:end), PSD(5:end,i),'color',[0 0 0],'linewidth',1);
    title(labels{i,1})
    xlim([0 40])
    hold on
end
close all

```

%% Si suddividono gli spettri nelle tre fasi dell'esperimento. A questo punto il metodo di Welch usa sempre un overlapping dei campioni del 50%, ma le finestre temporali si sono ridotte a 5 secondi. Per mantenere una buona risoluzione in frequenza si effettua lo zeropadding con un numero di campioni pari al doppio dei campioni della finestra.

%fase 1 = relax 1 (5 minuti totali, calcolato sugli ultimi 4)

```

window=128*5;
zeropadding=128*10;
start=60*Fc;
stop=60*5*Fc;
[PSD_r1,f]=pwelch(X_new(start:stop,:),window,[],zeropadding,Fc);
figure
for i = 1:13
    subplot(4,4,i)
    plot(f(10:end), PSD_r1(10:end,i),'color',[0 0 0],'linewidth',1);
    title(labels{i,1})
    xlim([0 22])
    ylim([0 20])
    hold on
end
text(35,153,'fase 1 (5 min relax)','fontsize',14,'fontweight','bold')

```

%fase 2 = task matematico (5 minuti in tutto calcolo su tutti e 5)

```

window=128*5;
zeropadding=128*10;
start=60*5*Fc;
stop=60*10*Fc;
[PSD_t,f]=pwelch(X_new(start:stop,:),window,[],zeropadding,Fc);
figure
for i = 1:13
    subplot(4,4,i)
    plot(f(10:end), PSD_t(10:end,i),'color',[0 0 0],'linewidth',1);
    title(labels{i,1})
    xlim([0 22])
    ylim([0 20])

```

```

        hold on
    end
    text(35,153,'fase 2 (5 min task)','fontsize',14,'fontweight','bold')

%fase 3 = relax (5 minuti, calcolo sugli ultimi 4)

window=128*5;
zeropadding=128*10;
start=60*11*Fc;
stop=m;
[PSD_r2,f]=pwelch(X_new(start:stop,:),window,[],zeropadding,Fc);
figure
for i = 1:13
    subplot(4,4,i)
    plot(f(10:end), PSD_r2(10:end,i),'color',[0 0 0],'linewidth',1);
    title(labels{i,1})
    xlim([0 22])
    ylim([0 20])
    hold on
end
text(35,153,'fase 3 (5 min relax)','fontsize',14,'fontweight','bold')

% Si calcola e si grafica la media delle densità spettrali di potenza dei
segnali rilevati agli elettrodi parieto-occipitali e occipitali nelle fasi
di relax 1, task e relax 2

index_OCC=[3 5 8 10 12 13]; % O2, PO8, O1, PO7, PO4, PO3

M_PSD_OCC_r1=mean(PSD_r1(:,index_OCC),2);
M_PSD_OCC_t=mean(PSD_t(:,index_OCC),2);
M_PSD_OCC_r2=mean(PSD_r2(:,index_OCC),2);

figure
plot(f(10:end),M_PSD_OCC_r1(10:end),'linewidth',2)
hold on
plot(f(10:end),M_PSD_OCC_t(10:end),'linewidth',2)
plot(f(10:end),M_PSD_OCC_r2(10:end),'linewidth',2)

```

```

legend('rest-pre','math-stress','rest-post')
grid
xlim([0 22])
% ylim([0 20])
xlabel('Hz')
ylabel('\muV^2/Hz')
title('average parieto-occipital PSD')

% Si calcolano e si salvano le aree sottese dalle curve PSD nelle fasi di
relax 1, task e relax 2 in banda alfa (8-14 Hz)

min_area=find(f==8);
max_area=find(f==14);
area_pre_OCC_cognome_C=trapz(M_PSD_OCC_r1(min_area:max_area))*0.1;
area_task_OCC_cognome_C=trapz(M_PSD_OCC_t(min_area:max_area))*0.1;
area_post_OCC_cognome_C=trapz(M_PSD_OCC_r2(min_area:max_area))*0.1;

save data_area_COGNOME area_pre_OCC_cognome_C area_task_OCC_cognome_C
area_post_OCC_cognome_C ...
'-append'

```

**codice C#: Esperimento di navigazione dell'ambiente virtuale:
passaggio da modalità statica a modalità dinamica**

```

// download delle librerie:

using System.Collections;
using System.Collections.Generic;
using UnityEngine;

