

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 del Segnale Elettrocardiografico Acquisiti in Ambiente di Realtà Virtuale

Elaborato in  
Sistemi Neurali LM

**Relatore:**  
Prof.ssa Elisa Magosso

**Presentata da:**  
Daniela Pisani

**Correlatori:**  
Prof.ssa Francesca De Crescenzo  
Dott.ssa Giulia Ricci

Sessione III  
Anno Accademico 2018/19



***PAROLE CHIAVE***

*Elettroencefalografia*

*Heart Rate Variability*

*Immersione Sensoriale*

*Realtà Virtuale*

*Ritmo Alpha*

*Ritmo Theta*

*Working Memory*



*Niente nella vita va temuto,  
dev'essere solamente compreso.  
Ora è tempo di comprendere di più,  
così possiamo temere di meno.  
-Marie Curie*



# Indice

Introduzione	i
<b>1 L'Elettroencefalografia</b>	<b>1</b>
1.1 I Neuroni	1
1.2 Il Potenziale d'Azione e i Potenziali Postsinaptici	3
1.2.1 Il Potenziale d'Azione	4
1.2.2 I Potenziali Postsinaptici	7
1.3 Genesi dei Segnali Elettroencefalografici	8
1.4 Come Registrare il Segnale Elettroencefalografico	11
1.4.1 Perchè Effettuare una Registrazione EEG	12
1.4.2 Elettrodi E Sistema Di Posizionamento Standard Internazionale 10-20	13
1.5 Artefatti del Segnale EEG	15
1.6 I Ritmi Cerebrali	17
1.6.1 Il Ritmo <i>Alpha</i>	20
1.6.2 Il Ritmo <i>Theta</i>	28
1.7 L'Importanza della Realtà Virtuale	29
<b>2 L'Elettrocardiografia e l'<i>Heart Rate Variability</i></b>	<b>33</b>
2.1 Il Sistema di Conduzione del Cuore	33

---

2.2	Il segnale Elettrocardiografico . . . . .	35
2.2.1	Il Sistema delle 12 Derivazioni Cliniche . . . . .	36
2.2.2	Il Tracciato ECG . . . . .	38
2.3	Regolazione della Frequenza Cardiaca . . . . .	40
2.3.1	Interazione Cuore-Cervello . . . . .	41
2.4	Analisi dell' <i>Heart Rate Variability</i> . . . . .	43
2.4.1	Il Tacogramma . . . . .	44
2.4.2	Analisi nel Dominio delle Frequenze . . . . .	45
<b>3</b>	<b>Materiali e Metodi</b>	<b>49</b>
3.1	L'Esperimento di Immersione Sensoriale in ambiente di Realtà Virtuale . . . . .	49
3.2	Il Protocollo Sperimentale . . . . .	51
3.2.1	Fasi dell'Esperimento . . . . .	53
3.3	La Strumentazione utilizzata . . . . .	59
3.4	Elaborazione dei Segnali . . . . .	66
3.4.1	Elaborazione dei Segnali Elettroencefalografici . . . . .	69
3.4.2	Elaborazione del Segnale Elettrocardiografico . . . . .	86
<b>4</b>	<b>Analisi del segnale Elettroencefalografico: Risultati</b>	<b>101</b>
4.1	Analisi dei Segnali EEG e Risultati . . . . .	101
4.1.1	Ritmo <i>Alpha</i> . . . . .	103
4.1.2	Ritmo <i>Theta</i> . . . . .	117
4.1.3	<i>Theta/Alpha Ratio</i> . . . . .	127
4.2	Analisi Preliminare di Correlazione fra Dati Oggettivi e Dati Soggettivi . . . . .	135
4.2.1	Analisi di Correlazione . . . . .	135
4.2.2	Analisi Statistica dell'andamento minuto per minuto . . . . .	139

## INDICE

---

<b>5</b>	<b>Analisi del Segnale Elettrocardiografico: Risultati</b>	<b>151</b>
5.1	Analisi dell'HRV e Risultati . . . . .	151
5.2	Analisi preliminare della Correlazione fra Dati Oggettivi e Dati Soggettivi . . . . .	167
	<b>Conclusioni</b>	<b>175</b>
	<b>Bibliografia</b>	<b>189</b>



# Introduzione

Grazie al continuo progredire delle tecniche di acquisizione ed elaborazione dei segnali fisiologici, crescente interesse è stato rivolto allo studio e comprensione di come le variazioni di determinati parametri fisiologici possano essere indicatori dello stato psicofisico del nostro organismo.

Di fatti, negli ultimi decenni, la ricerca neuroscientifica si è concentrata sullo studio dei ritmi cerebrali e delle loro variazioni. I ritmi cerebrali, ovvero fluttuazioni del segnale elettroencefalografico (EEG) in specifiche bande di frequenza, si alternano e possono enfatizzarsi o ridursi a seconda dello stato psico-emotivo in cui si trova il soggetto. Ad esempio sappiamo che quando un soggetto si trova in uno stato di rilassamento ad occhi chiusi, predomina il ritmo *alpha*, ritmo il cui range frequenziale è tra gli  $8 - 12Hz$ , in particolare nelle regioni cerebrali posteriori, sedi delle funzioni sensoriale. Un incremento di tale ritmo è associato anche a condizioni di occhi aperti durante svolgimento di compiti che richiedono isolamento dall'ambiente esterno, come compiti puramente mentali; al contrario tale ritmo si attenua fortemente quando la concentrazione ed attenzione del soggetto sono rivolte verso l'esterno. Il ritmo *theta*, che ha un contenuto frequenziale fra i  $4 - 8Hz$ , aumenta durante l'esecuzione di compiti cognitivi complessi ma anche in specifiche pratiche di meditazione.

Un altro indicatore che spesso viene utilizzato per comprendere lo stato psi-

cofisico di un soggetto, è la variabilità della frequenza cardiaca (*Heart Rate Variability*, HRV). Invero, il cuore non batte sempre alla stessa frequenza ma presenta una certa variabilità, rappresentativa dell'azione che il sistema nervoso autonomo compie sul cuore. L'analisi della HRV può essere eseguita a partire dal segnale elettrocardiografico (ECG), derivando da questo il tacogramma ovvero l'andamento nel tempo dell'intervallo inter-battito (segnale RR).

In aggiunta, con l'evolversi delle tecnologie utilizzate nella pratica clinica e nelle neuroscienze cognitive, un ambito sempre più esplorato riguarda lo studio di questi parametri fisiologici all'interno di ambienti di realtà aumentata e realtà virtuale (VR, *Virtual Reality*). L'utilizzo di tecnologie di VR offre ambienti estremamente stimolanti dal punto di vista sensoriale, all'interno dei quali possono essere utilizzati sistemi non invasivi di registrazione di segnali fisiologici come il segnale EEG ed ECG. Questo rende possibile investigare aspetti dei processi cognitivi e sensoriali con il vantaggio di poter svolgere questi esperimenti all'interno di ambienti altamente realistici ma controllati. Inoltre l'uso della VR insieme a misure fisiologiche oggettive (come l'EEG o l'ECG) oltre che soggettive (come questionari) sta rapidamente crescendo come strumento per informare le decisioni progettuali nelle fasi di sviluppo di ambienti di lavoro o di trasporto e per studiare l'interazione tra uomo e ambiente.

Questo lavoro di Tesi si colloca nell'ambito dello studio degli effetti che un ambiente di realtà virtuale determina sui segnali elettrofisiologici di un soggetto. Più precisamente, l'obbiettivo di questo lavoro di Tesi mira ad indagare le possibili variazioni dei parametri estratti dal segnale elettroencefalografico (EEG) e dal segnale elettrocardiografico (ECG) durante la visione e navigazione di una cabina d'aereo *regional* virtuale, allo scopo di investigare le

modificazioni indotte dall'immersione sensoriale nella realtà virtuale.

L'esperimento è stato svolto all'interno del Laboratorio di Realtà Virtuale presso il Campus di Forlì, e ha visto la partecipazione di 31 soggetti volontari. L'ambiente virtuale è stato creato in tale laboratorio usando il CAVE, un ambiente costituito da una stanza con schermi illuminati da 3 proiettori e un sistema di *motion tracking*. Il sistema supporta la visione 3D attraverso l'uso di appositi occhiali. Per ogni soggetto, l'esperimento prevedeva due acquisizioni. Una prima acquisizione dei segnali EEG ed ECG avveniva in condizioni di base (acquisizione Base), ovvero in assenza di qualunque stimolazione audiovisiva. Successivamente era prevista una fase di training con l'ambiente virtuale, dove però non veniva mostrata la cabina *regional*, ma un ambiente fittizio utile a familiarizzare il soggetto con i movimenti all'interno di un'ambiente virtuale. Durante questa fase di training i segnali non venivano acquisiti. La seconda acquisizione (acquisizione VR) era più articolata e prevedeva fasi di immersione e navigazione dell'ambiente di realtà virtuale e una fase finale consistente nello svolgimento da parte del soggetto di un compito di calcolo mentale (*task* di *working memory*) durante l'immersione nella VR. Precisamente questa seconda acquisizione comprendeva 5 fasi svolte consecutivamente: rilassamento a schermi spenti (r1); rilassamento pre-interazione con VR accesa (r1VR); navigazione e interazione con la cabina (INT); rilassamento post-interazione con VR accesa (r2VR); *task* di *working memory* (WM). Al termine dell'esperimento veniva somministrato un questionario anonimo, le cui domande riguardavano aspetti ergonomici ed estetici sulla cabina, e di gradimento complessivo della cabina. Durante le due acquisizioni, sono stati registrati i segnali EEG da 14 elettrodi e si è registrata una derivazione ECG, utilizzando un sistema wireless OpenBCI.

I segnali EEG ed ECG sono stati successivamente importati in Matlab ed elaborati.

Per quanto concerne l'analisi dei segnali EEG, e considerando il possibile ruolo del ritmo *alpha* e del ritmo *theta* in meccanismi attentivi (sia rivolti verso l'esterno o l'interno) e in compiti mentali, si sono volute confrontare le varie fasi dell'acquisizione VR rispetto alla condizione di base, valutando come l'attività in banda *alpha* e in banda *theta* si modificano al variare della fase considerata. A tale scopo, per ognuna delle fasi dell'acquisizione VR e per l'acquisizione di base, a partire dalla densità spettrale di potenza dei segnali EEG, è stata estratta la potenza in banda *alpha* e in banda *theta*. Per entrambi i ritmi, le potenze sono state mediate sugli elettrodi posteriori e sugli elettrodi anteriori, per analizzare le variazioni in queste due macro-regioni. Si sottolinea che prima del calcolo della potenza, i segnali EEG sono stati pre-processati; il *pre-processing* ha visto l'implementazione di un metodo di riduzione dell'artefatto cardiaco nei segnali EEG sfruttando il segnale ECG acquisito.

Per quanto riguarda il segnale ECG (da cui è stato estratto il tacogramma), è stata svolta un'analisi dell'intervallo inter-battito sia nel dominio dei tempi che nel dominio delle frequenze (ovvero l'analisi dell'HRV). Nel dominio dei tempi, si è valutato come varia l'intervallo inter-battito durante le varie fasi della acquisizione VR rispetto alle condizioni di base. Inoltre nel dominio delle frequenze, a partire dalla densità spettrale di potenza del tacogramma calcolata su ogni fase, sono stati ottenuti i contributi nelle bande di frequenza low frequency (LF,  $0.04 - 0.15Hz$ , che riflette principalmente il ruolo del sistema simpatico) e high frequency (HF,  $0.15 - 0.4Hz$ , che riflette

principalmente il ruolo del sistema parasimpatico), ed anche il loro rapporto LF/HF. Si è quindi analizzato come queste quantità si modificano nelle varie fasi dell'acquisizione VR rispetto alla condizione di base.

In ultima analisi, è stata eseguita un'analisi, estremamente preliminare, per verificare se vi fosse una qualche forma di correlazione tra i parametri fisiologici estratti dal segnale EEG e dal segnale ECG rispetto al voto di gradimento che i partecipanti attribuivano alla cabina.

L'elaborato è articolato come segue:

Il *Capitolo 1* introduce una breve panoramica sul neurone e il potenziale d'azione; segue una breve descrizione della origine elettrofisiologica del segnale EEG e dei ritmi cerebrali. Vengono approfonditi il ritmo *alpha* ed il ritmo *theta*. Nella parte finale viene brevemente delineata l'importanza della realtà virtuale.

Il *Capitolo 2* descrive le sorgenti elettrofisiologiche del segnale ECG. Viene introdotta l' *Heart Rate Variability* e viene sottolineata l'importanza della regolazione della frequenza cardiaca da parte del sistema nervoso autonomo. Infine vengono descritti gli indici fondamentali estratti dall'analisi spettrale dell'HRV.

Nel *Capitolo 3* viene dapprima illustrato il protocollo sperimentale seguito, e viene descritta l'intera strumentazione utilizzata. In seguito vengono esposti i metodi utilizzati per effettuare l'elaborazione dei segnali EEG ed ECG. In particolare, per il segnale EEG a causa della forte alterazione provo-

cata dall'artefatto cardiaco, viene illustrato un nuovo metodo implementato per ridurre tale artefatto.

Il *Capitolo 4* mostra i risultati relativi agli effetti dell'immersione sensoriale sul segnale EEG. Vengono mostrati sia gli andamenti dei valori di potenza in banda *alpha* e *theta* nelle varie fasi di immersione di realtà virtuale e in condizione di base. Inoltre vengono riportati i risultati per l'analisi di correlazione eseguita fra dati oggettivi (i parametri EEG) e dati soggettivi (il voto di gradimento). Vengono inoltre dettagliate le analisi statiche eseguite, con relativa discussione dei risultati.

Il *Capitolo 5* mostra i risultati relativi agli effetti dell'immersione sensoriale sul segnale RR (intervallo inter-battito) e sui parametri estratti dall'analisi dell'HRV. Vengono riportati gli andamenti dei valori dell'RR, e delle potenze LF e HF nelle varie fasi dell'acquisizione VR e in condizione di base. Come per l'EEG, è stata eseguita e riportata l'analisi di correlazione fra dati oggettivi (segnale RR) e dati soggettivi (voto di gradimento). Vengono inoltre mostrate le analisi statiche eseguite, con relativa discussione dei risultati.

Infine nelle *Conclusioni*, vengono brevemente riassunti risultati ottenuti dall'analisi dei segnali EEG ed ECG. Vengono inoltre discussi i limiti e gli sviluppi futuri.

# Capitolo 1

## L'Elettroencefalografia

### 1.1 I Neuroni

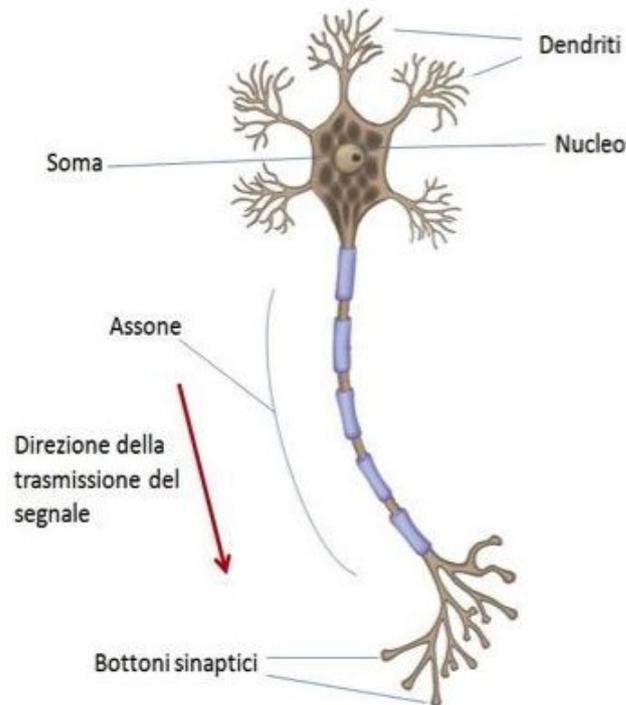
Parlare, camminare, sentire, provare emozioni, sviluppare e mettere in atto una serie di funzioni cognitive e comportamentali, per l'uomo sono possibili grazie ad un organo assai complesso e il cui funzionamento è ancora oggetto di studio, il cervello. Esso è costituito da circa 86 miliardi di cellule, i neuroni, strettamente interconnessi e capaci di comunicare tra loro attraverso impulsi nervosi.

Il neurone è l'unità fondamentale del nostro sistema nervoso, grazie alle sue caratteristiche fisiologiche e chimiche permette di raccogliere, elaborare e trasferire le informazioni sotto forma di segnali elettrici.

Un tipico neurone, illustrato in Figura 1.1, è costituito da una parte centrale, il soma, che contiene il nucleo ed è il centro metabolico della cellula. Dal soma nascono due prolungamenti citoplasmatici, detti anche neuriti che si distinguono in:

- dendriti, sottili ramificazioni che costituiscono le fibre di ingresso per il neurone, che raccolgono l'informazione proveniente da altri neuroni

- assone, la via efferente, o fibra di trasmissione, dell'informazione. Permette invece al neurone di comunicare con le altre cellule nervose.



**Figura 1.1:** Struttura della cellula nervosa[1]

L'assone ha una lunghezza variabile, a seconda del tipo di cellula nervosa, da poche centinaia di micrometri fino a raggiungere lunghezze dell'ordine del metro. Molti assoni, particolarmente quelli più lunghi, sono ricoperti di mielina, che consente una più rapida propagazione dell'informazione. Nella parte distale, l'assone si ramifica; ogni ramificazione si espande a formare una struttura, detta bottone sinaptico, in prossimità dei dendriti delle cellule bersaglio in corrispondenza a regioni specializzate chiamate sinapsi. Le sinapsi consentono il trasferimento di informazione tra neuroni: il neurone che porta l'informazione viene detto pre-sinaptico mentre il neurone che riceve l'informazione è detto post-sinaptico. In corrispondenza alla sinapsi i due

neuroni non sono fisicamente in comunicazione ma sono separati: lo spazio fra il bottone sinaptico del neurone pre-sinaptico e il dendrite del neurone post-sinaptico prende il nome di fessura sinaptica; il complesso formato da queste tre strutture costituisce appunto la sinapsi.

I neuroni sono cellule eccitabili, come le cellule della muscolatura cardiaca, e presentano un potenziale di membrana a riposo, e se opportunamente eccitate, generano un potenziale d'azione, per mezzo del quale l'informazione viaggia in senso unidirezionale da un neurone all'altro.[2]

## **1.2 Il Potenziale d'Azione e i Potenziali Postsinaptici**

Attraverso la membrana cellulare dei neuroni esiste una differenza di potenziale elettrico, causata dal gradiente di carica netto dovuto alla diversa distribuzione di diverse specie ioniche all'interfaccia della membrana. Questa differenza di potenziale prende il nome di potenziale di membrana a riposo; per le cellule nervose è negativo, dovuto ad una eccessiva carica negativa all'interno della cellula, avente un valore compreso tra  $-60$  e  $-70$  *mV*.

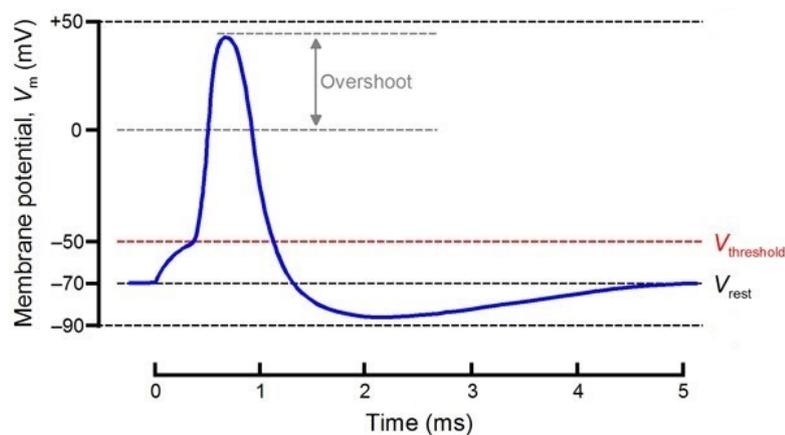
La membrana cellulare, in virtù del potenziale a riposo, viene detta polarizzata. Si parla di membrana depolarizzata, quando la cellula viene eccitata e il potenziale diventa meno negativo rispetto al suo valore di riposo, mentre si parla di membrana iperpolarizzata, quando il valore di potenziale diventa più negativo rispetto al valore di riposo.

### 1.2.1 Il Potenziale d'Azione

Il potenziale d'azione (*Action Potential* AP) è un evento rigenerativo durante il quale il potenziale di membrana a riposo si inverte rapidamente in circa un millisecondo e ritorna alla linea di base entro pochi millisecondi successivi. Questo fenomeno è fondamentale non solo per l'elaborazione e la trasmissione delle informazioni nel sistema nervoso, ma anche per la contrazione muscolare, la contrazione cardiaca e il rilascio di ormoni da alcune cellule endocrine. [3]

L'inizio dell'AP nei neuroni si verifica sia attraverso l'interazione elettrica con altri neuroni sia attraverso stimoli fisici. La stimolazione elettrica può essere o iperpolarizzante o depolarizzante. Nei neuroni e in altre cellule eccitabili, gli stimoli iperpolarizzanti producono lo stesso tipo di risposte graduate delle cellule non eccitabili. Al contrario, la risposta agli stimoli depolarizzanti può essere molto diversa dalle risposte di tipo graduato a seconda dell'intensità dello stimolo.

Affinché si generi un potenziale d'azione, lo stimolo depolarizzante deve



**Figura 1.2:** Andamento stereotipato del potenziale d'azione neuronale.[4]

avere un'intensità tale da portare il potenziale di membrana a riposo oltre un valore critico di soglia pari a circa  $-50mV$ .

Gli stimoli al di sotto di questo valore critico, sono chiamati stimoli sotto soglia, mentre gli stimoli capaci di dare origine al potenziale d'azione sono chiamati stimoli sopra soglia.

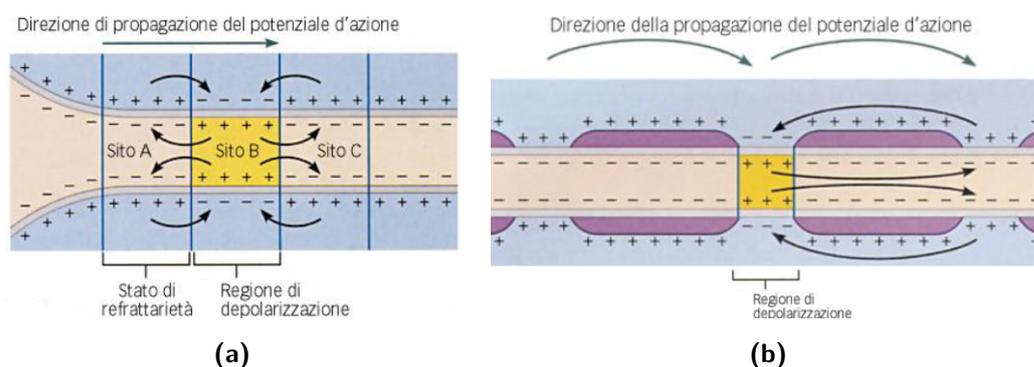
Il potenziale d'azione è una risposta tutto-o-nulla: se lo stimolo è sotto soglia, l'evento non si verifica; se lo stimolo è sopra soglia allora l'evento si verifica con ampiezza e forma indipendenti dallo stimolo scatenante. Esso si propagherà lungo l'assone, senza attenuazione né distorsione, grazie ad un meccanismo di autorigenerazione, e l'informazione sarà in grado di percorrere anche lunghe distanze.

Inoltre dopo che si è manifestato il potenziale d'azione, la cellula entra in uno stato di refrattarietà, ovvero uno stato di risposta alterato. Il periodo refrattario si distingue in: a) periodo refrattario assoluto, durante il quale il neurone non genererà un potenziale d'azione in risposta ad uno stimolo sopra soglia; b) periodo refrattario relativo, durante il quale può generarsi un potenziale d'azione ma vi è la necessità di applicare uno stimolo di maggiore intensità.

Come descritto in precedenza, gli assoni più lunghi sono generalmente ricoperti dalla mielina, o guaina mielinica. A seconda che l'assone sia caratterizzato da assenza o presenza di guaina mielinica, si distinguono due tipi di conduzione del potenziale d'azione:

- propagazione continua
- propagazione saltatoria

Nella propagazione continua, l'informazione si propaga lungo l'assone (sotto forma di AP) grazie all'instaurarsi di differenze di potenziale tra la regio-



**Figura 1.3:** a) Esempio di propagazione continua; b) Esempio di propagazione saltatoria[5]

ne depolarizzata (Sito B in Figura 1.3a, ovvero la porzione della membrana dell'assone attiva, e le zone a monte e a valle: la regione a monte (sito A) è nello stato di refrattarietà mentre la regione a valle (sito C) è inattiva. Le differenze di potenziale daranno origine a flussi locali di corrente tali che tendono a depolarizzare la regione di membrana a valle (Sito C); se tale depolarizzazione supera il valore di soglia si genererà il potenziale d'azione.

Lo stesso valore di corrente diretto verso la regione a monte non avrà effetto, trovandosi tale regione nel suo periodo refrattario.

In questo modo, l'informazione, e quindi il potenziale d'azione, si propagherà in un'unica direzione autorigenerandosi di porzione in porzione.

La propagazione saltatoria si verifica lungo assoni provvisti di guaina mielinica. Lungo l'assone, la mielina è interrotta regolarmente ad intervalli regolari in corrispondenza ai nodi di Ranvier. La differenza fondamentale tra questi due tipi di propagazione risiede nella presenza appunto della mielina, la quale è un isolante. Infatti, le sorgenti responsabili dei flussi di corrente, che permettono la rigenerazione continua del potenziale d'azione, sono presenti soltanto nei nodi di Ranvier e non nelle porzioni mieliniche.

Per questo motivo il potenziale d'azione può generarsi solo in corrispondenza ai nodi di Ranvier, grazie ai flussi di corrente che li attraversano; pertanto il potenziale di azione è come se "saltasse" anziché rigenerarsi con continuità attraverso l'intera lunghezza dell'assone. Ciò risulta in una conduzione dell'informazione molto più veloce rispetto alla propagazione continua.

### **1.2.2 I Potenziali Postsinaptici**

La sinapsi è la regione che permette la trasmissione dell'informazione tra la cellula afferente e la cellula bersaglio, denominate appunto neurone presinaptico e neurone postsinaptico.

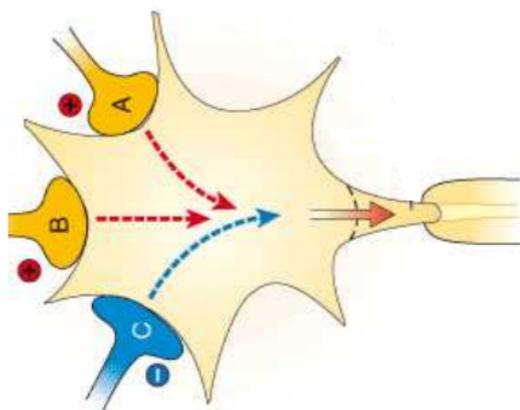
La maggior parte delle sinapsi presenti nel sistema nervoso sono di tipo chimico, in quanto sono legate al rilascio di una particolare sostanza chimica, chiamata neurotrasmettitore.

Quando il potenziale d'azione arriva nel bottone sinaptico, ricco di vescicole contenute neurotrasmettitore, induce la fusione delle vescicole con la membrana cellulare con conseguente rilascio di neurotrasmettitore nella fessura sinaptica. Il recettore si lega a specifici siti presenti sulla membrana dendritica della cellula bersaglio provocando flussi ionici che modificano il potenziale di membrana dendritico, depolarizzandolo o iperpolarizzandolo. Nel primo caso si genera un potenziale postsinaptico eccitatorio (PPSE), nel secondo caso si genera un potenziale postsinaptico inibitorio (PPSI).

I potenziali postsinaptici (PPS) presentano numerose differenze rispetto al potenziale di azione. Innanzitutto non sono governati dalla legge tutto-o-nulla, sono invece risposte graduate, la cui ampiezza aumenta all'aumentare dello stimolo che li ha generati; hanno durata superiore al potenziale d'azione dell'ordine di decine di millisecondi; inoltre si degradano lungo il loro percorso. Di conseguenza un singolo PPSE non potrà mai generare un potenziale

d'azione nel neurone postsinaptico.

Ciò nonostante, i PPS rispondono alla legge dell'integrazione sinaptica, ovvero possono sommarsi sia spazialmente che temporalmente. Infatti, i dendriti di un neurone ricevono migliaia di sinapsi e grazie all'integrazione sinaptica l'informazione potrà o meno propagarsi a seconda che il risultato di tale integrazione sia eccitatorio o inibitorio.



**Figura 1.4:** Rappresentazione schematica di 2 sinapsi eccitatorie (A e B) e una sinapsi inibitoria (C).[6]

### 1.3 Genesi dei Segnali Elettroencefalografici

Naturalmente, l'attività 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 diversi strati come i tessuti, il cranio e la cute, dove può essere misurato. Infatti, la somma dei potenziali postsinaptici, generati da ampie popolazioni neuronali, dà origine al segnale elettroencefa-

lografico.

Il segnale elettroencefalografico (EEG) rispecchia l'attività sincrona di popolazioni neuronali presente nella corteccia cerebrale, immediatamente al di sotto dello scalpo. I neuroni della corteccia si distinguono in:

- Neuroni piramidali
- Neuroni non piramidali

I neuroni piramidali sono di tipo eccitatorio, con assoni che proiettano a distanza. Sono dotati di un lungo dendrite apicale, che origina dall'apice del soma e ascende verso la superficie corticale, e da diversi dendriti basali.

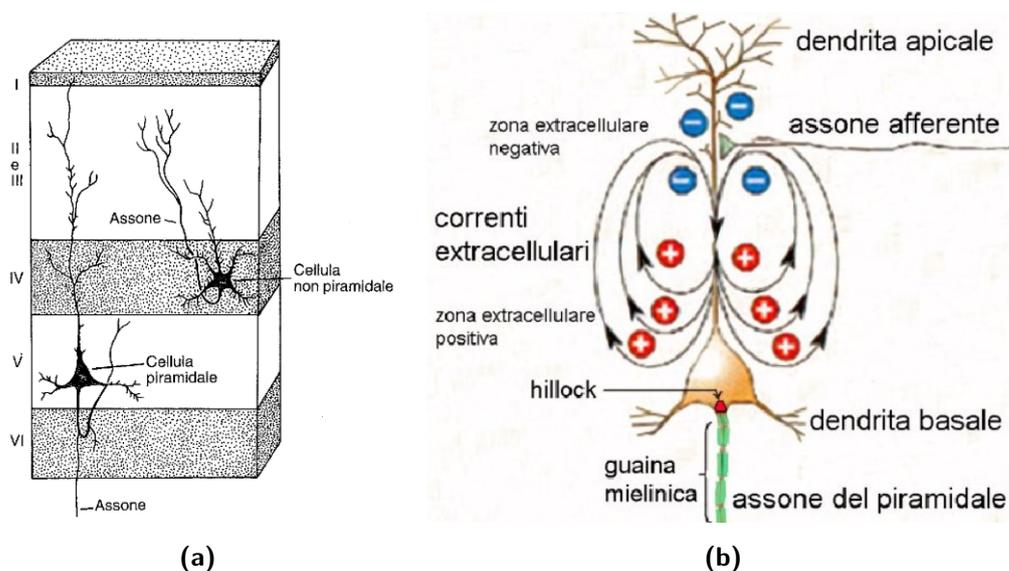
I neuroni non piramidali possono essere sia eccitatori che inibitori, sono denominati anche neuroni locali, poiché dotati di corpi cellulari piccoli e corti dendriti, con un assone che termina in corrispondenza a cellule poste nelle immediate vicinanze.

Grazie alla particolare disposizione dei neuroni piramidali, organizzati perpendicolarmente alla corteccia e parallelamente tra loro, essi risultano i principali generatori dell'EEG.

Immaginiamo di registrare, con l'ausilio di un elettrodo, l'attività di un singolo neurone piramidale come mostrato a destra della Figura 1.5, mentre riceve una sinapsi di tipo eccitatorio nella regione distale del dendrite apicale.

Dal punto di vista del neurone, si genererà un flusso di cariche positive entranti che percorreranno il dendrite fino alla base, mentre nello spazio extracellulare in prossimità della sinapsi si genererà una elettronegatività; per completare il circuito nelle regioni basali del dendrite, le cariche positive tenderanno ad uscire e nello spazio extracellulare si creerebbe una elettropositività.

Una simile configurazione corrisponde nello spazio extracellulare ad un di-



**Figura 1.5:** A sinistra, i due neuroni corticali[7]. A destra, si notato le linee di corrente nel caso di una sinapsi eccitatoria nelle regioni superficiali del dendrite apicale di un neurone piramidale.[8]

polo con il polo negativo rivolto verso la corteccia, e il polo positivo verso la zona basale del dendrite. L'elettrodo "sentirebbe" l'elettronegatività extracellulare in prossimità della sinapsi eccitatoria, che per convenzione viene rappresentata con una deflessione del segnale verso l'alto.

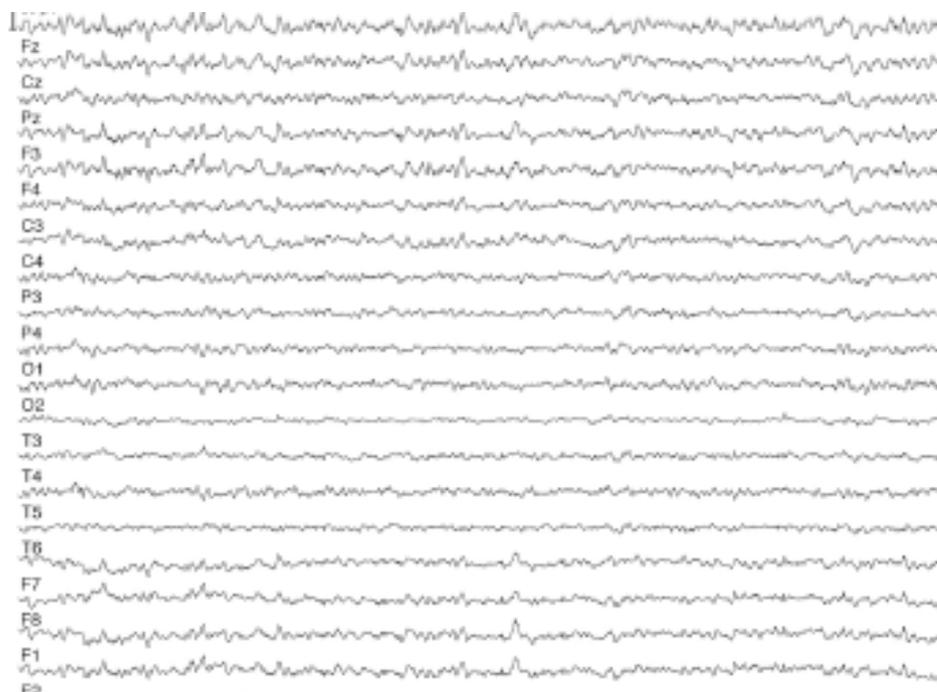
La stessa configurazione del dipolo, si ottiene quando si attiva una sinapsi di tipo inibitorio in prossimità della base del dendrite apicale. Nel caso invece di una sinapsi inibitoria attive nella parte distale del dendrite apicale o nel caso di una sinapsi eccitatoria in posizione basale, allora il dipolo avrà una orientazione opposta con il polo positivo verso l'altro e quello negativo verso il basso. L'elettrodo, in questo caso, registrerebbe una elettropositività e il segnale mostrerebbe una deflessione verso il basso.

In realtà l'attività sinaptica di un singolo neurone piramidale non è regi-

strabile sullo scalpo per la bassa intensità del segnale. Tuttavia i neuroni piramidali di una regione di corteccia tendono ad attivarsi in modo sincrono e i campi elettrici generati dalla loro attività sinaptica tendono a sommarsi nel tempo e nello spazio. La precedente descrizione può quindi essere considerata ancora valida assumendo che il dipolo descritto corrisponda non ad un singolo neurone piramidale ma sia il risultato dell'integrazione dell'attività di molti neuroni piramidali. Poiché si registra l'attività di popolazioni di neuroni piramidali, che ricevono migliaia di sinapsi sia eccitatorie che inibitorie, i dipoli delle popolazioni cambiano continuamente nel tempo determinando le fluttuazioni che si osservano nel tracciato EEG.

## 1.4 Come Registrare il Segnale Elettroencefalografico

Il primo studioso in grado di registrare l'attività elettrica dal cervello esposto di alcuni animali fu Richard Caton nel 1875, medico e fisiologo britannico, anche se le radici della fisiologia si devono a Galvani e Volta. Nel tempo si susseguirono altri scienziati che studiarono l'attività elettrica cerebrale sempre su animali, ma il padre dell'elettroencefalografia come la conosciamo oggi fu Hans Berger, psichiatra tedesco, che, nel 1924 riuscì a registrare l'attività elettrica cerebrale sulla superficie del cranio di soggetti umani. Egli coniò il termine *Elektenkephalogram* da cui nacque la denominazione Elettroencefalogramma.



**Figura 1.6:** Esempio di tracciato EEG dove sono indicati anche gli elettrodi da cui proviene il segnale.[9]

### 1.4.1 Perché Effettuare una Registrazione EEG

Esistono diverse metodiche per poter studiare e comprendere come funziona il cervello. Alcune di queste sono metodiche di imaging e comprendono l'imaging a risonanza magnetica (MRI), l'analisi del segnale BOLD della risonanza magnetica funzionale (fMRI), o anche la tomografica computerizzata (TC) e la tomografia ad emissione di positroni (PET).

Una delle metodiche maggiormente utilizzate, anche per i costi più contenuti e la facilità di utilizzo, è l'elettroencefalografia di superficie o EEG, tecnica di registrazione grafica tempo continua dell'attività elettrica cerebrale spontanea o evocata del nostro cervello. [10]

Tale tecnica viene spesso utilizzata poiché è non invasiva, economica e ha

un'ottima risoluzione temporale, e mostra specifiche oscillazioni di potenziali che variano in base allo stato mentale del soggetto; permette inoltre di osservare in tempo reale quali aree cerebrali si attivano in risposta ad uno stimolo esterno.

Inoltre, esaminando le caratteristiche del segnale ed effettuando un confronto delle sue variazioni rispetto a condizioni sane, è possibile interpretare e diagnosticare disturbi come l'epilessia, l'Alzheimer, la perdita di memoria e l'autismo.

### **1.4.2 Elettrodi E Sistema Di Posizionamento Standard Internazionale 10-20**

Tipicamente, quando si vuole effettuare una registrazione EEG si utilizzano degli elettrodi premontati su una cuffia elasticizzata, regolabile e adattabile a seconda delle esigenze. Gli elettrodi sono in Ag-AgCl, presentano un foro centrale e vengono riempiti con del gel conduttivo, mediante siringa a punta smussata, per migliorare la conduzione del segnale tra cute ed elettrodo; inoltre, è consigliabile, sgrassare preventivamente la cute mediante pasta abrasiva per eliminare il sebo e le cellule morte che andrebbero a compromettere la trasmissione del segnale.

Gli elettrodi, di norma, non sono usa e getta e dopo ogni utilizzo vengono ripuliti dal residuo di gel elettroconduttore che è depositato sugli elettrodi, al fine di evitare l'ossidazione e quindi il danneggiamento di essi.

Come detto precedentemente, gli elettrodi sono posizionati sulla cuffia in corrispondenza a locazioni predefinite e standardizzate secondo uno standard internazionale noto e riproducibile. Tale standard prende il nome di Standard Internazionale 10-20, standardizzato nel 1958.

Tale sistema è stato sviluppato per permettere di confrontare i vari risultati ottenuti attraverso diverse ricerche e studi clinici.

Per posizionare gli elettrodi, il sistema considera 4 punti di repere anatomici:

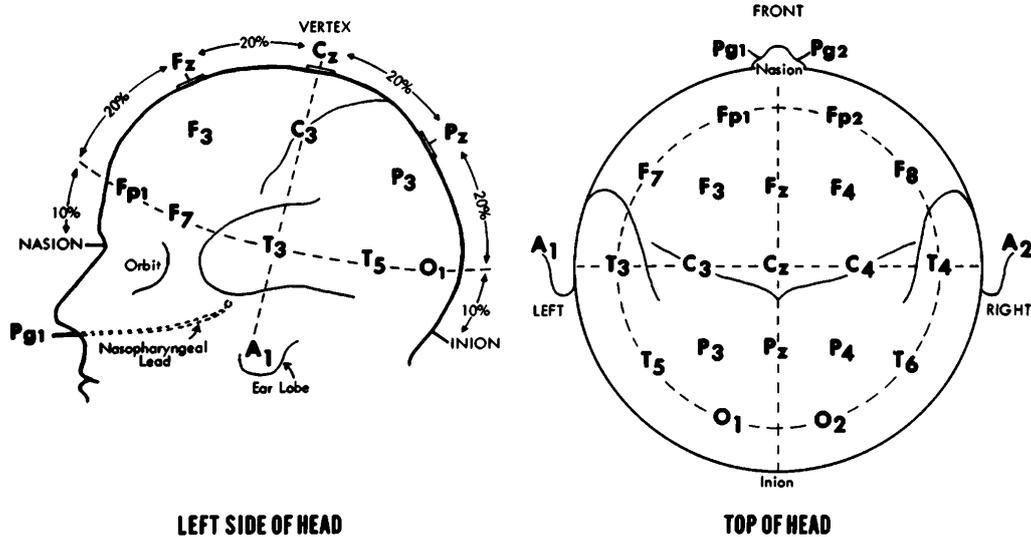
- il *nasion*, attaccatura superiore del naso;
- l'*inion*, protuberanza alla base dell'osso occipitale;
- 2 punti preauricolari.

I primi due definiscono la linea mediana antero-posteriore, gli altri due la linea coronale latero-laterale.

Lo standard inizialmente prevedeva il posizionamento di 21 elettrodi, che risultò essere limitato subendo un'estensione nel 1999; questa estensione prevede il posizionamento e quindi il rilevamento dei segnali da un massimo di 75 elettrodi sullo scalpo.

La dicitura 10-20 si riferisce al fatto che gli elettrodi sono posizionati in vari punti dello scalpo ad una distanza l'uno dall'altro pari al 10% o 20% dell'intera lunghezza delle due linee ideali che collegano i punti di repere anatomici, come osservabile in Figura 1.7.

La posizione di ciascun elettrodo viene identificata attraverso un codice alfanumerico. La lettera sta a identificare la regione dello scalpo sottostante l'elettrodo: lobo frontopolare (Fp), frontale (F), centrale (C), parietale (P), occipitale (O). Per l'emisfero sinistro si assegnano numeri dispari, per quello destro numero pari, ad eccezione degli elettrodi presenti sulla linea mediana antero-posteriore caratterizzati dalla lettera z. Infine i due elettrodi di riferimento posizionati sui lobi sinistro e destro sono caratterizzati dalla lettera A.



**Figura 1.7:** Posizionamento degli elettrodi (21 in questo caso) secondo lo Standard Internazionale 10-20.[11]

## 1.5 Artefatti del Segnale EEG

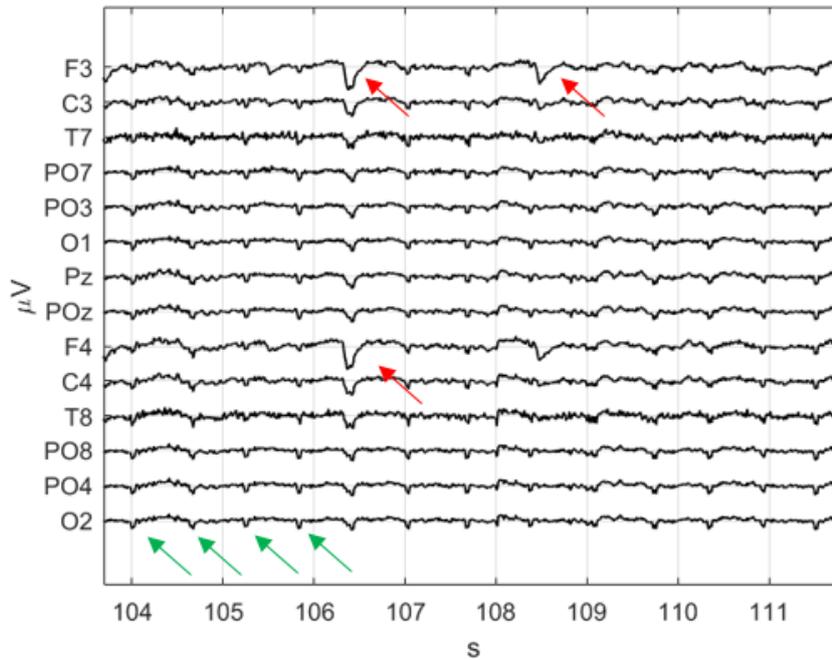
Diversi segnali sia di origine fisiologica che di natura esterna, possono corrompere il segnale elettroencefalografico alterandone la qualità e dando origine ad artefatti nel segnale EEG registrato,. A questo proposito, è necessaria una conoscenza completa dei tipi di artefatti per poterli rimuovere e ridurre il rumore nel tracciato [12], migliorando il rapporto segnale/rumore. Gli artefatti sono segnali indesiderati originati principalmente da rumore ambientale, errore sperimentale e artefatti fisiologici. Inoltre, gli artefatti ambientali e l'errore dell'esperimento, che provengono da fattori esterni, sono classificati come artefatti estrinseci, mentre quelli fisiologici, possono essere classificati come artefatti intrinseci.

I principali artefatti intrinseci sono classificati come:

- Artefatti oculari - Comprendono movimento oculari, dovuti appunto

all'orientazione dello sguardo durante la registrazione del segnale EEG, e il *blinking*, ovvero l'apertura e chiusura delle palpebre. Solitamente tali artefatti sono maggiormente presenti sui canali frontali del segnale EEG con una lenta e ampia deflessione sul tracciato.

- Artefatti muscolari - Questi artefatti sono caratterizzati da *spike* ad alta frequenza che spesso si presentano in 'scariche' successive, e risultano difficili da eliminare. Quando la contrazione coinvolge poche fibre muscolari, questo artefatto può presentarsi su un singolo elettrodo o su pochi elettrodi vicini; quando invece coinvolge molti muscoli (come durante digrignamento o sbadiglio), l'artefatto si presenta su molti o anche tutti gli elettrodi.
- Artefatti cardiaci - Questo tipo di artefatto si presenta con una tipica forma a *spike*, che ricorda il complesso QRS del tracciato elettrocardiografico (ECG). L'artefatto si presenta alla stessa frequenza cardiaca del soggetto, ed è visibile principalmente sui canali posteriori, ma può estendersi a tutti gli elettrodi (come visibile in Figura 1.8). La rimozione di tale artefatto può risultare complessa, ma si può semplificare nel momento in cui viene acquisito oltre al segnale EEG anche quello ECG.



**Figura 1.8:** Tracciato EEG con esempi di artefatti oculari e cardiaci. Le frecce in rosso indicano un artefatto da *blinking*, le frecce in verde quelli cardiaci. Sui canali temporali T7 e T8 è presente un esempio di artefatto estrinseco, ovvero del rumore.

## 1.6 I Ritmi Cerebrali

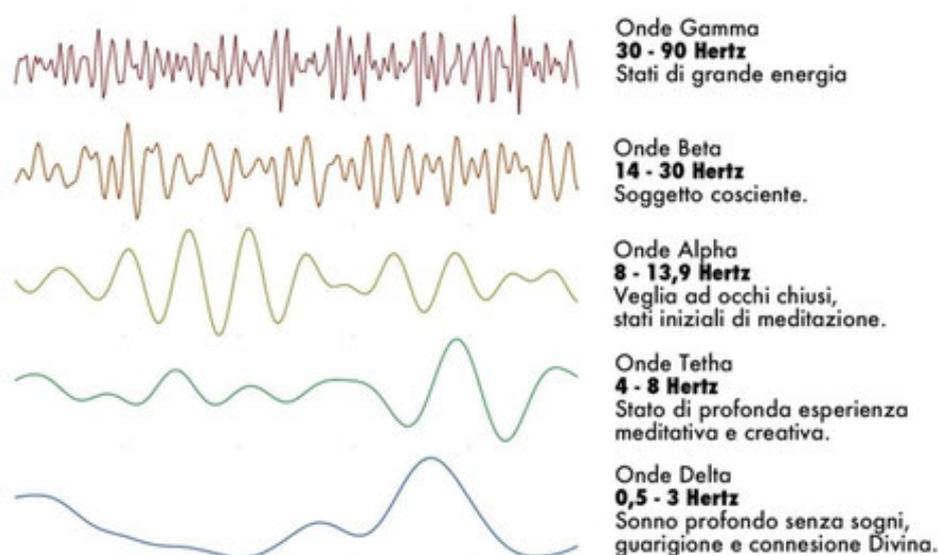
L'importanza delle onde cerebrali nei processi cognitivi e nella neuropatologia è diventata sempre più rilevante nel tempo. Il primo a scoprire le onde cerebrali fu proprio Hans Berger, che identificò uno specifico pattern ondulatorio a cui venne dato il nome di onde alpha, conosciute anche come onde Berger.

Queste onde o ritmi sono così denominate poiché le loro fluttuazioni sono caratterizzate da specifici intervalli di frequenza. Infatti, possono essere classificati in base alla frequenza, ampiezza e forma.

Tali fluttuazioni identificate in specifici domini frequenziali sono associati ai diversi processi cognitivi che il cervello svolge, e di conseguenza allo stato psicofisico del soggetto. È interessante sottolineare che secondo la letteratura, le diverse frequenze sono associate alla dimensione della popolazione neuronale che è attiva: piccole popolazioni neuronali oscillano a domini frequenziali più elevati rispetto a popolazioni più estese di neuroni.

La banda del segnale elettroencefalografico si estende tra  $0 - 100\text{Hz}$ , sebbene la maggior parte del contenuto informativo si trovi al di sotto dei  $40\text{Hz}$ .

Esistono diversi ritmi cerebrali definiti in base alla loro banda di frequenza, come mostrato in Figura 1.9.



**Figura 1.9:** Esempio di onde cerebrali di un soggetto adulto.[13]

Ritmo delta  $\delta$ : il contenuto frequenziale è al di sotto dei  $4\text{ Hz}$  con un'ampiezza tra  $20 \div 200\ \mu\text{V}$ . Sono le onde più lente con elevata ampiezza. Sono maggiormente rilevabili nello stato di sonno non-REM, o in condizioni patologiche, quali il coma. Si presentano nelle regioni frontali.

Ritmo theta  $\vartheta$ : presenta un contenuto frequenziale tra  $4 \div 8 \text{ Hz}$ , e un'ampiezza tra  $20 \div 100 \mu V$ . Sono associate a processi di memorizzazione e di controllo cognitivo necessari in compiti che richiedono il coinvolgimento e il coordinamento di diverse aree cerebrali. Sono anche rilevabili maggiormente condizioni di meditazione e rilassamento profondo. Tipicamente localizzate nelle regioni parieto-temporali e frontali.

Ritmo alpha  $\alpha$ : il contenuto frequenziale si aggira intorno agli  $8 \div 12 \text{ Hz}$ , con ampiezza tra  $20 \div 50 \mu V$ . Tale ritmo è tradizionalmente legato al rilassamento mentale, ed è tipico dello stato di veglia ad occhi chiusi. Esso si interrompe o diminuisce in presenza di stimolazione visiva. Negli ultimi decenni, alcune teorie assegnano a questo ritmo un ruolo funzionale attivo, di inibizione di regioni che processano informazioni irrilevanti o distraenti per uno specifico task. Tale ritmo è principalmente rilevabile nelle regioni occipitali e parietali.

Ritmo beta  $\beta$ : presenta un contenuto frequenziale tra  $13 \div 30 \text{ Hz}$ , e un'ampiezza tra  $5 \div 30 \mu V$ . Si evidenzia maggiormente negli stati di vigilanza, correlati con il comportamento e l'azione. Infatti un soggetto mostra un ritmo beta mentre svolge compiti di concentrazione. È principalmente localizzato nelle regioni frontali e centrali.

Ritmo gamma  $\gamma$ : il contenuto frequenziale di tale ritmo si presenta sopra i  $30 \text{ Hz}$ , con un'ampiezza inferiore ai  $20 \mu V$ . Tale ritmo si evidenzia quando il soggetto svolge processi cognitivi di più alto livello, come quelli implicati nel riconoscimento degli oggetti e nell'attribuzione semantica. Si rilevano maggiormente nelle regioni frontali.

### 1.6.1 Il Ritmo *Alpha*

Sin da quando furono scoperte le onde *alpha*, la loro interpretazione dal punto di vista funzionale è rimasta sempre incerta. Le oscillazioni in banda *alpha* ricoprono un ruolo importante in tanti aspetti, come quello cognitivo, psico-emotivo e attentivo della vita umana.

Tuttavia, al momento non esiste un chiaro accordo sul significato funzionale di "attività delle onde *alpha*" e quale misura, o misure, dovrebbero essere utilizzate per caratterizzarla. Inoltre, l'ambiguità di frasi come "il ritmo *alpha* è attivato" diventa evidente se si considera il significato del termine "attivo". Non è chiaro se ciò si riferisca ad un aumento o ad una diminuzione dell'ampiezza.[14]

Le oscillazioni *alpha* sono misurate ed osservate su una vasta gamma di specie e siti corticali e subcorticali. Sono state a lungo viste come un ritmo "al minimo", che rifletteva puramente i siti inattivi. Recentemente, nell'ambito delle neuroscienze cognitive, è cresciuta la consapevolezza che le oscillazioni *alpha* non si limitano ad essere una caratteristica di condizioni di inattività cerebrale, ma possono avere un ruolo attivo capace di influenzare sostanzialmente la percezione e il comportamento.[15]

Inoltre una delle problematiche non ancora risolte, riguarda la mancanza di una standardizzazione nella definizione dell'esatto range di frequenze dell'onda *alpha*. Infatti, se si considerano studi diversi, vi è una certa variabilità nel definire la banda *alpha* e ciò complica ulteriormente la comprensione di queste oscillazioni cerebrali. Recentemente la ricerca ha posto l'attenzione su due contributi indipendenti del ritmo *alpha*, a seconda che si considerino le basse o le alte frequenze del *range*. In particolare, il valore di  $10Hz$  viene identificata come 'frequenza di soglia', e si definiscono le due sotto-bande *alpha*:

- *alpha1* (LAF < 10Hz): contributi frequenziali inferiori ai 10 Hz
- *alpha2* (HAF > 10Hz): contributi frequenziali superiori ai 10 Hz

Inoltre gli studi recenti sottolineano l'importanza di una definizione individuale di frequenza di picco *alpha* e di banda *alpha*. Nello studio di Bazanova si pone l'attenzione sullo *IAPF - The Individual Alpha Peak Frequency*, ovvero la componente frequenziale associata al maggior contributo di potenza nel range del ritmo *alpha* (in tale studio il *range* frequenziale viene collocato tra 8 e 14Hz). Viene sottolineato che la posizione del picco varia da soggetto a soggetto, e sempre essere relazionata alle capacità cognitive individuali.[16] I soggetti LAF sono identificate come soggetti creativi, mostrando infatti una forte originalità nelle prove creative; mentre i soggetti HAF hanno una buona fluidità nello svolgimento del compito.

Un altro aspetto che viene messo in luce in questo studio riguarda il fattore età: di fatti lo IAPF aumenta dall'infanzia fino all'età puberale, e diminuisce dopo i 40 anni.

Un ulteriore aspetto che viene considerato, riguarda la condizione di benessere psicofisico del soggetto e del coinvolgimento cognitivo durante l'esecuzione di un task. Infatti, mostrano che un aumento dello IAPF è relazionata ad un aumento delle buone prestazioni, mentre una diminuzione del picco è legata a una condizione di fatica.

Si potrebbe affermare che il ruolo del ritmo *alpha* dipende sia dall'entità di riduzione/aumento di ampiezza, che dalla larghezza di banda in cui viene valutata.

Per tutti questi motivi, la diminuzione/aumento dell'*alpha* e la sua larghezza di banda individuale possono essere utilizzate come indici di attivazione cerebrale e dei processi cognitivi.

### 1.6.1.1 Ipotesi di *Inhibition Timing* del Ritmo *Alpha*

Il ritmo *alpha*, a differenza degli altri ritmi cerebrali, mostra una particolare caratteristica in risposta ad uno stimolo o ad un compito.

La risposta ad uno stimolo sensoriale, motorio o cognitivo prende il nome di ERD (*event-related desynchronization*) nel caso della desincronizzazione (cioè una diminuzione del ritmo *alpha*), ed è associato ad una maggiore eccitazione della regione corticale d'interesse, mentre l'ERS (*event-related synchronization*), nel caso di sincronizzazione (cioè aumento del ritmo *alpha*), è associato ad uno stato di inibizione. L'onda *alpha*, appunto, risponde nel primo caso con una diminuzione in ampiezza, nel secondo caso con un aumento; tutti gli altri ritmi invece mostrano solo l'ERS.

Tale fenomeno risulta particolarmente interessante, poiché 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 *alpha*, l'ampiezza dell'ERD riflette il grado di eccitazione corticale.

In una visione ideale, si potrebbe immaginare che eccitazione ed inibizione si influenzino vicendevolmente, nel senso che l'inibizione tende a bloccare le cellule debolmente eccitate, e allo stesso tempo induce *pattern* di potenziali d'azione nelle cellule con un livello di attivazione maggiore.[17]

Però, questa regolazione ideale non dipende unicamente dalla variazione di potenza in banda *alpha*.

Nello studio di Klimesch [17] viene illustrato una ipotesi molto importante: l'*inhibition timing*. Secondo questa ipotesi, le oscillazioni in banda *alpha* riflettono un meccanismo di controllo di tipo top-down, esercitato dai neuroni inibitori; inoltre afferma che la regolazione avviene in maniera pulsata.

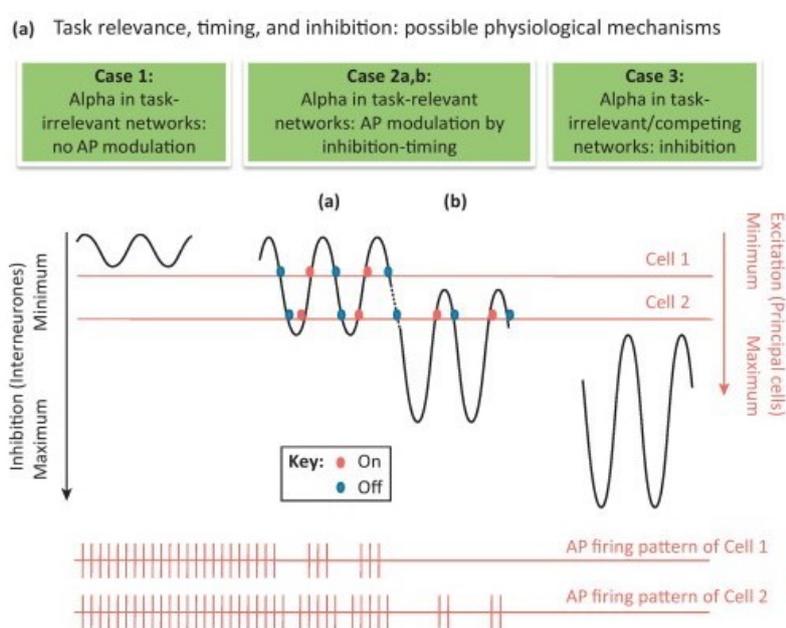
Con il termine *timing* si intende il fenomeno per cui le oscillazioni ritmiche forniscono delle finestre temporali limitate per l'attivazione di molti neuroni. Nell'inibizione, il tempo e la direzione di una variazione sono descritti dalla fase e dipendono dal *timing* del processo di attivazione neuronale. Poiché il ritmo *alpha* 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 *spike* 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.

Per meglio comprendere tale meccanismo, si considera la Figura 1.10. Nel caso 1 e 2a, l'aumento di ampiezza induce il *timing* inibitorio che risulta evidente nei potenziali d'azione delle cellule 1 e 2. Un ulteriore aumento dell'ampiezza di oscillazione non porterebbe ad un'inibizione (nel senso di silenziamento delle cellule meno eccitate) bensì ad un *timing* ancora più preciso dell'attività neurale. Una possibile ipotesi per superare questa limitazione è assumere uno *shift* del riferimento, come nel Caso 2b, dove si osserva che anche i neuroni maggiormente eccitati, all'aumentare dell'ampiezza dell'oscillazione, subiscono una significativa inibizione. Questo potrebbe rappresentare il meccanismo che blocca le cellule con livello di eccitazione relativamente basso (cellula 1, Caso 2b).

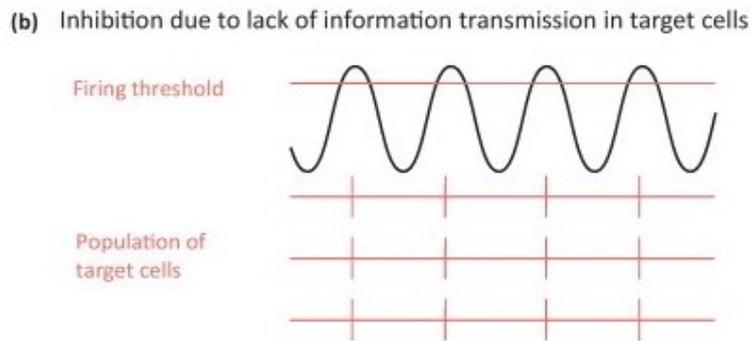
Per quanto riguarda le regioni irrilevanti per il *task* (Caso 3) va considerato un altro fattore.

In questo caso, il livello di eccitazione delle cellule è minimo e un eventuale aumento in ampiezza si tradurrebbe in un *timing* ancora più preciso ma senza una variazione del *pattern* del potenziale di azione.

L'effetto inibitorio del *timing* sarebbe dunque rappresentato come l'assenza di variazione del *pattern* temporale dei potenziali di azione (Figura 1.11, pannello b). 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 1.11 (pannello b) non consente la trasmissione dell'informazione.



**Figura 1.10:** (a) 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 *alpha* ha una bassa oscillazione e non influenza la frequenza di "spiking" dei neuroni. Tale frequenza è rappresentata con delle lineette verticali rosse. Caso 2: nelle reti coinvolte nel task, l'ampiezza delle oscillazioni *alpha* aumenta e quando si trova nella fase di inibizione dell'oscillazione, inizia a ostacolare la generazione dei potenziali d'azione. In base al livello di eccitazione delle cellule target, l'influenza inibitoria è diversa. Tale differenza è osservabile sempre nelle linee rosse in basso. Con l'aumento in ampiezza, aumenta il valore di riferimento dell'inibizione. Questo significa che l'inibizione 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 potrebbe corrispondere al caso di strutture neuronali che potenzialmente potrebbero competere ed interferire con il *task* in esecuzione.[17]



**Figura 1.11:** (b) Inibizione dovuta alla mancata trasmissione di informazioni alle cellule bersaglio, rappresenta un'interpretazione alternativa del Caso 3. L'aumento di ampiezza dell'onda *alpha* durante lo stato di inibizione può indicare la somma spaziale (a livello degli elettrodi sullo scalpo) delle sorgenti *alpha* 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.[17]

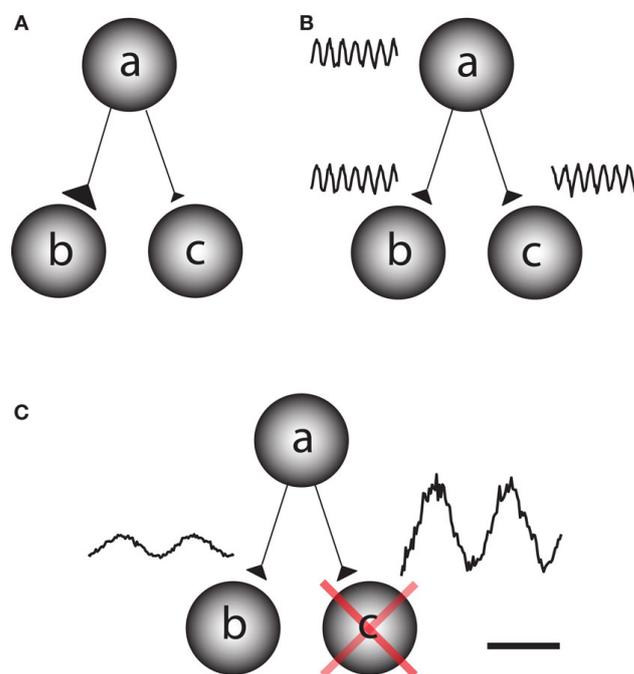
### 1.6.1.2 Ipotesi di *Gating by Inhibition* del Ritmo *Alpha*

Un'altra interessante teoria che riguarda come il ritmo *alpha* agisce sulle strutture cerebrali durante l'esecuzione di un *task*, è stata avanzata da Jensen e Mazaheri. [18]

Una delle molteplici domande che ci si pone circa il funzionamento del nostro cervello, riguarda soprattutto l'organizzazione funzionale, ovvero come le diverse popolazioni neuronali si accoppiano durante l'esecuzione di un *task*.

Osservando la Figura 1.12, è possibile comprendere la teoria dell'inibizione funzionale (caso C).

Essa mostra come l'informazione viene veicolata dalla regione **a** verso **b** e **c**, le quali rappresentano le regioni che devono ricevere l'informazione. Il caso A, ipotizza che l'informazione possa essere veicolata andando a rafforzare le connessioni sinaptiche tra **a** e **b**, e indebolendo quelle tra **a** e **c**. Il caso B,



**Figura 1.12:** Esempio dei possibili meccanismi che veicolano l'informazione da una regione di *input* verso una regione *target*. [18]

invece ipotizza l'accoppiamento dell'oscillazione di fase tra la regione di *input* e quella di *output*. Infine il caso C, mostra l'ipotesi dell'inibizione funzionale. In questo caso viene ipotizzato che l'informazione venga inviata dalla regione **a** alla regione **b**, andando ad inibire la regione che per il *task* risulta irrilevante, ovvero **c**. Secondo tale teoria il ritmo *alpha* agirebbe andando ad inibire quella determinata area che risulta irrilevante per il compito che si sta svolgendo.

### 1.6.1.3 Il Ruolo del Ritmo *Alpha* nei compiti di *Working Memory*

Dagli inizi degli anni 60 in poi, il concetto di memoria è stato modificato. Non viene considerata più una memoria unica, ma divisa in: memoria a lungo termine, ovvero un archivio avente capacità quasi illimitata, dove sono

conservate tutte le esperienze e le conoscenze acquisite nel corso della vita e che corrispondono al nostro carattere; memoria a breve termine, contiene le informazioni per un periodo di tempo molto breve, ed è in grado di contenere solo un numero limitato di informazioni. Successivamente, nel 1974 Baddeley e Hitch [19] diedero una nuova definizione di memoria a breve termine: memoria di lavoro o *working memory*; la *working memory* è la capacità di mantenere attiva un'informazione e manipolarla. Oltre a ciò, una delle caratteristiche della *working memory* è quella di *updating*, ovvero quella capacità in grado di sostituire le informazioni irrilevanti a favore di nuove informazioni rilevanti per il *task* che si sta svolgendo. Per fare ciò, le regioni irrilevanti per lo svolgimento del *task* devono essere inibite, in maniera tale che il soggetto sia in grado di isolarsi e concentrarsi maggiormente per l'esecuzione, così che le risorse cognitive siano focalizzate internamente (mantenimento in memoria delle informazioni, loro manipolazione e successivo *updating*), riducendo l'interferenza dovuta a informazioni irrilevanti o distraenti, come informazioni sensoriali esterne. Molti studi infatti, evidenziano l'importanza del ritmo *alpha* durante l'esecuzione di questo tipo di *task*. In particolare tali studi evidenziano una tendenza ad un incremento di ritmo *alpha* (in particolare nelle regioni sensoriali posteriori) durante fasi di memorizzazione e manipolazione interna delle informazioni suggerendo che il ritmo *alpha* svolga un'azione inibente sulle regioni sensoriali irrilevanti rispetto al compito di *working memory* corrente.[20] In altre parole, il ritmo *alpha* inibendo (incremento del ritmo *alpha*) regioni *task-irrelevant* e disinibendo (aumento del ritmo *alpha*) regioni *task-relevant* potrebbe costituire un meccanismo alla base dei processi attentivi attraverso cui le risorse cognitive vengono selettivamente indirizzate in modo da ottimizzare l'esecuzione del *task*.

### 1.6.2 Il Ritmo *Theta*

Le oscillazioni in banda *theta* furono scoperte nei primi studi condotti sull'ippocampo dei ratti. Come detto precedentemente, sono oscillazioni a bassa frequenza ( $4 - 8Hz$ ), la cui importanza in diversi ambiti è stata evidenziata da studi recenti[20]. In particolare, il ritmo *theta*, in particolare frontale, si ipotizza riflettere un meccanismo di controllo cognitivo di alto livello che agisce influenzando la selezione dell'azione, spostando l'attenzione, regolando il comportamento e migliorando la precisione sensoriale [21].

I ricercatori Berens e Horner attribuiscono al ritmo *theta* il ruolo di “colla temporale” per la memoria episodica: si teorizza che il ritmo *theta* promuova la formazione di memorie multimodali a lungo termine nell'ippocampo, gestendo gli input da più fonti corticali.[22]

Inoltre, il ritmo *theta*, come il ritmo *alpha*, gioca un ruolo anche nei compiti di *working memory*. Nello studio [20], viene infatti indagato il ruolo, oltre che del ritmo *alpha*, anche del ritmo *theta*. Questo studio evidenzia, riportando anche risultati di altri studi, che il ritmo *theta* è correlato alla capacità di mantenere in memoria una determinata quantità di informazioni. Infatti, durante la codifica e il mantenimento delle informazioni, si nota un aumento dell'ampiezza dell'attività in banda *theta*.

Un aspetto assai rilevante è che il ritmo *theta* mostra una dipendenza dal carico di memoria, ovvero all'aumentare della quantità di informazioni da processare le oscillazioni in banda *theta* aumentano.

In generale si ritiene che un incremento del ritmo *theta* abbia un ruolo nel controllare e coordinare l'azione integrata di diverse aree cerebrali implicate in un *task* cognitivo complesso che coinvolga funzioni di memorizzazione (anche a breve termine), manipolazione dell'informazione e sforzo mentale. Tra i vari *task* studiati in relazione al ritmo *theta* vi è anche il compito mate-

matico mentale (ovvero lo svolgimento di operazioni matematiche a mente). Tale compito è un compito complesso che richiede una elevata attenzione interna e l'interazione di molteplici processi cognitivi tra cui l'attivazione della rappresentazione di numeri, la ricerca in memoria (cioè l'accesso diretto a soluzioni immagazzinate), il calcolo mentale, la scelta della soluzione, l'eventuale aggiornamento del contenuto della memoria (ad es. nel caso di calcoli mentali consecutivi). I *task* di calcolo mentale sono adatti per l'induzione di diversi carichi di *working memory*, manipolando le caratteristiche aritmetiche del *task* numerico, come il numero di cifre o il numero di operandi. I risultati della letteratura[23, 24] mostrano un incremento di ritmo *theta* in condizioni di calcolo mentale, principalmente nelle regioni frontali, suggerendo che l'attività *theta* frontale sia associata a funzioni di controllo esecutivo che governano le diverse sotto-componenti del *task*.

## 1.7 L'Importanza della Realtà Virtuale

La realtà virtuale (*Virtual Reality*, VR) è una simulazione di una realtà effettiva attraverso l'uso combinato di dispositivi *hardware* e *software* che consentono di creare uno spazio virtuale all'interno del quale l'utente viene immerso e in cui può muoversi. Essa consiste infatti nell'utilizzo di ambienti immersivi tridimensionali, mostrati allo spettatore attraverso un visore o un casco fatto indossare al soggetto, o attraverso un sistema di proiettori all'interno di una stanza con schermi di grandi dimensioni. L'input dell'utente, tramite *controller* o movimenti del corpo, viene tradotto in movimenti nella VR che seguono il punto di vista dell'osservatore. In anni recenti, si sta assistendo ad un incremento dell'utilizzo di tale tecnologia, in ambito clinico e di ricerca, in particolare nelle neuroscienze[25, 26, 27]. I vantaggi

della VR consistono nell'offrire uno scenario contestualmente ricco, interattivo, multimodale, ecologicamente valido e che allo stesso tempo consente agli operatori di mantenere un elevato grado di controllo sulle variabili in gioco. In precedenza, gran parte della tecnologia VR era relativamente inutilizzata a causa dell'elevato costo. Tuttavia, il rapido sviluppo di tale tecnologia incentivato dal suo esteso uso nel mondo dell'intrattenimento, ha permesso di ridurre il costo di tali apparecchiature, diventando accessibili anche per l'utilizzo nel campo della ricerca neuroscientifica e della pratica clinica. La visualizzazione grafica ad alta definizione (HD), il *motion tracking* e gli ambienti interattivi sono ora funzioni di uso abbastanza comune per i più recenti dispositivi VR a livello *consumer*. Inoltre i sistemi di realtà virtuale possono essere utilizzati in congiunzione con metodiche non invasive di registrazione dell'attività cerebrale come l'EEG. Questo rende possibile investigare molti aspetti di processi cognitivi e sensoriali in un ambiente altamente realistico ma controllato, difficilmente investigabili in ambienti completamente reali (al di fuori del laboratorio). Ad esempio la realtà virtuale trova applicazione nello studio della navigazione nello spazio circostante e del senso dello spazio, nello studio della integrazione multisensoriale, nello studio delle interazioni sociali. Oltre ad essere utilizzata per migliorare la comprensione delle funzioni cerebrali, diverse ricerche hanno evidenziato l'efficacia della VR in applicazioni terapeutiche. In particolare la VR è stata applicata con successo in almeno tre domini: nei disturbi neuropsichiatrici, nella gestione del dolore, nella neuroriabilitazione. Infatti uno dei vantaggi è quello di svolgere delle attività di riabilitazione personalizzate *ad hoc* per il paziente, in maniera tale da coinvolgerlo all'interno di un ambiente che simulerebbe la vita di tutti i giorni ma in una maniera molto più controllata. Inoltre la VR viene utilizzata per effettuare protocolli di riabilitazione per la gestione del

dolore, il trattamento della fobia, l'educazione medica, l'allenamento protesico, oppure nel trattamento di pazienti che hanno subito un *ictus* e hanno *deficit* spaziali, visivi, verbali, di mobilità.[25] Oltre a questi utilizzi, l'uso della VR insieme a misure fisiologiche oggettive (come l'EEG o l'ECG) oltre che soggettive (come questionari) sta rapidamente crescendo come un valido strumento per informare le decisioni progettuali nelle fasi precoci di sviluppo di ambienti artificiali di lavoro o di trasporto e per studiare l'interazione tra uomo e ambiente.[28, 29]

In conclusione si sta assistendo ad una crescente diffusione della VR sia nella neuroscienze cognitive, così come nella pratica clinica, ma anche nella progettazione di ambienti artificiali, in congiunzione con misure EEG per studiare aspetti cognitivi, monitorare gli effetti di interventi riabilitativi studiare risposte psicofisiche oggettive a diversi *design*.

Dal momento che la realtà virtuale offre al soggetto una stimolazione sensoriale ricca e complessa e tende a catturare l'attenzione del soggetto verso l'esterno, l'immersione in essa può determinare variazioni dei ritmi cerebrali (quali *alpha* e *theta*) implicati in meccanismi attentivi. La valutazione degli effetti EEG dovuti alla pura immersione nella realtà virtuale diventa quindi rilevante per migliorare l'interpretazione delle modificazioni dei ritmi cerebrali quando un soggetto è immerso in uno scenario realistico complesso.

Comprendere come l'immersione in uno scenario VR (o anche come un *task* eseguito in uno scenario VR) possa modificare i parametri fisiologici del soggetto, in particolare i parametri EEG (ma per es. anche ECG) è necessario per una corretta interpretazione dei dati comportamentali e degli effetti psicofisiologici che la VR può avere nelle applicazioni cliniche, di ricerca di base e di progettazione di ambienti precedentemente descritte.



## Capitolo 2

# L'Elettrocardiografia e l'*Heart Rate Variability*

### 2.1 Il Sistema di Conduzione del Cuore

Il cuore rappresenta il motore del nostro corpo ed è indispensabile per la circolazione del sangue. La funzione principale che svolge questo muscolo è quella di far circolare ossigeno verso le cellule e i tessuti.

Il cuore è una pompa, il cui lavoro è quello di contrarsi ritmicamente attraverso due movimenti ripetuti, la sistole e la diastole, che si susseguono circa 70/80 volte al minuto.

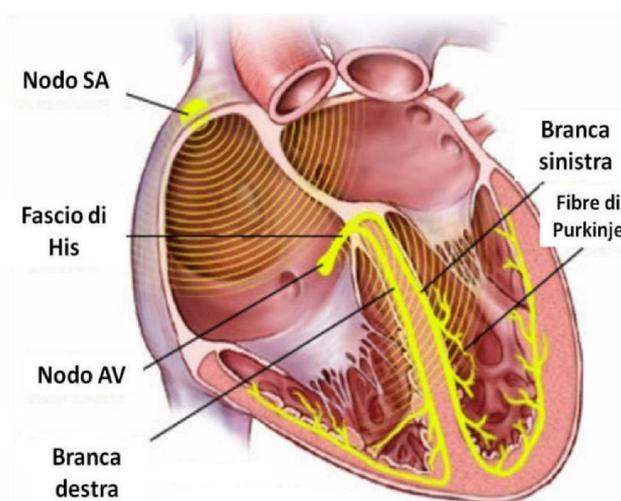
La sistole è la fase di contrazione, mentre la diastole quella di rilassamento. A differenza degli altri muscoli che compongono il nostro organismo, la cui attività dipende dal cervello e dal midollo spinale, il cuore è un muscolo in grado di contrarsi in maniera spontanea, quindi autosufficiente. Esso possiede un naturale stimolatore, il nodo senoatriale (nodo SA), in grado di produrre un impulso elettrico, che si propaga in tutto il tessuto cardiaco attraverso vie di conduzione specializzate, come è possibile vedere dalla Figura 2.1, e con

determinate tempistiche.

Il nodo SA produce spontaneamente lo stimolo che regola la frequenza cardiaca, è un vero e proprio *pacemaker* naturale del cuore. È situato nell'atrio destro, vicino allo sbocco della vena cava superiore. Esso emette ritmicamente un impulso che depolarizza il tessuto cardiaco adiacente; le onde che ne derivano si propagano attraverso gli atri fino a raggiungere la seconda struttura di conduzione specifica, il nodo atrioventricolare, che si trova nel pavimento dell'atrio destro. Lo stimolo giunto nel nodo atrio ventricolare rallenta in modo che la depolarizzazione, e quindi la contrazione, dei due atri possa completarsi. Successivamente, l'impulso riacquista velocità diffondendosi attraverso il tessuto specializzato nella conduzione ovvero il fascio di His, che è la continuazione del nodo atrioventricolare ed è situato nella porzione membranosa e prossimale del setto interventricolare. Il fascio di His si suddivide nelle branche destra e sinistra che decorrono lungo le due superfici del setto; in questo punto il segnale riacquista velocità in maniera tale da garantire una energica contrazione ai ventricoli.

Perifericamente entrambe le branche del fascio comune si suddividono e formano la rete subendocardica delle fibre del Purkinje, che si estendono nelle pareti ventricolari.

Pertanto, non appena l'impulso elettrico partito dal nodo senoatriale arriva ai ventricoli, i ventricoli si contraggono e l'effetto finale è la fuoriuscita del sangue dai ventricoli in maniera tale da irrorare tutti i distretti del nostro organismo.



**Figura 2.1:** Sistema di conduzione dell'impulso elettrico nel cuore.[30]

## 2.2 Il segnale Elettrocardiografico

La registrazione grafica dell'attività elettrica del cuore durante il suo funzionamento, per mezzo di elettrodi posti sulla superficie cutanea di un soggetto, prende il nome di Elettrocardiogramma (ECG).

Durante la propagazione dell'impulso elettrico nelle diverse parti del cuore, i fenomeni di depolarizzazione/ripolarizzazione delle membrane delle cellule cardiache generano campi elettrici che si estendono fino alla superficie del corpo. Le variazioni istantanee di grandezza e direzione di questi campi elettrici si rispecchiano in variazioni delle differenze di potenziale elettrico cardiaco, che possono essere misurate tra punti diversi della superficie corporea.

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.

In vero quello che si vuole registrare quando si vuole fare un elettrocardio-

gramma, 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.

Di conseguenza, si può affermare che il segnale ECG è espressione dell'eccitamento e non della contrazione cardiaca.

### 2.2.1 Il Sistema delle 12 Derivazioni Cliniche

Il segnale che viene registrato attraverso un elettrocardiografo dipende dalla posizione degli elettrodi, e come per il segnale EEG, è necessario stabilire una convenzione sulla posizione degli elettrodi che costituiscono le derivazioni, per eliminare elementi di variabilità e rendere più efficiente l'interpretazione del tracciato.

Il sistema più utilizzato è il Sistema delle 12 derivazioni cliniche. Questo sistema analizza l'andamento del vettore cardiaco mediante sei proiezioni ottenute sul piano frontale e sei sul piano orizzontale.

Le derivazioni sul piano frontale sono distinte in:

- 3 derivazioni bipolari periferiche, I, II, III
- 3 derivazioni unipolari periferiche, aVR, aVL, aVF

Le derivazioni bipolari si ottengono dalle possibili coppie, congiungendo tra loro: il braccio destro (RA), il braccio sinistro (LA) e la gamba sinistra (LL).

Considerando inoltre tali punti, viene a costituirsi un triangolo equilatero, conosciuto anche con il nome di Triangolo di Einthoven, di lati: I (LA-RA), II (LL-RA) e III (LL-LA).

Le derivazioni unipolari esplorano il piano frontale lungo le bisettrici degli angoli del triangolo di Einthoven, e sono date dalle possibili coppie di elettrodi

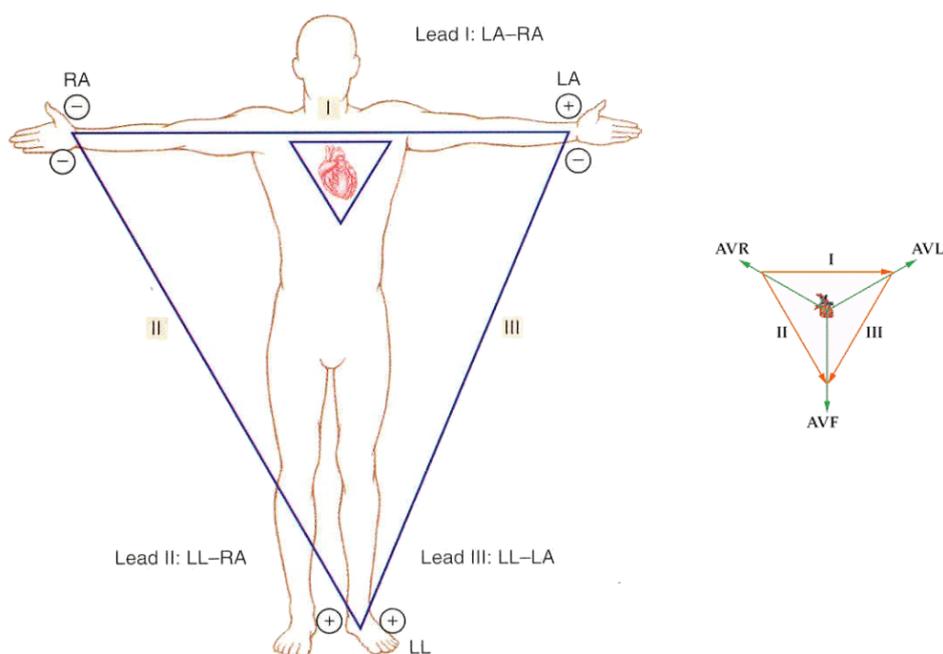
che collegano uno tra i vertici del triangolo con un altro punto, detto Punto di Goldberg.

Il punto di Goldberg è ottenuto dalla media dei potenziali dei due punti rimanenti. Sono così definite:

$$aVR = RA - \frac{1}{2}(LA + LL), \quad aVL = LA - \frac{1}{2}(LL + RA),$$

$$aVF = LL - \frac{1}{2}(LA + RA)$$

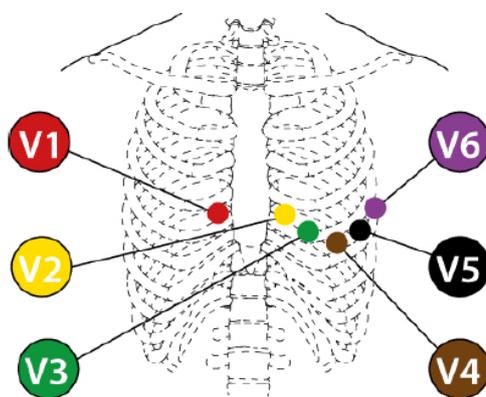
Per meglio comprendere tali definizioni, si può fare riferimento alla Figura 2.2. Attraverso queste 6 derivazioni si riesce ad esplorare l'attività



**Figura 2.2:** Le sei Derivazioni Periferiche.[31, 32]

cardiaca, in maniera abbastanza accurata, ma non sufficiente. Per ottenere l'informazione completa, sono state introdotte altre sei derivazioni, che prendono il nome di derivazioni unipolari precordiali.

Questi elettrodi, come riportato inizialmente, sono posizionati sul piano trasverso (ovvero orizzontale) e sono più vicini al cuore, come mostrato in Figura 2.3, rispetto a quelli periferici. Per ottenere queste ultime sei derivazioni si utilizza un elettrodo di riferimento, detto elettrodo di Wilson, ottenuto come media dei potenziali di Einthoven, e sei elettrodi esploranti  $V_1, V_2, V_3, V_4, V_5, V_6$ .



**Figura 2.3:** Le 6 Derivazioni Unipolari Precordiali.[33]

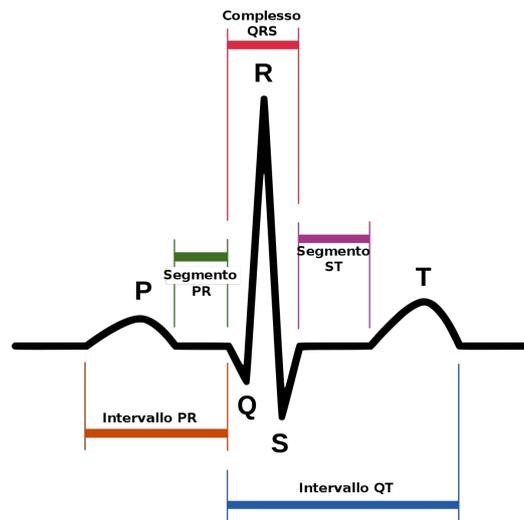
Se si utilizzano tutte le 12 derivazioni, quello che si ottiene è un tracciato ECG *standard*, che andremo a descrivere di seguito.

### 2.2.2 Il Tracciato ECG

I primi studi di elettrofisiologia cardiaca furono compiuti dal fisico italiano Carlo Matteucci, che effettuò esperimenti sui piccioni. Successivamente, nei primi del '900, Einthoven fu il primo, a registrare un ECG, utilizzando un galvanometro.

Egli infatti fu il primo a dare un nome alle varie deflessioni presenti sul tracciato, utilizzando le lettere dell'alfabeto, che tuttora utilizziamo: P, Q, R, S, T.

Osservando la Figura 2.4, possiamo notare i tratti morfologici fondamentali dell'ECG, caratterizzati da un'onda elettrocardiografica nella quale si contraddistinguono tre diverse deflessioni.



**Figura 2.4:** Esempio di tracciato ECG, dove sono evidenziate le fondamentali deflessioni cardiache.[34]

L'onda P: è la prima onda, positiva, che si identifica nel ciclo cardiaco, rappresenta l'impulso che attraversa gli atri (cioè la depolarizzazione atriale).

Il complesso QRS: si tratta di un insieme di tre onde che si susseguono l'una all'altra, corrispondente alla depolarizzazione dei ventricoli. L'onda Q è negativa, di piccole dimensioni, e corrisponde alla depolarizzazione del setto interventricolare; l'onda R, positiva, rappresenta la depolarizzazione della parte apicale dei ventricoli, soprattutto del ventricolo sinistro; l'onda S, onda anch'essa negativa, rappresenta la depolarizzazione della parte basale e posteriore del ventricolo sinistro. In questo intervallo è compresa anche la ripolarizzazione atriale che non risulta visibile poiché mascherata dalla de-

polarizzazione ventricolare.

L'onda T: si origina per il recupero elettrico, o ripolarizzazione, dei ventricoli, momento in cui non si ha alcuna contrazione cardiaca.

La linea isoelettrica del tracciato elettrocardiografico viene identificata come quel segmento posto tra la fine dell'onda T e l'inizio della successiva onda P. Le deflessioni poste al di sopra di questa linea vengono considerate positive mentre quelle poste al di sotto di essa sono considerate negative.

## 2.3 Regolazione della Frequenza Cardiaca

Si definisce frequenza cardiaca il numero di battiti che il cuore compie in un minuto.

La naturale variabilità della frequenza cardiaca (*Heart Rate Variability*, HRV, nella letteratura anglosassone) è fisiologica, e riflette il grado di adattabilità psico-fisica dell'individuo in risposta a diversi fattori, quali respirazione, esercizio fisico, stress mentale, ansia, rabbia, patologie, ecc.

Storicamente, il suo interesse clinico emerse nel 1965, quando i medici Hon e Lee rilevarono la presenza di alterazioni negli intervalli R-R del segnale elettrocardiografico registrato per monitorare la sofferenza fetale.

Successivamente, prese sempre più piede effettuare analisi di questo tipo poiché effettuare un'analisi dell'HRV risultò essere un indice efficace e attendibile delle condizioni fisiopatologiche del sistema di regolazione della frequenza cardiaca (il sistema nervoso autonomo simpatico-parasimpatico), utilizzato in molti ambiti clinici, oltre a quello cardiologico.

### 2.3.1 Interazione Cuore-Cervello

Sebbene il cuore si contraiga ritmicamente per le proprietà del tessuto nodale stesso, la frequenza di generazione degli impulsi è controllata dal sistema nervoso autonomo.

Il sistema nervoso autonomo è suddiviso in sistema nervoso simpatico e sistema nervoso parasimpatico, i due sistemi agiscono in contrapposizione: il primo risponde agli stimoli di attacco/fuga, il secondo invece opera un'azione di controllo e rilassamento.

Il cuore risulta, infatti, copiosamente innervato dal sistema nervoso autonomo; in particolare le fibre nervose di tipo parasimpatico ricoprono il nodo senoatriale, il nodo atrioventricolare e il tessuto cardiaco atriale, mentre le fibre di tipo simpatico sono particolarmente abbondanti nel miocardio ventricolare.

L'effetto principale del sistema nervoso parasimpatico, il cui principale attuatore è il nervo vago, è quello di rallentare la frequenza cardiaca. Infatti un aumento dell'attività parasimpatica si traduce in una diminuzione della frequenza di scarica del nodo senoatriale, con una conseguente diminuzione della frequenza cardiaca. L'azione del sistema parasimpatico è molto rapida ( $< 1$  sec): di fatti un suo effetto è visibile nello stesso ciclo cardiaco in cui si è verificata la stimolazione.

Dopo l'interruzione della stimolazione vagale, la frequenza cardiaca torna rapidamente al suo valore precedente.

Un aumento della frequenza, può essere ottenuto riducendo l'attività vagale. Pertanto, improvvisi cambiamenti della frequenza cardiaca (aumento o diminuzione) tra un battito e il successivo sono mediati dal sistema parasimpatico.

Di contro, l'attività del sistema simpatico serve ad aumentare la frequenza di

depolarizzazione delle cellule cardiache. Innerva anch'esso i nodi del cuore, e una sua azione si riflette con un aumento della frequenza cardiaca.

A differenza del suo antagonista, il sistema simpatico ha un'azione più lenta. La sua azione si manifesta con un ritardo di circa 5 secondi, prima che la stimolazione si traduca in un progressivo aumento della frequenza cardiaca, arrivando ad un valore stabile dopo 20-30 secondi.[35]

Quindi in linea generale, l'azione delle due branche del sistema nervoso autonomo sulla frequenza cardiaca, è opposta: mentre la stimolazione simpatica tende ad aumentarla, quella parasimpatica tende a diminuirla. In assenza dell'influenza esterna di uno di questi sistemi, il ritmo cardiaco è guidato, in casi normali, dalla ritmicità intrinseca del nodo senoatriale, che varia da 100 a 120 battiti al minuto.

Nello stato di riposo, sebbene entrambi i sistemi siano attivati, esiste una predominanza dell'influenza parasimpatica che è più importante nelle posizioni supine e negli individui allenati.

L'azione di questi due sistemi può essere mediata indirettamente attraverso diversi riflessi intrinseci che inducono effetti cronotropici, ovvero capaci di modificare la frequenza di contrazione cardiaca.

Ad esempio l'azione dei barocettori e dei chemiocettori, i primi sensibili alle variazioni della pressione arteriosa, i secondi al contenuto di ossigeno e anidride carbonica nel sangue, mediano l'attività del sistema nervoso autonomo.

Di conseguenza, la stimolazione simpato-vagale ha effetto sulla vasocostrizione, sulla contrattilità cardiaca e sulla frequenza cardiaca allo scopo di mantenere i livelli di pressione arteriosa e di flusso sanguigno adeguati alle esigenze metaboliche di ciascun organo e tessuto.

Anche i centri corticali più alti, in particolare quelli situati nella corteccia

limbica, possono indurre cambiamenti nella frequenza cardiaca. Alcuni cambiamenti possono essere associati al verificarsi di stimoli esterni.

Nel caso delle emozioni, quali paura, rabbia, tristezza o gioia, l'implicazione di regioni come l'amigdala è stata correlata agli effetti cronotropici: un aumento relativo della frequenza cardiaca è stato associato a stimoli negativi, mentre una diminuzione della stessa è associata a stimoli positivi. Più in generale, un aumento della frequenza cardiaca è stato associato a una maggiore attivazione dell'amigdala.[36]

## 2.4 Analisi dell'*Heart Rate Variability*

La variabilità della frequenza cardiaca o HRV è il fenomeno fisiologico della variazione dell'intervallo di tempo tra un battito cardiaco e il successivo (definito anche intervallo inter-battito), misurato in millisecondi. Un cuore normale e sano, non batte uniformemente come un metronomo, ma è caratterizzato da una continua fluttuazione dell'intervallo inter-battito (cioè dell'intervallo tra due contrazioni successive).

Tali modificazioni rappresentano il modo di adattarsi alle diverse situazioni, per affrontare al meglio le diverse situazioni che il mondo che ci circonda ci sottopone.

In generale, un individuo sano mostra un buon grado di variabilità della frequenza cardiaca, cioè un buon grado di adattabilità psicofisica alle diverse situazioni. Come riportato precedentemente, l'HRV è correlata all'attività del sistema nervoso simpatico e parasimpatico.

In condizioni normali, l'HRV dovrebbe aumentare durante le attività rilassanti, come la meditazione o il sonno, quando dovrebbe dominare il sistema

nervoso parasimpatico; di contro, l' HRV diminuisce naturalmente durante situazioni stressanti, quando predomina l'attività del sistema nervoso simpatico. Pertanto, l'HRV è in genere più alta quando il cuore batte lentamente e, si abbassa quando il cuore inizia a battere più velocemente.

Il livello di HRV cambia naturalmente di giorno in giorno, in base al livello di attività e alla quantità di stress correlato al lavoro.

Inoltre, altri sistemi partecipano alla regolazione dell'HRV, come il sistema di controllo respiratorio, il sistema immunitario, o i neuroni sensibili a stimoli meccanici e chimici, creando un sistema di controllo fisiologico dinamico.[37]

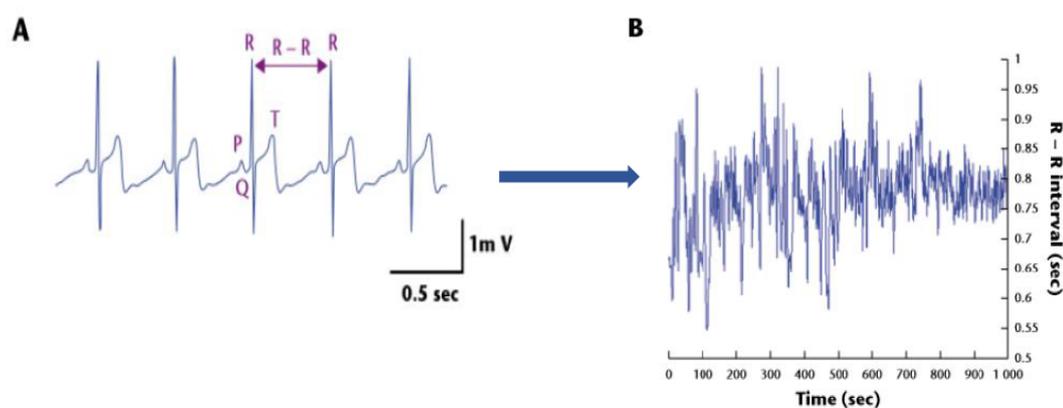
### 2.4.1 Il Tacogramma

Abbiamo precedentemente detto che l'HRV è la naturale variabilità degli intervalli inter-battito. Un modo semplice per effettuare un'analisi dell'HRV è ottenere dapprima gli intervalli inter-battito dal segnale ECG e successivamente procedere ad un'analisi del segnale ottenuto.