// il nome dello script è "Mov_Coll_Manager".
// il MonoBehaviour è la classe base da cui deriva ogni script di Unity.
Quando si usa C#, è necessario esplicitare la provenienza della classe.

public class Mov_Coll_Manager : MonoBehaviour {

```

```

// si definiscono le variabili dello script: g1, g2, g6, g7, g8, g10,
g11
// private indica che è possibile accedervi solo da questo script e
non da altri
// tipo della variabile: ogni elemento del pannello Hierarchy è un
"GameObject"

private GameObject g1;
private GameObject g2;
private GameObject g6;
private GameObject g7;
private GameObject g8;
private GameObject g10;
private GameObject g11;

// inizializzazione delle variabili e del setup.
// il metodo Start è chiamato una sola volta.

void Start () {
    //assegnazione dei GameObjects alle variabili

    g1 = GameObject.Find("KinectController"); // sistema Kinect
    g2 = GameObject.Find("BlueSuitFree01"); // Avatar
    g6 = GameObject.Find("StaticCamera"); // Camera statica
    g7 = GameObject.Find("Main Camera"); // Camera dinamica
    g10 = GameObject.Find("Wrist_R"); // polso destro
    g11 = GameObject.Find("Wrist_L"); // polso sinistro

    // setup iniziale: si disabilita il sistema Kinect e l'Avatar,
    perciò anche la camera dinamica e la collisione sonora, poiché
    appartengono all'Avatar (sono figli del padre Avatar) e si
    abilita la camera statica. L'ordine di disattivazione è
    fondamentale, in quanto il sistema Kinect muove l'Avatar nella
    scena. Perciò, se l'Avatar fosse disabilitato prima del Kinect,
    il Kinect darebbe errore poiché non vedrebbe più l'Avatar.
    La camera statica si attiva alla fine, dopo aver disattivato
    quella dinamica, in questo modo si evita di avere due telecamere
    contemporaneamente attive.

    g1.SetActive(false);

```



```

        g2.SetActive(false);
        g6.SetActive(true);

    }

//il metodo Update è chiamato una volta per frame

void Update () {

    // se si preme la freccia in alto: si disabilita la camera
    statica e si abilita l'avatar (e quindi la camera dinamica e la
    collisione sonora) e il sistema Kinect. L'ordine è l'opposto
    del metodo di Start.

    if (Input.GetKey("up"))
    {
        g6.SetActive(false);
        g2.SetActive(true);
        g1.SetActive(true);
    }

    // se si preme la freccia verso il basso: si disabilita il
    sistema Kinect. Si elimina la parentela della camera dinamica
    dall'Avatar, la quale viene mantenuta attiva, mentre l'Avatar
    si spegne, evitando un passaggio brusco alla camera statica.
    Infine, si disabilita l'avatar con la collisione sonora annessa.
    L'ordine, anche in questo caso è fondamentale. Infatti, si
    elimina la parentela della camera dinamica prima di disabilitare
    l'avatar. Pur avendo un riferimento alla camera dinamica (g7)
    non sarebbe possibile avviare la camera, se attaccata a un
    oggetto disabilitato.

    if (Input.GetKey("down"))
    {
        g1.SetActive(false);
        g7.transform.parent = null;
        g2.SetActive(false);
    }
}

```

// I seguenti metodi consentono di abilitare e disabilitare la collisione sonora indipendentemente dal tracking e dall'Avatar.
// se si preme la freccia a sinistra si disabilita la collisione. In particolare, si disabilita lo script chiamato "Collision", assegnato a g10 e g11 (polso destro e sinistro).
In questo caso, non stiamo disabilitando un GameObject assegnato a una specifica variabile, ma si disabilita unicamente una componente del GameObject. Infatti, ogni GameObject ha le sue componenti specifiche. Cliccando sul GameObject e aprendo l'Inspector Panel si ha la carta d'identità del GameObject con tutte le sue componenti.

```
if (Input.GetKey("left"))  
{  
    g10.GetComponent<Collision>().enabled = false;  
    g11.GetComponent<Collision>().enabled = false;  
}
```

// se si preme la freccia a destra: si abilita la collisione.
In particolare, si abilita lo script chiamato "Collision" assegnato alle variabili g10 e g11.

```
if (Input.GetKey("right"))  
{  
    g10.GetComponent<Collision>().enabled = true;  
    g11.GetComponent<Collision>().enabled = true;  
}
```

```
}
```

```
}
```