Gli intervalli inter-battito si ottengono andando a rilevare i picchi R del complesso QRS, all'interno del segnale ECG, ottenuto attraverso un semplice elettrocardiogramma.

Tale detezione dei picchi R viene effettuata attraverso l'ausilio di opportuni *software* che restituiranno in uscita un segnale che prende il nome di Tacogramma (il *software* utilizzato nel presente lavoro di Tesi per l'estrazione del tacogramma dall'ECG verrà descritto nei successivi capitoli).

Il segnale che viene mostrato in Figura 2.5 è appunto il tacogramma, dove sulle ordinate viene riportato il segnale utile, ovvero le distanze battito-battito in secondi, e in ascissa viene riportato il tempo.



**Figura 2.5:** Esempio di estrazione di un tacogramma a partire da un segnale ECG.[36]

### 2.4.2 Analisi nel Dominio delle Frequenze

Per effettuare un'analisi dell'HRV ed estrarre informazioni utili per la pratica clinica o a scopo di ricerca, si possono utilizzare due approcci: il primo riguarda un'analisi nel dominio dei tempi, il secondo un'analisi nel dominio delle frequenze. In questo elaborato ci limitiamo a descrivere l'analisi nel dominio delle frequenze della HRV, poiché è stata utilizzata tale analisi in questo lavoro.

Per effettuare un'analisi nel dominio delle frequenze si parte dal tacogramma e si effettua un'analisi spettrale del segnale, si ricava cioè la densità spettrale di potenza (*Power Spectral Density*, PSD) del segnale.

La densità spettrale di potenza fornisce le informazioni basilari su come la potenza, e quindi la varianza, sia distribuita in funzione della frequenza. Per effettuare un'analisi frequenziale si assume la seguente ipotesi: il segnale risulta generato da un sistema lineare, tempo-invariante e stazionario.

Nel dominio delle frequenze è possibile distinguere degli indici che misurano l'attività del sistema nervoso autonomo.

La potenza del segnale (ovvero l'area sottesa dalla curva) nella banda ad alta frequenza (HF), ovvero nell'intervallo  $0.15 - 0.4Hz$ , è stata correlata all'azione del sistema nervoso parasimpatico. La potenza del segnale a bassa frequenza (LF), ovvero nell'intervallo  $0.04 - 0.15Hz$ , ha un'interpretazione meno diretta in quanto è influenzata sia dal sistema nervoso simpatico che dall'attività dei barocettori.

Dopo aver isolato tali contributi, un altro indice che viene frequentemente considerato è il rapporto LF/HF, che si ipotizza rifletta il bilanciamento tra le due principali branche del sistema nervoso autonomo, definito anche come bilancia simpato-vagale.[38]

Una tipica analisi spettrale del tacogramma, osservabile in Figura 2.6, restituisce tipicamente 4 contributi frequenziali: HF (*high-frequency*), LF (*low-frequency*), VLF (*very-low-frequency*) e ULF (*ultra-low-frequency*).

In questo lavoro di Tesi ci siamo concentrati sull'analisi dei seguenti tre indici principali:

*Componente spettrale a bassa frequenza ( Low Frequency, LF):*

frequenze comprese fra  $0.04$  e  $0.15Hz$ . In tale banda, è presente sia l'attività del sistema simpatico che del parasimpatico, attività che è mediata dall'intervento dei barocettori. L'attivazione dei barocettori, a seguito di un aumento della pressione, determina l'inibizione del sistema nervoso simpatico e l'attivazione del sistema nervoso parasimpatico. L'effetto congiunto dei due fenomeni porta ad una repentina diminuzione della pressione sanguigna. L'attività del simpatico, in situazione stressanti o attività fisica, genera oscillazioni nei ritmi cardiaci, che ricadono nella banda LF e che generalmente non superano gli  $0.1Hz$ ; mentre il parasimpatico interviene anche al di sotto dei  $0.05Hz$ . Durante la respirazione lenta, oppure durante un sospiro, si accentua l'attività parasimpatica che genera delle oscillazioni che ricadono

nella banda LF.

*Componente spettrale ad alta frequenza ( High Frequency, HF):*

frequenze comprese fra 0.15 e 0.4Hz. Questa banda riflette soprattutto l'attività del sistema nervoso parasimpatico. E' chiamata anche banda respiratoria, poiché le variazioni di frequenza cardiaca sono associate al ciclo respiratorio. L'azione del sistema parasimpatico è estremamente importante per il mantenimento di una corretta attività del sistema cardiovascolare. E' infatti noto che una ridotta attività parasimpatica è osservabile in pazienti affetti da patologie cardiovascolari, o in pazienti che soffrono di ansia, paura e disturbi da stress post-traumatico. Un blocco totale dell'attività del sistema parasimpatico elimina le oscillazioni ad alta frequenza e riduce anche la potenza in banda LF.

*Rapporto LF/HF:*

il rapporto fra la potenza in banda LF e la potenza in banda HF è un indice estremamente importante. Esso permette di comprendere come agisce il sistema nervoso autonomo, o meglio permette di comprendere l'equilibrio che si instaura tra le due branche: sistema simpatico e parasimpatico. Proprio per questo motivo tale rapporto viene anche denominato bilancia simpato-vagale.

Un basso valore del rapporto LF/HF può essere assunto come una prevalenza dell'attività parasimpatica su quella simpatica.

Al contrario, un alto valore di tale rapporto può essere visto come una prevalenza dell'attività simpatica sulla parasimpatica, osservabile nei soggetti coinvolti in compiti impegnativi e faticosi o in stato di stress/agitazione.

In realtà tale rapporto è assai più complesso, a causa della presenza dell'attività parasimpatica nella banda LF; di conseguenza non può essere visto come un indice assoluto del bilancio delle due branche.[35]

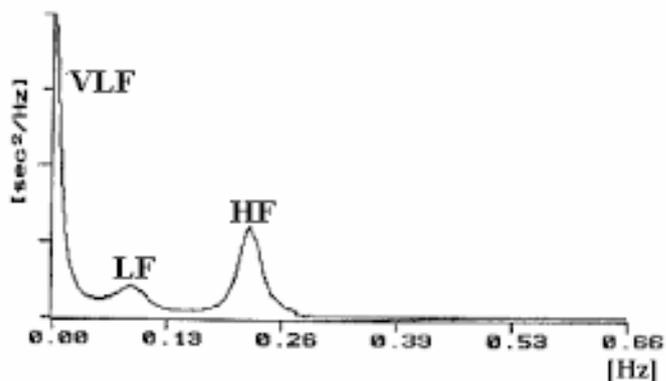
Per concludere la descrizione dei contributi frequenziali viene riportato un breve accenno delle bande ULF e VLF, seppur non trattati in questo lavoro di Tesi.

*Banda Ultra-Low-Frequency, ULF:*

frequenze al di sotto degli  $0.0033\text{Hz}$ . Le oscillazioni nei ritmi cardiaci all'interno di questa banda sono principalmente dovute alle oscillazioni circadiane. Data la bassissima frequenza delle oscillazioni, il contributo della banda ULF può essere apprezzata solo in acquisizioni di 24 ore.

*Banda Very-Low-Frequency, VLF:*

frequenze comprese fra  $0.0033$  e  $0.04\text{Hz}$ . Sono correlate a vari meccanismi lenti del sistema simpatico, dai cambiamenti nella termoregolazione e, in ambito psicologico, dalle preoccupazioni e dai pensieri ossessivi.



**Figura 2.6:** Spettro di potenza *smooth* del tacogramma dove sono indicati i contributi frequenziali VLF, LF e HF.[39]

# Capitolo 3

## Materiali e Metodi

### 3.1 L'Esperimento di Immersione Sensoriale in ambiente di Realtà Virtuale

Questo progetto di Tesi si colloca all'interno di un più ampio progetto, il progetto CASTLE ( *CABin Systems design Toward passenger welLbEing*). Il progetto CASTLE, che fa parte del Programma Horizon 2020, ha, tra le altre cose, l'obiettivo di valutare lo stato di *comfort/dis-comfort* dei passeggeri all'interno di una cabina di aereo, regionale o *business*, attraverso lo studio e l'analisi di parametri fisiologici.

L'obiettivo ultimo del Progetto è la realizzazione di abitacoli di aerei che massimizzino il "benessere" (in termini di comodità e funzionalità) dei passeggeri.[40] Il progetto è stato messo in atto grazie alla collaborazione di più Dipartimenti dell'Università di Bologna: il Dipartimento di Ingegneria Industriale, il Dipartimento di Ingegneria dell'Energia Elettrica e dell'Informazione e, infine, il Dipartimento di Psicologia.

Per questo progetto di Tesi è stato utilizzato un modello virtuale di una

cabina d'aereo regionale, dove viene proposto un modello migliorato e ottimizzato attraverso l'utilizzo di un sistema di progettazione innovativo; è basato principalmente su fattori che riguardano l'ergonomia, l'antropometria, oltre a effetti di rumore, vibrazioni e movimento sia per i passeggeri che per l'equipaggio.

Per lo sviluppo di questi lavoro di tesi è stata svolta un'esperienza di Tirocinio per Tesi effettuata inizialmente presso il Laboratorio di Ingegneria Biomedica (LIB), permettendomi di prendere confidenza con la strumentazione necessaria all'acquisizione dei segnali EEG ed ECG, e successivamente presso il Laboratorio di Realtà Virtuale, nel Campus di Forlì, dove sono stati acquisiti i segnali oggetto di studio, elaborati in un momento successivo all'acquisizione. In questo periodo di Tirocinio, hanno partecipato all'esperimento 31 studenti volontari dell'Università di Bologna, 10 femmine e 21 maschi, di cui sono stati acquisiti i segnali Elettroencefalografici (EEG) e il segnale Elettrocardiografico (ECG).

In questo esperimento, ogni partecipante è stato sottoposto a immersione e navigazione all'interno dell'ambiente di realtà virtuale che simulava appunto la cabina di areo regionale.

In un momento successivo all'acquisizione, sono stati elaborati e analizzati separatamente i due tipi di segnali, come verrà successivamente illustrato.

L'obiettivo che ci si pone in questo Progetto di Tesi è valutare le possibili variazioni dei parametri fisiologici estratti dai segnali EEG ed ECG quando i passeggeri erano immersi all'interno della cabina d'aereo virtuale, allo scopo di investigare le modificazioni indotte dall'immersione sensoriale nella realtà virtuale, conoscenza importante nell'ottica di un uso crescente della realtà virtuale a scopo non solo di design e progettazione di ambienti, ma anche per terapia e riabilitazione. A tale scopo si è investigato sia l'effetto della real-

tà virtuale in condizioni di *rest* sia durante l'esecuzione di un *task* mentale. Inoltre, si è svolta un'analisi preliminare (che dovrà essere meglio investigata in studi futuri) per verificare se variazioni nei parametri EEG ed ECG fossero eventualmente correlate con i dati soggettivi estratti dai questionari che i partecipanti all'esperimento compilavano al termine dello stesso.

## 3.2 Il Protocollo Sperimentale

Durante l'esperimento ai partecipanti veniva mostrato, come anticipato precedentemente, l'interno di una fusoliera di un Aereo *regional* e il particolare della cappelliera aperta, posizionata al di sopra dei sedili nella parte centrale della fusoliera. L'idea alla base di tale esperimento era rendere l'esperienza quanto più realistica andando a riprodurre suoni, rumori e immagini 3D, per permettere ai partecipanti di valutare gli spazi, gli arredi e le proporzioni degli interni della cabina.

La cabina (Figura 3.1) è stata implementata nel CAVE (*Cave Automatic Virtual Environment*). Il CAVE è un ambiente per la realtà virtuale totalmente immersivo costituito da due o più schermi, nel cui retro sono posizionati dei proiettori che appunto illuminano gli schermi, ottenendo una superficie di proiezione che permette la totale immersione all'interno dell'ambiente di realtà virtuale.[41]

Il sistema CAVE è integrato con il sensore *Microsoft Kinect Sensor V2*, per effettuare il *tracking* del volontario, e del *software Unity*, che permette di programmare e modificare la realtà virtuale mostrata e navigata.

Grazie all'utilizzo degli occhiali con otturatore LCD (*LCD shutter glasses*), i quali permettono la visualizzazione 3D dell'interno della fusoliera, era possibile creare una esperienza totalmente immersiva per coinvolgere i partecipanti

all'esperimento.

Durante l'esperimento, veniva richiesto ai partecipante di esplorare il più possibile l'intera fusoliera per poter valutare qualitativamente il *concept* degli arredi e degli spazi fra i sedili.

Oltre a ciò, era presente un effetto sonoro di *sound collision* che veniva riprodotto ogni qual volta il soggetto, durante la navigazione della fusoliera, entrava in contatto con la cappelliera aperta al di sopra dei sedili. Tale suono è stato implementato per evitare che l'*avatar*, e quindi il soggetto, attraversasse la cappelliera, di conseguenza il suono lo induceva a ritrarre la mano. Infine per rendere il tutto ancor più realistico, per tutta la durata dell'esperimento, è stato utilizzato come sottofondo sonoro il rumore di fondo dell'interno di un aereo.



**Figura 3.1:** Modello CAD dell'interno della fusoliera *regional*.

L'esperimento viene svolto a luci spente, per migliorare il contrasto e la nitidezza dei colori degli schermi e favorire l'immersione sensoriale 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 OpenBCI, che permette l'acquisizione *wireless* di potenziali bioelettrici, avviene la visualizzazione in tempo reale dei segnali EEG ed ECG, e dei loro spettri e la loro registrazio-

ne.

Inoltre, ad eccezione della fase d'interazione (si veda la successiva descrizione delle fasi dell'esperimento), al soggetto è richiesto di non chiudere gli occhi per un tempo prolungato, di evitare di parlare, per limitare gli artefatti nei segnali EEG, e di muoversi il meno possibile, nelle fasi in cui gli veniva richiesto di star seduto.

### 3.2.1 Fasi dell'Esperimento

Come anticipato precedentemente, ogni soggetto effettuava l'esperienza di immersione sensoriale all'interno di una cabina *regional*, al cui termine doveva effettuare un questionario per valutare l'esperienza nella cabina.

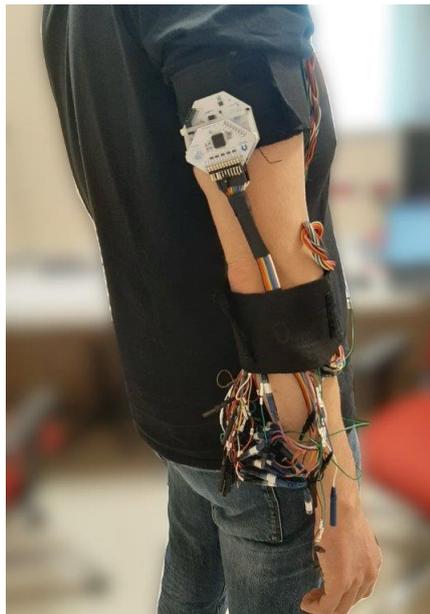
L'esperimento era articolato in tre macro parti:

- Acquisizione del Segnale di Base
- *Training* per la navigazione della realtà virtuale
- Esperimento nella Realtà Virtuale (VR), della durata di 23 minuti, suddiviso in 5 fasi (indicate sinteticamente con r1, r1VR, INT, r2VR, WM)

Di seguito, andremo a descrivere più nello specifico tutte le fasi in cui erano coinvolti i soggetti partecipanti all'esperimento.

*Montaggio*: Prima di effettuare l'acquisizione del segnale di base, si procedeva alla fase di montaggio del dispositivo di acquisizione dei segnali EEG ed ECG. In primo luogo, si effettuava lo *scrub* di entrambi i lobi, dove venivano posizionati l'elettrodo di riferimento e l'elettrodo di *ground* (ciascuno su un diverso lobo) entrambi a pinza. Successivamente si faceva indossare la cuffia

EEG, dove sono presenti 14 elettrodi premontati. Una volta posizionata la cuffia, attraverso l'utilizzo di una siringa, veniva inserito il gel conduttore in corrispondenza ad ognuno degli elettrodi. Dopo di ciò, per acquisire il segnale ECG, venivano posizionati in corrispondenza della parte terminale delle clavicole due elettrodi, sempre riempiti di gel conduttore, e fissati con l'ausilio dello *scotch* medico. Infine, il sistema di acquisizione OpenBCI, ancorato su una fascia elastica, veniva fissato sul braccio del soggetto (Figura 3.2) e accesso, spostando la levetta in posizione PC. Tale sistema serve ad acquisire sia i segnali EEG che il segnale ECG; questi vengono amplificati e inviati via *wireless* alla chiavetta USB collegata al PC.



**Figura 3.2:** Esempio di posizionamento del sistema OpenBCI sul braccio destro di un partecipante.

In particolare, i segnali EEG appaiono come la differenza tra il segnale rilevato ad ogni elettrodo e l'elettrodo di riferimento posizionato su uno dei

lobi. Il segnale ECG, viene invece rilevato come la differenza tra i segnali rilevati dagli elettrodi posti sul torace (veniva cioè acquisita una sola derivazione ECG).

Eseguito il montaggio, i segnali sono pronti per essere visualizzati e registrati attraverso l'interfaccia *software* OpenBCI\_GUI installata sul computer, associata al sistema OpenBCI.

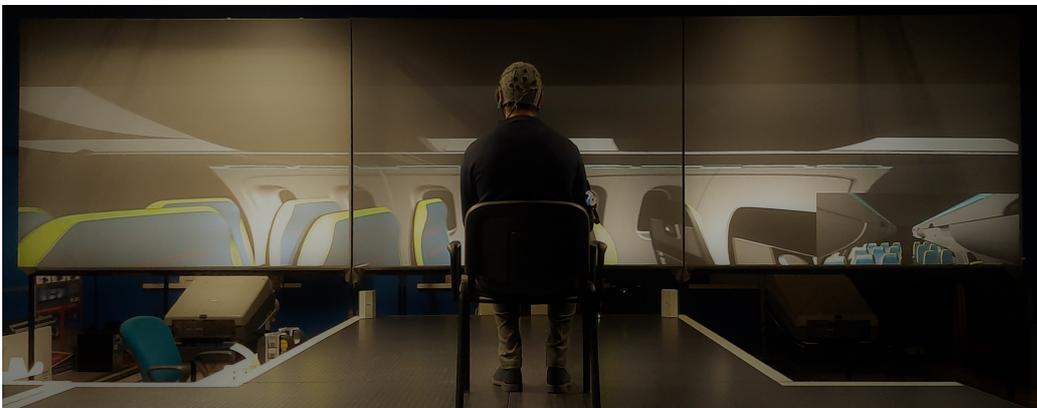
*Fase di rest/Base:* Una volta terminata la fase di montaggio, il soggetto veniva fatto accomodare su una sedia, posizionata al centro di un palco rialzato (3m di larghezza e 4.30m di lunghezza) di fronte ai tre schermi. Tale fase, serve ad acquisire il segnale di base, ed ha la durata di 5 minuti. Durante tale fase il soggetto era al buio, e non veniva riprodotto il rumore dell'aereo (diversamente da quanto avviene nelle fasi successive, si veda poco più avanti). Questo ci consente di acquisire il segnale in una condizione di *relax* di base, prima che il soggetto sia stato immerso in un qualunque ambiente di realtà virtuale.

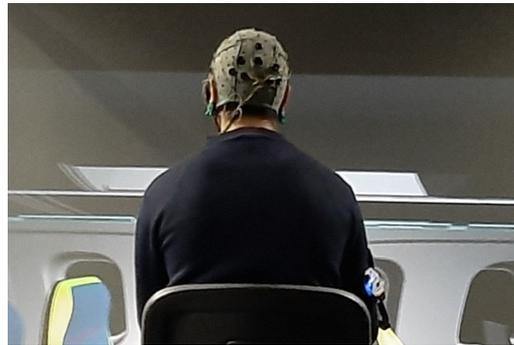
*Training:* Ogni soggetto veniva sottoposto ad una breve fase di *training* affinché possa familiarizzare con la navigazione della fusoliera. In questa fase il soggetto effettuava il *training* all'interno di un ambiente di realtà virtuale diverso da quello dell'esperimento. Le dimensioni erano identiche a quelle della fusoliera *regional*, ma erano presenti soltanto il prototipo della cappelliera aperta, e il pavimento. 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.

## Esperimento nella Realtà Virtuale

*Fase r1 (rest1, VR spenta):* Fase di rilassamento iniziale con schermi spenti. Tale fase ha la durata di 5 minuti, si svolge interamente al buio e viene riprodotto come rumore di fondo il rumore dell'aereo, che verrà mantenuto per l'intera durata dell'esperimento.

*Fase r1VR (rest1, VR accesa):* rilassamento pre-interazione con sistema di realtà virtuale acceso. Tale fase ha durata di 5 minuti durante i quali viene mostrato al soggetto l'interno della fusoliera *regional*. L'immagine è statica, per evitare che si modifichi lo scenario se il soggetto compiva dei movimenti, in maniera tale da non compromettere lo stato di rilassamento del soggetto.

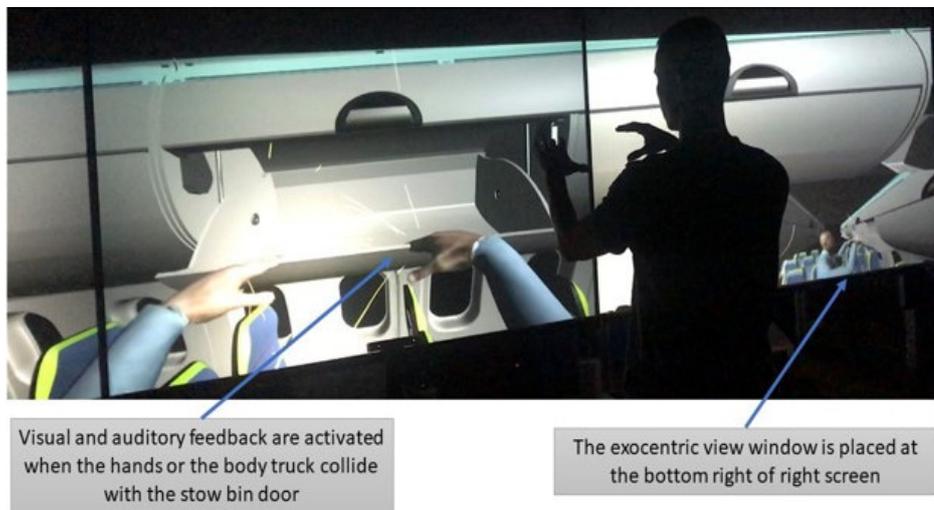




**Figura 3.3:** In alto l'immagine mostra la fase r1VR, dove il soggetto è seduto con davanti l'immagine statica della cabina *regional*. Sotto notiamo invece il particolare del braccio destro dove è posizionato il dispositivo OpenBCI acceso (luce blu).

*Fase INT (interazione):* In questa fase avveniva la navigazione della fusoliera e l'interazione con la cappelliera aperta posizionata davanti al soggetto (Figura 3.4). Il soggetto si alzava e per evitare che inciampasse, veniva spostata la sedia. Durante la navigazione il soggetto seguiva la voce degli operatori, che davano delle istruzioni sui movimenti che il soggetto doveva compiere. I movimenti che i soggetti potevano compiere sul piano orizzontale erano limitati a causa del ridotto angolo di visione del sistema di *tracking* (*Microsoft Kinect Sensor V2*), infatti potevano ruotare solo di  $90^\circ$  a destra e a sinistra con il busto. Tale fase ha la durata di 3 minuti.

*Fase r2VR (rest2, VR accesa):* Il soggetto veniva fatto riaccomodare sulla sedia al termine dell'interazione, e iniziava la fase di rilassamento post-interazione della durata di 5 minuti. Veniva di nuovo impostata su statico l'immagine della fusoliera, come nella fase r1VR.



**Figura 3.4:** Esempio di interazione con la cappelliera. Il soggetto entra in contatto con la cappelliera, e a seguito di ciò viene riprodotto l'effetto di *sound collision* accompagnato graficamente da delle scintille gialle. In basso a destra viene indicata la vista esocentrica della cabina.

*Fase WM (Working Memory):* Infine, passati i cinque minuti della fase r2VR, al soggetto viene richiesto di effettuare un *task* di calcolo mentale che consisteva nel sottrarre ricorsivamente 17, a partire da 1000. Il soggetto veniva invitato a rimanere sempre fermo, a non parlare e a non chiudere gli occhi. Anche questa fase ha la durata di 5 minuti.

Passati gli ultimi 5 minuti di *task*, viene riferito al soggetto che l'esperimento è terminato. Il soggetto scende dal palco, viene spento il sistema OpenBCI e viene richiesto al soggetto di compilare un questionario di valutazione della cabina in cui è stato immerso e in cui ha navigato. Nel questionario, anonimo, era inizialmente richiesto di inserire dei dati generali, come altezza, sesso ed età. Il questionario proseguiva con delle domande riguardanti l'ergonomia e l'aspetto qualitativo della cabina e degli interni, ed

infine l'ultima domanda riguardava il gradimento complessivo della cabina, espresso in valore numerico compreso nell'intervallo da 1 (gradimento molto basso) a 10 (gradimento molto alto) .

### 3.3 La Strumentazione utilizzata

Di seguito verrà dettagliata la strumentazione utilizzata per svolgere l'esperimento condotto in ambiente di realtà virtuale.

**Cuffia EEG** - Per poter acquisire i segnali elettroencefalografici di ognuno dei soggetti durante l'esperimento, è stata utilizzata una cuffia elasticizzata di taglia M, sulla quale sono stati premontati 14 elettrodi a disco. In particolare sono stati rilevati i segnali dei seguenti elettrodi: F3 e F4, per le regioni frontali; C3 e C4 per le regioni centrali; T7 e T8, per le regioni temporali; infine Pz, POz, PO3, PO4, PO7, PO8, O1 e O2 per le regioni parieto-occipitali. Si evidenzia una maggiore densità di elettrodi presenti nelle regioni pariet-occipitali in quanto sono le regioni in cui si genera prevalentemente il ritmo *alpha*. Oltre a questi elettrodi, vengono utilizzati altri due elettrodi di riferimento a pinza, posizionati sui lobi. Un esempio di montaggio della cuffia è mostrato nella Figura 3.3.

**Elettrodi ECG** - In aggiunta, si applicano altri due elettrodi a coppetta in prossimità della parte terminale delle clavicole per la rilevazione del segnale elettrocardiografico. Per l'applicazione di entrambi gli elettrodi, nella parte concava venivano riempiti di gel conduttore e fissati sul torace del soggetto attraverso l'utilizzo di *scotch* medico.



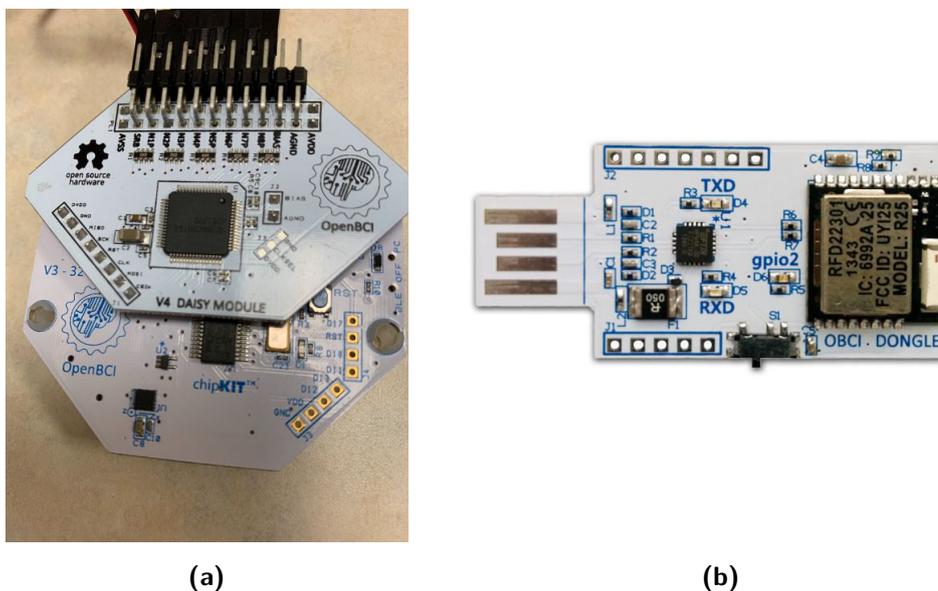
**Figura 3.5:** Esempio di elettrodi a coppetta utilizzati per acquisire il segnale ECG.[42]

**OpenBCI hardware** - Per acquisire i segnali elettroencefalografici e il segnale dell'attività cardiaca abbiamo utilizzato la scheda OpenBCI *Cyton + Daisy Biosensing Boards*[43]: essa è infatti costituita dalla scheda *Cyton OpenBCI Board* più il modulo *Daisy* integrato. Le schede OpenBCI permettono di acquisire i biopotenziali e convertirli in segnali digitali. E' un sistema a basso costo, programmabile e *open source*.

E' un sistema estremamente innovativo, grazie alle sue ridotte dimensioni è possibile utilizzarlo anche al di fuori delle strutture mediche e dei laboratori. Contiene una scheda Arduino compatibile alla connessione *wireless Bluetooth* a bassa energia (BTLE). Per poter visualizzare e registrare i segnali, viene fornita un *dongle* USB che riceve i dati dalla scheda *Cyton+Daisy* via *wireless* utilizzando i moduli a radiofrequenza RFDuino.

La scheda *Cyton* insieme al 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.

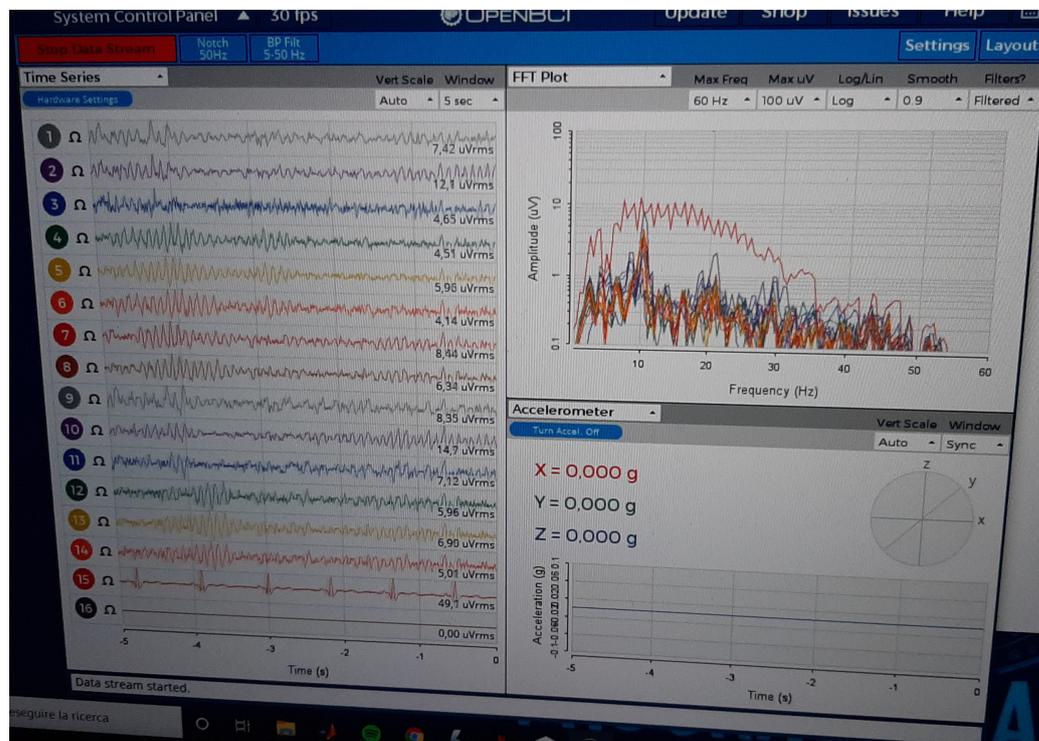
La frequenza di campionamento della scheda è di  $125Hz$ .



**Figura 3.6:** Scheda *Cyton + Daisy* (a sinistra) del sistema OpenBCI che trasmette i dati al *dongle* USB (a destra).[44, 45]

**OpenBCI Software** - Il programma consente di visualizzare i segnali EEG e il segnale ECG, parzialmente elaborati, rendendoli più significativi. La Figura 5, a sinistra, mostra la schermata di visualizzazione di OpenBCI con 14 canali per il segnale EEG e il 15esimo per il segnale ECG, in un periodo di 5 secondi. Durante le acquisizioni il sedicesimo canale, il quale non è utilizzato, viene disattivato; se fosse mantenuto attivo, il sistema rileverebbe una perdita di segnale, interrompendo la trasmissione dei dati. Ad ogni elettrodo, come possiamo sempre notare dalla Figura 5, è associato un numero e un colore. I segnali vengono filtrati, solo in visualizzazione, con un filtro *notch* a  $50Hz$  e un filtro passa-banda, con banda passante tra  $5 - 50Hz$ . E' particolarmente interessante notare che nell'immagine sia nei tracciati nel

tempo dei 14 canali (che corrispondono ai 14 elettrodi EEG), sia nel dominio frequenziale è particolarmente evidente il ritmo *alpha*.



**Figura 3.7:** Interfaccia grafica del *software* OpenBCI. Vengono visualizzati i 16 (in questo esperimento 15) canali. Come possiamo notare, nel riquadro in alto a destra sono mostrati gli spettri di potenza dei segnali EEG e ECG, con un evidente picco *alpha* (per quanto riguarda i segnali EEG) in corrispondenza alla frequenza di 10Hz.

**Sistema CAVE Like** - IL CAVE (*Cave Automatic Virtual Environment*) è un ambiente virtuale immersivo riconfigurabile. Si ispira ai sistemi virtuali interattivi che furono inizialmente concepiti per l'esplorazione di modelli tridimensionali di grandi dimensioni in scala 1:1.

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

interferenze.

Tre proiettori di ultima generazione illuminano posteriormente tre schermi di dimensioni  $2.5m \times 1.9m$  ciascuno, ottenendo una superficie totale di proiezione pari a circa  $14 m^2$ . I sistemi di proiezioni sono del tipo *rear projection*: l'immagine viene proiettata posteriormente agli schermi, come mostra la Figura 3.8, per evitare la formazione di ombre e rendere l'immagine qualitativamente migliore qualora fosse colpita dalla luce ambientale.



**Figura 3.8:** CAVE del Laboratorio di Realtà Virtuale di Forlì. L'immagine mostra i tre schermi e i tre sistemi di proiezione posizionati posteriormente.[46]

**Microsoft Kinect V2** - E' un sistema di *body motion tracking* che riconosce il movimento della persona. A differenza dei sistemi di *tracking* più costosi, che includono oltre al *Kinect* anche una tuta di *motion capture* su cui sono montati dei *marker* retroriflettenti per creare l'*avatar* del soggetto, in questo caso la tecnologia sfruttata è *markerless* e *model based*, in cui si forniscono a priori delle informazioni anatomiche, strutturali e funzionali per

il riconoscimento del corpo e dei suoi movimenti. Pertanto, il sistema effettua il *matching* del modello che ha a disposizione, per individuare la *silhouette* del soggetto.

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. 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 (Figura 3.9) 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.



**Figura 3.9:** *Microsoft Kinect Sensor V2*.[\[47\]](#)

***Nvidia 3D Vision Kit (Shutter Glasses LCD)*** - Per poter garantire una totale immersione nell'esperienza di realtà virtuale sono stati

utilizzati gli *shutter glasses LCD* (Figura 3.10). Questi occhiali sono strettamente correlati al sistema CAVE poiché permettono l'integrazione con la visualizzazione stereoscopica attiva, supportata dal CAVE, e di conseguenza l'interazione con oggetti tridimensionali e scenari sintetici. Per poter visualizzare le immagini in 3D, il *software* (dove è implementato il modello della cabina *regional*) genera due immagini identiche, per la lente destra e per la lente sinistra, che si alternano ad una frequenza elevata. Per garantire questo effetto di tridimensionalità, il sistema funziona presentando l'immagine destinata all'occhio sinistro durante l'otturazione della lente dell'occhio destro, e alternativamente presentando l'immagine dell'occhio destro mentre viene otturata la lente sinistra, ripetendolo a una frequenza di aggiornamento molto elevata, in modo tale che gli intervalli non disturbino l'effetto di fusione dell'immagine percepita, riproducendo l'effetto stereoscopico 3D.

In questo caso il segnale di sincronizzazione viene emesso da un trasmettitore ad infrarossi che consente di sincronizzare gli occhiali con la frequenza di aggiornamento delle immagini.[48]



**Figura 3.10:** *Shutter Glasses LCD* (a sinistra) e il trasmettitore ad infrarossi (a destra), utilizzati durante l'esperienza di immersione in ambiente di realtà virtuale.[49]

### 3.4 Elaborazione dei Segnali

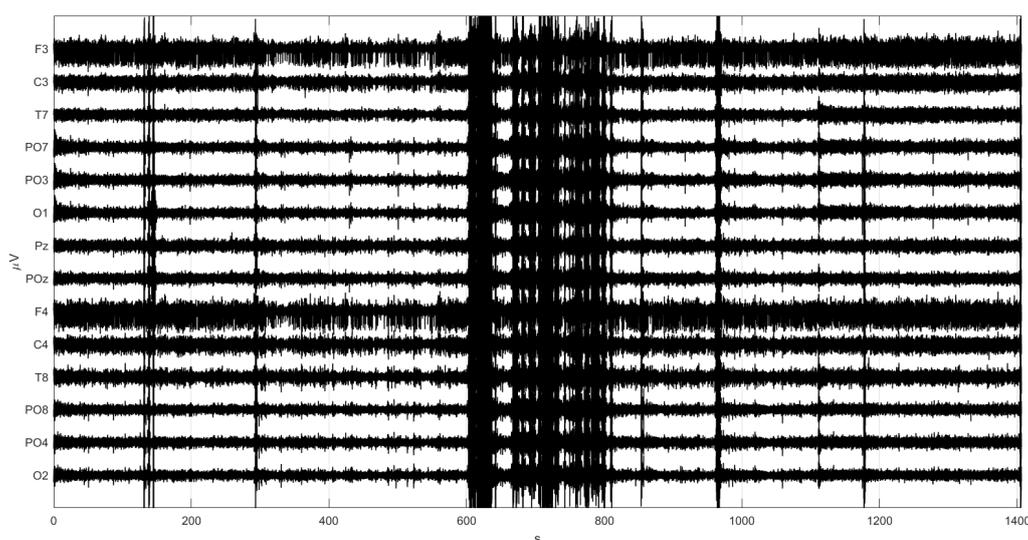
Come anticipato precedentemente, sono stati acquisiti i segnali Elettroencefalografici multicanale e il segnale Elettrocardiografico. Entrambi i segnali sono stati acquisiti grazie al sistema OpenBCI. Il sistema OpenBCI, a differenza dei classici sistemi fissi di acquisizione dei segnali, è un sistema appunto trasportabile e porta con sé degli svantaggi che si ripercuotono nell'acquisizione e nell'elaborazione finale dei dati.

Il sistema sfrutta la trasmissione *wireless* dei dati; tale trasmissione *bluetooth* può essere compromessa da diversi fattori. Ad esempio:

- a) la batteria che alimenta il sistema fisico ha una breve durata. Se si scarica, il sistema smette di trasmettere i dati al *dongle* USB;
- b) non vi è un controllo sull'impedenza d'elettrodo, quindi il disaccoppiamento elettrodo-cute non è verificato prima dell'acquisizione e può verificarsi durante l'acquisizione senza che venga rilevato. Questo limite non è intrinseco alla trasmissione *wireless* del segnale, ma è piuttosto legato al basso costo dello strumento;
- c) se il sistema rileva la perdita di segnale, anche solo da parte di un elettrodo, viene interrotta la trasmissione dei dati.

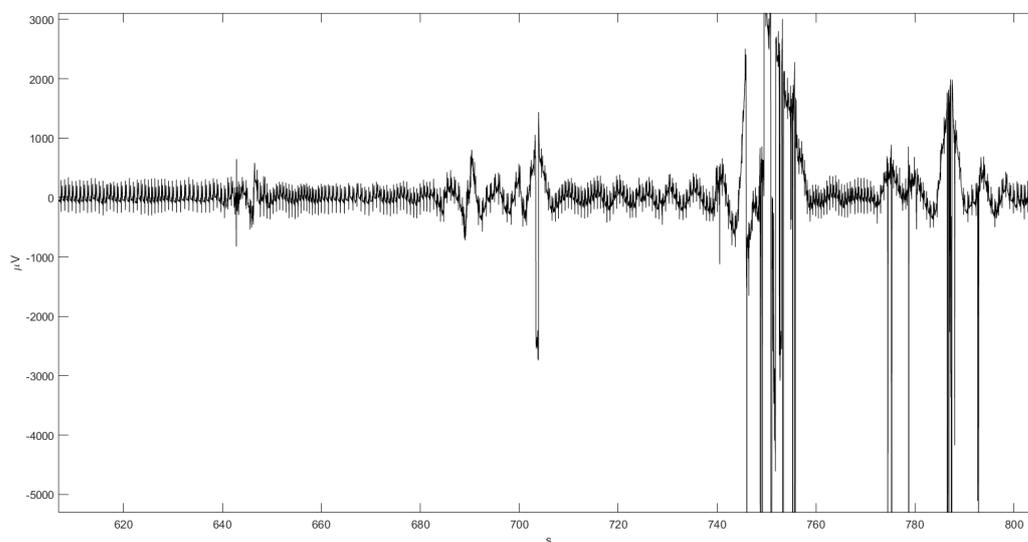
Un altro aspetto per quanto riguarda la compromissione dell'elaborazione dei dati, riguarda la fase di interazione durante l'esperimento nella realtà virtuale. Durante questa fase, i soggetti dovevano interagire con la cabina e muoversi; tali movimenti determinavano la generazione di molti artefatti nei segnali. Osservando la Figura 3.11 e la 3.12, che mostrano rispettivamente il dominio temporale dei segnali EEG e del segnale ECG, è possibile notare come dal secondo 600 fino al secondo 800 (fase di interazione) e anche oltre,

i segnali risultano molto sporchi; di conseguenza, come in precedenti lavori di tesi in cui sono stati elaborati segnali acquisiti durante fasi di *rest* e di movimento in VR, si è scelto di escludere la fase di movimento (ovvero di interazione) dall'elaborazione.



**Figura 3.11:** L'immagine mostra i segnali EEG dei 14 elettrodi e la problematica della fase INT, da 600 a 800 secondi. In tutti i soggetti è stata esclusa questa fase dalla successiva elaborazione dei segnali.

Un altro aspetto da considerare riguarda la variabilità dell'inizio della fase r2VR per ogni soggetto. Infatti, ogni soggetto aveva un tempo di seduta dopo la fase INT diverso, che veniva annotato per effettuare una corretta suddivisione del segnale nelle varie fasi. Inoltre, a causa di ciò, i primi secondi della fase r2VR erano compromessi da artefatti e di conseguenza venivano scartati.



**Figura 3.12:** *Zoom* del tracciato ECG (secondi 600-800). Esso risulta completamente distorto a causa degli artefatti dovuti al movimento, sempre in riferimento alla fase INT che corrisponde ai secondi da 600 a 800.

Fatte queste premesse, è stato possibile procedere alla fase di elaborazione dei segnali. I segnali EEG e il segnale ECG sono stati analizzati separatamente. In particolare, per l'elaborazione del segnale ECG, si è sfruttato inizialmente il *software* ARTiiFACT per estrarre il tacogramma, utile per poi effettuare l'analisi nel dominio frequenziale dell'*Heart Rate Variability*, eseguito in Matlab. I segnali EEG sono stati elaborati in Matlab.

Inoltre, come anticipato nella sezione del protocollo sperimentale, l'esperimento era articolato in tre diversi macro-parti, in due delle quali venivano effettuate le acquisizioni dei segnali EEG e del segnale ECG (fase di acquisizione del segnale base, fase dell'esperimento in VR). Infatti per ogni partecipante, il sistema OpenBCI restituiva due *file*, successivamente denominati Base e *Stowage*, per poter distinguere le due acquisizioni e successive

elaborazioni.

### 3.4.1 Elaborazione dei Segnali Elettroencefalografici

#### Filtraggio

Come anticipato precedentemente, i segnali EEG venivano filtrati dal sistema OpenBCI soltanto in visualizzazione. Di conseguenza dopo averli importati nell'ambiente Matlab, si è proceduto a effettuare un filtraggio.

Il filtraggio consiste nell'applicazione di un filtro passa-banda, con banda passante tra  $0.75Hz$  e  $60Hz$  e banda attenuata al di sotto di  $0.1Hz$  e al di sopra di  $62Hz$ . È stato inoltre applicato un filtro *notch* a  $50Hz$ . Il filtro passa-banda ha la funzione, sostanzialmente, di eliminare l'offset e le derivate a bassa frequenza del segnale; il filtro *notch* riduce eventuali disturbi alla frequenza di rete dovuti all'accoppiamento con la linea di alimentazione elettrica o a interferenze con altre apparecchiature elettromagnetiche presenti nell'ambiente.

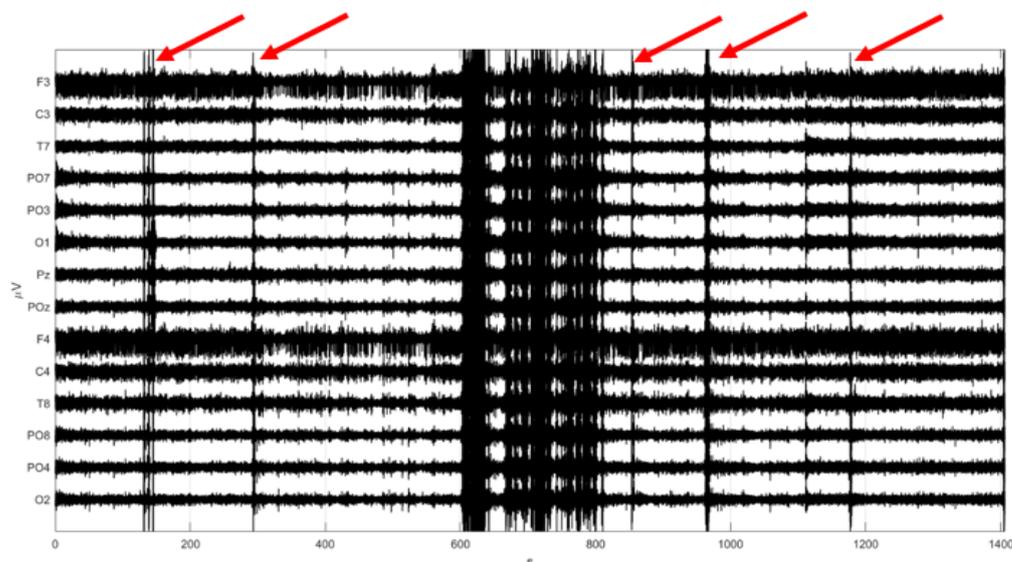
#### Rimozione degli artefatti (rimozione dell'artefatto da ECG mediante regressione lineare)

Dopo aver fatto ciò, si è cominciato eseguendo un'ispezione visiva dei tracciati filtrati sia nel dominio del tempo che nel dominio delle frequenze per rendersi conto dell'entità del rumore e degli artefatti.

Questa analisi visiva è stata effettuata sia sul segnale Base che sul segnale *Stowage*, dapprima nel dominio del tempo.

Se prendiamo in considerazione la Figura 3.13 (che mostra l'andamento dei segnali EEG '*Stowage*' di un soggetto), è possibile farsi un'idea dei disturbi presenti nel segnale. Le frecce rosse identificano i principali punti dove è facilmente visibile come il segnale sia corrotto da rumore che può essere con-

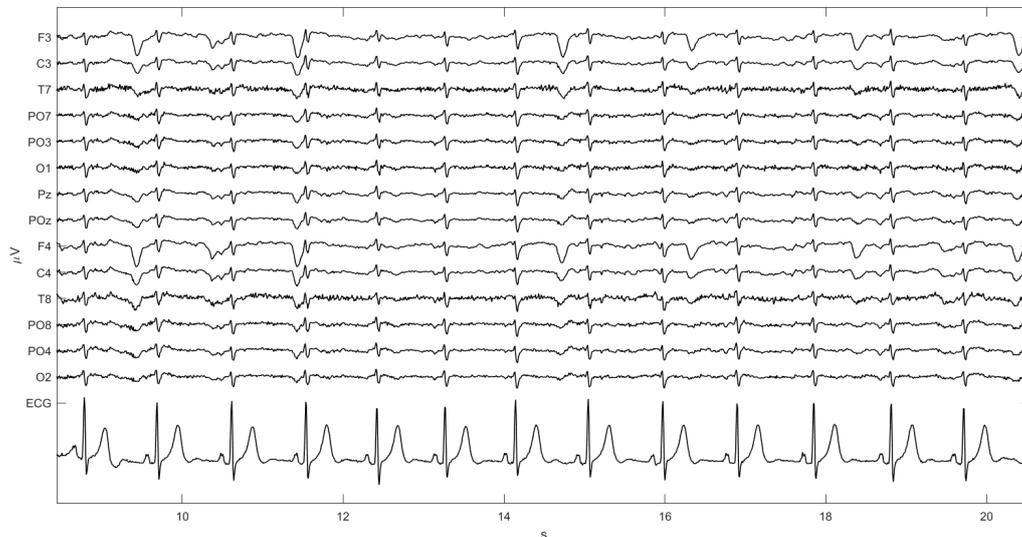
sequenza di movimenti del soggetto (anche nella fase di *rest*), cattivo contatto dell'elettrodo, riduzione temporanea nella trasmissione del segnale.



**Figura 3.13:** Esempi di disturbi (freccie rosse) presenti nel tracciato EEG ‘*Stowage*’ anche nella fasi non di interazione (la fase di interazione è chiaramente visibile nell’intervallo 600-800 secondi, per la forte presenza di artefatti). La parte di segnale corrispondente all’interazione è stata esclusa da ogni analisi successiva.

Un altro aspetto che si è evidenziato ad una prima ispezione temporale dei segnali EEG, era la forte presenza dell’artefatto cardiaco su tutti o quasi canali EEG. La Figura 3.14 mostra un esempio di questo tipo di contaminazione: il disturbo introdotto dal segnale ECG provoca un picco, corrispondente al picco R, verso il basso sui segnali EEG.

Come primo tentativo, si è testato se l’analisi alle componenti indipendenti (*Independent Component Analysis*, ICA), uno dei metodi più utilizzati per la separazione di artefatti dal segnale EEG e per la loro successiva rimozione, fosse efficace per rimuovere contemporaneamente sia disturbi transienti come



**Figura 3.14:** I segnali presenti nel tracciato corrispondono ai segnali EEG rilevati dai 14 elettrodi (riportati in ordine di acquisizione in asse y), e al segnale ECG. E' possibile notare come un artefatto (simile allo stesso complesso QRS del tracciato EEG) vada a contaminare tutti gli elettrodi indistintamente.

quelli indicati dalle frecce rosse in Figura 3.13, sia disturbi *steady-state* come l'artefatto da ECG. A tale scopo, i 14 segnali EEG *Stowage* (dopo l'eliminazione della fase INT) sono stati dati in ingresso a un algoritmo ICA già implementato nel *toolbox* EEGLAB di Matlab.

Tale metodo però è risultato non adeguato in quanto non era in grado di separare efficacemente i segnali artefattuali. In particolare, è risultato che le varie attività di artefatto risultassero distribuite su molte (se non tutte) le componenti indipendenti stimate. Questo avrebbe richiesto di eliminare troppo componenti per rimuovere gli artefatti, andando così a rimuovere anche gran parte del segnale utile, senza ottenere un miglioramento del rapporto segnale-rumore. Questo tipo di limite evidenziato qui dalla ICA è già

stato riscontrato in precedenti lavori nel caso di applicazione a segnali EEG acquisiti con il sistema OpenBCI in ambienti meno controllati come ambienti reali o realistici (ad es ambiente di realtà virtuale). In questi contesti infatti artefatti transienti e non stereotipati (oltre ad artefatti *steady-state* e più stereotipati come l'ECG) tendono a corrompere il segnale EEG e l'ICA risulta meno capace nel separare tali artefatti, che risultano mescolati insieme al segnale utile sul molte IC stimate.

Questo problema è ulteriormente aggravato quando un numero limitato di segnali EEG viene acquisito (come nel nostro caso) poiché il numero di componenti IC stimate (nel modello ICA base) è vincolato ad essere uguale al numero di canali EEG, imponendo un limite superiore al numero di segnali indipendenti in cui può essere separato il segnale originale. Pertanto si è preferito agire in maniera differente per ridurre gli artefatti. Innanzitutto, le brevi porzioni dei segnali EEG distorte da artefatti di ampie dimensioni ma transienti (si vedano frecce rosse in Figura 3.13) sono stati direttamente rimosse dal segnale e le porzioni preservate concatenate le une alle altre. In questo modo si è potuto ripulire il segnale da questo tipo di artefatti, senza dover utilizzare il metodo di analisi alle componenti indipendenti (ICA). Ad es. in Figura 3.13, in corrispondenza del secondo 150 (che corrisponde alla fase r1) si nota la presenza di rumore, che è stato eliminato dal tracciato secondo questa modalità.

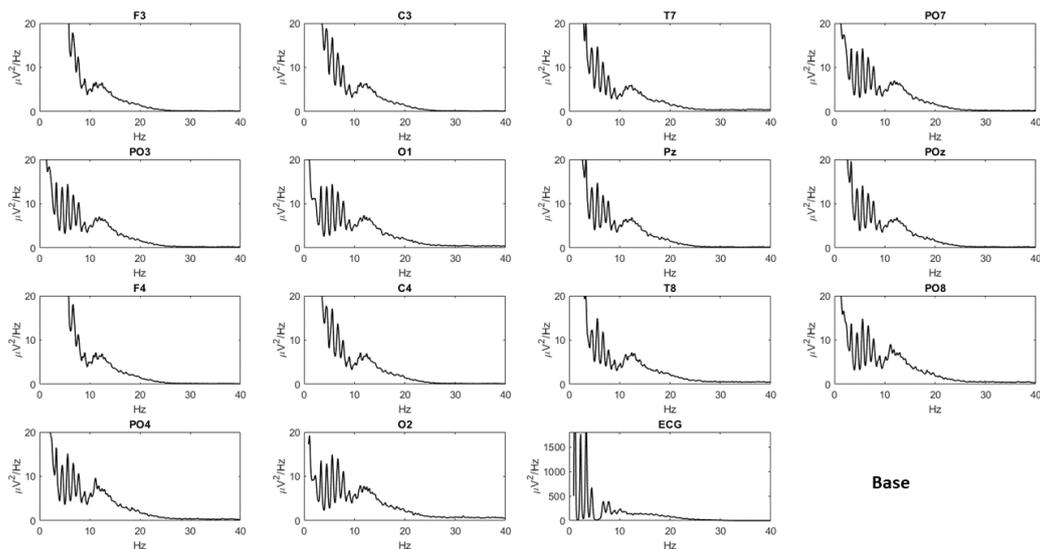
Tuttavia, pur ripulendo il tracciato da questo tipo di artefatti transienti, rimaneva il problema dell'artefatto da ECG, presente sull'intero tracciato EEG. L'effetto di questo artefatto diventa ancora più evidente se si rappresentano i segnali EEG nel dominio delle frequenze, andandone a calcolare la densità spettrale di potenza. A tale scopo, il segnale '*Stowage*' è stato suddiviso nelle 4 fasi r1, r1VR, r2VR e WM (la fase INT era già stata esclusa),

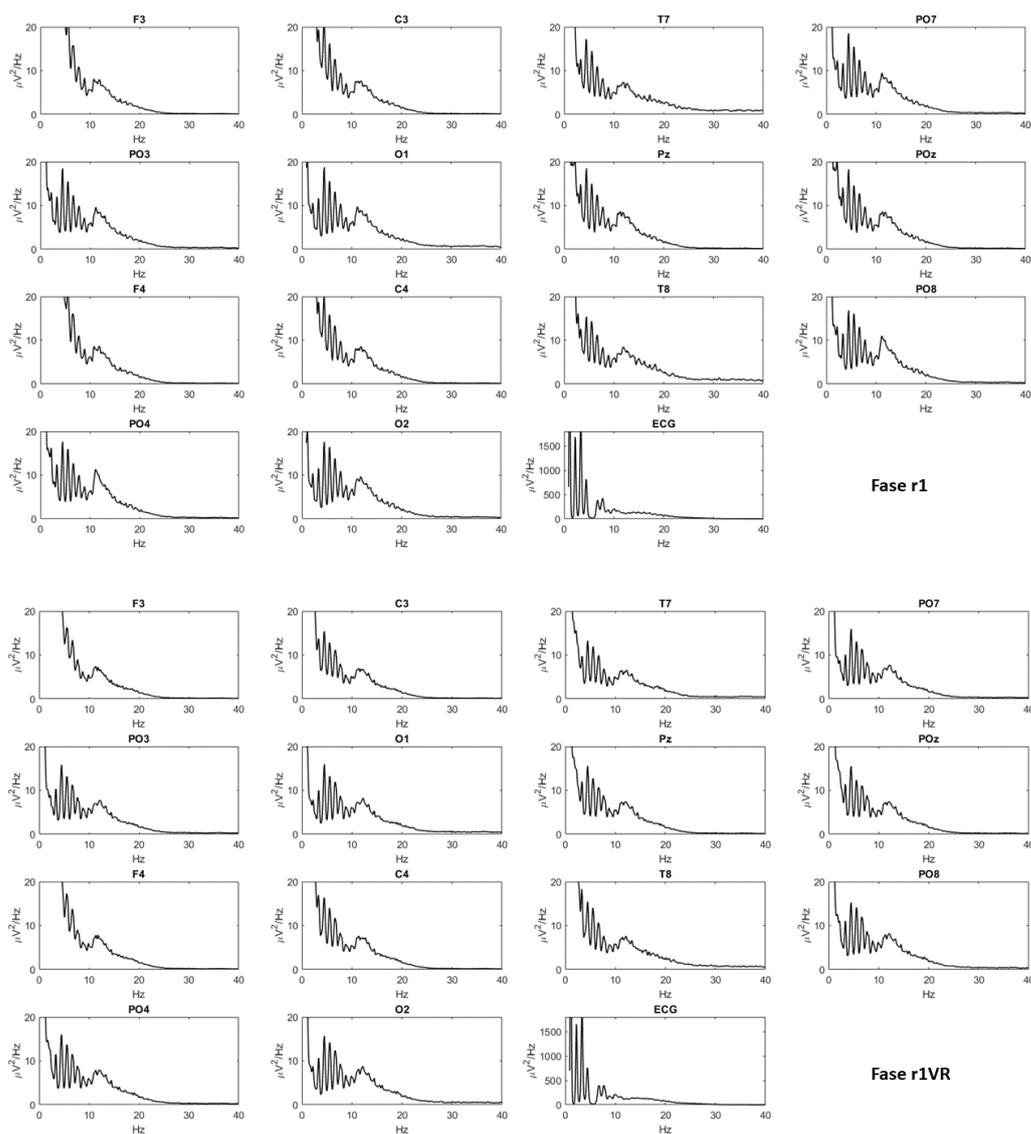
dopo la rimozione degli artefatti transienti.

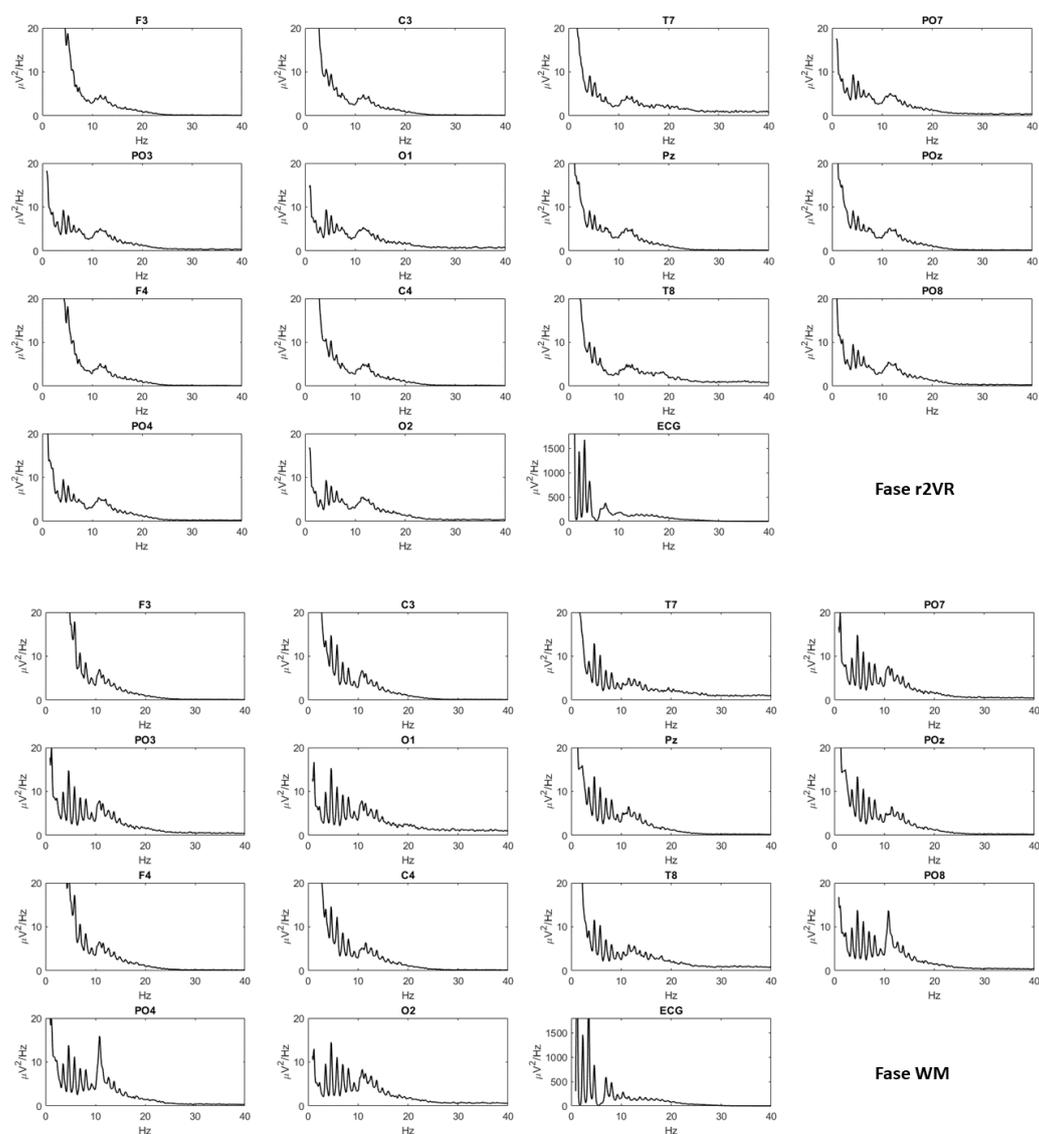
Per ogni fase (base, r1, r1VR, r2VR, WM) e per ogni elettrodo, è stata quindi calcolata e graficata la densità spettrale di potenza.

E' bene ricordare che in questo progetto di Tesi oltre all'analisi delle variazioni del ritmo *alpha*, ci siamo posti l'obbiettivo di indagare anche le variazioni del ritmo *theta*. Il ritmo *theta*, come spiegato nei precedenti capitoli, ha un contributo frequenziale tra  $4e8Hz$ , e proprio in quelle frequenze si nota maggiormente l'artefatto cardiaco, come possiamo vedere nella Figura 3.15.

Tale figura mostra le densità spettrali di potenza dell'acquisizione Base e delle 4 fasi dello 'Stowage', calcolate prima di rimuovere l'artefatto cardiaco, e mostra quanto la presenza di questo artefatto potesse compromettere le successive fasi di elaborazione dei dati ottenuti. Questo artefatto è presente soprattutto sotto gli  $8Hz$ , ma può influire anche sulla potenza dei segnali EEG in banda *alpha*.







**Figura 3.15:** Densità Spettrale di Potenza dell'acquisizione Base (in alto) e dell'acquisizione 'Stowage'. La contaminazione artefattuale coincide perfettamente con lo spettro dell'ECG. Tale artefatto compromette la rilevazione del ritmo *theta* e anche del ritmo *alpha*.

Quindi, considerata la forte alterazione, prodotta dall'artefatto ECG, degli spettri dei segnali EEG, proprio nelle bande di nostro interesse, è stato implementato un metodo per ridurre l'artefatto cardiaco, traendo vantaggio dalla disponibilità del segnale ECG stesso registrato per ciascun soggetto durante le due acquisizioni insieme al segnale EEG. Tale metodo, che viene di seguito illustrato, è stato applicato a tutti i soggetti, e in tutte le fasi.

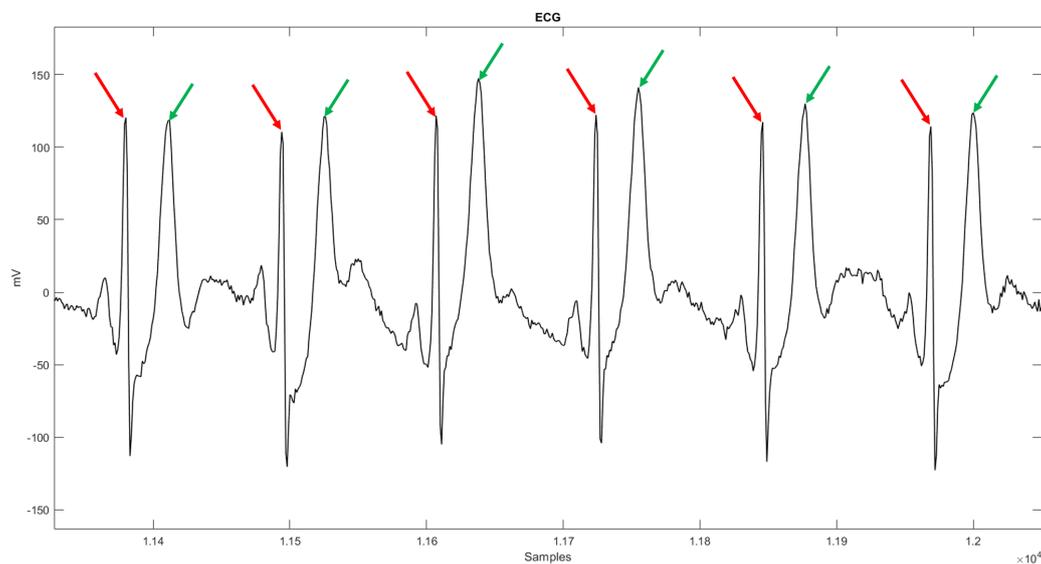
L'algoritmo utilizzato per questa correzione ha tratto spunto da un lavoro precedente di Dora e Biswal [50]. L'idea alla base del metodo di correzione dell'artefatto da ECG nei segnali EEG è stato quello di identificare, nel segnale ECG, i complessi QRS (che sono le componenti ECG che principalmente contaminano i segnali EEG, mentre le onde T e P non interferiscono) e di isolarli (ponendo a zero la parte restante del segnale ECG). In questo modo si è ottenuto un segnale *'template'* dei QRS. Quindi, attraverso una regressione lineare tra il template *'QRS'* (che contiene solo i complessi QRS) e ciascun canale EEG, si è identificata la porzione di template *'QRS'* interferente che è stata successivamente eliminata dal corrispondente canale EEG. I passi dell'algoritmo sono meglio descritti nel seguito con riferimento, al *workflow* seguito nella fase base per uno specifico soggetto.

1. A partire dal segnale ECG, si è proceduto ad effettuare le opportune correzioni nel dominio temporale, eliminando quelle parti del tracciato che risultavano compromesse da rumore. Successivamente, per ogni acquisizione, si sono identificati i complessi QRS. A differenza dello studio [50], in cui è stato utilizzato il metodo CWT (*Continuous Wavelet Transformation*), abbiamo sfruttato la funzione *findpeaks* di Matlab, e le due opzioni *'MinPeakHeight'* e *'MinPeakDistance'*. Queste due opzioni permettono di rilevare un picco se:

- a) l'altezza del segnale è superiore al valore minimo imposto;

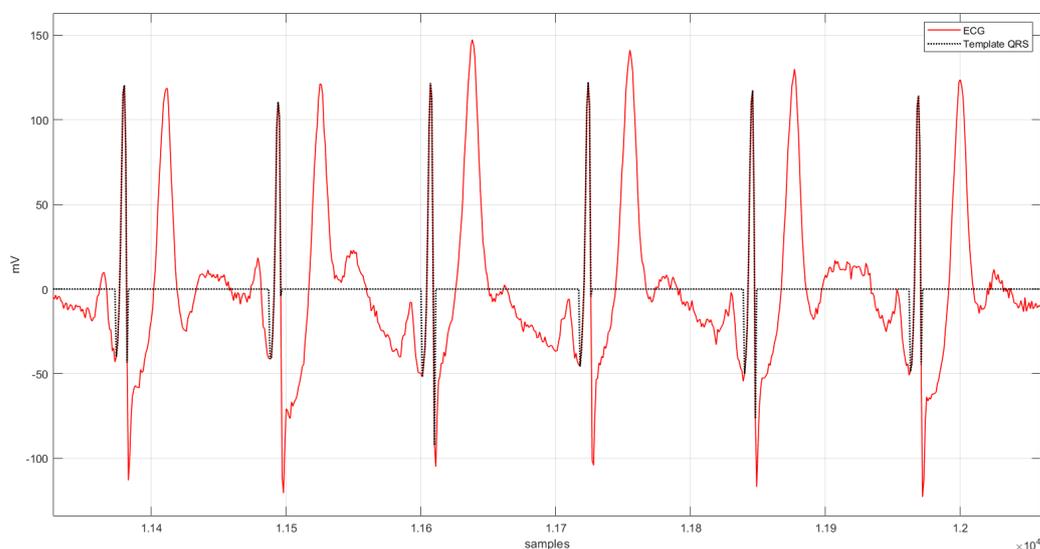
b) la distanza tra due picchi è maggiore del valore minimo imposto.

1.1 In questo passo è racchiusa la riuscita del metodo. Nei tracciati di molti soggetti, si verificava una condizione particolare: l'onda T superava il picco R (Figura 3.16). Per poter identificare correttamente i picchi R all'interno del tracciato ECG, si è imposta una condizione aggiuntiva. Sono stati identificati entrambi i contributi R e T. Veniva poi calcolata la pendenza di ogni onda T e di ogni onda R presente nel tracciato. Questo passaggio è stato effettuato poiché la fase cardiaca corrispondente all'onda T è più lenta della fase corrispondente al picco R, di conseguenza i valori ottenuti venivano confrontati rispetto a un valore di soglia, così da conservare solo i contributi del picco R.



**Figura 3.16:** Zoom del tracciato ECG dell'acquisizione di Base che mostra come l'onda T (freccia verde) risulta essere più in alto del picco R (freccia rossa).

2. Una volta identificati i picchi R, in un intorno sinistro e in un intorno destro di circa 6 campioni a partire dal campione corrispondente al picco R, si sono ricercati i due minimi, corrispondenti rispettivamente ai picchi negativi Q e S.
3. Dopo aver effettuato delle prove preliminari sui segnali di alcuni elettrodi, è risultato che la scelta di includere anche il picco S (identificato come valore minimo dopo il picco R) creava un ulteriore artefatto nel segnale EEG. Pertanto si è deciso di includere nel segnale 'QRS', anziché il valore minimo successivo al picco R, il primo valore negativo dopo il picco R, sempre nell'intorno destro di 6 campioni del picco R.
4. Identificati in questo modo i vari complessi QRS, si poneva a zero la parte di segnale compresa fra i complessi QRS, ottenendo così un *template* di QRS, come in Figura 3.17.



**Figura 3.17:** Sovrapposizione del segnale ECG (in rosso) e del Template di QRS (in nero).

5. Prima di procedere alla correzione del segnale EEG, sono state applicate le stesse correzioni fatte sul segnale EEG al *TemplateQRS*, facendo attenzione affinché le correzioni fatte sia sui segnali EEG sia sul segnale ECG risultassero concordi. Una volta fatto ciò, sono state effettuate delle verifiche sul ritardo di propagazione dell'artefatto sul segnale EEG. E' infatti risultato che il tracciato ECG e l'artefatto corrispondente non risultavano perfettamente allineati nel tempo. Dopo opportune prove, si è deciso di ritardare il *template* di 4 campioni per i segnali EEG degli elettrodi frontali, centrali e temporali (F3, F4, C3, C4, T7 e T8), mentre in corrispondenza dei segnali degli elettrodi parieto-occipitali (Pz, POz, PO3, PO4, PO7, PO8, O1 e O2) il *template* è stato ritardato di 3 campioni.
  
6. Infine, per applicare la correzione al segnale EEG, come viene anche riportato nell'articolo [50], viene applicato il metodo di regressione lineare, ipotizzando una relazione di regressione lineare del tipo  $Y_{corrotto} = B_0 \cdot X$ , dove  $X$  è il *TemplateQRS* ritardato del numero di campioni precedentemente indicati,  $B_0$  è il coefficiente angolare della retta di regressione e  $Y_{corrotto}$  è il segnale EEG corrotto. L'analisi di regressione lineare viene applicata tra il template QRS (opportuna-mente ritardato) e ciascun segnale EEG di elettrodo, determinano il coefficiente angolare  $B_0$ . Quindi, per ridurre l'artefatto nel segnale di elettrodo si calcola  $Y_{pulito} = Y_{corrotto} - B_0 \cdot X$ . Tale procedura, viene ripetuta per ognuno dei 14 elettrodi.

Questa procedura è stata applicata identicamente all'acquisizione in VR, denominata 'Stowage'. Il segnale ECG è stato diviso nelle rispettive 4 fasi (r1, r1VR, r2VR, WM). Sono stati ricavati i 4 *TemplateQRS*, a cui sono state applicate le stesse correzioni nel dominio temporale che erano state effettuate sull'intero tracciato EEG dello 'Stowage'. L'unica differenza che si è palesata rispetto alla fase Base, riguarda il ritardo dei *TemplateQRS* rispetto ai segnali EEG. In questo caso, a seguito delle stesse verifiche che sono state effettuate sul tracciato Base, si è giunti alla decisione di applicare lo stesso ritardo per i *TemplateQRS* utilizzati per correggere i segnali EEG dei 14 elettrodi. Sia per gli elettrodi parieto-occipitali, sia per quelli fronto-centro-temporali il ritardo applicato al *TemplateQRS* corrisponde a 3 campioni.

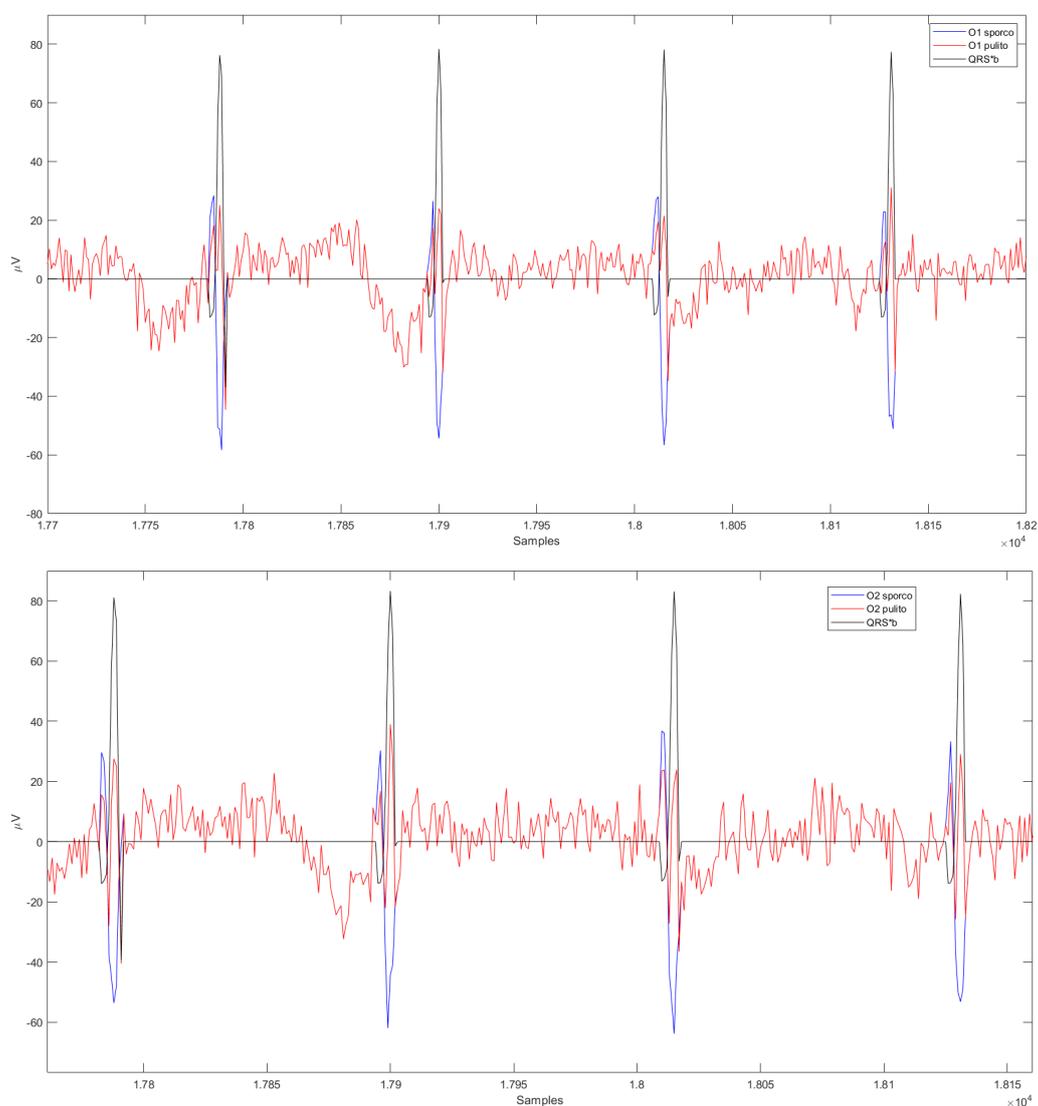
Di seguito la Figura 3.18 mostra le correzioni del segnale EEG per gli elettrodi O1 e O2: in blu il segnale EEG corrotto, in rosso il segnale EEG ripulito e in nero il *TemplateQRS* moltiplicato per il coefficiente angolare della retta di regressione.

Come possiamo infatti notare, in corrispondenza dei complessi QRS, il segnale EEG mostra un picco verso il basso (osservabile anche nella Figura 3.14), dovuto all' artefatto cardiaco.

Sempre in corrispondenza di questi picchi, vediamo come agisce la correzione ottenendo un segnale EEG in cui l' artefatto è notevolmente ridotto.

Dopo aver corretto in tutti i tracciati EEG dei 31 soggetti l' artefatto cardiaco, l'ultimo passo dell'elaborazione dei segnali EEG è consistito nel calcolare le densità spettrali di potenza (*Power Spectral Density*, PSD) con il metodo di Welch (funzione Matlab *pwelch*) su ognuno degli elettrodi, in tutte le 5 fasi di analisi: base, r1, r1VR, r2VR e WM.

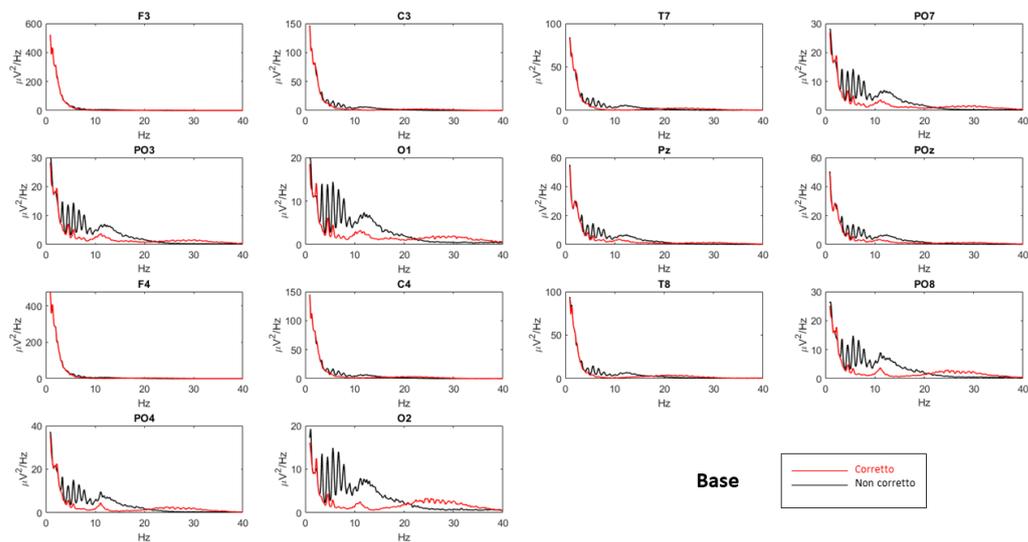
La Figura 3.19 mostra le PSD delle 5 fasi per uno specifico soggetto. Per ogni

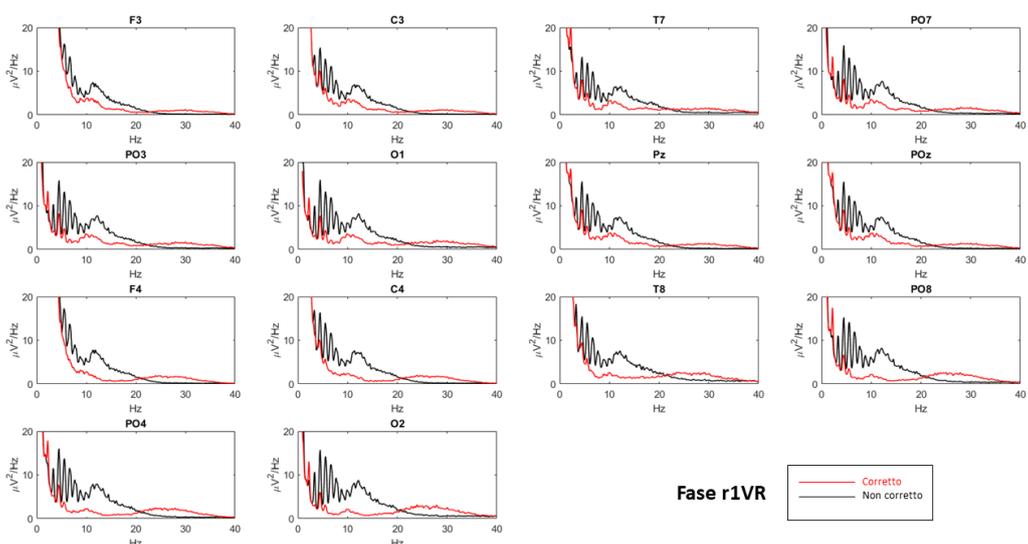
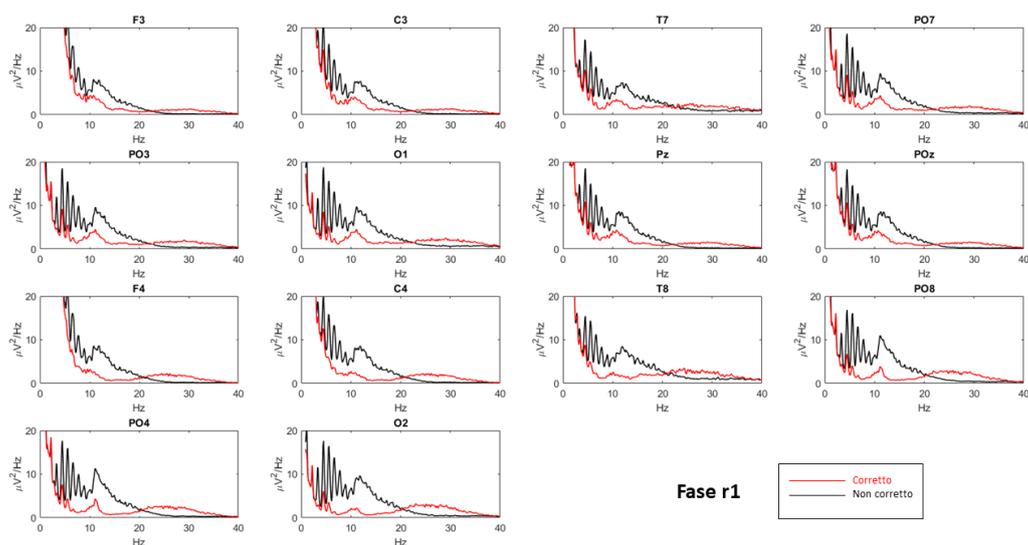


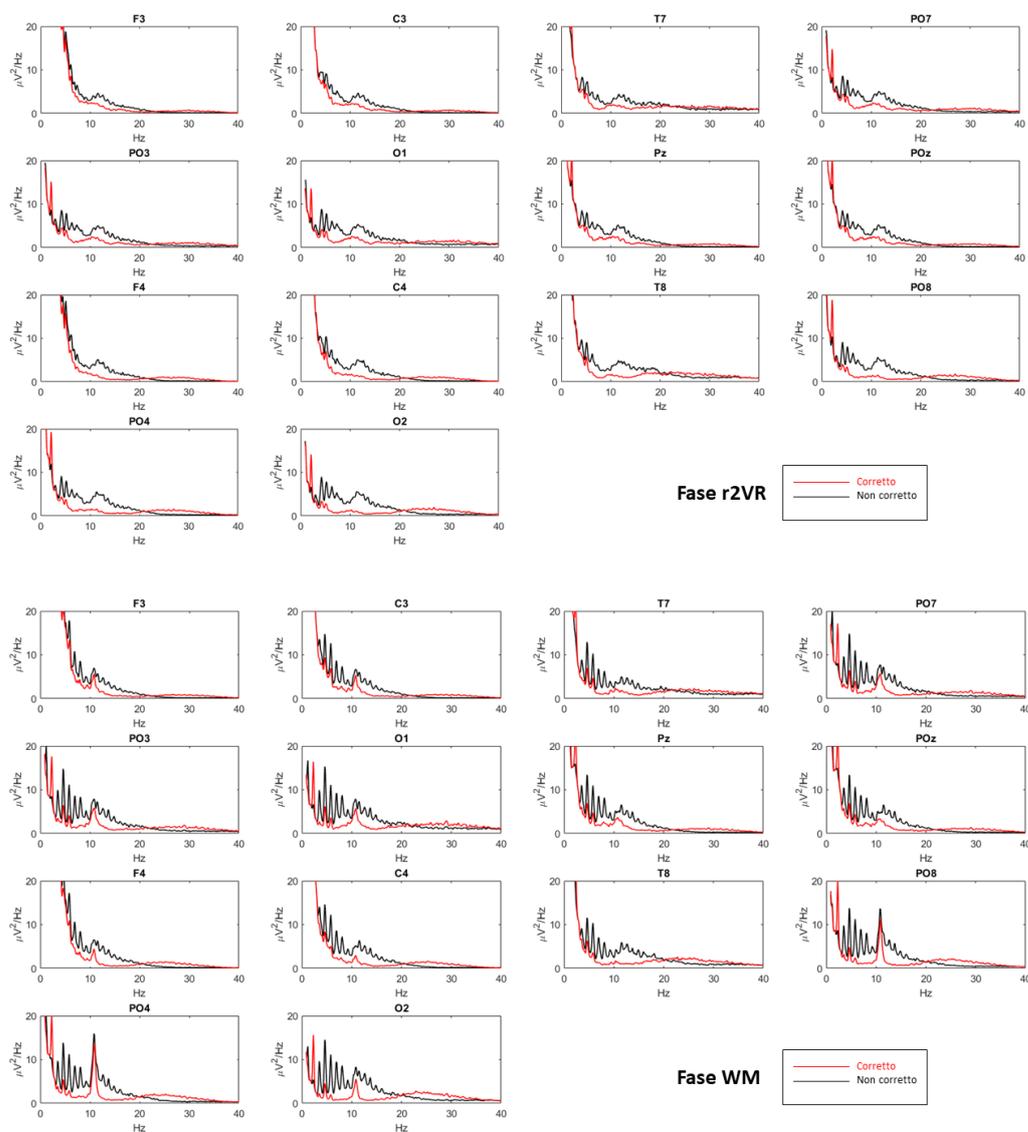
**Figura 3.18:** Esempio della correzione dell'artefatto cardiaco dai segnali corrispondenti agli elettrodi O1 e O2. In blu il segnale corrotto, in rosso il segnale ripulito e in nero il *Template* moltiplicato per il coefficiente angolare della retta di regressione.

elettrodo è stato effettuato un confronto delle PSD prima e dopo la correzione dell'artefatto da ECG. Come possiamo notare vi è un netto miglioramento

delle PSD. Si riduce la contaminazione da spettro ECG e si evidenziano maggiormente i contributi delle potenze in banda *theta* e in banda *alpha*. Nella fase WM, dove ci aspettiamo un contributo in banda *alpha* maggiore negli elettrodi postero-occipitali (Pz, POz, PO3, PO4, PO7, PO8, O1 e O2) vediamo come la correzione dell'artefatto porta ad un risalto picco in banda *alpha*, indicando un buon funzionamento del metodo di correzione applicato. Inoltre, i residui artefatti presenti alle basse frequenze si ipotizza possano essere dovuti, oltre ad una correzione ovviamente non perfetta e totale dell'artefatto ECG, anche alla presenza dell'artefatto da EOG, che è possibile notare sempre nella Figura 3.14 in corrispondenza degli elettrodi fronto-centrali (F3, F4, C3 e C4). Per tale tipo di artefatto non è stata applicata correzione poiché non era troppo evidente, e ci si è concentrati maggiormente nell'implementazione di un metodo per la correzione dell'artefatto da ECG.







**Figura 3.19:** Viene riportato il confronto fra le PSD non corrette (in nero) e le PSD corrette dall'artefatto ECG (in rosso). Si evidenzia in particolare molto meglio il picco in banda *alpha* (intorno ai 10Hz) negli elettrodi elettrodi postero-occipitali, specialmente nella fase di WM, come atteso.

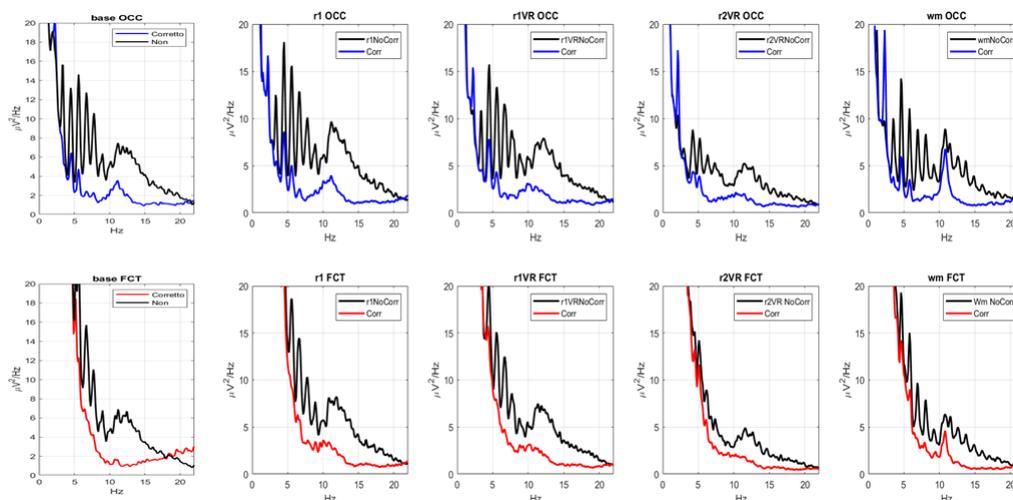
L'ultimo passo delle elaborazioni è consistito nel raggruppare i segnali degli elettrodi nei due gruppi fronto-centro-temporali e parieto-occipitali per poter calcolare le medie delle densità spetrali di potenza nelle 5 fasi su queste due regioni dello scalpo. Per poter fare ciò gli indici corrispondenti agli elettrodi sono stati divisi in due gruppi:

- Fronto-centro-temporali FCT: F3, F4, C3, C4, T7 e T8
- Parieto-occipitali PO: Pz, POz, PO3, PO4, PO7, PO8, O1 e O2

Gli elettrodi che durante l'elaborazione nel dominio temporale risultavano eccessivamente rumorosi sono stati esclusi dal calcolo delle PSD mediate, per evitare che compromettessero l'indagine delle variazioni dei contributi frequenziali dei ritmi cerebrali analizzati.

Per ogni fase e per ogni soggetto inoltre, sono state calcolate le potenze in banda *alpha* e *theta* per le due regioni dello scalpo, calcolando l'area sottesa dalla PSD mediata su ciascuna delle due regioni.

Nella Figura 3.20, vengono mostrate le PSD mediate nelle due regioni, ottenute nelle 5 fasi di indagine. Sono riportate in nero le PSD mediate ottenute senza la correzione dell'artefatto cardiaco, e in blu e rosso rispettivamente le PSD mediate nelle regioni PO e FCT dopo la correzione dell'artefatto cardiaco.



**Figura 3.20:** Confronto delle PSD mediate nelle regioni parieto-occipitali (PO, in blu) e fronto-centro-temporali (FCT, in rosso) nelle 5 fasi.

### 3.4.2 Elaborazione del Segnale Elettrocardiografico

Per l'analisi della *Heart Rate Variability*, come anticipato nel precedente paragrafo, il segnale elettrocardiografico delle due acquisizioni, Base e *Stowage*, è stato elaborato attraverso il *software* ARTiiFACT.

Il *software* ARTiiFACT è stato sviluppato nel 2011, nell'ambiente Matlab, da un gruppo di ricercatori tedeschi [51]; è un programma *stand-alone*, gratuito, che non richiede la licenza Matlab per essere utilizzato. Le principali funzioni di ARTiiFACT sono le seguenti:

- Estrazione, automatica o manuale, degli intervalli inter-battito (IBI, *interbeat interval*) a partire dal segnale ECG (cioè estrazione del *tacogramma*);
- Identificazione, automatica o manuale, degli artefatti presenti nel *tacogramma* e loro rimozione;

- Analisi dell'HRV nel dominio temporale e frequenziale;
- Analisi Statistica.

In questo lavoro di Tesi, tale programma è stato utilizzato per estrarre il tacogramma e correggere eventuali artefatti presenti al suo interno. La successiva analisi della HRV è stata effettuata in Matlab.

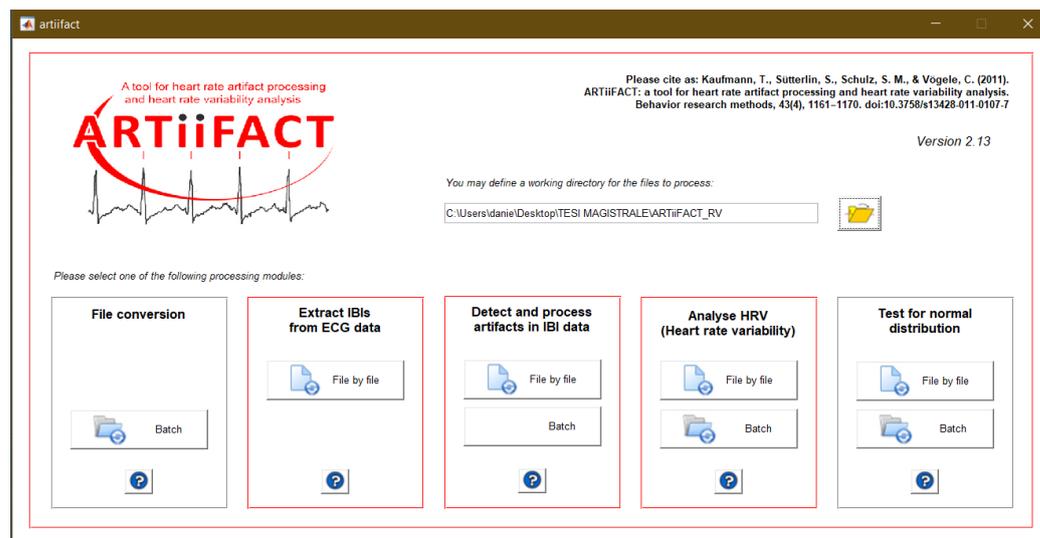
Prima di estrarre il tacogramma il segnale ECG di ogni soggetto e di ciascuna delle due acquisizioni (Base e *Stowage*), acquisito con OpenBCI, veniva importato nell'ambiente Matlab, e come per il segnale EEG, veniva filtrato sia con un filtro passa-banda, con banda passante tra  $0.2Hz$  e  $60Hz$ , e con banda attenuata al di sotto di  $0.1Hz$  e al di sopra dei  $62Hz$ , sia con il filtro *notch* a  $50Hz$ .

Il segnale ECG è stato acquisito con una frequenza di campionamento di  $125Hz$  (frequenza di campionamento del sistema OpenBCI). Per effettuare una corretta elaborazione del segnale con l'ausilio di ARTiiFACT è richiesta una frequenza di campionamento maggiore. Il segnale è stato così ricampionato ad una frequenza di  $250Hz$ .

Una volta effettuati questi passaggi il segnale è stato suddiviso, per l'acquisizione *Stowage*, in due parti: la prima parte del tracciato corrisponde alle fasi r1 e r1VR; la seconda parte, a partire dal tempo di seduta riportato per ogni soggetto, corrisponde alle fasi r2VR e WM. Tale passaggio è stato necessario per escludere dal tracciato originale la parte corrispondente alla fase di interazione, come già anticipato precedentemente (Figura 3.12). Infine le due porzioni di tracciato del segnale *Stowage* così suddivise sono state salvate in formato .mat, per poter essere utilizzate come input del *software* ARTiiFACT.

Per la fase Base, i passaggi eseguiti, sono stati identici, e sono stati eseguiti per tutti i segnali dei 31 soggetti partecipanti all'esperimento.

Dopo aver effettuato questa fase di pre-elaborazione, ci si è spostati in ARTiiFACT. Il programma all’apertura si presenta come in Figura 3.21.



**Figura 3.21:** Schermata di apertura del programma ARTiiFACT.

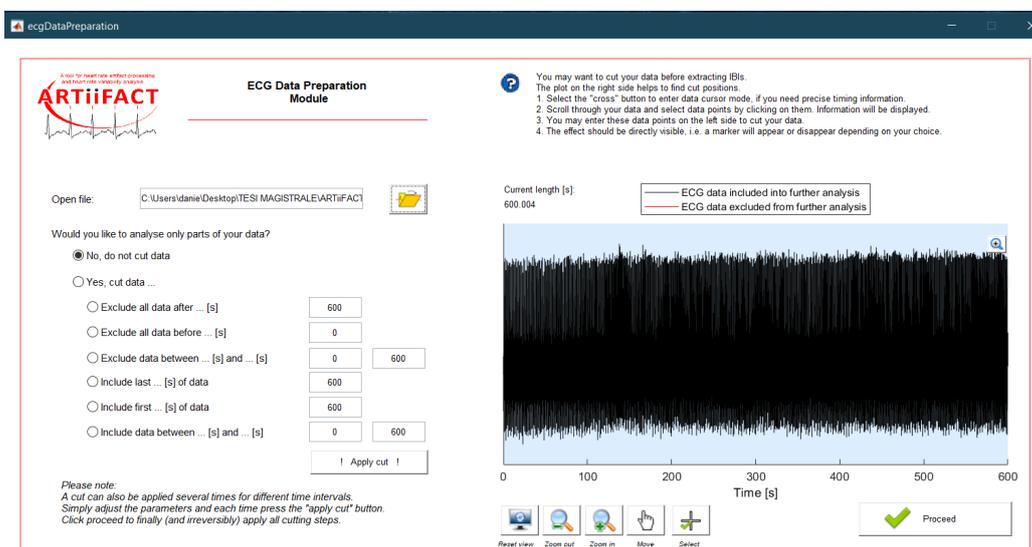
In questo lavoro di Tesi ci si è serviti solo del modulo di estrazione degli intervalli inter-battito (*“Extract IBIs from ECG data”*), e del modulo necessario per correggere gli artefatti presenti negli intervalli inter-battito (*“Detect and process artifacts in IBI data”*).

Per completezza di descrizione, gli altri moduli presenti nella schermata di apertura permettono di:

- Convertire un *file* nei formati supportati da ARTiiFACT (*“File conversion”*)
- Effettuare un’analisi dell’HRV nel dominio temporale e frequenziale (*“Analyse HRV”*)

- Verificare la normalità della distribuzione dei dati (“*Test for normal distribution*”)

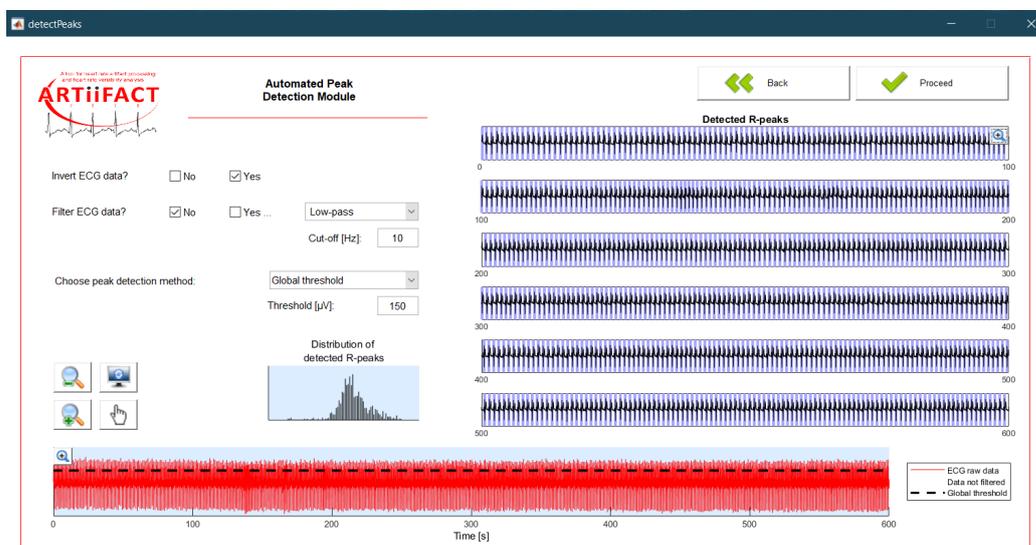
A partire dal modulo di estrazione degli IBI, viene caricato in *input* il *file* .mat, ad esempio della fase r1+r1VR. Nella schermata che si presenta (Figura 3.22) viene mostrato sia il tracciato ECG del *file* .mat importato che delle possibili opzioni di taglio da poter effettuare sul segnale, nel caso lo si volesse fare.



**Figura 3.22:** Il segnale ECG viene visualizzato per intero nella schermata azzurra a destra.

In questo caso, si è scelto di non applicare tagli e di procedere alla fase successiva per effettuare la detezione dei picchi R.

La schermata successiva viene mostrata in Figura 3.23. In questa schermata, ARTiFACT dà la possibilità di invertire il segnale in modo tale che l'onda R sia orientata positivamente, nel caso in cui ciò si renda, e di applicare un



**Figura 3.23:** Seconda interfaccia del modulo *Extract IBIs from ECG data*. Nel caso mostrato in figura, per la detezone dei picchi R, è stato selezionato il metodo di detezone ‘*Global threshold*’, con soglia posta al valore di  $150\mu\text{V}$ .

filtro passa basso o passa alto specificandone la frequenza di taglio.

Il cuore di questo fase sta nell’identificare i parametri del metodo di detezone necessari per l’individuazione dei picchi R. Tale passaggio è importante, poiché significherebbe individuare i picchi automaticamente senza commettere errori e senza che fosse necessario l’intervento manuale dell’operatore.

Vi sono 4 metodi selezionabili attraverso il menù a tendina “*Choose peak detection method*”:

- *Global Threshold*
- *Local Threshold*
- *Global Threshold + linear detrend*

- *Local Threshold + linear detrend*

Gli ultimi due metodi differiscono dai primi, poiché è presente un ulteriore step che permettere di eliminare le derive lineari del segnale; questi due metodi non sono stati necessari poiché il segnale ECG è stato precedentemente filtrato con un filtro passa-banda.

Il metodo “*Global Threshold*” imposta un valore di soglia (*Threshold*) iniziale in  $\mu\text{V}$ , che può essere modificato dall’operatore. Secondo questo metodo, vengono identificati come validi per l’estrazione degli IBI, i picchi R che superano il valore di soglia impostato.

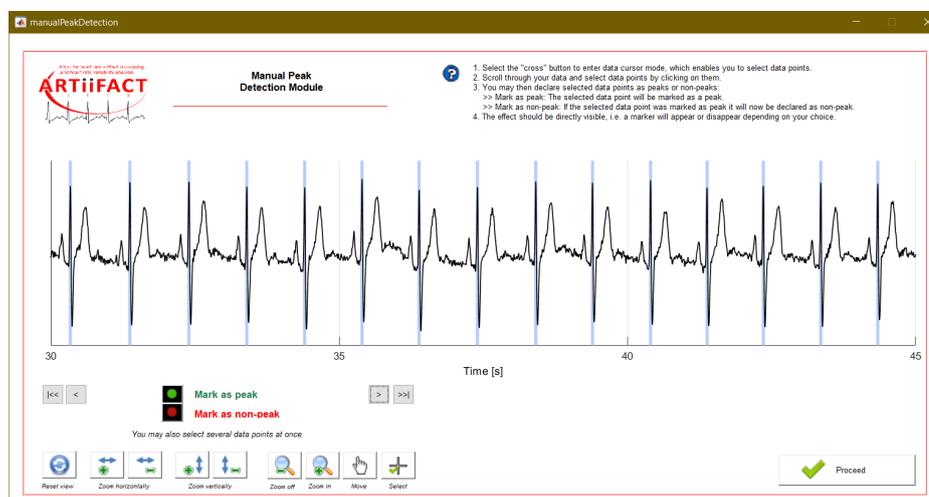
Nel tracciato rosso in basso, nella Figura 3.23, si nota una linea tratteggiata nera; essa è in corrispondenza proprio del valore di soglia scelto ( $150 \mu\text{Volt}$ ). Anche per il metodo “*Local Threshold*” è necessario impostare un valore di soglia in  $\mu\text{V}$ , utile per identificare i picchi R. In questo caso il valore di soglia riguarda una differenza in tensione fra campioni adiacenti, e una soglia temporale predefinita dal metodo. Secondo questo metodo, vengono identificati validi per l’estrazione degli IBI, i campioni (picchi R) che hanno un valore di tensione che supera quello dei campioni adiacenti (a destra e a sinistra) di una quantità maggiore o uguale del valore di soglia e si trovano ad una distanza temporale dal picco precedentemente individuato maggiore o uguale alla distanza temporale predefinita.

La scelta di uno di questi due metodi è dipesa essenzialmente da come si presenta il tracciato ECG. Di fatti, in questo lavoro di Tesi sono stati utilizzati l’uno o l’altro metodo a seconda di come si presentava di volta in volta il segnale in esame e a seconda del metodo che risultava fornire in automatico l’identificazione più corretta dei picchi R, sulla base dell’ispezione visiva del risultato dell’identificazione automatica mostrato in anteprima dalla interfaccia di ARTiiFACT.

Infatti, una volta scelto il metodo e i parametri ad esso associato, nella parte destra della schermata (sempre riferendosi alla Figura 3.23) vi è un'anteprima della detezione. Una volta selezionato il metodo da utilizzare, si può procedere alla fase successiva selezionando il pulsante in alto a destra con la scritta 'Proceed' (si veda la Figura 3.23).

La fase successiva riguarda la verifica e l'eventuale correzione manuale dei picchi R (non identificati in automatico, ovvero falsi negativi oppure erroneamente identificati, ovvero falsi positivi). La schermata mostra una porzione di tracciato (che si può far scorrere), dove viene mostrato il risultato della detezione automatica dei picchi, cioè le linee azzurre verticali in corrispondenza dei picchi, sovrapposte al tracciato ECG.

Nel caso in cui i picchi siano stati identificati correttamente, come in Figura 3.24, si può procedere alla verifica della parte successiva del tracciato scorrendo in avanti.



**Figura 3.24:** Schermata per la verifica e correzione dei picchi identificati come tali. In questo caso, sono stati tutti correttamente identificati.

In caso contrario, se vi sono dei picchi che sono stati identificati in maniera

errata (falsi positivi), è necessario selezionare il picco, tramite tasto “*Select*” e successivamente cliccare il tasto “*Mark as non-peak*”; la linea verticale da azzurra diventerà arancione, come osservabile in Figura 3.25. Nel caso in cui, invece, il metodo non abbia identificato un picco (falso negativo), è possibile selezionarlo ed etichettarlo con il tasto “*Mark as peak*”, in questo caso la linea verticale comparirà di colore verde (Figura 3.25).



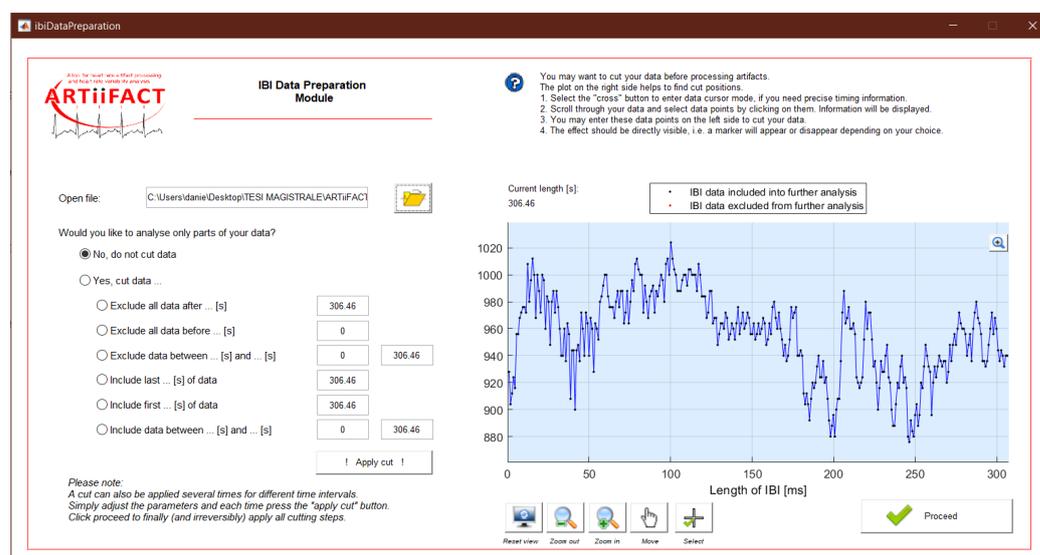
**Figura 3.25:** Schermata di verifica e correzione dei picchi R identificati in maniera automatica. In questo caso, erano stati riconosciuti come picchi tre falsi positivi che sono stati manualmente etichettati (linea arancione) come “*non-peak*”, e i picchi R veritieri non identificati in automatico sono stati etichettati manualmente (linea verde).

Una volta verificato l'intero tracciato, viene generato un *file* .txt contenente l'elenco dei valori degli intervalli inter-battito, in *ms*.

Ottenuto il tacogramma si passa al modulo “*Detect and process artifacts in IBI data*”, in cui vengono identificati automaticamente e manualmente gli

artefatti presenti nel tacogramma ottenuto in *output* dal modulo “*Extract IBIs from ECG data*”.

Viene fornito in input a questo modulo il *file* .txt contenente gli intervalli inter-battito e la prima schermata che si presenta è mostrata in Figura 3.26. Nella schermata azzurra a destra, viene plottato il tacogramma, dove sull’asse delle ascisse è riportato il tempo in secondi, e sull’asse delle ordinate i corrispondenti intervalli inter-battito espressi in millisecondi. In modo analogo a quanto già visto per l’interfaccia iniziale del modulo precedente (Figura 3.22) è possibile eseguire dei tagli del tracciato.



**Figura 3.26:** Schermata iniziale del modulo “*Detect and process artifacts in IBI data*”.

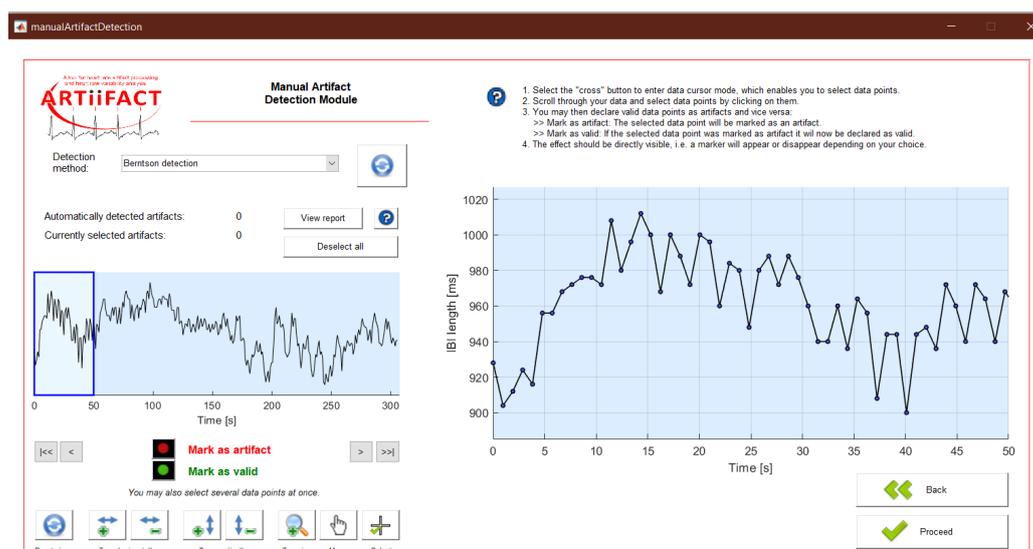
Poiché non è mai risultato necessario eseguire dei tagli del tracciato, si è passati subito alla fase e alla schermata successiva: la detezone degli artefatti. In questa schermata (Figura 3.27), a cui si accede attraverso il tasto “*Proceed*” dalla schermata precedente (Figura 3.26), oltre ad una detezone automatica degli artefatti, vi è inoltre la possibilità per l’operatore di inter-

venire manualmente per correggere eventuali falsi positivi (“*Mark as valid*”) o identificare i falsi negativi (artefatti omessi, “*Mark as artifact*”).

La detezione viene effettuata tramite due metodi, selezionabili dal menù a tendina “*Detection Method*”:

- *Median absolute deviation detection*
- *Berntson detection*

In questo lavoro di Tesi si è sfruttato il metodo di Berntson[52] per la ricerca di eventuali artefatti nel tacogramma, poiché risulta essere più accurato.



**Figura 3.27:** Schermata per la selezione del metodo di detezione automatica degli artefatti all’interno del tacogramma. E’ possibile inoltre correggere eventuali falsi positivi e falsi negativi con i tasti “*Mark as valid*” e “*Mark as artifact*”.

Di seguito viene data una descrizione sintetica di entrambi i metodi per poter comprendere il meccanismo che sta alla base di tali correzioni da ap-

portare nel tacogramma.

Il primo metodo si basa sul calcolo della mediana, ovvero uno stimatore della tendenza centrale dei dati, come la media, ma è meno sensibile alla presenza di *outlier*. Viene calcolata la mediana del set di dati e successivamente la *Median Absolute Deviation*, ottenuta calcolando la differenza in valore assoluto tra ciascun valore del set di dati e la mediana dell'intero *set*, e quindi calcolando la mediana di tali differenze assolute.

Il metodo considera come *outlier* quei valori del set di dati che si discostano dalla mediana per più di 3 volte la *scaledD*, considerando come validi tutti gli altri valori. La *scaledD* è la *Median Absolute Deviation* scalata di un fattore moltiplicativo, spesso assunto pari a 1.4826.

Il secondo metodo implementato in ARTiiFACT si basa sull'algoritmo di Berntson, proposto nel 1990[52].

L'algoritmo di Berntson si basa sulla distribuzione delle differenze tra intervalli inter-battito (IBI) adiacenti, indicate come  $\Delta_{IBI}$ . In particolare, l'algoritmo sfrutta il fatto che le  $\Delta_{IBI}$  generate dalla presenza di artefatti sono grandi rispetto ad una normale variabilità, e pertanto effettuare un controllo su tali  $\Delta$  serve a identificare potenziali artefatti.

Infatti, nella serie di IBI possono essere presenti solo due tipi di artefatti: artefatti dovuti all'omissione di un battito reale oppure artefatti dovuti all'introduzione di un battito spurio. L'omissione di un battito reale dà origine ad un IBI che è circa il doppio della media di due battiti reali. Al contrario, un artefatto originato da una detezione spuria di un picco R tra due reali complessi QRS, farà sì che almeno uno dei due risultanti IBI spuri sia uguale o inferiore a metà del reale intervallo. In entrambi i casi, comunque, il risultato è che la differenza tra un IBI generato da un artefatto e i circostanti IBI relativi a battiti veritieri è maggiore rispetto alla normale variabilità del

periodo cardiaco.

L'idea di tale metodo è quella di poter distinguere le distribuzioni delle  $\Delta_{IBI}$  generate a partire da battiti veritieri rispetto alle distribuzioni delle  $\Delta_{IBI}$  dovute ad artefatti.

In questo metodo gli artefatti sono identificati ottenendo una stima accurata della massima differenza attesa tra IBI normali (*Maximum Expected Difference*, MED) e la minima differenza attesa tra IBI dovuti agli artefatti (*Minimal Artifact Difference*, MAD).

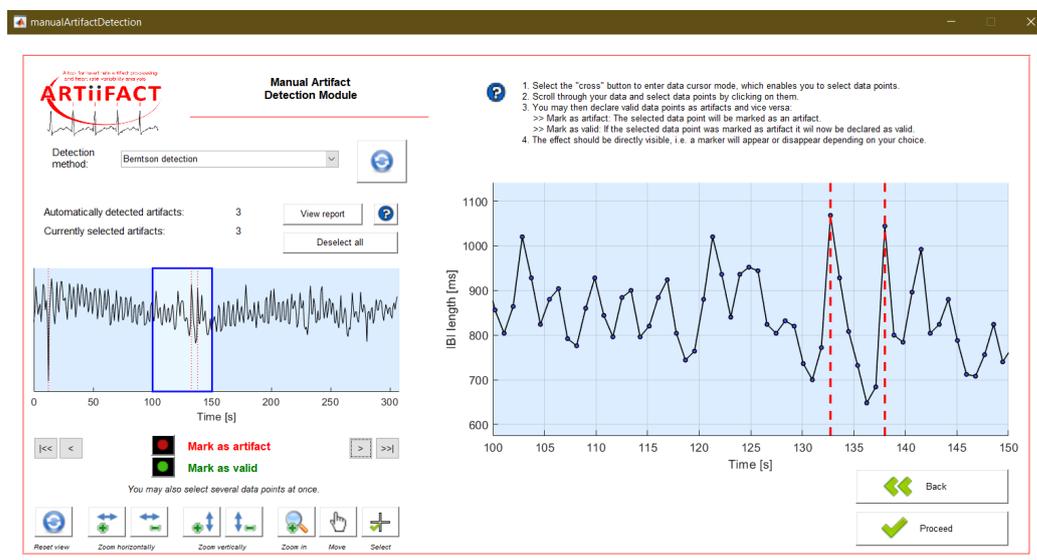
Questi due indici sono molto importanti, di fatti una interpretazione che si può fornire a riguardo è la seguente: il MED è il limite superiore delle distribuzioni delle  $\Delta_{IBI}$  dovute a battiti reali; il MAD invece è interpretabile come limite inferiore delle distribuzioni delle  $\Delta_{IBI}$  dovute agli artefatti. Se MED è inferiore a MAD, questi indici possono essere utilizzati per discriminare le differenze tra IBI veritieri e quelli generati da artefatto.

Si è optato per il metodo Berntson in quanto è uno dei metodi più utilizzati nella letteratura scientifica per la correzione di artefatti nel tacogramma.

Ogni tacogramma ottenuto è stato quindi sottoposto alla verifica di eventuali artefatti sfruttando il metodo di Berntson.

La Figura 3.28 mostra un esempio dell'individuazione degli artefatti.

Dopo l'identificazione automatica degli artefatti nel tacogramma, si passa all'interfaccia successiva selezionando il tasto "Proceed" che apre l'ultima interfaccia mostrata in Figura 3.29.



**Figura 3.28:** Esempio di individuazione di artefatti all'interno del tacogramma.

In questa ultima interfaccia si decide come correggere gli artefatti individuati al passo precedente. ARTiiFACT fornisce 4 alternative, selezionabili attraverso il menù a tendina “*Processing method*”:

- *Cubic spline interpolation*
- *Linear interpolation*
- *Deletion*
- *Replace with NaN*

Si è scelto di utilizzare, in questo lavoro di Tesi, il secondo metodo ovvero l'interpolazione lineare. Come per il primo metodo, i campioni che vengono etichettati come artefatti, vengono eliminati e sostituiti con un'interpolazione con un polinomio di primo grado, ovvero il valore rimosso viene rimpiazzato con il valore medio tra l'IBI che precede e l'IBI che segue il valore rimosso.

La correzione (in rosso) effettuata viene mostrata nel tracciato a destra, sovrapposto al tracciato originale (in blu).

Viene infine salvato il *file* .txt contenente il tacogramma finale, utile per effettuare l'analisi dell'HRV.



**Figura 3.29:** Ultima interfaccia di ARTiiFACT per la gestione degli artefatti.

Gli artefatti sono sostituiti utilizzando il metodo dell'interpolazione lineare.

Il tacogramma così corretto viene importato successivamente in Matlab, dove, calcolandone il reciproco, si calcolava anche la frequenza cardiaca. Entrambe le serie temporali (di periodo cardiaco e di frequenza cardiaca) venivano interpolati con frequenza di  $10Hz$  ed entrambi filtrati con un filtro passa-basso con banda passante fino a  $0.5Hz$ .

Il tacogramma, e il segnale di HR, sono stati poi divisi, poiché come anticipato precedentemente, il segnale ECG era stato diviso in 2 parti e di conseguenza ARTiiFACT ha fornito in uscita due tacogrammi per la fase VR; si sono

ottenuti così i 4 tacogramma corrispondenti alle 4 fasi analizzate (r1, r1VR, r2VR, WM). Il tacogramma (e la frequenza cardiaca) relativi alla fase di base, dopo interpolazione e filtraggio, non richiedeva di essere ulteriormente suddiviso. Infine si procedeva all'analisi nel dominio delle frequenze.

A tale scopo il passo successivo è consistito nel calcolare per tutte le 5 fasi (base, r1, r1VR, r2VR e WM) le densità spettrali di potenza utilizzando il metodo di Welch (*pwelch* in Matlab), per poter estrarre gli indici fondamentali, approfonditi nel secondo capitolo, ed effettuare un'analisi dell'HRV per ogni soggetto nelle varie fasi dell'esperimento. In particolare, dalla densità spettrale di potenza del tacogramma in ciascuna fase (base, r1, r1VR, r2VR e WM) e per ciascun soggetto sono state ricavate la potenza in banda LF (calcolando l'area sottesa nella banda  $0.04 - 0.15Hz$ ) e la potenza in banda HF (calcolando l'area sottesa nella banda  $0.15 - 0.4Hz$ ).

# Capitolo 4

## Analisi del segnale

## Elettroencefalografico:

## Risultati

### 4.1 Analisi dei Segnali EEG e Risultati

Verranno di seguito discussi i risultati ottenuti dall'elaborazione dei segnali Elettroencefalografici registrati durante l'esperimento di immersione sensoriale in ambiente di realtà virtuale, condotto su 31 soggetti volontari presso il Laboratorio di Realtà Virtuale del Campus di Forlì.

L'esperimento prevedeva l'acquisizione dei segnali EEG multicanale e del segnale Elettrocardiografico (i risultati dell'analisi di quest'ultimo verranno discussi nel Capitolo 5) sia nella prova in condizioni di base (in assenza di qualunque stimolazione audiovisiva) sia nella prova condotta nell'ambiente di realtà virtuale (VR; che riproduceva una cabina di aereo *regional* con stimolazione audiovisiva). Nella parte finale della prova condotta in ambiente di realtà virtuale, i soggetti dovevano svolgere un *task* di calcolo mentale.

Si ricorda che l'acquisizione in condizioni di base ha una durata di 5 minuti, mentre l'acquisizione in VR ha una durata di 23 minuti circa. Si ricorda che la prova in VR contiene le seguenti fasi:

- Fase di *rest* iniziale, con durata di 5 minuti, in cui il soggetto è seduto e gli schermi sono spenti, mentre il suono (che simula il rumore del velivolo) è acceso (fase r1);
- Fase, con durata di 5 minuti, in cui il soggetto è seduto e gli schermi sono accesi insieme al suono (fase r1VR);
- Fase, con durata di 3 minuti, in cui il soggetto si muove e interagisce con l'ambiente di realtà virtuale (fase INT);
- Fase, con durata di 5 minuti, in cui il soggetto è nuovamente seduto e gli schermi sono accesi insieme al suono (fase r2VR);
- Fase finale, con durata di 5 minuti, in cui il soggetto è ancora sottoposto alla stessa stimolazione audiovisiva della fase precedente, ma deve eseguire un compito di calcolo mentale (fase WM).

Nel capitolo precedente è stata discussa l'elaborazione dei segnali EEG, in particolare la rimozione degli artefatti (con enfasi sulla rimozione dell'artefatto da ECG) e la successiva stima della densità spettrale di potenza. Precisamente, il precedente capitolo si è concluso con il calcolo delle densità spettrali di potenza mediate nelle due regioni parieto-occipitali (PO) e fronto-centro-temporali (FCT). Tale distinzione è stata scelta poiché il ritmo *alpha* è principalmente presente nelle regioni parietali e occipitali; mentre il ritmo *theta*, che sembra svolgere un ruolo di controllo di alto livello, è maggiormente presente nelle regioni frontali e temporali.

Poiché in questo lavoro di tesi si vuole indagare come le varie fasi dell'esperimento influenzino le potenze sia in banda *alpha* sia in banda *theta*, di seguito verranno discussi separatamente i risultati ottenuti per questi due ritmi cerebrali per rendere più semplice la lettura del presente capitolo.

Inoltre, al termine del capitolo verranno discussi i risultati ottenuti a seguito dell'analisi preliminare volta ad investigare una possibile correlazione fra dati oggettivi, le potenze in banda *alpha* e *theta*, e dati soggettivi, ovvero i risultati ottenuti dai questionari somministrati ai partecipanti all'esperimento.

#### 4.1.1 Ritmo *Alpha*

Nella presente trattazione si vogliono valutare le variazioni della potenza in banda *alpha* ( $8 - 12Hz$ ), l'area sottesa dalla densità spettrale di potenza del segnale in quell'intervallo di frequenze, sia nelle regioni Parieto-Occipitali (PO), dove è maggiormente presente, sia nelle regioni Fronto-Centro-Temporalis (FCT). L'obiettivo è quello di confrontare i valori di potenza ricavati in ogni fase, così da valutare le variazioni dell'oscillazione *alpha* in relazione allo stato psicofisico del partecipante.

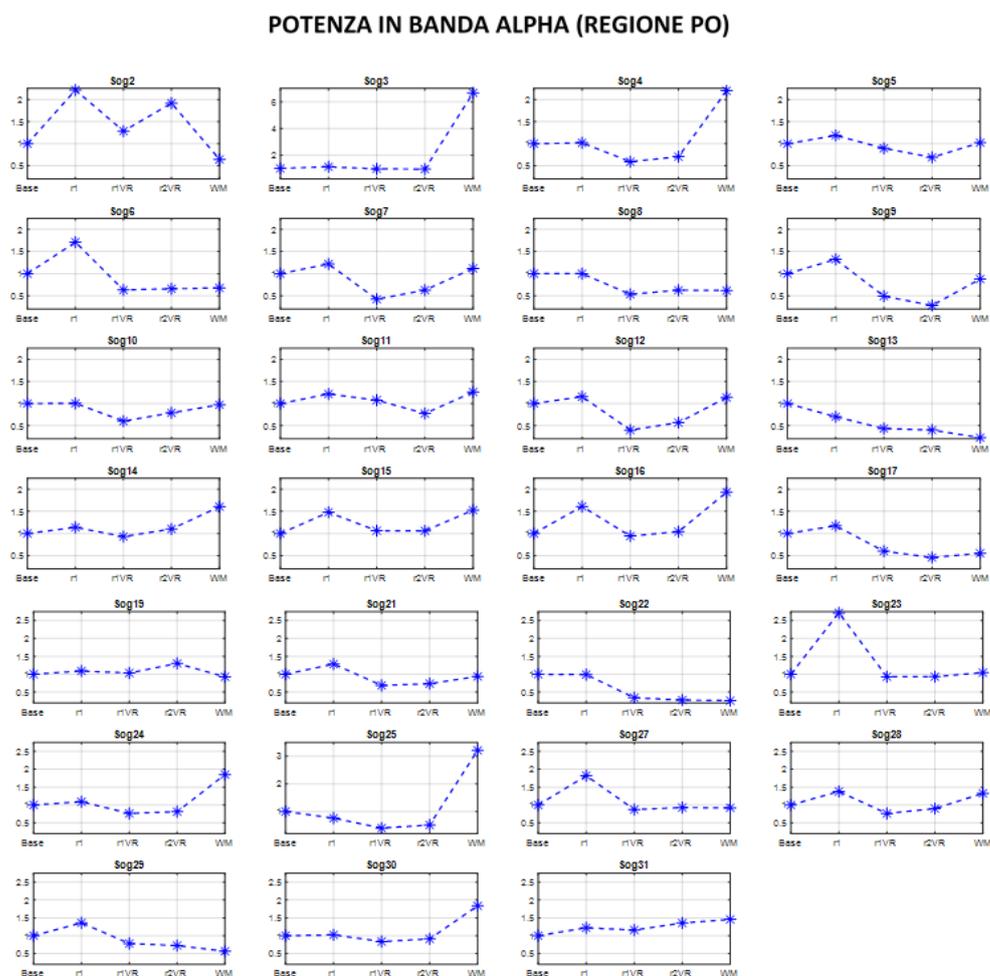
Sono stati esclusi dalla presente discussione i soggetti 1, 18, 20 e 26 poiché risultavano estremamente rumorosi.

Di seguito viene riportata in Figura 4.1 e Figura 4.2, la potenza in banda *alpha* nelle regioni PO e FCT, rispettivamente, per ogni soggetto durante ciascuna delle 5 fasi (base, r1, r1VR, r2VR, WM) analizzate.

Per ogni soggetto, i valori di potenza sono stati normalizzati rispetto ai valori della condizione di base, presa come riferimento. Pertanto nei grafici seguenti, la potenza normalizzata nella condizione di base ha valore 1.

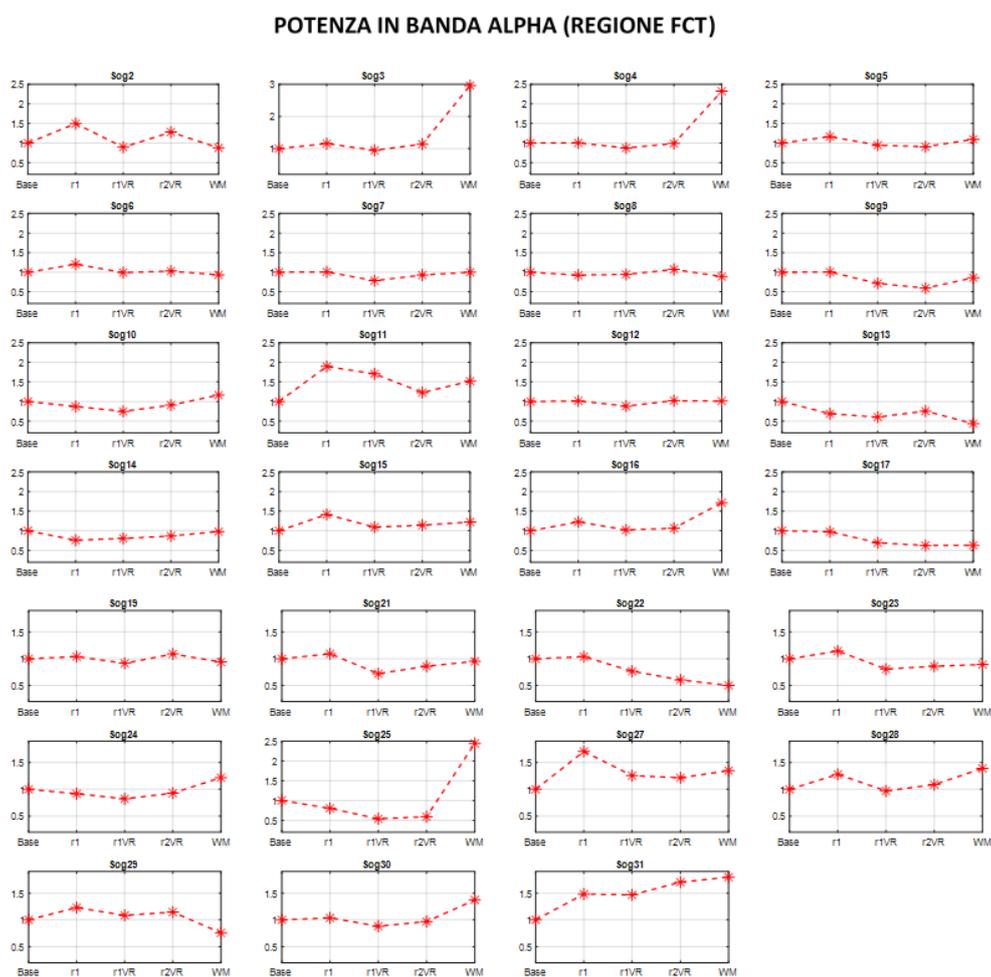
Dalla Figura 4.1 possiamo notare come per molti soggetti, la potenza in banda *alpha* nella fase WM aumenti rispetto alle fasi di pura stimolazione

audiovisiva (fasi r1VR e r2VR).



**Figura 4.1:** Valori della potenza *alpha* normalizzata nella regione PO (fase di riferimento = Base) in ciascuna delle 5 fasi (base, r1, r1VR, r2VR, WM), rappresentati per ogni soggetto separatamente.

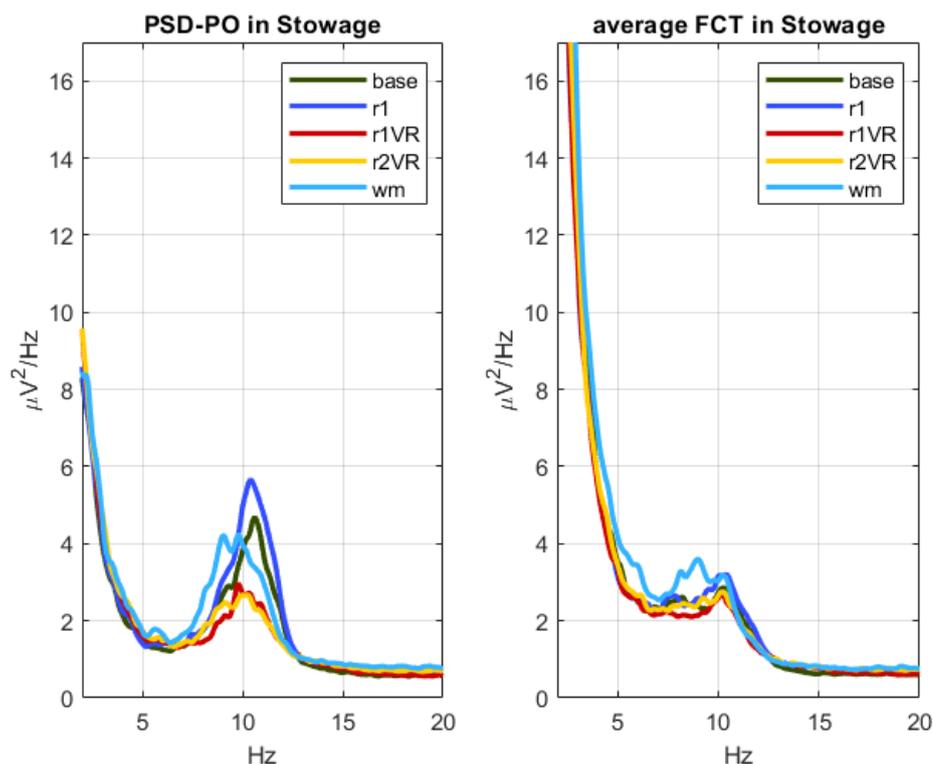
La stessa cosa si può apprezzare, se pur in misura minore, anche nella Figura 4.2, dove viene riportata la potenza in banda *alpha* indagata nelle regioni FCT.



**Figura 4.2:** Valori della potenza *alpha* normalizzata nella regione FCT (fase di riferimento = Base) in ciascuna delle 5 fasi (base, r1, r1VR, r2VR, WM), rappresentati per ogni soggetto separatamente.

Per poter meglio apprezzare come si comporta mediamente il campione di soggetti esaminato in relazione alle variazioni di potenza *alpha* nelle varie condizioni, si riportano i risultati ottenuti mediando sui vari soggetti. Possiamo partire facendo riferimento alla Figura 4.3, dove vengono riportate le

PSD mediate su tutti i soggetti, in ciascuna nelle due regioni di interesse, PO e FCT.



**Figura 4.3:** Densità Spettrali di Potenza nelle 5 fasi, mediate su tutti i soggetti, calcolate separatamente nelle due regioni di interesse, PO e FCT.

Si può notare come la densità di potenza in banda *alpha* ( $8 - 12Hz$ ), risulti maggiore rispetto alla densità di potenza nelle fasi . Questo è più evidente nella regione PO e in misura minore nella regione FCT. Infatti, nelle fasi r1VR ed r2VR i partecipanti erano seduti davanti agli schermi accesi ed esploravano visivamente l'ambiente di realtà virtuale, con forte attivazione delle regioni sensoriali visive localizzate nelle regioni occipitali, e conseguente diminuzione di potenza in banda *alpha* rispetto alla fase base e alla fase

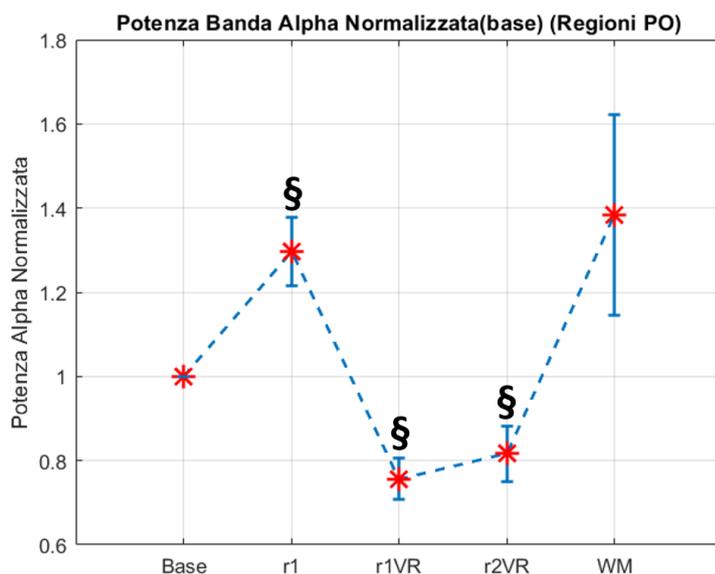
r1 (entrambe svolte con schermi spenti). Durante la fase di WM, i soggetti dovevano svolgere un *task* di calcolo mentale durante immersione nella realtà virtuale, cercando di spostare l'attenzione dall'esterno verso l'interno (per svolgere adeguatamente il compito assegnato).

L'incremento di potenza in banda *alpha* in tale fase soprattutto nelle regioni occipitali si potrebbe attribuire alla necessità dei soggetti di isolarsi dall'ambiente circostante (che tende ad attirare l'attenzione verso l'esterno), per effettuare appunto il *task* di calcolo mentale, in linea con le ipotesi che attribuiscono al ritmo *alpha* un ruolo inibitorio attivo.

Oltre alla densità spettrale di potenza mediata su tutti i soggetti, si può esaminare l'andamento della potenza in banda *alpha* mediata su tutti i soggetti al variare delle fasi dell'esperimento, in ciascuna delle due regioni di interesse. A tale scopo, nella Figura 4.4 e nella Figura 4.5 viene riportato l'andamento della potenza in banda *alpha*, mediato sui 27 soggetti analizzati, nelle Regioni PO e FCT, rispettivamente. Come possiamo vedere l'andamento della potenza *alpha* conferma quanto osservato negli spettri di potenza di Figura 4.3. Infatti si può notare come il valore in WM tenda a superare il valore Base, e risulti nettamente superiore ai valori di potenza nelle fasi r1VR e r2VR. Questo conferma come il soggetto abbia la necessità di isolarsi dall'ambiente di realtà virtuale per concentrarsi internamente durante il *task*.

Si nota, inoltre, che la potenza *alpha* nella fase r1, in cui il soggetto era seduto di fronte agli schermi spenti ma era presente il rumore di fondo, mostra un aumento rispetto alla condizione di base. Tra queste due fasi la differenza consiste nella presenza del rumore di fondo nella fase r1; si potrebbe ipotizzare che il rumore di fondo dell'aereo aiuti i partecipanti a rilassarsi, provocando un aumento delle onde *alpha* in tale fase. Tale aumento si nota anche nella Figura 4.3, dove il picco della PSD nella fase r1 è maggiore ri-

spetto alla condizione base.

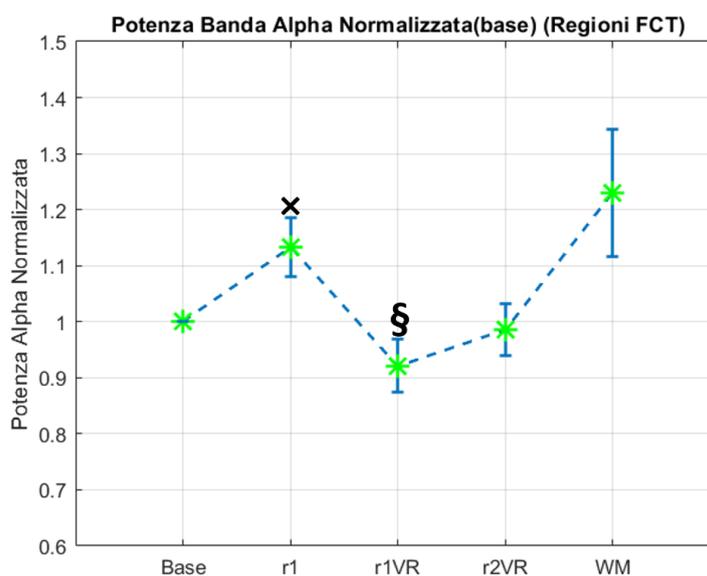


**Figura 4.4:** Potenza media  $\pm$  SEM in banda *alpha* (regioni PO), ottenuta su 27 soggetti. I valori di potenza sono stati mediati dopo essere stati normalizzati, soggetto per soggetto, rispetto al corrispondente valore della condizione Base. Il simbolo § etichetta le fasi in cui la potenza *alpha* normalizzata è significativamente diversa dal valore nella condizione base anche con la correzione di Bonferroni.

La differenza che invece è presente tra la fase r1 e la fase r1VR, è rappresentata dall'accensione degli schermi con la presentazione della cabina. La forte stimolazione visiva provoca una diminuzione nella potenza in banda *alpha* rispetto alla fase base e a r1; nella fase r2VR vi è un leggero incremento del ritmo *alpha* rispetto alla fase r1VR. In questo caso, tale incremento potrebbe essere dovuto all'abituarsi dei partecipanti alla stimolazione audiovisiva.

Queste differenze si apprezzano in entrambe le regioni, seppur in maniera più

marcata per quanto riguarda le potenze in banda *alpha* nella regione PO.



**Figura 4.5:** Potenza media  $\pm$  SEM in banda *alpha* (regione FCT), ottenuta su 27 soggetti. I valori di potenza sono stati mediati dopo essere stati normalizzati, soggetto per soggetto, rispetto al corrispondente valore della condizione Base. Il simbolo x evidenzia le fasi in cui la potenza *alpha* normalizzata è significativamente diversa dal valore nella condizione base. Il simbolo § mostra le fasi in cui la potenza *alpha* normalizzata è significativamente diversa dal valore nella condizione base anche con la correzione di Bonferroni.

Per verificare la significatività statistica della differenza tra le fasi di VR rispetto alla condizione base, è stato eseguito in primo luogo il test di Anderson Darling per valutare la Gaussianità delle distribuzioni dei dati che si vogliono confrontare, ovvero i valori della potenza normalizzata in banda *alpha* nelle varie fasi rispetto al valore di riferimento (=1).

Nel caso in cui almeno una delle distribuzioni risultasse non Gaussiana, si procedeva utilizzando il Sign Test (test non parametrico che verifica se la

mediana della differenza di due popolazione è significativamente diversa da 0); altrimenti si procedeva utilizzando il T-Test (test parametrico che verifica se la media della differenza di due popolazioni è significativamente diversa da 0). E' stata poi applicata anche la correzione di Bonferroni, metodo utilizzato per contrastare il problema dei confronti multipli, ovvero controllare l'errore di tipo I (la probabilità di rifiutare l'ipotesi nulla quando questa è vera). Nei confronti statistici il livello di soglia di significatività (*significance cut-off*) è stato posto pari a 0.05; questo valore di *cut-off* viene diviso per  $n$  (dove  $n$  è il numero di confronti effettuati) nel caso di confronti multipli applicando appunto la correzione di Bonferroni.

Nelle Figura 4.4 e Figura 4.5, vengono indicate con il simbolo "x" le fasi in cui la potenza *alpha* risulta avere differenza statistica significativa ( $p\text{-value} < 0.05$ ) rispetto a Base, e con il simbolo "§" quelle che conservano la differenza statistica) anche con la correzione di Bonferroni ( $p\text{-value} < 0.05/n$ ). In maniera analoga, per valutare la significatività quando viene applicata la correzione di Bonferroni, si può moltiplicare il *p-value* ottenuto per  $n$  e verificare se è minore del valore di *cut-off* di 0.05.

Nel caso della potenza *alpha* per le Regioni PO e FCT, è stato utilizzato il Sign Test. I valori dei *p-value* ottenuti sono stati riportati nella Tabella 4.1 (per la potenza *alpha* PO) e Tabella 4.2 (per la potenza *alpha* FCT). Tramite l'analisi delle tabelle, possiamo notare che:

- Per *alpha* PO: le differenze sono risultate significative per tutte le fasi r1, r1VR ed r2VR, anche con la correzione di Bonferroni. Il confronto fra WM e Base è risultato non significativo (a causa dell'elevata variabilità inter-soggetto in tale fase, si veda Figura 4.4);
- Per *alpha* FCT: soltanto le differenze r1-Base e r1VR-Base sono risultate significative; la differenza r1VR-Base mantiene la significatività

anche con la correzione di Bonferroni.

<i>Power Alpha</i> ( <i>Regione PO</i> )	<i>Sign Test:</i> <i>p-value</i>	<i>C. Bonferroni (x4):</i> <i>p-value</i>
<i>r1-Base</i>	$3.1075 \cdot 10^{-4}(x)$	0.0012(\$)
<i>r1VR-Base</i>	0.0015 ( <i>x</i> )	0.0061(\$)
<i>r2VR-Base</i>	0.0059 ( <i>x</i> )	0.0237(\$)
<i>WM-Base</i>	0.7011	2.8044

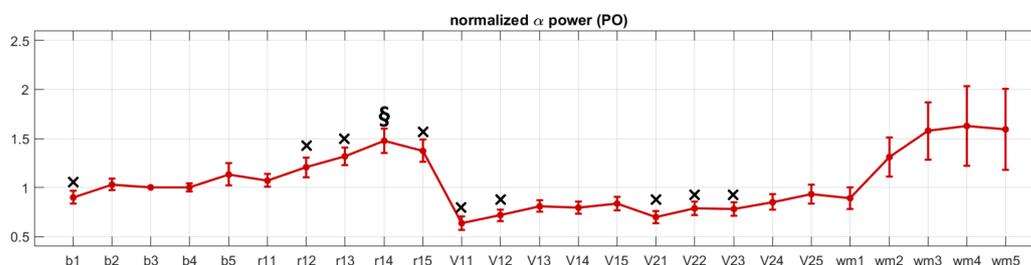
**Tabella 4.1:** Risultati del Sign-Test che confronta le fasi dell'esperimento di realtà virtuale con la fase Base, relativamente alla potenza in banda *alpha* nella regione PO. E' riportato il valore del *p-value* senza e con la correzione di Bonferroni.

<i>Power Alpha</i> ( <i>Regione FCT</i> )	<i>Sign Test:</i> <i>p-value</i>	<i>C. Bonferroni (x4):</i> <i>p-value</i>
<i>r1-Base</i>	0.0192( <i>x</i> )	0.0768(\$)
<i>r1VR-Base</i>	0.0059( <i>x</i> )	0.0236(\$)
<i>r2VR-Base</i>	1	4
<i>WM-Base</i>	0.7011	2.8044

**Tabella 4.2:** Risultati del Sign-Test che confronta le fasi dell'esperimento di realtà virtuale con la fase Base, relativamente alla potenza in banda *alpha* nella regione FCT. E' riportato il valore del *p-value* senza e con la correzione di Bonferroni.

Per apprezzare, con una risoluzione temporale più fine, come vari la potenza in banda *alpha* durante la fase Base e durante tutto l'esperimento svolto

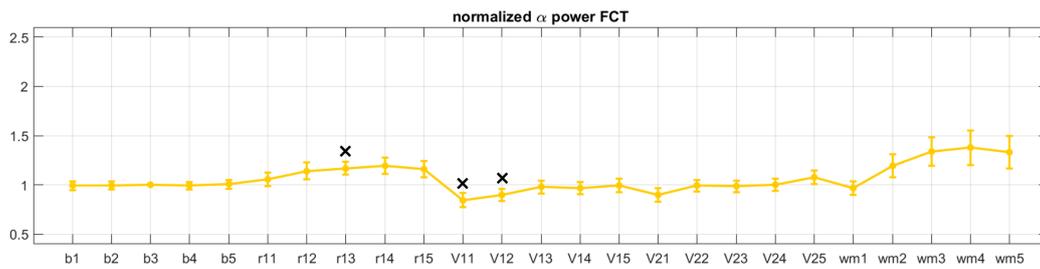
nell'ambiente di realtà virtuale, è stato inoltre analizzato l'andamento minuto per minuto della potenza in banda *alpha*. In questo caso i valori di *alpha* minuto per minuto sono stati normalizzati rispetto al minuto centrale della fase Base, ovvero il minuto etichettato come b\_3, per ogni singolo soggetto. Quindi i valori minuto per minuto così normalizzati sono stati mediati su tutti i soggetti analizzati. Di seguito la Figura 4.6 e la Figura 4.7, riportano l'andamento minuto per minuto della potenza in banda *alpha* nelle regioni PO e FCT. Anche in questo caso è stata eseguita l'analisi statistica per verificare se vi fossero differenze significative dei valori normalizzata di potenza in ogni minuto rispetto al minuto 3 della fase Base (b3) assunto come riferimento (=1). Le distribuzioni sono risultate non gaussiane sia per la potenza in banda *alpha* della regione PO che della regione FCT; di conseguenza è stato utilizzato il Sign Test.



**Figura 4.6:** Andamento minuto per minuto della potenza (media $\pm$ SEM) in banda *alpha* (Regione PO) durante l'acquisizione base e l'acquisizione in VR. I valori di potenza sono stati mediati dopo essere stati normalizzati, soggetto per soggetto, rispetto al corrispondente valore al minuto b3. Il simbolo x etichetta minuti in cui si è stata rilevata una differenza statisticamente significativa rispetto a b3. Il simbolo § indica i minuti in cui la significatività statistica sopravvive alla correzione di Bonferroni.

Nelle figure è presente ancora una volta il simbolo “x” in corrispondenza

dei minuti in cui si è ottenuto un  $p$ -value inferiore al livello di significatività di 0.05, mentre si è utilizzato il simbolo “§” per indicare quelle fasi che hanno conservato la significatività statistica anche con la correzione di Bonferroni.



**Figura 4.7:** Andamento minuto per minuto della potenza (media $\pm$ SEM) in banda *alpha* (Regione FCT) durante l’acquisizione base e l’acquisizione in VR. I valori di potenza sono stati mediati dopo essere stati normalizzati, soggetto per soggetto, rispetto al corrispondente valore al minuto b3. Il simbolo x etichetta i minuti in cui è stata rilevata una differenza statisticamente significativa rispetto a b3 (la significatività non sopravvive alla correzione di Bonferroni).

Inoltre nella Figura 4.6 osservando l’andamento dei valori della potenza *alpha* nella fase r1 dal minuto 1 al minuto 5 (in figura etichettati come r11, r12, r13, r14, r15), si può apprezzare, come il ritmo *alpha* in tale fase aumenti gradualmente, indice del fatto che i soggetti si stanno progressivamente rilassando nella fase di *rest* a schermi spenti. Si può inoltre notare la drastica riduzione di potenza in banda *alpha* al passaggio dal minuto finale della fase r1 (minuto r5) all’inizio della fase r1VR (minuto V11). Un andamento di progressiva crescita di potenza *alpha* lo si osserva anche nei 5 minuti della fase WM; in questo caso però l’aumento verosimilmente corrisponde ad una progressiva inibizione delle regioni visive per isolarsi dagli schermi e aumen-

tare la concentrazione per eseguire il *task* matematico. Inoltre, si nota una variabilità inter-soggetto molto maggiore nella fase di WM rispetto alla fase iniziale di *rest*.

Dalle Tabella 4.3 e Tabella 4.4 si può notare come la potenza in banda *alpha* risulti significativamente diversa dalla condizione di riferimento (minuto b3) in corrispondenza a diversi minuti della prova sia per la regione PO sia per la regione FCT. La significatività statistica sopravvive però alla correzione di Bonferroni solo nel confronto b3–r1\_4 nella regione PO. Si noti tuttavia che si tratta di una correzione molto stringente a causa dell'elevato numero di confronti che coinvolge.

<i>Power Alpha (Regione PO)</i>	<i>Sign Test: p-value</i>	<i>C. Bonferroni (x24): p-value</i>
<i>b1-b3</i>	0.0290( <i>x</i> )	0.6950
<i>b2-b3</i>	0.5572	13.3727
<i>b4-b3</i>	0.8450	20.2805
<i>b5-b3</i>	0.5572	13.3727
<i>r1_1-b3</i>	0.1686	4.0473
<i>r1_2-b3</i>	0.0290( <i>x</i> )	0.6950
<i>r1_3-b3</i>	0.0025( <i>x</i> )	0.0599
<i>r1_4-b3</i>	$5.3352 \cdot 10^{-4}$ ( <i>x</i> )	0.0128(§)
<i>r1_5-b3</i>	0.0094( <i>x</i> )	0.2245
<i>r1VR_1-b3</i>	0.0094( <i>x</i> )	0.2245
<i>r1VR_2-b3</i>	0.0025( <i>x</i> )	0.0599
<i>r1VR_3-b3</i>	0.0755	1.8124
<i>r1VR_4-b3</i>	0.0755	1.8124
<i>r1VR_5-b3</i>	0.1686	4.0473
<i>r2VR_1-b3</i>	0.0041( <i>x</i> )	0.0979
<i>r2VR_2-b3</i>	0.0094( <i>x</i> )	0.2245
<i>r2VR_3-b3</i>	0.0025( <i>x</i> )	0.0599
<i>r2VR_4-b3</i>	0.1686	4.0473
<i>r2VR_5-b3</i>	0.5572	13.3727
<i>WM_1-b3</i>	0.5572	13.3727
<i>WM_2-b3</i>	0.3269	7.8465
<i>WM_3-b3</i>	0.5572	13.3727
<i>WM_4-b3</i>	0.1686	4.0473
<i>WM_5-b3</i>	0.8450	20.2805

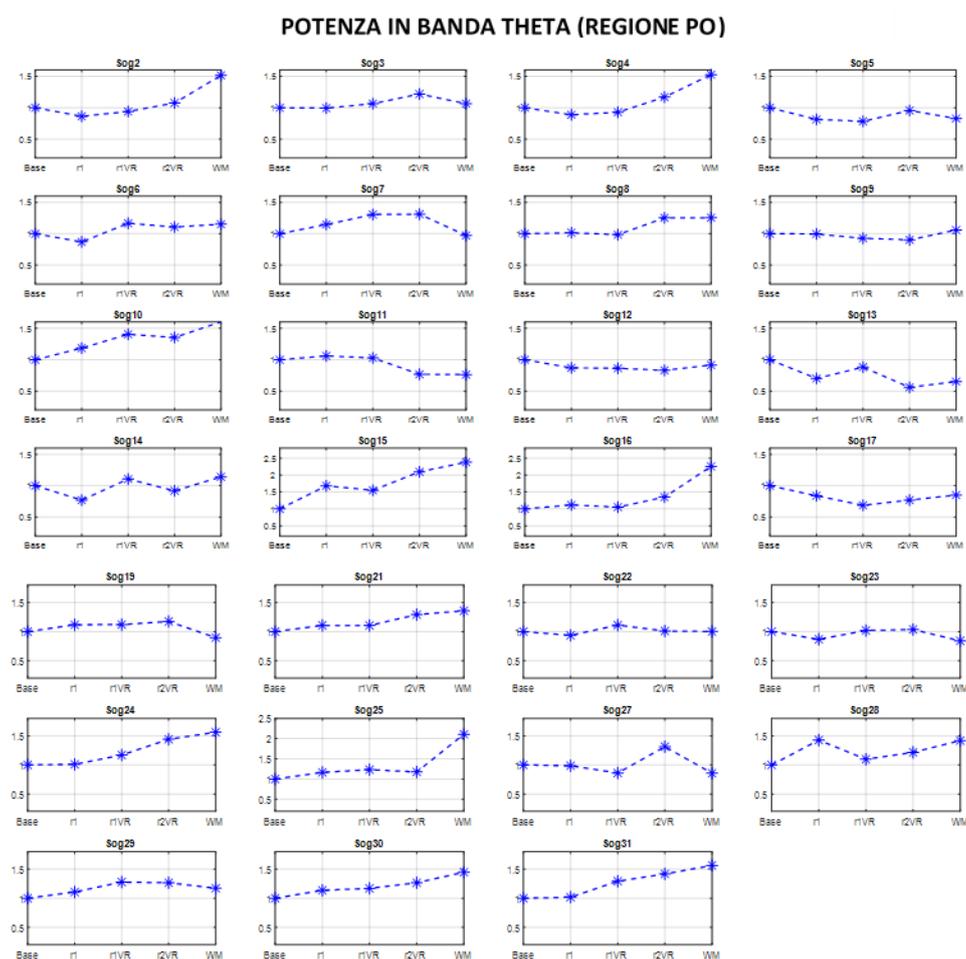
**Tabella 4.3:** Risultati dell'analisi Statistica applicata alla potenza in banda *alpha* (Regione PO) normalizzata rispetto a b3. Sono stati eseguiti i confronti a coppie elencati usando il test non parametrico sign test, E' riportato il valore del *p-value* senza e con la correzione di Bonferroni.

<i>Power Alpha (Regione FCT)</i>	<i>Sign Test: p-value</i>	<i>C. Bonferroni (x24): p-value</i>
<i>b1-b3</i>	0.8450	20.2805
<i>b2-b3</i>	0.8450	20.2805
<i>b4-b3</i>	0.8450	20.2805
<i>b5-b3</i>	1	24
<i>r1_1-b3</i>	0.8450	20.2805
<i>r1_2-b3</i>	0.1686	4.0473
<i>r1_3-b3</i>	0.0290(x)	0.6950
<i>r1_4-b3</i>	0.1686	4.0473
<i>r1_5-b3</i>	0.1686	4.0473
<i>r1VR_1-b3</i>	0.0025(x)	0.0599
<i>r1VR_2-b3</i>	0.0025(x)	0.0599
<i>r1VR_3-b3</i>	0.3269	7.8465
<i>r1VR_4-b3</i>	0.1686	4.0473
<i>r1VR_5-b3</i>	0.8450	20.2805
<i>r2VR_1-b3</i>	0.2295	5.5086
<i>r2VR_2-b3</i>	0.5572	13.3727
<i>r2VR_3-b3</i>	0.1686	4.0473
<i>r2VR_4-b3</i>	0.5572	13.3727
<i>r2VR_5-b3</i>	0.5572	13.3727
<i>WM_1-b3</i>	0.5572	13.3727
<i>WM_2-b3</i>	0.5572	13.3727
<i>WM_3-b3</i>	0.1686	4.0473
<i>WM_4-b3</i>	0.0755	1.8124
<i>WM_5-b3</i>	0.0755	1.8124

**Tabella 4.4:** Risultati dell'analisi Statistica applicata alla potenza in banda *alpha* (Regione FCT) normalizzata rispetto a b3. Sono stati eseguiti i confronti a coppie elencati usando il test non parametrico sign test, E' riportato il valore del *p-value* senza e con la correzione di Bonferroni.

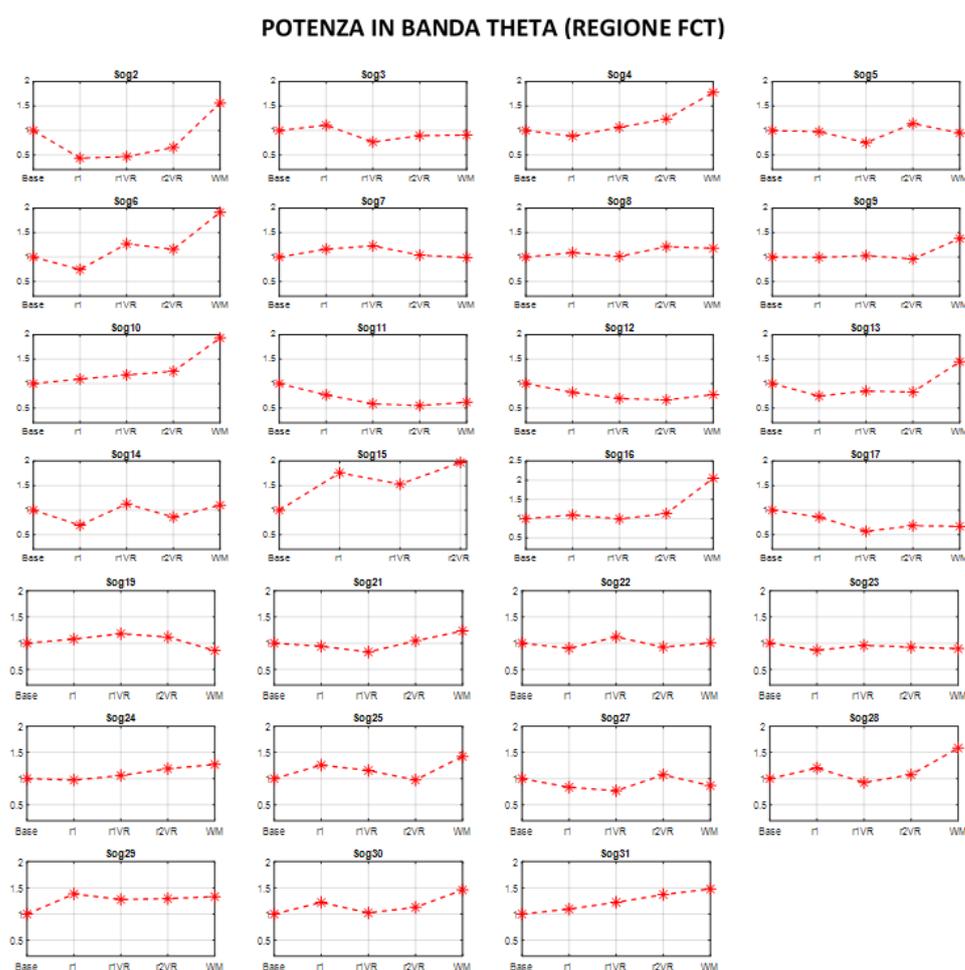
### 4.1.2 Ritmo *Theta*

Di seguito verranno invece discussi i risultati ottenuti dall'analisi delle variazioni della potenza in banda *theta* (intervallo di frequenze da 4 a 8 Hz). Come anticipato nei capitoli precedenti, il ritmo *theta* è fondamentale nei compiti di più alto livello cognitivo, ed inoltre gioca un ruolo fondamentale anche nei compiti di *working memory*.



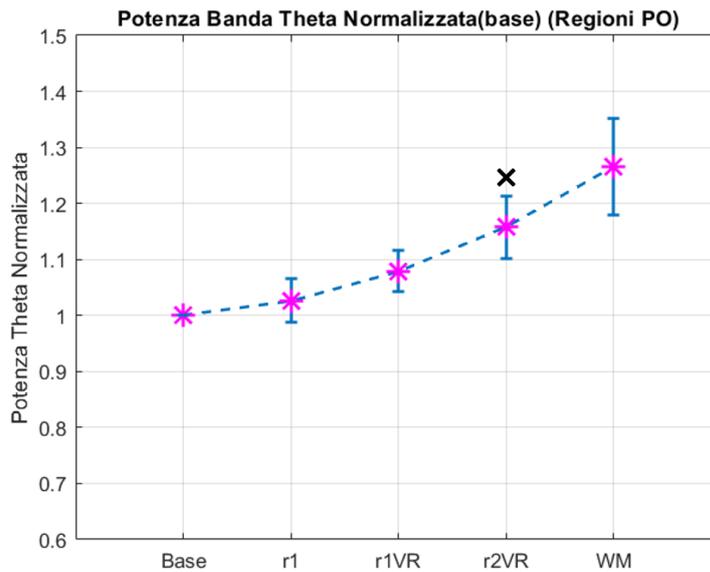
**Figura 4.8:** Valori della potenza *theta* normalizzata nella regione PO (fase di riferimento = Base) in ciascuna delle 5 fasi (base, r1, r1VR, r2VR, WM), rappresentati per ogni soggetto separatamente.

Come è stato fatto per il ritmo *alpha*, anche per il ritmo *theta* sono state analizzate le variazioni di potenza nelle varie fasi dell'esperimento, separatamente per le regioni PO e FCT. La Figura 4.8 (pagina precedente) e la Figura 4.9 riportano l'andamento dei valori della potenza in banda *theta* per ogni soggetto partecipante all'esperimento; i valori sono stati normalizzati rispetto al valore di base. Per ottenere una rappresentazione più chiara del



**Figura 4.9:** Valori della potenza *theta* normalizzata nella regione FCT (fase di riferimento = Base) in ciascuna delle 5 fasi (base, r1, r1VR, r2VR, WM), rappresentati per ogni soggetto separatamente.

comportamento medio nel campione esaminato, la Figura 4.10 e Figura 4.11 mostrano i valori di potenza del ritmo *theta* nelle 5 fasi analizzate, mediate su 27 soggetti (sono stati esclusi 4 soggetti a causa del segnale troppo rumoroso che inficiava l'analisi). Nella Figura 4.10 possiamo apprezzare un graduale

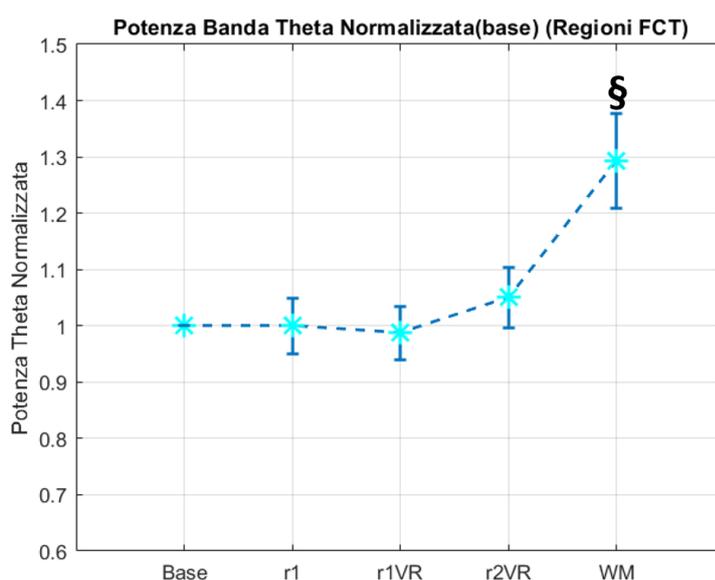


**Figura 4.10:** Potenza media  $\pm$  SEM in banda *theta* (regione PO), ottenuta su 27 soggetti. I valori di potenza sono stati mediati dopo essere stati normalizzati, soggetto per soggetto, rispetto al corrispondente valore della condizione Base. Il simbolo x indica le fasi in cui la potenza *theta* normalizzata è significativamente diversa dal valore nella condizione base.

incremento dei valori di potenza del ritmo *theta* durante l'evoluzione della prova, ovvero passando dalle fasi base e r1 (in assenza di stimolazione visiva), alle successive fasi di immersione (statica) nella realtà virtuale fino alla fase di compito mentale svolto in realtà virtuale. Più precisamente, tra la fase base e la fase r1 e non si apprezza un cambiamento significativo, essendo che il ritmo *theta* si evidenzia maggiormente nei processi che coinvolgono attività cognitive. Si nota poi un ulteriore aumento nelle fasi r1VR e r2VR, dove si

potrebbe ipotizzare che tale incremento sia correlato ad un coinvolgimento del ritmo *theta* delle regioni PO dovuto alla immersione nella realtà virtuale, quindi possibilmente associato a un processamento delle immagini. Infatti in queste fasi l'aumento della potenza in banda *theta* è più apprezzabile nelle regioni posteriori (PO), coinvolte nell'elaborazione visiva, che nelle regioni anteriori (FCT).

Per quanto riguarda invece la fase di compito mentale (WM), si nota un aumento della potenza in banda *theta* rispetto alla condizione di base sia nella Figura 4.10 che nella Figura 4.11.



**Figura 4.11:** Potenza media  $\pm$  SEM in banda *theta* (regione FCT), ottenuta su 27 soggetti. I valori di potenza sono stati mediati dopo essere stati normalizzati, soggetto per soggetto, rispetto al corrispondente valore della condizione Base. Il simbolo § etichetta la fase che ha mostrato significatività statistica anche con la correzione di Bonferroni.

Tale aumento è più evidente nella regione FCT. Tale aumento può esse-

re spiegato facendo riferimento all'importanza del *theta* frontale. Infatti si ipotizza che esso rifletta un meccanismo di controllo cognitivo di alto livello che agisce per favorire lo spostamento dell'attenzione. Come detto precedentemente, infatti, durante il compito di calcolo mentale il soggetto tende a spostare l'attenzione a livello interno per eseguire al meglio il *task* assegnato. Per meglio analizzare i risultati ottenuti, si è proceduto ad un'analisi statistica, i cui risultati sono riportati nella Tabella 4.5 e Tabella 4.6. Come fatto in precedenza, è stata prima verificata la Gaussianità delle distribuzioni dei dati. L'analisi statistica ha riguardato il confronto della potenza normalizzata in banda *theta* di ogni fase rispetto al valore di riferimento (=1).

Per le potenze in banda *theta* della regione PO, almeno una delle distribuzioni è risultata non Gaussiana; di conseguenza è stato utilizzato il Sign Test.

Si è ottenuto un risultato statisticamente significativo soltanto nel caso del

<i>Power Theta</i> ( <i>Regione PO</i> )	<i>Sign Test:</i> <i>p-value</i>	<i>C. Bonferroni (x4):</i> <i>p-value</i>
<i>r1-Base</i>	1	4
<i>r1VR-Base</i>	0.1221	0.4883
<i>r2VR-Base</i>	0.0192( <i>x</i> )	0.0766
<i>WM-Base</i>	0.1221	0.4883

**Tabella 4.5:** Risultati dell'analisi statistica che confronta le fasi dell'esperimento di realtà virtuale con la fase Base, relativamente alla potenza in banda *theta* (regione PO). E' riportato il valore del *p-value* senza e con la correzione di Bonferroni.

confronto fra i valori di potenza della fase r2VR rispetto alla condizione di Base; tuttavia la significatività non sopravvive alla correzione di Bonferroni.

Nel caso delle potenze in banda  $\theta$  della regione FCT, tutte le distribuzioni sono risultate Gaussiane e si è utilizzato il T-test. In questo caso soltanto il confronto fra base e WM è risultato significativo, conservando la significatività dopo aver applicato la correzione di Bonferroni. Tale risultato potrebbe confermare l'ipotesi dell'aumento del ritmo  $\theta$  durante i compiti di calcolo mentale, come era stato riportato nel Capitolo 1[23, 24].

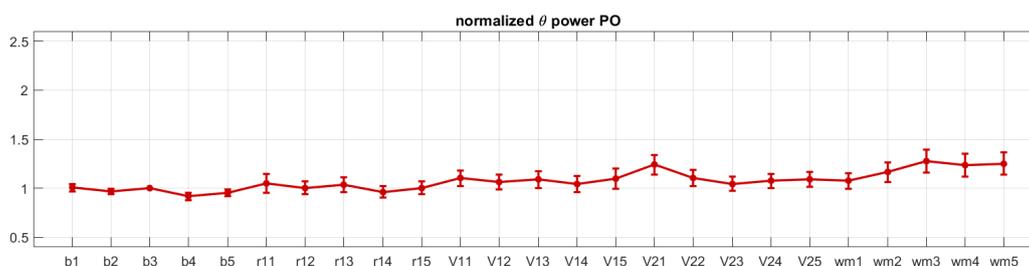
<i>Power Theta</i> <i>(Regione FCT)</i>	<i>T-Test:</i> <i>p-value</i>	<i>C. Bonferroni (x4):</i> <i>p-value</i>
<i>r1-Base</i>	0.9934	3.9736
<i>r1VR-Base</i>	0.7888	3.1550
<i>r2VR-Base</i>	0.3583	1.4332
<i>WM-Base</i>	0.0017(x)	0.0068(§)

**Tabella 4.6:** Risultati dell'analisi statistica che confronta le fasi dell'esperimento di realtà virtuale con la fase Base, relativamente alla potenza in banda  $\theta$  (regione FCT). E' riportato il valore del  $p$ -value senza e con la correzione di Bonferroni.

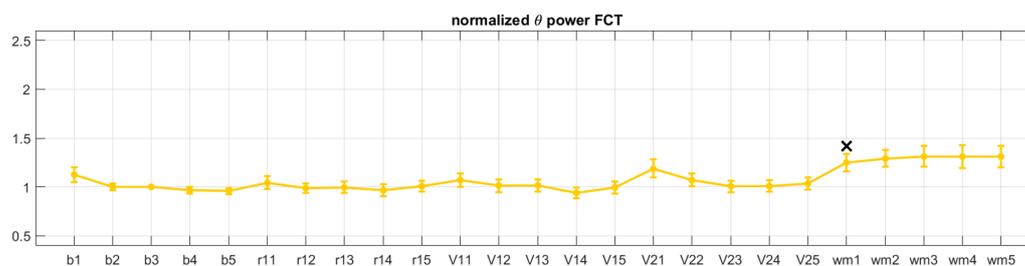
Viene riportata di seguito l'analisi minuto per minuto dell'andamento delle potenze in banda  $\theta$ . Anche in questo caso i valori riportati sono stati normalizzati rispetto al valore della potenza  $\theta$  in corrispondenza al minuto 3 della fase base (b3) e mediati rispetto al numero dei soggetti analizzati. La Figura 4.12 e la Figura 4.13 mostrano gli andamenti dei valori nelle regioni PO e FCT, rispettivamente.

In questo caso, non si notano variazioni evidenti nell'andamento della potenza in banda  $\theta$ , al di là di un leggero incremento nella regione PO durante

le fasi r1VR ed r2VR, ed un incremento un po' più marcato nella regione FCT nella fase finale di WM.



**Figura 4.12:** Andamento minuto per minuto della potenza (media $\pm$ SEM) in banda *theta* (Regione PO) durante l'acquisizione base e l'acquisizione in VR. I valori di potenza sono stati mediati dopo essere stati normalizzati, soggetto per soggetto, rispetto al corrispondente valore al minuto b3. In questo caso non si sono evidenziate differenze statisticamente significative rispetto al minuto b3.



**Figura 4.13:** Andamento minuto per minuto della potenza (media $\pm$ SEM) in banda *theta* (Regione FCT) durante l'acquisizione base e l'acquisizione in VR. I valori di potenza sono stati mediati dopo essere stati normalizzati, soggetto per soggetto, rispetto al corrispondente valore al minuto b3. Il simbolo x etichetta il minuto WM\_1 in cui si è stata rilevata una differenza significativa rispetto a b3 (la significatività non sopravvive alla correzione di Bonferroni).

Anche in questo caso è stata eseguita l'analisi statistica effettuando una comparazione di ciascuno dei 24 minuti rispetto al minuto b3. Almeno una distribuzioni dei dati, sia per *theta* della Regioni PO sia per *theta* della regione FCT, sono risultate non Gaussiane dopo aver applicato il test di normalità di Anderson Darling. E' stato quindi eseguito il Sign Test in entrambi i casi. L'unico confronto che ha riportato una rilevanza statistica, è fra i valori di potenza del minuto 1 della fase WM rispetto al minuto 3 della fase base, per quanto riguarda i valori della potenza in banda *theta* nella regione FCT. Vengono riportate per completezza la Tabella 4.7 e la Tabella 4.8 dove sono elencati i valori del *p-value* ottenuti nei 24 confronti, con e senza l'applicazione della correzione di Bonferroni.

<i>Power Theta</i> <i>(Regione PO)</i>	<i>Sign Test:</i> <i>p-value</i>	<i>C. Bonferroni (x24):</i> <i>p-value</i>
<i>b1-b3</i>	0.1686	4.0473
<i>b2-b3</i>	0.5572	13.3727
<i>b4-b3</i>	0.5572	13.3727
<i>b5-b3</i>	0.3269	7.8465
<i>r1_1-b3</i>	0.3269	7.8465
<i>r1_2-b3</i>	0.5572	13.3727
<i>r1_3-b3</i>	0.8450	20.2805
<i>r1_4-b3</i>	0.5572	13.3727
<i>r1_5-b3</i>	0.8450	20.2805
<i>r1VR_1-b3</i>	0.3269	7.8465
<i>r1VR_2-b3</i>	0.3269	7.8465
<i>r1VR_3-b3</i>	1	24
<i>r1VR_4-b3</i>	0.8450	20.2805
<i>r1VR_5-b3</i>	0.5572	13.3727
<i>r2VR_1-b3</i>	0.2295	5.5086
<i>r2VR_2-b3</i>	0.5572	13.3727
<i>r2VR_3-b3</i>	0.3269	7.8465
<i>r2VR_4-b3</i>	0.3269	7.8465
<i>r2VR_5-b3</i>	0.3269	7.8465
<i>WM_1-b3</i>	0.8450	20.2805
<i>WM_2-b3</i>	0.5572	13.3727
<i>WM_3-b3</i>	1	24
<i>WM_4-b3</i>	0.5572	13.3727
<i>WM_5-b3</i>	0.5572	13.3727

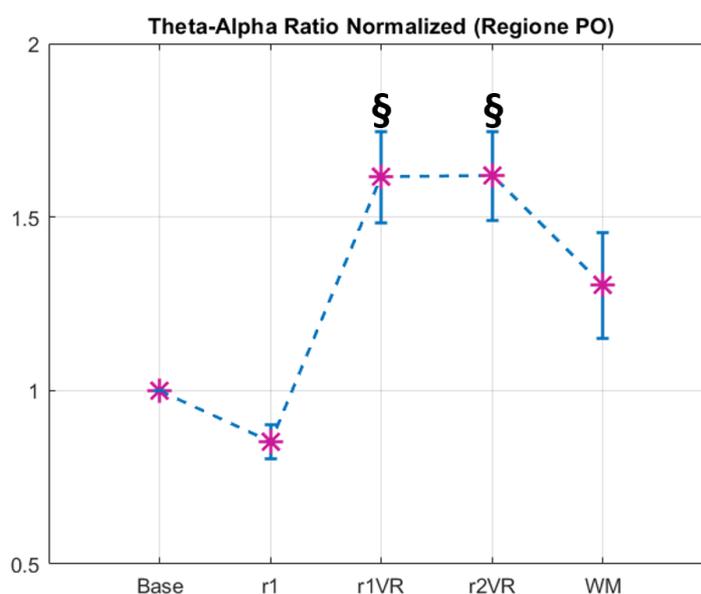
**Tabella 4.7:** Risultati dell'analisi Statistica applicata alla potenza in banda *theta* (Regione PO) normalizzata rispetto a b3. Sono stati eseguiti i confronti a coppie elencati usando il test non parametrico sign test, E' riportato il valore del *p-value* senza e con la correzione di Bonferroni .

<i>Power Theta (Regione FCT)</i>	<i>Sign Test: p-value</i>	<i>C. Bonferroni (x24): p-value</i>
<i>b1-b3</i>	0.0755	1.8124
<i>b2-b3</i>	1	24
<i>b4-b3</i>	0.3269	7.8465
<i>b5-b3</i>	0.8450	20.2805
<i>r1_1-b3</i>	0.8450	20.2805
<i>r1_2-b3</i>	0.5572	13.3727
<i>r1_3-b3</i>	0.8450	20.2805
<i>r1_4-b3</i>	0.8450	20.2805
<i>r1_5-b3</i>	0.8450	20.2805
<i>r1VR_1-b3</i>	0.8450	20.2805
<i>r1VR_2-b3</i>	1	24
<i>r1VR_3-b3</i>	1	24
<i>r1VR_4-b3</i>	0.5572	13.3727
<i>r1VR_5-b3</i>	0.5572	13.3727
<i>r2VR_1-b3</i>	0.4244	
<i>r2VR_2-b3</i>	0.5572	13.3727
<i>r2VR_3-b3</i>	1	24
<i>r2VR_4-b3</i>	0.8450	20.2805
<i>r2VR_5-b3</i>	1	24
<i>WM_1-b3</i>	0.0094(x)	0.2245
<i>WM_2-b3</i>	0.0755	1.8124
<i>WM_3-b3</i>	0.3269	7.8465
<i>WM_4-b3</i>	0.3269	7.8465
<i>WM_5-b3</i>	0.3269	7.8465

**Tabella 4.8:** Risultati dell'analisi Statistica applicata alla potenza in banda *theta* (Regione FCT) normalizzata rispetto a b3. Sono stati eseguiti i confronti a coppie elencati usando il test non parametrico sign test, E' riportato il valore del *p-value* senza e con la correzione di Bonferroni.

### 4.1.3 *Theta/Alpha Ratio*

Il ritmo *alpha* e il ritmo *theta* rispondono in maniera diversa e talvolta opposta nelle varie fasi dell'esperimento (per esempio nelle fasi r1VR ed r2VR di immersione statica nella realtà virtuale, il ritmo *theta* nella regione PO tende ad aumentare, mentre il ritmo *alpha* nella stessa regione tende a diminuire). Può essere interessante analizzare come varia il loro rapporto, *theta/alpha*, nelle varie fasi dell'esperimento. Di seguito la Figura 4.14 e la Figura 4.15 mostrano l'andamento in ogni fase dei valori di potenza del rapporto *theta/alpha* mediato sui 27 soggetti analizzati, dopo normalizzazione, soggetto per soggetto, rispetto alla condizione di base. Per quanto riguarda

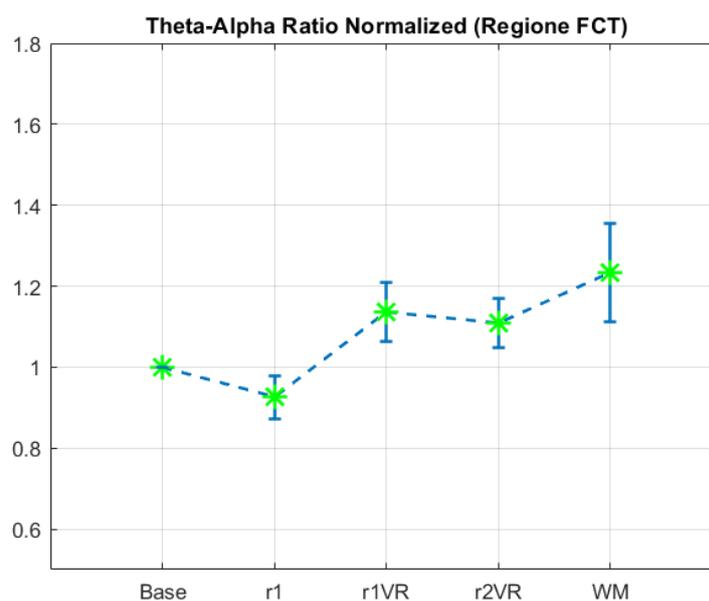


**Figura 4.14:** Rapporto *theta/alpha* (media $\pm$ SEM) nella regione PO ottenuto su 27 soggetti. I valori del rapporto sono stati mediati dopo essere stati normalizzati, soggetto per soggetto, rispetto al corrispondente valore della condizione Base. Il simbolo § etichetta le fasi che sono risultate statisticamente diversa dalla condizione di Base anche con la correzione di Bonferroni.

l'andamento del rapporto  $\theta/\alpha$  nella regione PO, si osserva una diminuzione in r1 rispetto alla Base, conseguente all'incremento della banda  $\alpha$  in questa fase (fase di relax del soggetto in assenza di stimolazione visiva, si veda infatti la Figura 4.4, valore in r1). Successivamente si nota un evidente incremento del rapporto nelle fasi r1VR ed r2VR rispetto alla condizione Base. L'incremento del rapporto  $\theta/\alpha$  in queste fasi (in cui gli schermi della VR sono accesi) è dovuto ad un lieve incremento del  $\theta$  posteriore (Figura 4.10) e ad una netta diminuzione del ritmo  $\alpha$  posteriore (Figura 4.4); si potrebbe ipotizzare che questi due fenomeni (incremento del  $\theta$  e diminuzione dell' $\alpha$ ) siano entrambi implicati nell'elaborazione visiva localizzata nelle regioni cerebrali posteriori. Nella fase di WM, il rapporto  $\theta/\alpha$  tende a diminuire rispetto alle precedenti fasi r1VR ed r2VR, pur rimandando al di sopra della condizione Base; questo è dovuto ad un incremento del ritmo  $\alpha$  posteriore (si veda Figura 4.4) nella fase WM. In definitiva quindi l'aumento del rapporto  $\theta/\alpha$  nella regione PO è dovuto, nelle fasi r1VR ed r2VR, prevalentemente ad una diminuzione dell' $\alpha$ , mentre nella fase WM ad un incremento sia di  $\theta$  che di  $\alpha$  (con il primo che tende a prevalere sul secondo).

Per quanto riguarda l'andamento del rapporto  $\theta/\alpha$  nella regione FCT, si osserva una tendenza di questo rapporto ad aumentare nelle fasi r1VR, r2VR e WM, rispetto alla condizione di base. L'incremento del rapporto nelle fasi r1VR ed r2VR è prevalentemente dovuto ad una diminuzione della potenza  $\alpha$  (si veda Figura 4.5); l'incremento del rapporto nella fase WM è dovuto ad un incremento di  $\theta$  che supera il concomitante incremento di  $\alpha$  (Figura 4.5 e Figura 4.11).

In corrispondenza di questi andamenti, sono state eseguite le analisi statistiche secondo il procedimento già descritto sia per il ritmo  $\alpha$  sia per il



**Figura 4.15:** Rapporto  $\theta/\alpha$  (media $\pm$ SEM) nella regione FCT ottenuto su 27 soggetti. I valori del rapporto sono stati mediati dopo essere stati normalizzati, soggetto per soggetto, rispetto al corrispondente valore della condizione Base.

ritmo  $\theta$ . Per le analisi statistiche sul rapporto  $\theta/\alpha$  della regione PO è stato utilizzato il Sign Test, poiché almeno una delle distribuzioni analizzate è risultata non Gaussiana. Si può osservare sia dalla Figura 4.14, sia dalla Tabella 4.9 dove vengono riportati i  $p$ -value ottenuti dall'analisi statistica, che risultano significativi i confronti delle fasi r1VR e r2VR rispetto alla condizione di Base.

Per quanto riguarda invece le distribuzioni dei dati delle regioni FCT, dopo aver eseguito il test di normalità di Anderson Darling, sono risultate tutte gaussiane; di conseguenza è stato utilizzato il T-Test per eseguire il confronto statistico delle varie fasi rispetto sempre alla condizione di base.

Osservando sia la Figura 4.15 sia la Tabella 4.10, si evidenzia che non so-

no emerse differenze statisticamente significative dal confronto delle potenze nelle varie fasi rispetto alla condizione base.

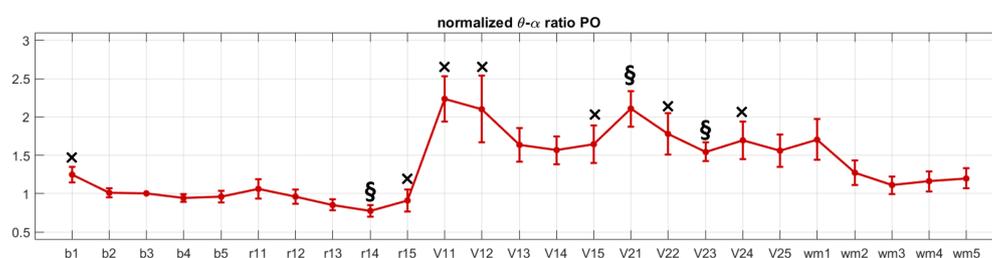
<i>Ratio <math>\theta/\alpha</math></i> <i>(Regione PO)</i>	<i>Sign Test:</i> <i>p-value</i>	<i>C. Bonferroni (<math>x_4</math>):</i> <i>p-value</i>
<i>r1-Base</i>	0.0522	0.2090
<i>r1VR-Base</i>	$3.1075 \cdot 10^{-4}(x)$	0.0012(\\$)
<i>r2VR-Base</i>	$3.1075 \cdot 10^{-4}(x)$	0.0012(\\$)
<i>WM-Base</i>	1	4

**Tabella 4.9:** Risultati dell'analisi statistica che confronta le fasi dell'esperimento di realtà virtuale con la fase Base, relativamente al rapporto *theta/alpha* (regione PO). E' riportato il valore del *p-value* senza e con la correzione di Bonferroni.

<i>Ratio <math>\theta/\alpha</math></i> <i>(Regione FCT)</i>	<i>T-Test:</i> <i>p-value</i>	<i>C. Bonferroni (<math>x_4</math>):</i> <i>p-value</i>
<i>r1-Base</i>	0.1725	0.6898
<i>r1VR-Base</i>	0.0740	0.2962
<i>r2VR-Base</i>	0.0797	0.3188
<i>WM-Base</i>	0.0635	0.2538

**Tabella 4.10:** Risultati dell'analisi statistica che confronta le fasi dell'esperimento di realtà virtuale con la fase Base, relativamente al rapporto *theta/alpha* (regione FCT). E' riportato il valore del *p-value* senza e con la correzione di Bonferroni.

Anche in questo caso è stata eseguita un'analisi minuto per minuto del rapporto  $theta/alpha$ . La Figura 4.16 e la Figura 4.17, riportano gli andamenti del rapporto  $theta/alpha$  minuto per minuto, normalizzati rispetto al minuto 3 della fase Base (b3) e mediati sui 27 soggetti analizzati e, nelle regioni PO e FCT rispettivamente. La Tabella 4.11 e la Tabella 4.12 invece mostrano i risultati dell'analisi statistica separatamente per la regione PO e per la regione FCT.



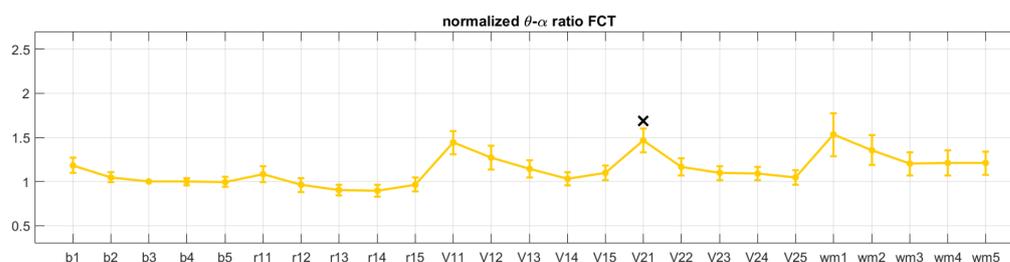
**Figura 4.16:** Andamento minuto per minuto del rapporto  $theta/alpha$  (media $\pm$ SEM) nella Regione PO durante l'acquisizione base e l'acquisizione in VR. I valori del rapporto sono stati mediati dopo essere stati normalizzati, soggetto per soggetto, rispetto al corrispondente valore al minuto b3. Il simbolo x etichetta le fasi in cui si è stata rilevata una differenza statisticamente significativa dei minuti analizzati rispetto a b3. Il simbolo § mostra i minuti in cui la significatività statistica è sopravvissuta alla correzione di Bonferroni.

Poiché i valori del rapporto normalizzato  $theta/alpha$  hanno mostrato una distribuzione non Gaussiana in almeno uno dei punti esaminati, sia per la regione PO che per la regione FCT, l'analisi statistica è stata eseguita utilizzando il Sign Test.

E' possibile osservare dalla Tabella 4.11 come, nel caso della regione PO, siano presenti differenze statisticamente significative rispetto al minuto 3 della fase

base in diversi minuti della prova; in alcuni casi la significatività statistica si conserva anche dopo aver applicato la correzione di Bonferroni (etichetta con il simbolo § sia nelle figure sia nelle tabelle).

Per quanto riguarda l'analisi statistica applicata ai valori nella regione FCT, i cui risultati sono riportati nella Tabella 4.12, si osserva che soltanto un confronto (r2VR\_1–b3) è risultato statisticamente significativo, ma non si è mantenuto con la correzione di Bonferroni.



**Figura 4.17:** Andamento minuto per minuto del rapporto  $\theta/\alpha$  (media $\pm$ SEM) nella Regione FCT durante l'acquisizione base e l'acquisizione in VR. I valori del rapporto sono stati mediati dopo essere stati normalizzati, soggetto per soggetto, rispetto al corrispondente valore al minuto b3. Il simbolo x etichetta la fase r2VR\_1 in cui si è stata rilevata una differenza statisticamente significativa rispetto a b3 (la significatività non sopravvive alla correzione di Bonferroni).

<i>Ratio <math>\theta/\alpha</math></i> <i>(Regione PO)</i>	<i>Sign Test:</i> <i>p-value</i>	<i>C. Bonferroni (<math>x24</math>):</i> <i>p-value</i>
<i>b1-b3</i>	0.0290 ( <i>x</i> )	0.6950
<i>b2-b3</i>	0.8450	20.2805
<i>b4-b3</i>	0.3269	7.8465
<i>b5-b3</i>	0.0755	1.8124
<i>r1_1-b3</i>	0.3269	7.8465
<i>r1_2-b3</i>	0.5572	13.3727
<i>r1_3-b3</i>	0.1686	4.0473
<i>r1_4-b3</i>	$5.3352 \cdot 10^{-4}(x)$	0.0128(\$)
<i>r1_5-b3</i>	0.0290 ( <i>x</i> )	0.6950
<i>r1VR_1-b3</i>	0.0025 ( <i>x</i> )	0.0599
<i>r1VR_2-b3</i>	0.0290 ( <i>x</i> )	0.6950
<i>r1VR_3-b3</i>	0.0755	1.8124
<i>r1VR_4-b3</i>	0.0755	1.8124
<i>r1VR_5-b3</i>	0.0290( <i>x</i> )	0.6950
<i>r2VR_1-b3</i>	$1.5652 \cdot 10^{-4}(x)$	0.0038(\$)
<i>r2VR_2-b3</i>	0.0094( <i>x</i> )	0.2245
<i>r2VR_3-b3</i>	$5.3352 \cdot 10^{-4}(x)$	0.0128(\$)
<i>r2VR_4-b3</i>	0.0094( <i>x</i> )	0.2245
<i>r2VR_5-b3</i>	0.0755	1.8124
<i>WM_1-b3</i>	0.0755	1.8124
<i>WM_2-b3</i>	1	24
<i>WM_3-b3</i>	1	24
<i>WM_4-b3</i>	1	24
<i>WM_5-b3</i>	0.8450	20.2805

**Tabella 4.11:** Risultati dell'analisi statistica applicata al rapporto *theta/alpha* (Regione PO) normalizzato rispetto a b3. Sono stati eseguiti i confronti a coppie elencati usando il test non parametrico sign test. E' riportato il valore del *p-value* ottenuto senza e con la correzione di Bonferroni.

<i>Ratio <math>\theta/\alpha</math></i> <i>(Regione FCT)</i>	<i>Sign Test:</i> <i>p-value</i>	<i>C. Bonferroni (<math>\alpha/24</math>):</i> <i>p-value</i>
<i>b1-b3</i>	0.1686	4.0473
<i>b2-b3</i>	0.8450	20.2805
<i>b4-b3</i>	0.1686	4.0473
<i>b5-b3</i>	0.3269	7.8465
<i>r1_1-b3</i>	0.8450	20.2805
<i>r1_2-b3</i>	0.8450	20.2805
<i>r1_3-b3</i>	0.3269	7.8465
<i>r1_4-b3</i>	0.3269	7.8465
<i>r1_5-b3</i>	0.3269	7.8465
<i>r1VR_1-b3</i>	0.0755	1.8124
<i>r1VR_2-b3</i>	0.1686	4.0473
<i>r1VR_3-b3</i>	0.8450	20.2805
<i>r1VR_4-b3</i>	0.5572	13.3727
<i>r1VR_5-b3</i>	1	24
<i>r2VR_1-b3</i>	0.0041(x)	0.0979
<i>r2VR_2-b3</i>	0.3269	7.8465
<i>r2VR_3-b3</i>	1	24
<i>r2VR_4-b3</i>	0.1686	4.0473
<i>r2VR_5-b3</i>	0.5572	13.3727
<i>WM_1-b3</i>	0.3269	7.8465
<i>WM_2-b3</i>	1	24
<i>WM_3-b3</i>	0.8450	20.2805
<i>WM_4-b3</i>	1	24
<i>WM_5-b3</i>	0.8450	20.2805

**Tabella 4.12:** Risultati dell'analisi statistica applicata al rapporto *theta/alpha* (Regione FCT) normalizzato rispetto a *b3*. Sono stati eseguiti i confronti a coppie elencati usando il test non parametrico sign test. E' riportato il valore del *p-value* ottenuto senza e con la correzione di Bonferroni.

## 4.2 Analisi Preliminare di Correlazione fra Dati Oggettivi e Dati Soggettivi

### 4.2.1 Analisi di Correlazione

Come anticipato nel Capitolo 3, in questo lavoro di Tesi si è voluto anche svolgere un'analisi preliminare riguardante la ricerca di una possibile correlazione fra i dati ottenuti dall'elaborazione dei segnali EEG e i risultati ottenuti dai questionari. Essendo un'analisi preliminare, è stato utilizzato come dato soggettivo, soltanto il voto che ogni partecipante ha attribuito in risposta alla domanda finale presente nel questionario che gli veniva somministrato. Tale domanda richiedeva al partecipante di esprimere una valutazione complessiva circa il gradimento per la cabina *regional* mostrata, attribuendo un valore numerico compreso in un intervallo da 1 (gradimento molto basso) a 10 (gradimento molto alto).

Nella Tabella 4.13 vengono mostrati i voti che i partecipanti all'esperimento (si ricorda che sono stati esclusi da questa analisi i soggetti 1, 18, 20, 26) hanno attribuito alla cabina *regional*.

E' stata eseguita un'analisi di regressione lineare, dei valori della potenza in banda *alpha* in corrispondenza dei 14 elettrodi (normalizzata rispetto ai valori nella condizione di base), rispetto al gradimento espresso dai soggetti. Tale analisi è stata limitata alle fasi r1VR, r2VR e WM, essendo le fasi in cui i soggetti erano immersi effettivamente all'interno della cabina *regional*. La stessa analisi è stata effettuata per la potenza in banda *theta* e per il rapporto *theta/alpha*.

E' stato inoltre calcolato il coefficiente di determinazione  $R^2$ , che permette di verificare la bontà del modello, ovvero permette di comprendere se i dati

<i>Partecipanti</i>	<i>Gradimento</i>	<i>Partecipanti</i>	<i>Gradimento</i>
Soggetto2	7	Soggetto16	8
Soggetto3	5	Soggetto17	9
Soggetto4	7	Soggetto19	9
Soggetto5	6	Soggetto21	8
Soggetto6	8	Soggetto22	7
Soggetto7	7	Soggetto23	8
Soggetto8	5	Soggetto24	9
Soggetto9	7	Soggetto25	7
Soggetto10	8	Soggetto27	7
Soggetto11	9	Soggetto28	8
Soggetto12	9	Soggetto29	8
Soggetto13	8	Soggetto30	8
Soggetto14	7	Soggetto31	6
Soggetto15	9		

**Tabella 4.13:** Vengono riportate le valutazioni, in valore numerico, assegnate dai partecipanti nell'ultima domanda del questionario.

ottenuti dal modello di regressione lineare si avvicinano ai dati sperimentali. Questo coefficiente misura quanta varianza della variabile dipendente (in questo caso il gradimento) è spiegata effettivamente dal modello lineare adottato.

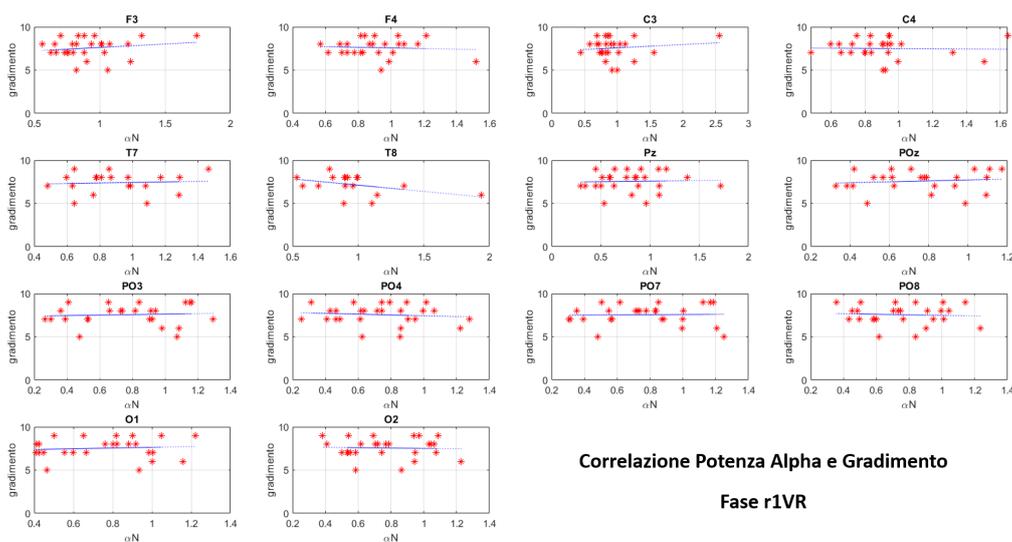
Il coefficiente di determinazione può assumere valori compresi fra 0 e 1, più è alto il valore di  $R^2$  maggiore è la bontà del modello.

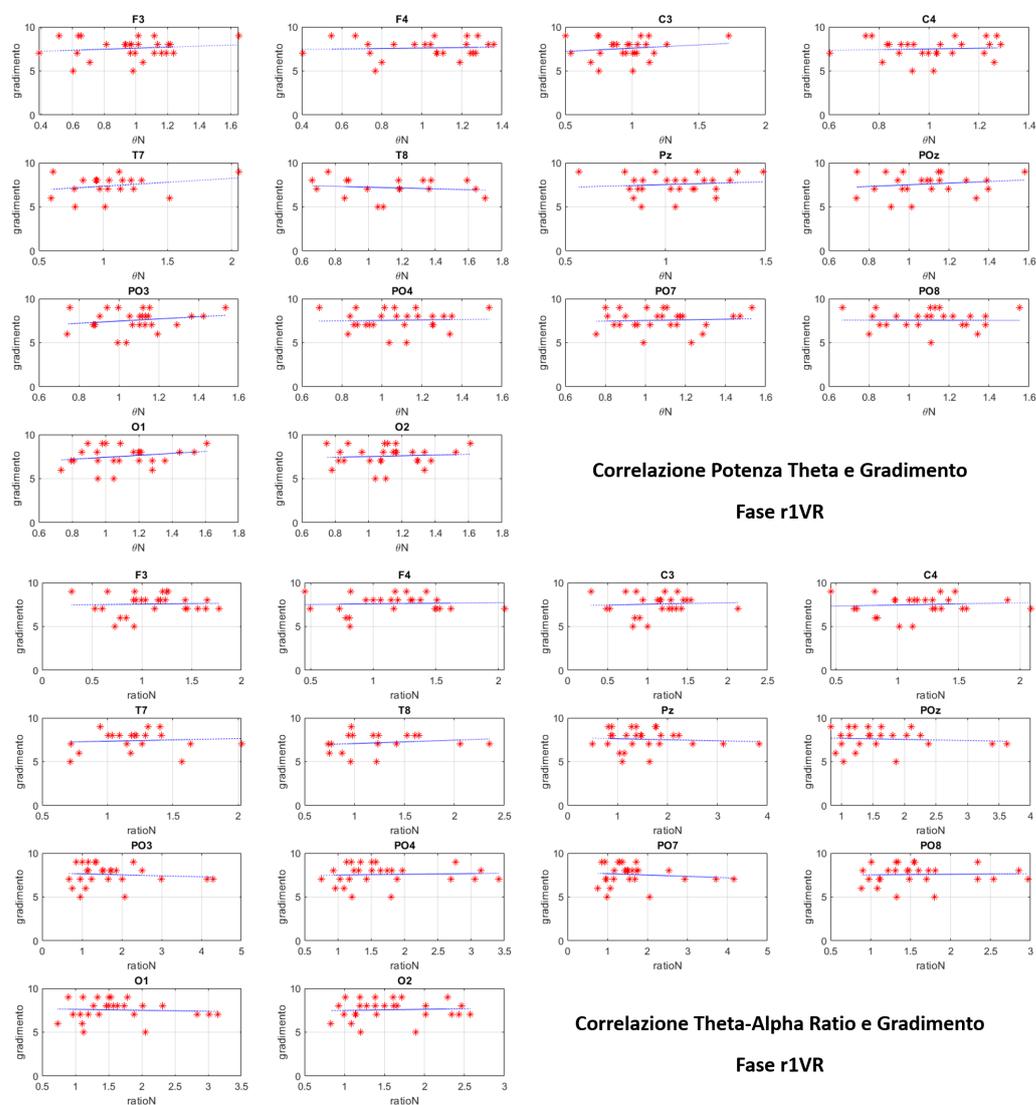
I risultati ottenuti non hanno evidenziato una correlazione fra i dati oggettivi e il dato soggettivo (il voto di gradimento); è stato calcolato l' $R^2$  per

ogni correlazione fra gradimento e valore di potenza in banda *alpha* per ogni elettrodo. E' stato effettuato identicamente per la potenza in banda *theta* e per il rapporto *theta/alpha* in potenza.

Per ognuna di queste correlazioni (14 elettrodi x 3 (banda *alpha*, banda *theta*, rapporto) x 3 (fase r1VR, r2VR, WM)) il valore del coefficiente di determinazione è risultato inferiore a 0.28, che è il massimo valore ottenuto per l'elettrodo F4 per la potenza in banda *alpha* nella fase WM.

Di seguito la Figura 4.18 mostra un esempio di questa analisi di correlazione, in ordine, per la potenza in banda *alpha*, in banda *theta* e per il rapporto *theta/alpha*, per ognuno dei 14 elettrodi, rispetto al gradimento dei partecipanti all'esperimento. Viene riportata la prima fase analizzata r1VR, che rappresenta proprio la fase in cui i soggetti vedono per la prima volta la cabina *regional*. Come è infatti possibile notare dalla Figura 4.18, le rette di regressione in blu hanno un andamento circa parallelo all'asse delle ascisse, indicando assenza di relazione lineare tra la variabile dipendente (gradimento) e la variabile indipendente (sull'asse delle ascisse). Poiché i risultati sono identici per le altre fasi, le figure non vengono riportate per brevità.





**Figura 4.18:** Rette di regressione fra il gradimento soggettivo e la potenza in banda *alpha* normalizzata (rispetto a base) in alto, la potenza in banda *theta* normalizzata (rispetto a base) al centro e il rapporto *theta/alpha* normalizzato (rispetto a base) in basso, ottenute per ogni elettrodo, *i*. Le rette in blu rappresentano le rette di regressione. Gli asterischi rossi indicano, soggetto per soggetto, il valore del gradimento espresso e il corrispondente valore della variabile riportata in ascissa.

### 4.2.2 Analisi Statistica dell'andamento minuto per minuto

Poiché l'analisi precedente finalizzata ad identificare una qualche relazione fra dati oggettivi e dati soggettivi non ha portato a risultati interessanti, si è passati a considerare, anziché i valori di potenza calcolati complessivamente su intere fasi, i valori minuto per minuto delle potenze in banda *alpha* e del rapporto *theta/alpha*, per ogni soggetto analizzato.

Per questa analisi ci si è concentrati sull'indagine dei valori di potenza in banda *alpha* nelle regioni PO; lo stesso è stato eseguito per quanto riguardo il rapporto *theta/alpha*.

In questa fase sono stati esclusi nuovamente i soggetti i cui segnali risultavano troppo rumorosi; inoltre, a seguito di un'attenta osservazione dell'andamento dei dati è stato individuato un outlier, nello specifico il soggetto 21, che per tale motivo è stato escluso dall'analisi.

E' stata effettuata una prima suddivisione dei soggetti, in due gruppi, sulla base del voto dato:

- Gruppo 1 (G1): Vengono inclusi i soggetti che hanno dato un voto pari a 5, 6 e 7;
- Gruppo 2 (G2): Vengono inclusi i soggetti che hanno dato un voto pari a 8 e 9.

Sulla base di tale suddivisione, il gruppo G1 comprende 12 soggetti, mentre il gruppo G2 comprende 14 soggetti. Con questa suddivisione si è voluto separare i soggetti a cui è piaciuta meno la cabina dai soggetti ai cui è piaciuta di più.

Successivamente, sono stati quindi calcolati e mostrati graficamente gli andamenti della potenza *alpha* e del rapporto *theta/alpha* risultanti per entrambi

i gruppi, ottenuti mediando sui soggetti appartenenti ai rispettivi gruppi.

Nella fase denominata r1VR, veniva presentata in modalità statica la cabina. L'indagine statistica eseguita si è limitata nel ricercare una significatività nel confrontare il primo minuto della fase r1VR, rispetto alle condizioni di *rest*, in cui il soggetto non era ancora a conoscenza del design e dell'aspetto della cabina.

Per entrambi i gruppi, per l'*alpha* e il rapporto *theta/alpha* nelle regioni PO, l'analisi statistica è stata limitata ai seguenti confronti:

- r1VR\_1 (primo minuto di r1VR) vs. b3;
- r1VR\_1 vs. r1\_5(ultimo minuto della fase di *rest* r1).

### ***Alpha* nelle Regioni PO**

Anche in questo caso è stato eseguito dapprima il test di normalità di Anderson Darling per ciascuna distribuzione di potenza.

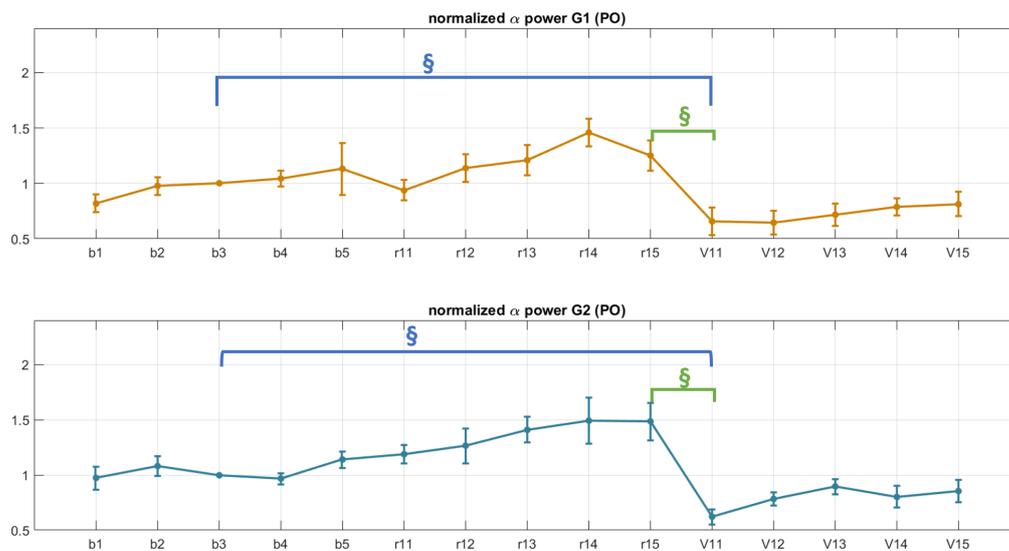
Nel gruppo G1 le distribuzioni sono risultate gaussiane, di conseguenza è stato utilizzato il T-Test; nel gruppo G2 almeno una delle distribuzioni è risultata non Gaussiana, perciò è stato utilizzato il Sign Test. In seguito, è stata applicata la correzione di Bonferroni per entrambi i gruppi.

La Figura 19 mostra uno zoom dell'andamento dei valori di potenza *alpha* per G1 e G2, dove viene riportato il simbolo “§” che etichetta i risultati dei due test svolti che hanno mostrato significatività statistica, anche dopo aver applicato la correzione di Bonferroni.

La Tabella 4.14 e Tabella 4.15 riportano i *p-value* ottenuti dall'analisi statica, rispettivamente per G1 e G2.

Dalla Figura 4.19, si può osservare che i soggetti del gruppo G2 (che hanno mostrato un gradimento maggiore) presentano una diminuzione più netta di

potenza *alpha* nel passaggio dall'ultimo minuto della fase r1 (minuto r1\_5) al primo minuto della fase r1VR (r1VR\_1) di presentazione della cabina. Questo può costituire un aspetto interessante considerando che la diminuzione di potenza in banda *alpha* può segnalare un maggior coinvolgimento/interessamento del soggetto verso la cabina mostrata. Tuttavia questa differenza non emerge a livello di analisi statistica effettuata su ciascuno dei due gruppi.



**Figura 4.19:** Andamento dei valori di potenza in banda *alpha* normalizzata rispetto a b3 e mediata rispetto ai valori dei soggetti dei due rispettivi gruppi (l'andamento è mostrato solo nelle fasi base, r1 ed r1VR). In alto G1 e in basso G2. I due confronti eseguiti sono risultati statisticamente significativi per entrambi i gruppi.

<i>Power Alpha</i> <i>G1</i>	<i>T-Test:</i> <i>p-value</i>	<i>C. Bonferroni (x2):</i> <i>p-value</i>
<i>b3-r1VR_1</i>	0.0204( <i>x</i> )	0.0409(§)
<i>r1_5-r1VR_1</i>	0.0040( <i>x</i> )	0.0079(§)

**Tabella 4.14:** Risultati dei tue test statistici per il Gruppo 1 relativi ai due confronti indicati. E' riportata il valore del *p-value* con e senza correzione di Bonferroni.

<i>Power Alpha</i> <i>G2</i>	<i>Sign Test:</i> <i>p-value</i>	<i>C. Bonferroni (x2):</i> <i>p-value</i>
<i>b3-r1VR_1</i>	0.0129( <i>x</i> )	0.0258(§)
<i>r1_5-r1VR_1</i>	$1.2207 \cdot 10^{-4}$ ( <i>x</i> )	$2.4414 \cdot 10^{-4}$ (§)

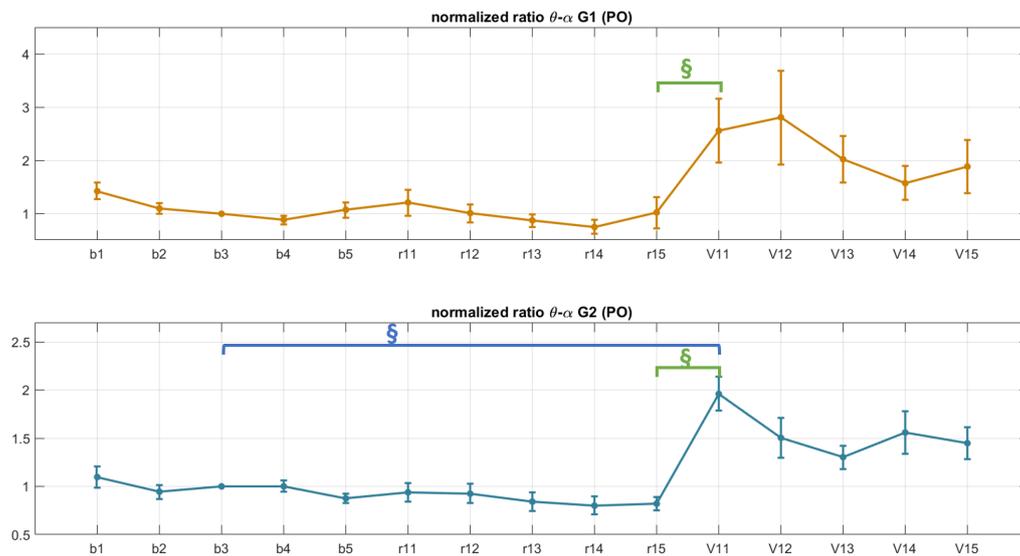
**Tabella 4.15:** Risultati dei tue test statistici per il Gruppo 2 relativi ai due confronti indicati E' riportata il valore del *p-value* con e senza correzione di Bonferroni.

### Rapporto *theta/alpha* nelle Regioni PO

Come per la potenza in banda *alpha*, è stato eseguito dapprima il test di Gaussianità di Anderson Darling. Per il gruppo G1 almeno una delle distribuzioni è risultata non Gaussiana, e si è eseguito il Sign Test per svolgere l'analisi statistica. Per il gruppo G2 invece le distribuzioni sono risultate tutte gaussiane e si è eseguito il T-test. Anche in questo caso è stata applicata la correzione di Bonferroni.

La Figura 4.20 mostra uno zoom dell'andamento dei valori del rapporto normalizzato *theta-alpha* ottenuti dall'elaborazione dei segnali EEG. I risultati

dei confronti statistici sono riportati sia nella Figura 20 che nelle Tabella 4.16 e Tabella 4.17. Anche in questo caso si può notare un incremento più netto di rapporto  $theta/alpha$  nel passaggio dall'ultimo minuto della fase di *rest* (minuto r1\_5) al primo minuto della fase di presentazione della cabina (r1VR\_1) nel caso del gruppo G2 (che ha espresso maggiore gradimento) rispetto al gruppo G1 (che ha espresso minore gradimento). Tuttavia questa differenza non emerge a livello di analisi statistica effettuata su ciascuno dei due gruppi.



**Figura 4.20:** Andamento del rapporto  $theta/alpha$  normalizzato rispetto a b3 e mediato rispetto ai valori dei soggetti dei due rispettivi gruppi (l'andamento è mostrato solo nelle fasi base, r1 ed r1VR). In alto G1 e in basso G2. Per il gruppo G1 è risultato significativo solo il confronto tra r1VR\_1 ed r1\_5 (ma non il confronto r1VR-b3). Per il gruppo G2, entrambi i confronti hanno dato esito statisticamente significativo.

I precedenti risultati, hanno messo in evidenza comportamenti simili (in termini di risultati di analisi statistica) tra i due gruppi. Questo potrebbe

<i>Ratio <math>\theta/\alpha</math></i>	<i>Sign Test:</i>	<i>C. Bonferroni (<math>x2</math>):</i>
<i>G1</i>	<i>p-value</i>	<i>p-value</i>
<i>b3-r1VR_1</i>	0.3877	0.7754
<i>r1_5-r1VR_1</i>	0.0063( <i>x</i> )	0.0127(§)

**Tabella 4.16:** Risultati dei tue test statistici per il Gruppo 1 relativi ai due confronti indicati. E' riportato il valore del *p-value* con e senza correzione di Bonferroni.

<i>Ratio <math>\theta/\alpha</math></i>	<i>T-Test:</i>	<i>C. Bonferroni (<math>x2</math>):</i>
<i>G2</i>	<i>p-value</i>	<i>p-value</i>
<i>b3-r1VR_1</i>	$1.2627 \cdot 10^{-4}(x)$	$2.5254 \cdot 10^{-4}(\S)$
<i>r1_5-r1VR_1</i>	$4.1051 \cdot 10^{-5}(x)$	$8.2102 \cdot 10^{-5}(\S)$

**Tabella 4.17:** Risultati dei tue test statistici per il Gruppo 2 relativi ai due confronti indicati. E' riportato il valore del *p-value* con e senza correzione di Bonferroni.

essere conseguenza della suddivisione poco restrittiva tra i due gruppi; in particolare, il gruppo 1 include anche soggetti che hanno attribuito alla cabina un voto pari a 7. Il valore attribuito a tale voto può essere più ambiguo rispetto a valori meno positivi e più positivi: alcuni soggetti potrebbero attribuire a tale voto una valenza non troppo positiva, altri invece potrebbero reputarlo già un buon voto.

A causa di queste considerazioni, è stata effettuata una seconda suddivisione più restrittiva.

- Gruppo 1 (G1): Vengono inclusi i soggetti che hanno dato un voto pari

a 5 e 6;

- Gruppo 2 (G2): Vengono inclusi i soggetti che hanno dato un voto pari a 9.

In base a ciò, nel gruppo 1 sono presenti 4 soggetti (quindi i soggetti che avevano espresso un voto pari a 7 erano in numero di 8) e nel gruppo 2 sono presenti 6 soggetti. Successivamente, le analisi eseguite sono state identiche a quelle effettuate precedentemente per la potenza *alpha* e per il rapporto *theta-alpha* nelle regioni PO.

### ***Alpha* nelle Regioni PO**

E' stato preventivamente eseguito il test di Anderson Darling per testare la Gaussianità delle distribuzioni. Per G1 è stato utilizzato il Sign Test, a causa della non Gaussianità di almeno una delle distribuzioni. Per G2 invece è stato utilizzato il T-Test. Ad entrambi è stata applicata la correzione di Bonferroni. I risultati dell'analisi statistica sono riportati nella Tabella 4.17 e nella Tabella 4.18.

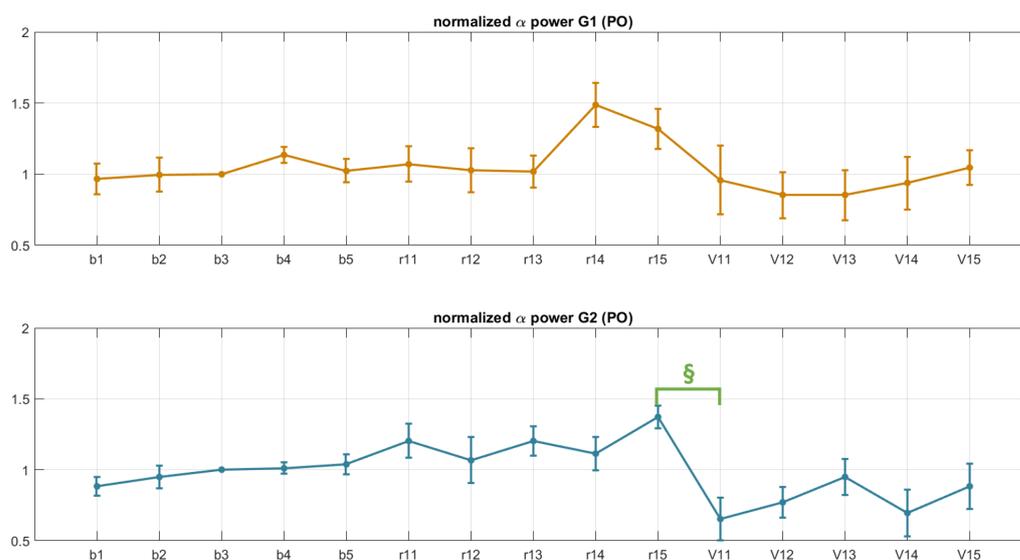
In questo caso, i risultati sono incoraggianti.

Se osserviamo la Figura 4.21, che mostra l'andamento di potenza in banda *alpha* nei due gruppi, è possibile notare come nel passaggio tra la fase di *rest* (r1) alla fase r1VR (*rest1, VR on*), proprio nel gruppo 2 (tracciato azzurro) si osserva una riduzione netta del ritmo *alpha*.

Tale diminuzione, come riportato anche nei precedenti paragrafi, è indice dell'eccitazione corticale della regione di interesse. In questo caso la regione è quella posteriore, dove si trova proprio la corteccia visiva implicata nell'osservazione della scena.

Nel gruppo 1 invece il ridursi del ritmo *alpha* risulta meno netto (tracciato

in ocra) in corrispondenza al passaggio tra le due fasi. Si potrebbe ipotizzare che tali andamenti siano correlati al gradire la cabina di più, nel caso del gruppo 2, e di meno, nel caso del gruppo 1.



**Figura 4.21:** Andamento della potenza *alpha* normalizzata rispetto a b3 e mediata rispetto ai valori dei soggetti dei due rispettivi gruppi (l'andamento è mostrato solo nelle fasi base, r1 ed r1VR). In alto G1 e in basso G2. Risulta significativo il confronto fra r1VR\_1 e r1\_5, anche con la correzione di Bonferroni (§) per il gruppo G2.

<i>Power Alpha</i>	<i>Sign Test:</i>	<i>C. Bonferroni (x2):</i>
<i>G1</i>	<i>p-value</i>	<i>p-value</i>
<i>b3-r1VR_1</i>	0.8717	1.7434
<i>r1_5-r1VR_1</i>	0.0744	0.1487

**Tabella 4.18:** Risultati dei tue test statistici per il Gruppo 1 relativi ai due confronti indicati. E' riportato il valore del *p-value* con e senza correzione di Bonferroni.

<i>Power Alpha</i>	<i>T-Test:</i>	<i>C. Bonferroni (x2):</i>
<i>G2</i>	<i>p-value</i>	<i>p-value</i>
<i>b3-r1VR_1</i>	0.0674	0.1349
<i>r1_5-r1VR_1</i>	0.0108(x)	0.0216(§)

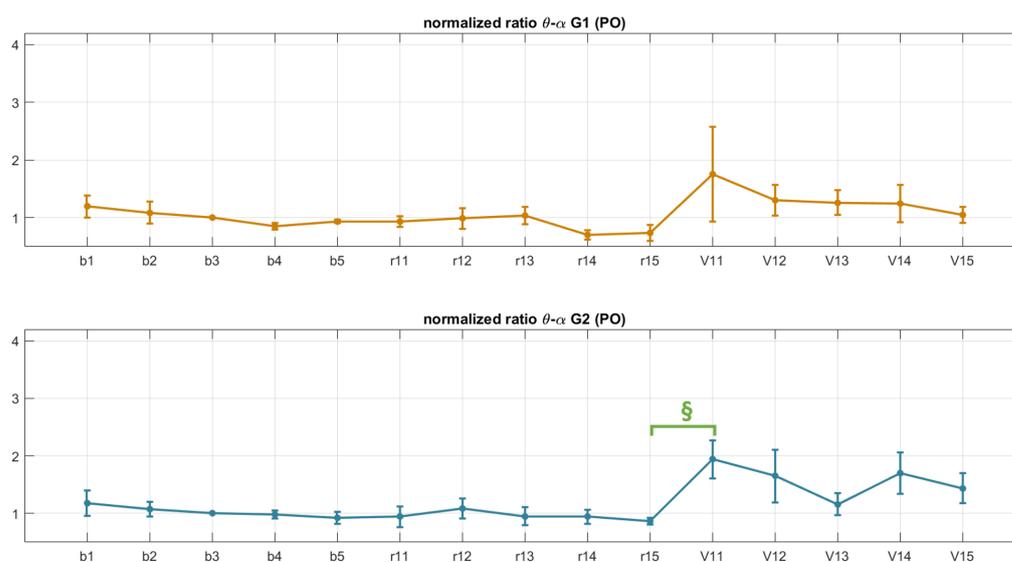
**Tabella 4.19:** Risultati dei tue test statistici per il Gruppo 2 relativi ai due confronti indicati. E' riportato il valore del *p-value* con e senza correzione di Bonferroni.

### Rapporto *theta/alpha* nelle Regioni PO

La stessa analisi è stata poi eseguita per il rapporto *theta/alpha* normalizzato rispetto a b3, per il gruppo 1 e per il gruppo 2, mediato rispetto ai valori dei soggetti nei rispettivi gruppi. Dall'analisi di Anderson Darling per il gruppo 1, almeno una delle distribuzioni è risultata non Gaussiana, ed è stato utilizzato il Sign Test per eseguire l'analisi statistica. Per il gruppo 2 invece è stato utilizzato il T-Test, essendo risultate gaussiane tutte le distribuzioni. Infine, è stata applicata la correzione di Bonferroni. I risultati sono mostrati nella Figura 4.22, Tabella 4.20 e Tabella 4.21.

I confronti per il gruppo 2 rispetto al minuto 1 della fase r1VR sono risultati significativi; il confronto r1VR\_1 – r1\_5 risulta significativo anche con la correzione di Bonferroni. Tali risultati sono in linea con quelli mostrati, poco sopra, per l'*alpha* nelle regioni PO.

Infatti si osserva (Figura 4.22) per il gruppo 2 un aumento del valore nel passaggio da r1\_5 a r1VR\_1, affetto da molta meno varianza rispetto al gruppo 1. In questo caso, si sta considerando il rapporto *theta/alpha*, di conseguenza una diminuzione dell'*alpha* in corrispondenza della fase r1VR corrisponde ad un aumento del *ratio*.



**Figura 4.22:** Andamento del rapporto *theta/alpha* normalizzato rispetto a b3 e mediato rispetto ai valori dei soggetti dei due rispettivi gruppi (l'andamento è mostrato solo nelle fasi base, r1 ed r1VR). In alto G1 e in basso G2. In G2 entrambi i confronti effettuati danno esito significativo; il confronto r1VR\_1 ~ r1\_5 risulta significativo anche con la correzione di Bonferroni.

Poiché ancora una volta la significatività statistica compare nei confronti

del gruppo 2, si potrebbe ipotizzare che vi sia una qualche forma di correlazione fra i valori ottenuti dall'analisi dei segnali EEG e i dati soggettivi. Bisogna però considerare che questa analisi è estremamente preliminare, e dovrà essere maggiormente indagata ed allargata ad un campione più ampio.

<i>Ratio <math>\theta/\alpha</math></i>	<i>Sign Test:</i>	<i>C. Bonferroni (x2):</i>
<i>G1</i>	<i>p-value</i>	<i>p-value</i>
<i>b3-r1VR_1</i>	0.4229	0.8458
<i>r1_5-r1VR_1</i>	0.2379	0.4758

**Tabella 4.20:** Risultati dei tue test statistici per il Gruppo 1 relativi ai due confronti indicati. E' riportato il valore del *p-value* con e senza correzione di Bonferroni.

<i>Ratio <math>\theta/\alpha</math></i>	<i>T-Test:</i>	<i>C. Bonferroni (x2):</i>
<i>G2</i>	<i>p-value</i>	<i>p-value</i>
<i>b3-r1VR_1</i>	0.0366(x)	0.0732
<i>r1_5-r1VR_1</i>	0.0216(x)	0.0432(§)

**Tabella 4.21:** Risultati dei tue test statistici per il Gruppo 2 relativi ai due confronti indicati. E' riportato il valore del *p-value* con e senza correzione di Bonferroni.



# Capitolo 5

## Analisi del Segnale

## Elettrocardiografico: Risultati

### 5.1 Analisi dell'HRV e Risultati

Nel seguente capitolo verranno illustrati e discussi i risultati ottenuti attraverso l'analisi del segnale elettrocardiografico. Come riportato nei capitoli precedenti, il segnale ECG è stato acquisito insieme al segnale EEG, durante l'acquisizione in condizione base e durante l'esperimento in ambiente di realtà virtuale, con l'ausilio del sistema di acquisizione, visualizzazione e trasmissione dati, OpenBCI.

Una volta acquisiti i segnali di 31 soggetti volontari, si è proceduto alla fase di elaborazione, descritta nel Capitolo 3, che è consistita nell'effettuare una pre-elaborazione del segnale ECG per ogni soggetto, nell'ambiente Matlab. Successivamente, il segnale è stato importato in ARTiiFACT per estrarre il tacogramma, e infine il segnale è stato nuovamente elaborato nell'ambiente Matlab, dove è stata eseguita l'analisi spettrale del tacogramma. Calcolata la densità spettrale di potenza per ogni fase dell'esperimento (base, r1, r1VR,

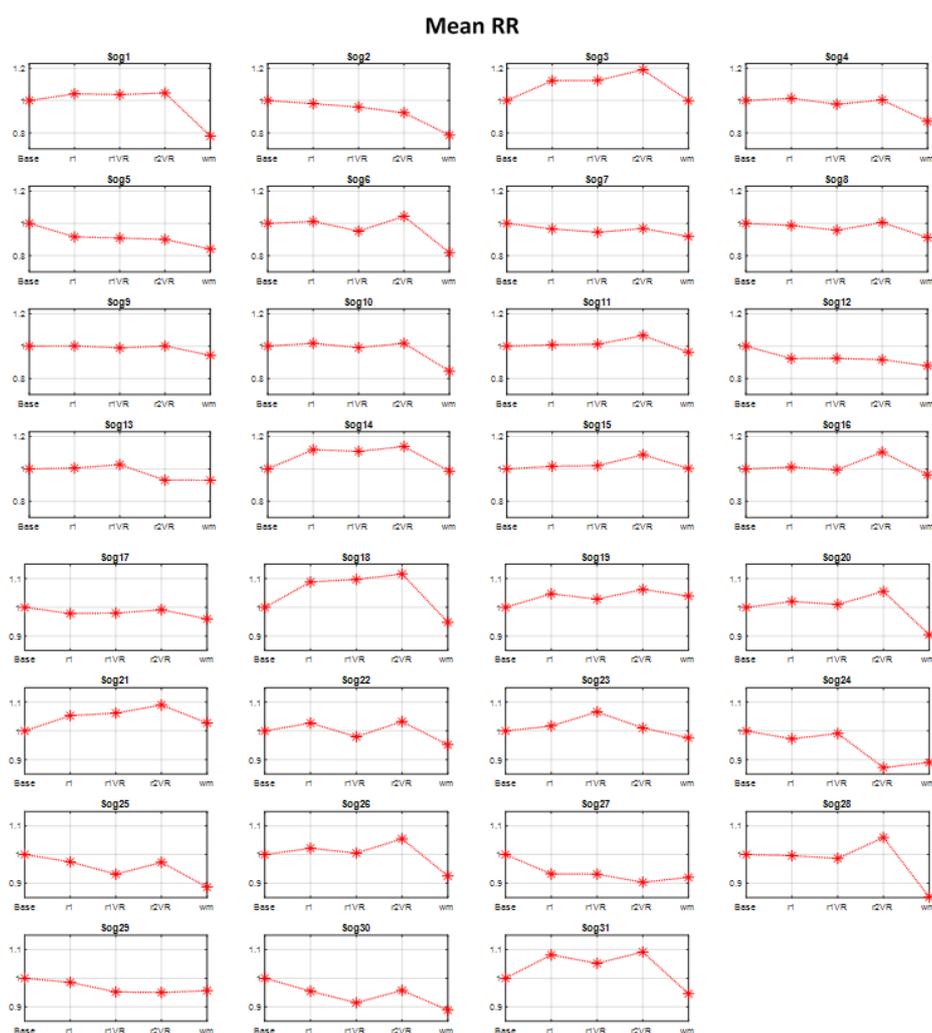
r2VR e WM), è stato possibile estrarre gli indici fondamentali, approfonditi nel Capitolo 2, ed effettuare un'analisi dell'HRV per ogni soggetto. In particolare, dalla densità spettrale di potenza del tacogramma sono state ricavate la potenza in banda LF (calcolando l'area sottesa nella banda  $0.04 - 0.15 Hz$ ) e la potenza in banda HF (calcolando l'area sottesa nella banda  $0.15 - 0.4 Hz$ ). Come per i dati estratti dall'analisi del segnale EEG, tali analisi sono state eseguite per valutare come l'immersione sensoriale in un ambiente di realtà virtuale rispetto a una condizione di base influenzi il segnale ECG e di conseguenza, come varia l'azione del sistema autonomo nelle varie fasi dell'esperimento.

In ultima analisi, verranno illustrati i risultati ottenuti dall'analisi preliminare della correlazione fra dati oggettivi, in questo caso il valore medio dell'intervallo inter-battito in ogni fase, e dati soggettivi, il voto di gradimento attribuito alla cabina dai soggetti durante la compilazione del questionario.

### Analisi dei risultati dell'RR

La Figura 1 mostra l'andamento dell'intervallo inter-battito (intervallo RR) medio in ogni fase, normalizzato rispetto al valore della condizione di base, per ogni soggetto. Dalla Figura 5.1 è possibile notare come l'andamento dell'intervallo inter-battito per ogni soggetto vari molto, e non emerge un andamento univoco tra i vari soggetti. Tuttavia si può osservare una caratteristica che accumuna tutti i soggetti, in maniera più o meno accentuata a seconda del soggetto, ed è il calo del valore dell'RR nel passaggio dalla fase r2VR alla fase WM. Infatti, nella fase r2VR, la fase post interazione, i soggetti sono seduti davanti agli schermi accesi in modalità statica e stanno osservando la cabina; trascorsi i 5 minuti, i soggetti devono eseguire un *task* di calcolo mentale. In tale fase i soggetti devono concentrarsi per eseguire

il *task*, e l'esecuzione del *task* risulta accompagnata da una diminuzione dell'intervallo inter-battito (cioè da un aumento della frequenza cardiaca), come emerge da questa analisi.

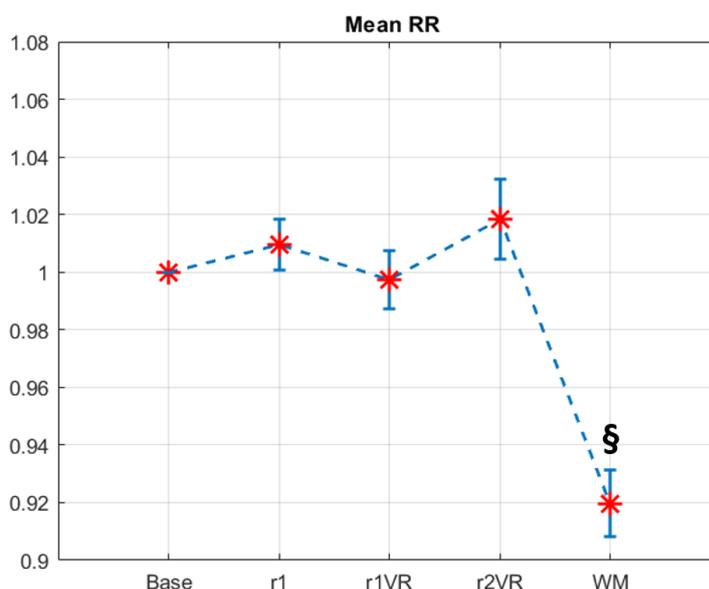


**Figura 5.1:** Andamento dell'RR medio in ogni fase dell'esperimento, mostrato separatamente per ogni soggetto.

Per ottenere una rappresentazione del comportamento medio dei vari sog-

getti, la Figura 5.2, mostra i valori dell'intervallo inter-battito nelle 5 fasi analizzate, mediate su tutti i 31 soggetti partecipanti all'esperimento, dopo la normalizzazione (soggetto per soggetto) rispetto al valore nella condizione di Base.

Nella Figura 5.2, si osservano lievi variazioni dell'intervallo inter-battito



**Figura 5.2:** Andamento del valore dell'RR mediato su tutti i 31 soggetti; la media su tutti soggetti è stata fatta dopo normalizzazione, soggetto per soggetto, rispetto al valore Base. Il simbolo '§' etichetta la fase che ha conservato la significatività statistica con la correzione di Bonferroni (cioè significativamente differente rispetto alla condizione Base).

nelle fasi r1, r1VR ed r2VR rispetto alla condizione base, che non appaiono però rilevanti. Al contrario emerge chiaramente il calo dalla fase r2VR alla fase WM. Si può ipotizzare che questo incremento di frequenza sia legato allo sforzo cognitivo per l'esecuzione del *task* mentale accompagnato dalla necessità di isolarsi dall'ambiente circostante per eseguire efficacemente il compito. È stata inoltre eseguita l'analisi statistica per ricercare se vi fossero, appun-

to, delle differenze statistiche fra le varie fasi dell'esperimento rispetto alla condizione di base, come è stato fatto anche per le potenze del segnale EEG i nel capitolo precedente.

E' stato dapprima eseguito il test di Anderson Darling per verificare la normalità delle distribuzioni dei dati, ovvero i valori dell'RR nelle varie fasi dell'esperimento. In tal caso, le distribuzioni sono risultate tutte Gaussiane, ed è stato utilizzato il T-Test per eseguire i confronti statistici tra ciascuna fase dell'esperimento e la condizione di base. Si considerano significativi quei confronti i cui valori di *p-value* sono inferiori alla soglia di significatività, *p-value* < 0.05. E' stata inoltre applicata la Correzione di Bonferroni, metodo utilizzato per contrastare il problema dei confronti multipli.

Nella Tabella 5.1 sono riportati i risultati dell'analisi statistica.

<i>RR mean</i>	<i>T-Test: p-value</i>	<i>C. Bonferroni (x4): p-value</i>
<i>r1-Base</i>	0.2950	1.1801
<i>r1VR-Base</i>	0.7906	3.1624
<i>r2VR-Base</i>	0.1926	0.7706
<i>WM-Base</i>	$1.3503 \cdot 10^{-7}(x)$	$5.4011 \cdot 10^{-7}(\S)$

**Tabella 5.1:** Risultati del T-Test che confronta le fasi dell'esperimento di realtà virtuale con la fase Base, relativamente all'intervallo RR medio in ogni fase. E' riportato il valore del *p-value* senza e con la correzione di Bonferroni.

E' risultata significativa la differenza fra la condizione di base, fase appunto in cui i soggetti sono rilassati, e la fase di WM. Ciò infatti conferma ciò che qualitativamente si apprezzava dalla Figura 5.2, dove è stato etichettato

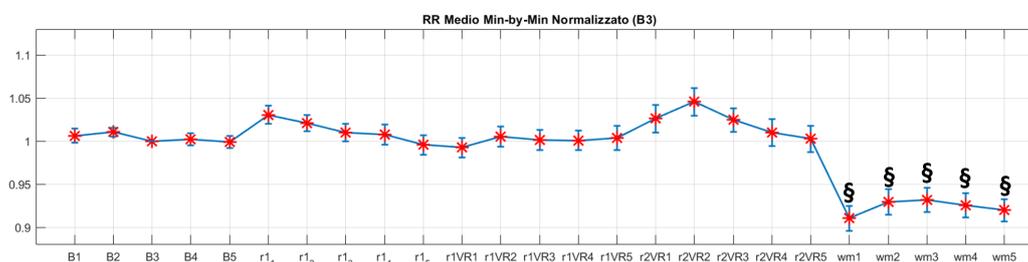
con il simbolo § il punto corrispondente alla fase WM (per indicare che è significativamente differente, anche con la correzione di Bonferroni, rispetto alla condizione di base).

Per approfondire maggiormente come varia l'andamento dell'intervallo interbattito nella condizione di base e nell'intero esperimento di immersione sensoriale, è stato analizzato l'andamento minuto per minuto. E' stato prima calcolato l'andamento minuto per minuto dell'RR per ogni soggetto, normalizzato rispetto al minuto centrale della fase Base, etichettato come b3 e successivamente i valori normalizzati di ogni soggetto sono stati mediati sui 31 soggetti analizzati.

La Figura 5.3 mostra i valori dell'RR minuto per minuto, mediati su tutti i soggetti. Ancora una volta è possibile notare come il valore dell'RR nella fase WM cala drasticamente rispetto al minuto r2VR\_5 (in figura per ragione grafiche etichettato VR25) e anche rispetto alla condizione base. E' stata eseguita l'analisi statica per verificare se vi fossero delle differenze statistiche, confrontando ogni minuto, rispetto al minuto b3. E' stato eseguito dapprima il test di Anderson Darling. In tal caso, almeno una delle distribuzioni di dati è risultata non gaussiana, di conseguenza è stato utilizzato il Sign Test, ed è stata applicata la correzione di Bonferroni. Si ricorda che le differenze che risultano significative sono quelle per cui il valore del *p-value* è inferiore alla soglia 0.05.

A seguito di questa analisi sono risultati significativi, anche con la correzione di Bonferroni, tutti i 5 confronti fra i minuti della fase di WM rispetto al minuto b3. Tale risultato infatti conferma quello riportato nella Figura 5.3 e Tabella 5.2.

I risultati dell'analisi statistica sono riportati nella Tabella 5.2.



**Figura 5.3:** Andamento minuto per minuto dei valori dell'RR, normalizzato rispetto a b3, e mediato sui 31 soggetti. il simbolo '\$' etichetta i minuti che si sono rilevati statisticamente differenti rispetto al minuto b3 della fase base anche con la correzione di Bonferroni.

Per rilevare un' evidenza statistica della variazione dell'RR nel passaggio dalla fase r2VR alla fase di WM, che qualitativamente si apprezza nella Figura 5.2 e Figura 5.3, è stato eseguito un confronto statistico fra il minuto r2VR\_5 e il minuto 1 della fase WM. Le 2 distribuzioni di dati sono risultate gaussiane a seguito del test di Anderson Darling, ed è quindi stato utilizzato il T-Test. La Tabella 5.2 riporta il valore di *p-value*.

<i>Confronto</i>	<i>T-Test: p-value</i>
<i>r2VR_5– WM_1</i>	$4.8 \cdot 10^{-6}$

**Tabella 5.2:** Confronto fra il minuto 5 della fase r2VR e il primo minuto della fase WM relativamente all'intervallo RR.

Tale differenza è infatti risultata statisticamente significativa, evidenziando come vi sia una diminuzione dell'intervallo RR, quindi un aumento della frequenza cardiaca, nel passare da una fase di riposo (ma comunque di immersione nella realtà virtuale) a una fase che richiede uno sforzo cognitivo (ac-

centuato dall'immersione nella realtà virtuale che costituisce un distrattore esterno).

<i>RR mean</i>	<i>Sign Test: p-value</i>	<i>C. Bonferroni (x24): p-value</i>
<i>b1-b3</i>	0.2810	6.7450
<i>b2-b3</i>	0.1496	3.5907
<i>b4-b3</i>	1	24
<i>b5-b3</i>	0.2810	6.7450
<i>r1_1-b3</i>	0.1496	3.5907
<i>r1_2-b3</i>	0.4731	11.3551
<i>r1_3-b3</i>	1	24
<i>r1_4-b3</i>	1	24
<i>r1_5-b3</i>	1	24
<i>r1VR_1-b3</i>	0.4731	11.3551
<i>r1VR_2-b3</i>	0.4731	11.3551
<i>r1VR_3-b3</i>	1	24
<i>r1VR_4-b3</i>	0.2810	6.7450
<i>r1VR_5-b3</i>	0.7201	17.2824
<i>r2VR_1-b3</i>	0.2810	6.7450
<i>r2VR_2-b3</i>	0.0708	1.6981
<i>r2VR_3-b3</i>	0.1496	3.5907
<i>r2VR_4-b3</i>	1	24
<i>r2VR_5-b3</i>	0.7201	17.2824
<i>WM_1-b3</i>	$3.3953 \cdot 10^{-5}(x)$	$8.1488 \cdot 10^{-4}(\S)$
<i>WM_2-b3</i>	$3.3953 \cdot 10^{-5}(x)$	$8.1488 \cdot 10^{-4}(\S)$
<i>WM_3-b3</i>	$1.9220 \cdot 10^{-4}(x)$	0.0046( $\S$ )
<i>WM_4-b3</i>	$1.9220 \cdot 10^{-4}(x)$	0.0046( $\S$ )
<i>WM_5-b3</i>	$3.3953 \cdot 10^{-5}(x)$	$8.1488 \cdot 10^{-4}(\S)$

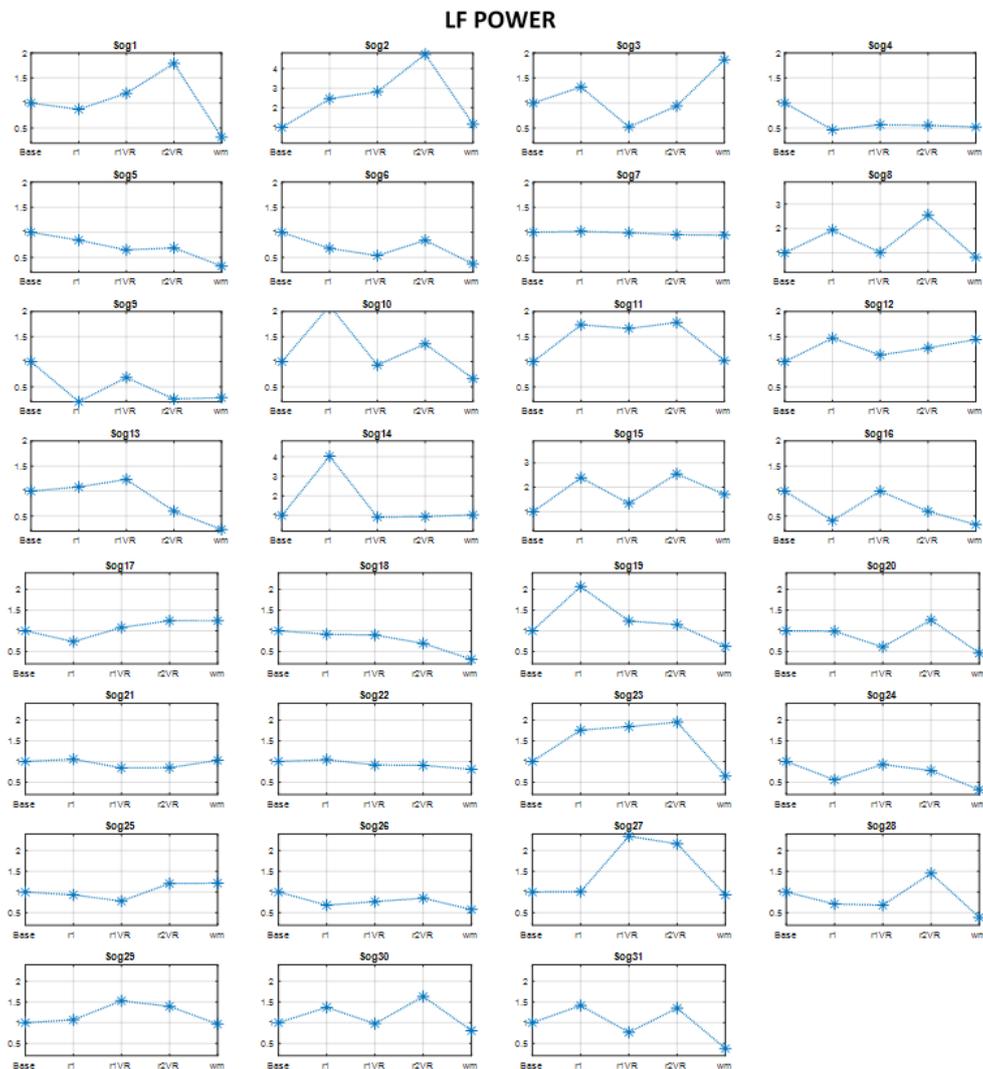
**Tabella 5.3:** Risultati del Sign-Test che confronta ogni minuto dell'esperimento di realtà virtuale e della condizione di base con il minuto centrale della condizione di base (b3), relativamente all'intervallo RR medio in ogni minuto. E' riportato il valore del *p-value* senza e con la correzione di Bonferroni. Analisi statistica dell'RR medio, minuto per minuto.

**Analisi e Risultati degli indici dell'HRV: LF, HF e Rapporto LF/HF**

Come anticipato precedentemente, dal calcolo delle densità spettrali di potenza dell'intervallo inter-battito per ogni soggetto sono stati estratti gli indici fondamentali per eseguire un'analisi dell'HRV. Si ricorda che:

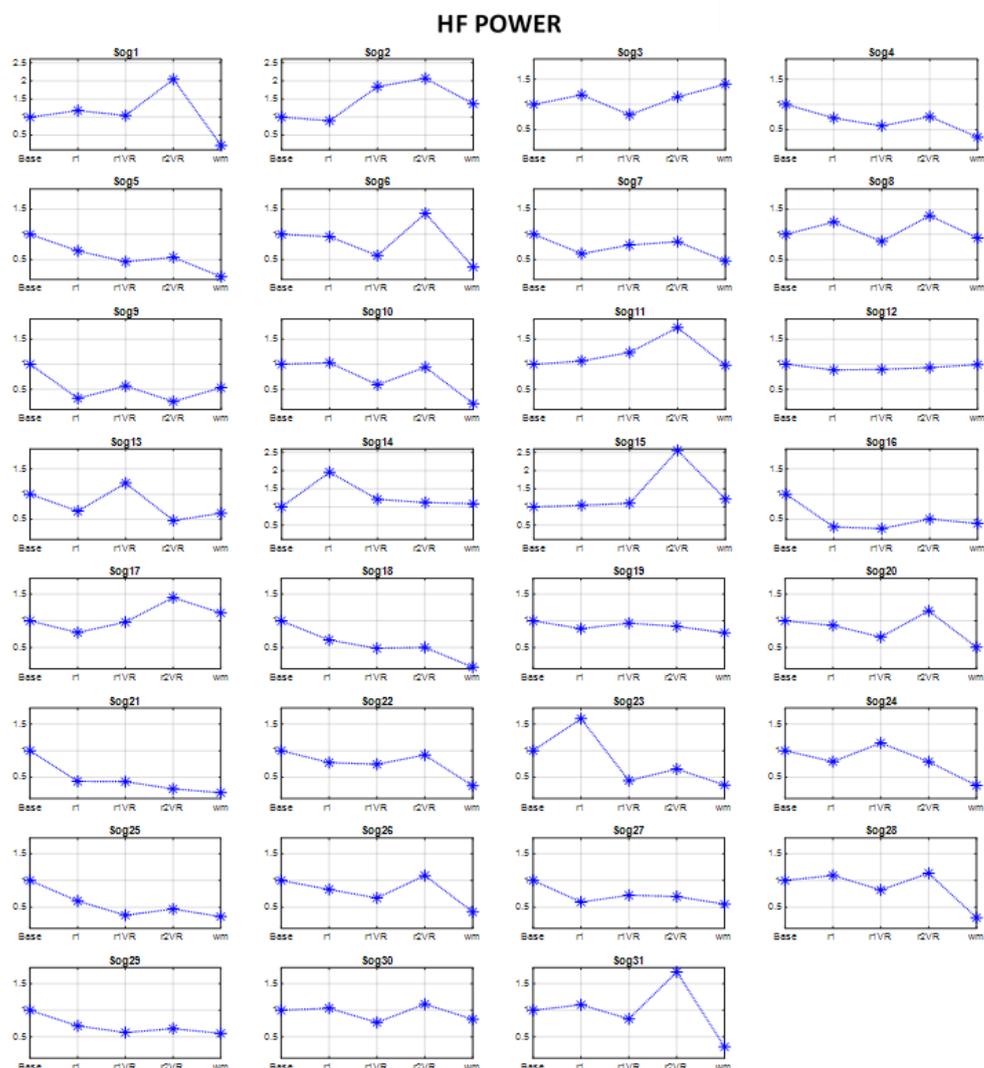
- La potenza in banda low frequency (LF), la cui banda frequenziale è compresa fra 0.04 e 0.15  $Hz$ , riflette principalmente l'intervento del sistema nervoso simpatico (ma anche del sistema nervoso parasimpatico, in quanto riflette l'azione dei barocettori);
- La potenza in banda high frequency (HF), la cui banda frequenziale è compresa fra 0.15 e 0.4  $Hz$ , riflette invece l'intervento del sistema parasimpatico;
- Il rapporto LF/HF è l'indice fondamentale, che prende il nome di bilancia simpato-vagale. Permette di comprendere come agisce il sistema autonomo nella regolazione dell'attività cardiaca, ed ha un ruolo importante nella pratica clinica.

Come riportato per l'RR, le potenze nelle bande LF ed HF e il loro rapporto (con ognuna di queste tre grandezze normalizzate rispetto al valore di base) sono stati graficati in ogni fase dell'esperimento (base, r1, r1VR, r2VR e WM) per ogni soggetto. Di seguito la Figura 5.4, Figura 5.5 e Figura 5.6 mostrano tali andamenti.



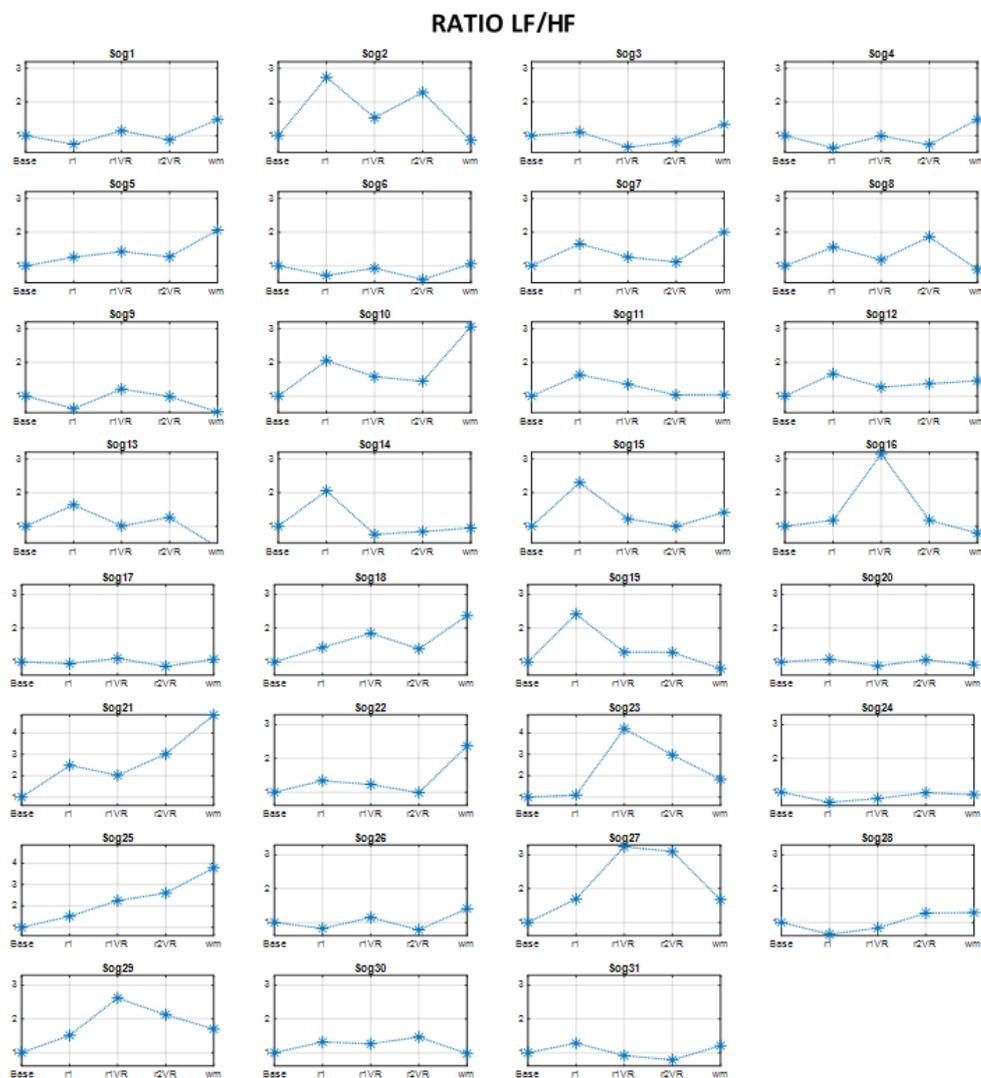
**Figura 5.4:** Andamento della potenza in banda LF, normalizzata rispetto al valore di base, in ogni fase dell'esperimento, graficata per i 31 soggetti partecipanti all'esperimento separatamente.

Successivamente, è stato calcolato per ogni fase il valore medio di potenza nella banda LF, nella banda HF e del loro rapporto, mediato su tutti i 31 soggetti; i valori sono stati mediati sui soggetti dopo normalizzazione rispetto al valore di Base, e sono riportati nella Figura 5.7.



**Figura 5.5:** Andamento della potenza in banda HF, normalizzata rispetto al valore di base, in ogni fase dell'esperimento, graficata per i 31 soggetti partecipanti all'esperimento separatamente.

Osservando tale figura, si può notare come nel passaggio dalla fase r1, fase di riposo, alla fase r1VR, quando vengono accesi gli schermi si osserva una diminuzione di entrambe le potenze in banda LF e HF, ma si osserva una maggiore diminuzione, se poi paragonata alla condizione di base, della po-



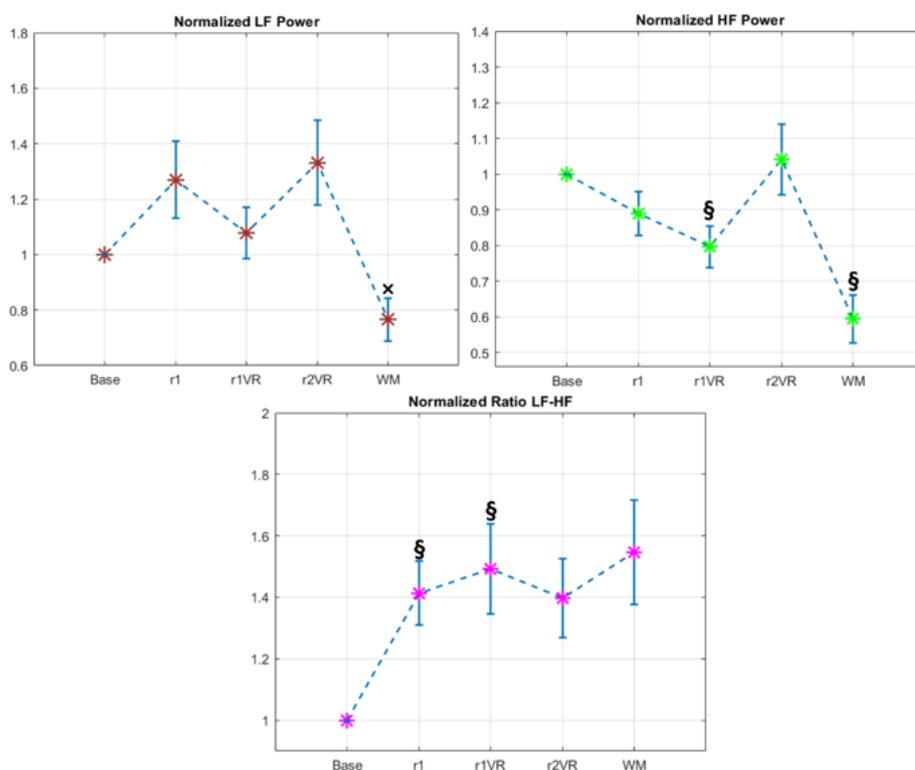
**Figura 5.6:** Andamento del rapporto LF/HF, normalizzato rispetto al valore di base, in ogni fase dell'esperimento, graficata per i 31 soggetti partecipanti all'esperimento separatamente.

tenza in banda HF.

Una diminuzione maggiore della potenza in banda HF porta quindi a una riduzione dell'azione del sistema parasimpatico rispetto al sistema simpatico. Pertanto nel passaggio da r1 a r1VR si osserva un aumento (sebbene vi

sia molta variabilità del ratio LF/HF; in tale passaggio vengono accesi gli schermi e i soggetti vedono per la prima volta la cabina. Il sistema simpatico agisce maggiormente rispetto al sistema parasimpatico.

Ciò potrebbe indicare che la visione della cabina abbia provocato uno stato di coinvolgimento/attenzione, confermato anche dalla diminuzione della potenza in banda alpha come documentato nel capitolo precedente.



**Figura 5.7:** Valori della potenza in banda LF (in alto a sx), HF (in alto a dx) e del loro rapporto (in basso), in ciascuna delle 5 fasi di analisi, ottenuti mediando su tutti i soggetti dopo normalizzazione (soggetto per soggetto) rispetto al valore della condizione di base. Il simbolo ‘x’ etichetta la fase che si è rilevata statisticamente differente rispetto alla condizione Base (senza correzione di Bonferroni), il simbolo ‘§’ etichetta le fasi che hanno mantenuto differenza statistica rispetto alla condizione Base anche con Bonferroni.

Nella fase WM, Figura 5.7, entrambi i valori di potenza della banda HF e LF diminuiscono, ma in maniera maggiore in banda HF. Di conseguenza l'indice più significativo è il rapporto simpato-vagale in cui si riscontra un aumento rispetto alla fase r2VR, portandosi leggermente più in alto della fase r1VR.

Invero un aumento del rapporto LF-HF nella fase di WM, conferma quanto riportato anche nel Capitolo 2, dove si evidenzia che un alto valore del ratio si osserva quando i soggetti sono coinvolti in compiti cognitivi impegnativi e/o stressanti.

Come negli altri casi analizzati, è stata eseguita l'analisi statica per la potenza in banda LF, per la potenza in banda HF e per il rapporto LF-HF per verificare se vi fossero delle differenze statisticamente significative rispetto alla condizione di Base.

E' stato eseguito in primis il test di normalità di Anderson Darling, per verificare se le distribuzioni dei dati risultassero gaussiane. In tutti e 3 i casi almeno una delle distribuzioni è risultata non gaussiana ed è stato utilizzato il Sign Test. Per ognuna di queste valutazioni, è stata applicata la correzione di Bonferroni, avendo effettuato dei confronti multipli.

La Tabella 5.4, Tabella 5.5 e Tabella 5.6 riportano i risultati di tali analisi, e nella Figura 5.7 sono riportati i simboli 'x' e '§' per evidenziare le fasi che hanno mostrato rilevanza statistica. Il primo viene utilizzato nel caso in cui risulti significativo il confronto senza correzione di Bonferroni, il secondo nel caso in cui risulti significativo anche con la correzione di Bonferroni. Di conseguenza:

- Per la potenza LF è risultata significativa la differenza WM–Base, ma non con la correzione di Bonferroni;
- Per la potenza HF invece sono risultati significativi i confronti r1VR–Base

e WM–Base, anche con la correzione di Bonferroni;

- Per il ratio LF/HF sono risultati significativi i confronti r1–Base e r1VR–Base.

<i>LF Power</i>	<i>Sign Test:</i> <i>p-value</i>	<i>C. Bonferroni (x4):</i> <i>p-value</i>
<i>r1-Base</i>	0.4731	1.8925
<i>r1VR-Base</i>	0.2810	1.1242
<i>r2VR-Base</i>	0.7201	2.8804
<i>WM-Base</i>	0.0294( <i>x</i> )	0.1178

**Tabella 5.4:** Risultati del Sign Test che confronta, per la potenza in banda *low frequency* (LF), le fasi dell’esperimento rispetto alla condizione di base.

<i>HF Power</i>	<i>Sign Test:</i> <i>p-value</i>	<i>C. Bonferroni (x4):</i> <i>p-value</i>
<i>r1-Base</i>	0.1496	0.5985
<i>r1VR-Base</i>	0.0033( <i>x</i> )	0.0133(§)
<i>r2VR-Base</i>	0.7201	2.8804
<i>WM-Base</i>	$1.9220 \cdot 10^{-4}$ ( <i>x</i> )	$7.6878 \cdot 10^{-4}$ (§)

**Tabella 5.5:** Risultati del Sign Test che confronta,, per la potenza in banda *high frequency* (HF), le fasi dell’esperimento rispetto alla condizione di base.

<i>Ratio LF/HF</i>	<i>Sign Test:</i> <i>p-value</i>	<i>C. Bonferroni (x4):</i> <i>p-value</i>
<i>r1-Base</i>	0.0107( <i>x</i> )	0.0427(§)
<i>r1VR-Base</i>	0.0107( <i>x</i> )	0.0427(§)
<i>r2VR-Base</i>	0.2810	1.1242
<i>WM-Base</i>	0.0708	0.2830

**Tabella 5.6:** Risultati del Sign Test che confronta, per il rapporto LF/HF, le fasi dell'esperimento rispetto alla condizione di base.

## 5.2 Analisi preliminare della Correlazione fra Dati Oggettivi e Dati Soggettivi

In questo progetto di tesi è stata anche svolta un'analisi preliminare della possibile correlazione fra dati oggettivi e dati soggettivi. In questa trattazione ci si limiterà alla solo discussione del confronto fra i valori dell'intervallo interbattito, in questo caso il dato oggettivo, rispetto ai voti di gradimento che i soggetti hanno dato alla cabina durante la compilazione del questionario.

Per tale analisi sono stati utilizzati i dati ottenuti dall'analisi minuto per minuto dell'RR (calcolato come media su ogni minuto).

Sulla base di quanto eseguito per il segnale EEG e per rendere in questo caso confrontabile l'analisi, ci si è basati sugli stessi soggetti considerati nel Capitolo 4, Paragrafo 4.2.

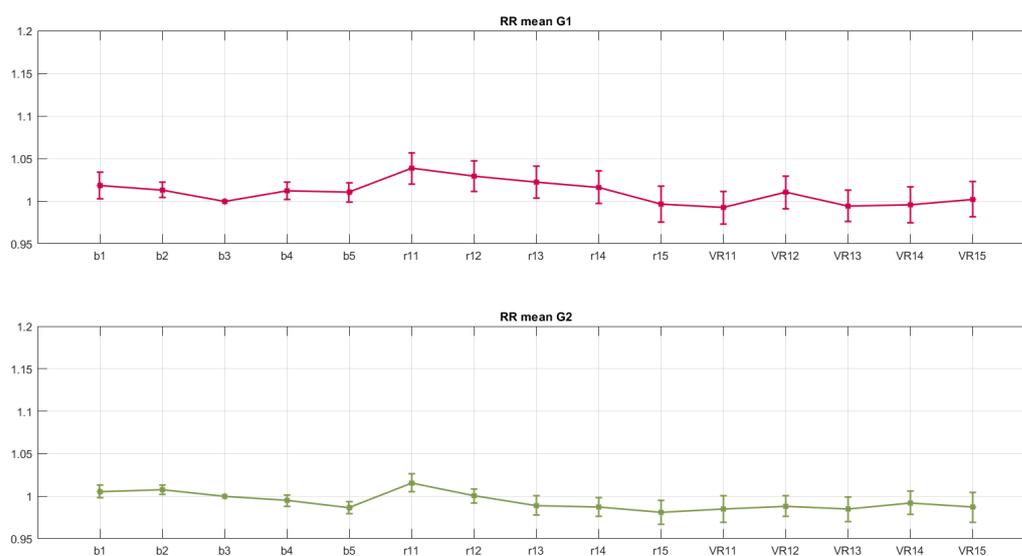
Si riporta la suddivisione dei gruppi, per semplicità:

- Gruppo 1 (G1): Vengono inclusi i soggetti che hanno dato un voto pari a 5, 6 e 7;

- Gruppo 2 (G2): Vengono inclusi i soggetti che hanno dato un voto pari a 8 e 9.

Sulla base di tale suddivisione sono presenti 12 soggetti in G1 e 14 soggetti in G2. Con questa suddivisione si è voluto separare i soggetti a cui è piaciuta meno la cabina dai soggetti ai cui è piaciuta di più.

In seguito, i valori dell'RR minuto per minuto dei soggetti appartenenti al gruppo 1 sono stati mediati; lo stesso procedimento è stato effettuato per il gruppo 2. La Figura 5.8 mostra uno zoom dell'andamento dei valori dell'RR mediato sui soggetti del gruppo 1 e sui soggetti del gruppo 2. Si ricorda



**Figura 5.8:** Zoom dell'andamento dei valori dell'RR, normalizzati rispetto a b3 e mediati rispetto ai valori dei soggetti dei rispettivi gruppi. In alto G1 e in basso G2. Nessun confronto è risultato significativo.

che nella fase r1VR, veniva presentata la cabina *regional* in modalità statica. L'analisi statistica è stata limitata al ricercare una significatività statistica nel confronto fra il primo minuto di suddetta fase, e le condizioni di *rest*, in

cui il soggetto non era a conoscenza del design e dell'aspetto della cabina.

Sono stati eseguiti i seguenti confronti:

- r1VR\_1 (primo minuto di r1VR) vs. b3;
- r1VR\_1 vs. r1\_5 (ultimo minuto della fase di *rest* r1).

E' stato eseguito il test di Anderson Darling per verificare la Gaussianità delle distribuzioni sia per il gruppo 1 che per il gruppo 2. Nel gruppo 1 almeno una delle distribuzioni è risultata non Gaussiana, perciò è stato utilizzato il Sign Test; nel gruppo G2, invece, le distribuzioni sono risultate tutte Gaussiane ed è stato eseguito il T-Test. Infine è stata applicata anche la correzione di Bonferroni.

Nella Tabella 5.7 e Tabella 5.8 sono riportati i risultati dell'analisi statistica.

<i>Confronto RR</i>	<i>T-Test:</i>	<i>C. Bonferroni (x2):</i>
<i>G1</i>	<i>p-value</i>	<i>p-value</i>
<i>b3-r1VR_1</i>	0.1460	0.2920
<i>r1_5-r1VR_1</i>	0.7744	1.5488

**Tabella 5.7:** Risultati del confronto statistico tra i valori di RR al minuto r1VR\_1 e al minuto b3 e tra i valori di RR al minuto r1VR\_1 e al minuto r1\_5 , per i soggetti del gruppo G1.

Osservando la Figura 5.8 non si notano cambiamenti nei valori dell'RR che possano denotare una qualche influenza della visione della cabina al minuto 1 della fase r1VR rispetto alle condizioni di base e di *rest*. Tali deduzioni sono confermate dai risultati dell'analisi statistica. Nessun confronto è risultato significativo, di conseguenza non si evidenziano differenze fra i due gruppi.

<i>Confronto RR</i> <i>G2</i>	<i>T-Test:</i> <i>p-value</i>	<i>C. Bonferroni (x2):</i> <i>p-value</i>
<i>b3-r1VR_1</i>	0.3662	0.7324
<i>r1_5-r1VR_1</i>	0.7074	1.4148

**Tabella 5.8:** Risultati del confronto statistico tra i valori di RR al minuto r1VR\_1 e al minuto b3 e tra i valori di RR al minuto r1VR\_1 e al minuto r1\_5 , per i soggetti del gruppo G2.

Non avendo riscontrato differenze fra i due gruppi, tale risultato si potrebbe attribuire ad una suddivisione dei gruppi poco restrittiva; di fatti, nel gruppo 1 sono inclusi soggetti che hanno attribuito alla cabina un voto pari a 7. Data la natura ambigua di tale voto, è sta quindi eseguita, come nel caso EEG, una seconda suddivisione:

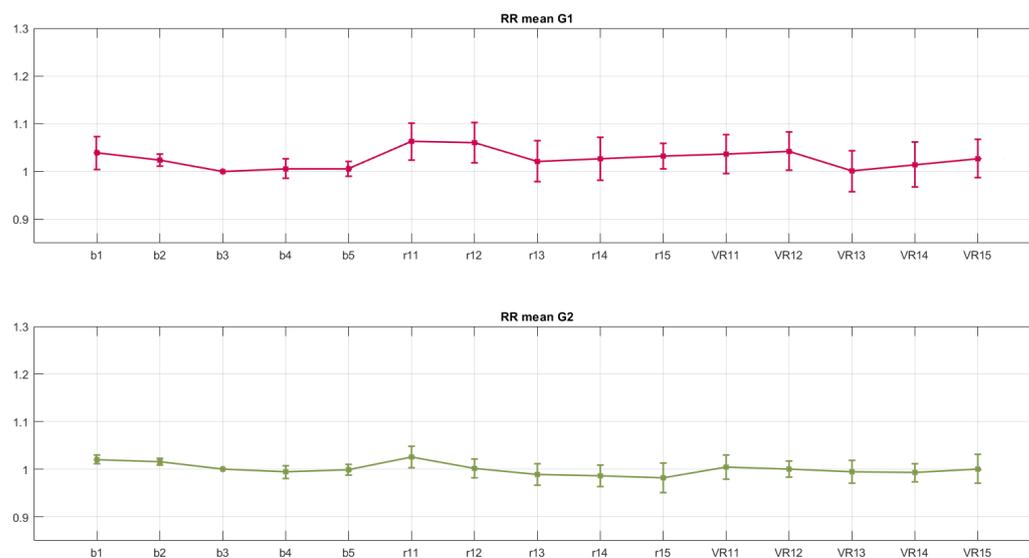
- Gruppo 1 (G1): Vengono inclusi i soggetti che hanno dato un voto pari a 5 e 6;
- Gruppo 2 (G2): Vengono inclusi i soggetti che hanno dato un voto pari a 9.

Sulla base di tale suddivisione sono presenti 4 soggetti in G1 e 6 soggetti in G2. In seguito, i valori dell'RR minuto per minuto dei soggetti appartenenti al gruppo 1 sono stati mediati; lo stesso procedimento è stato effettuato per il gruppo 2.

La Figura 5.9 mostra uno zoom dell'andamento minuto per minuto dei valori dell'RR mediato sui soggetti del gruppo 1 e sui soggetti del gruppo 2.

L'analisi statistica è stata eseguita effettuando un confronto fra i minuti r1\_5-r1VR\_1 e b3-r1VR\_1, per verificare se la visione della cabina

(r1VR\_1) potesse aver generato un qualche cambiamento, statisticamente significativo, nel segnale RR rispetto alla condizione di base (b3) e alla fase di *rest* (r1\_5).



**Figura 5.9:** Zoom dell'andamento dei valori dell'RR, normalizzati rispetto a b3 e mediati rispetto ai valori dei soggetti dei rispettivi gruppi. In alto G1 e in basso G2. Nessun confronto è risultato significativo.

E' stato eseguito il test di Anderson Darling per verificare la Gaussianità delle distribuzioni sia per il gruppo 1 che per il gruppo 2. Sia nel gruppo 1 che nel gruppo 2 le distribuzioni dei dati sono risultate gaussiane, di conseguenza è stato utilizzato il T-Test per eseguire l'analisi statistica. Infine è stata applicata anche la correzione di Bonferroni.

I risultati sono riportati nelle Tabella 5.9 e Tabella 5.10.

Osservando la Figura 5.9, anche in questo caso non si notano cambiamenti nei valori dell'RR che possano indicare una qualche influenza della visione della cabina al minuto 1 della fase r1VR rispetto alle condizioni di base e di

*rest.* Tali deduzioni sono confermate dai risultati dell'analisi statistica, dove nessun confronto è risultato significativo, riportando di conseguenza nessuna differenza fra i due gruppi considerati.

<i>Confronto RR</i> <i>G1</i>	<i>T-Test:</i> <i>p-value</i>	<i>C. Bonferroni (x2):</i> <i>p-value</i>
<i>b3-r1VR_1</i>	0.4367	0.8734
<i>r1_5-r1VR_1</i>	0.8370	1.6740

**Tabella 5.9:** Risultati del confronto statistico tra i valori di RR al minuto r1VR\_1 e al minuto b3 e tra i valori di RR al minuto r1VR\_1 e al minuto r1\_5 , per i soggetti del gruppo G1.

<i>Confronto RR</i> <i>G2</i>	<i>T-Test:</i> <i>p-value</i>	<i>C. Bonferroni (x2):</i> <i>p-value</i>
<i>b3-r1VR_1</i>	0.8797	1.7594
<i>r1_5-r1VR_1</i>	0.0850	0.17

**Tabella 5.10:** Risultati del confronto statistico tra i valori di RR al minuto r1VR\_1 e al minuto b3 e tra i valori di RR al minuto r1VR\_1 e al minuto r1\_5 , per i soggetti del gruppo G2.

Questi test sono stati effettuati per completezza, in quanto già dalla visualizzazione grafica si può concludere che non vi siano differenze significative. Inoltre, l'analisi condotta è un'analisi preliminare, eseguita soltanto sui dati dell'RR. Analisi future potrebbero essere estese agli indici dell'HRV, e potrebbero includere ulteriori acquisizioni per permettere di aumentare la

numerosità del campione. Inoltre dovrebbero includere come indice soggettivo non solo un voto ‘complessivo’ di gradimento della cabina, ma anche altre valutazioni quali ad es. senso di affaticamento, sforzo cognitivo e altro.



# Conclusioni

L'obiettivo di questo lavoro di Tesi ha riguardato l'analisi delle possibili variazioni dei parametri fisiologici estratti dai segnali EEG ed ECG, durante immersione sensoriale all'interno di un ambiente di realtà virtuale, ovvero l'interno di una cabina *regional*. A tale scopo, durante immersione in realtà virtuale i segnali sono stati acquisiti sia in condizione di *rest* (soggetto seduto semplicemente immerso nella cabina e che può esplorarla con lo sguardo) sia in condizioni di svolgimento di un *task* mentale (che richiede l'isolamento dall'ambiente esterno).

Un altro aspetto che è stato analizzato, seppur in maniera preliminare, ha riguardato la ricerca di una possibile correlazione fra le variazioni di alcuni parametri dei segnali EEG ed ECG e il livello di gradimento dell'ambiente virtuale (la cabina *regional*) in cui erano immersi i partecipanti all'esperimento.

L'esperimento è stato condotto nel Laboratorio di Realtà Virtuale presso il Campus di Forlì; all'esperimento hanno partecipato 31 soggetti volontari. Ogni soggetto è stato sottoposto a: i) un'acquisizione in condizione di base, in assenza di stimolazione audiovisiva (durata di 5 minuti); ii) una fase di training per familiarizzare con la navigazione in VR ma svolta in ambiente diverso da quello che gli verrà mostrato successivamente; iii) un'acquisizio-

ne nella cabina *regional* virtuale, in condizione di stimolazione audiovisiva (esperimento VR, durata totale 23 minuti). L'esperimento VR comprendeva le seguenti fasi: fase di *rest* a schermi spenti (r1, durata 5 minuti), fase di *rest* con VR accesa (r1VR, durata 5 minuti), interazione con la cabina (INT, durata 3 minuti tale fase è stata esclusa dall'analisi poiché risultata troppo rumorosa), fase di *rest* con VR accesa (r2VR, durata 5 minuti) ed infine fase di *working memory* dove il soggetto eseguivano un *task* di calcolo mentale (WM, durata 5 minuti). Durante l'acquisizione base e l'esperimento VR sono stati registrati i segnali da 14 canali EEG e da una derivazione ECG.

Per l'analisi del segnale elettroencefalografico i parametri, oggetto di questo lavoro, sono stati: il ritmo *alpha*, il ritmo *theta* e il loro rapporto osservati nella regione anteriore (canali Fronto-Centro-Temporali, FCT) e nella regione posteriore (canali Parieto-Occipitali, PO) dello scalpo. E' stata inoltre condotta un'analisi minuto per minuto per apprezzare in maniera più fine le variazioni dei suddetti parametri.

Il ritmo *alpha*, la cui banda di frequenza è compresa fra  $8 - 12Hz$ , si origina nelle regioni parieto-occipitali e occipitali della corteccia cerebrale. E' l'unico ritmo in grado di rispondere con un aumento e con una diminuzione in potenza, durante lo svolgimento di *task* attentivi.

Infatti quello che si osserva durante l'esecuzione di un *task* attentivo interno (*task* mentale, in parte oggetto di questa indagine) è l'incremento della potenza in banda *alpha* nelle regioni che non sono rilevanti per il compito, in particolare le regioni sensoriali posteriori.

Quindi sulla base della letteratura scientifica, il ritmo *alpha* potrebbe avere un ruolo inibitorio attivo, finalizzato al miglioramento delle prestazioni e all'ottimizzazione del consumo energetico.

Il ritmo *theta*, la cui banda di frequenza è compresa fra  $4 - 8Hz$ , invece ha origine principalmente nelle regioni frontali e parieto-temporali.

Il ritmo *theta* gioca un ruolo fondamentale nei compiti che richiedono un coinvolgimento cognitivo di più alto livello. Infatti, un aspetto interessante del ritmo *theta* è che sembra essere implicato nei meccanismi di integrazione, intesi come processi di connessione di diverse regioni cerebrali coinvolte in uno specifico *task*.

Per quanto riguarda invece l'analisi del segnale ECG, il primo passo è consistito nell'estrazione del tacogramma. A partire dal segnale ECG, sono stati individuati, ed estratti, gli intervalli inter-battito e si è proceduto all'analisi spettrale del tacogramma, per estrarre gli indici fondamentali, di seguito riportati, dell'*Heart Rate Variability* (HRV). In questo contesto, i parametri analizzati sono stati gli intervalli inter-battito (RR), la potenza *low frequency* (LF), riflesso dell'attività del sistema simpatico e in parte del parasimpatico, la potenza *high frequency* (HF), espressione dell'attività del solo sistema parasimpatico, ed infine il rapporto LF/HF, denominato anche bilancia simpato-vagale.

Nell'analisi dei segnali EEG è stato valutato l'impatto che l'esperimento di immersione sensoriale nell'ambiente VR ha suscitato nei ritmi cerebrali di interesse per questo lavoro di Tesi. Per il **ritmo *alpha*** i risultati, sia a livello di valori ottenuti su intere fasi che a livello di valori ottenuti minuto per minuto, hanno evidenziato i seguenti aspetti interessanti. Innanzitutto nella regione PO è risultato significativo l'aumento della potenza (in banda *alpha*) nel passaggio dalla condizione base alla condizione r1, imputabile alla presenza del rumore di fondo che induce un ulteriore stato di rilassamento nei partecipanti. In secondo luogo, il ritmo *alpha* mostra un significativo decre-

mento nelle fasi r1VR ed r2VR (di immersione nella realtà virtuale) rispetto alle condizioni di Base, soprattutto nelle regioni PO e in misura minore nelle regioni FCT. Tale risultato è imputabile all'eccitazione corticale delle aree visive (localizzate nelle regioni posteriori) dovuta alla visione della cabina. Infine, il ritmo *alpha* cresce riportandosi a valori non diversi alla condizione di Base (in cui la VR era assente) durante il compito mentale che pur era svolto in immersione all'interno della VR. Questo supporta l'ipotesi del ruolo inibitorio del ritmo *alpha*, il cui aumento servirebbe appunto per 'disattivare' le regioni sensoriali quando non rilevanti per il *task*.

Per il **ritmo *theta***, sintetizzando i risultati ottenuti, sia a livello di intere fasi che nell'analisi minuto per minuto, si può evidenziare quanto segue. Non sono risultate significative le differenze fra la condizione di base e la fase r1, indice del fatto che il ritmo *theta* è più evidente in situazioni che richiedono un *processing* cognitivo maggiore. È risultato invece significativo l'incremento del ritmo *theta* PO nella fase r2VR rispetto alla condizione di base anche potrebbe indicare un coinvolgimento del ritmo *theta* nel *processing* visivo. Infine, è risultato significativo l'incremento della potenza in banda *theta* nella regione FCT, in corrispondenza della fase WM. Questo risultato, sottolinea proprio l'importanza del *theta* frontale in compiti cognitivi complessi, che richiedono – come nel compito svolto – di integrare vari processi tra cui la generazione interna di informazioni, il loro mantenimento in memoria e il loro aggiornamento, e allo stesso tempo l'isolamento dall'ambiente esterno che costituisce un distrattore.

Nell'analisi del **rapporto *theta/alpha*** sono risultati significativi gli incrementi in corrispondenza delle fasi r1VR e r2VR, nella regione PO. Tale incremento è dovuto prevalentemente ad una diminuzione della potenza in banda *alpha*, che riflette l'attività corticale delle regioni posteriori durante esplora-

zione visiva della realtà virtuale.

Per l'analisi di correlazione, volta alla ricerca di una qualche relazione fra dati oggettivi EEG e dati soggettivi, un qualche risultato degno di nota si è ottenuto solo nell'analisi dei valori di potenza *alpha* minuto per minuto nella regione PO. Si è evidenziato che i soggetti che avevano espresso voti di gradimento più elevati mostrano una riduzione più accentuata di potenza *alpha* nel passaggio dall'ultimo minuto della fase r1 (*rest* senza VR) al primo minuto della fase r1VR (primo minuto di immersione nella VR) rispetto ai soggetti che avevano espresso voti di gradimento più bassi. Si potrebbe ipotizzare che la maggiore riduzione di *alpha* in quel passaggio sia correlata al maggior gradimento espresso.

Per quanto riguarda l'analisi del **tacogramma nel tempo**, il valore medio del segnale RR è stato valutato sia con una risoluzione temporale più grossolana, in ciascuna delle 5 fasi dell'esperimento (base, r1, r1VR, r2VR e WM), sia con una risoluzione più fine eseguendo l'analisi minuto per minuto, come è stato fatto per i parametri EEG. Le analisi hanno evidenziato una diminuzione significativa del segnale RR in WM rispetto alla condizione di base. Questo incremento di frequenza cardiaca può essere dovuto allo sforzo compiuto dal soggetto per lo svolgimento del *task* in presenza di distrattori sensoriali esterni (la VR).

Per quanto riguarda l'analisi dell'**HRV**, ovvero le variazioni di potenza in banda LF ed HF, si è notata una notevole variabilità inter-soggetto. Comunque un dato interessante che emerge è la diminuzione significativa di entrambe le potenze nella fase WM rispetto alla condizione di base, con la potenza HF che diminuisce di più della potenza LF. Quindi l'incremento di HR durante la fase di WM è accompagnato da una diminuzione di variabilità

della frequenza cardiaca, con un'azione relativamente maggiore del simpatico rispetto al parasimpatico (tuttavia l'aumento del rapporto LF/HF in WM non è significativo rispetto alla condizione di base).

Infine anche per il segnale RR, è stata eseguita un'analisi preliminare per verificare se vi fosse una correlazione fra i dati oggettivi e i dati soggettivi di gradimento. In particolare si è valutato se l'andamento del segnale RR durante l'esperimento VR mostrasse tendenze diverse in soggetti che avevano espresso gradimento maggiore rispetto a soggetti che avevano espresso gradimento inferiore. In questo caso l'analisi non ha evidenziato differenze.

In conclusione i risultati ottenuti dall'analisi dei segnali EEG, confermano alcune ipotesi di letteratura, nonché i risultati ottenuti in precedenti lavori di tesi, evidenziando il ruolo inibitorio del ritmo *alpha* per le aree corticali *task-irrelevant*. Per quanto riguarda il ritmo *theta* è emerso come sia presente l'azione del *theta* frontale, durante compiti di *working memory*, e del *theta* posteriore, durante il *processing* visivo.

Un limite da riportare per quanto riguarda l'analisi del segnale ECG, riguarda la difficoltà di interpretazione dei risultati ottenuti dall'analisi dell'HRV, difficoltà già riscontrata in altri lavori. Uno dei motivi di questa difficoltà può essere dovuta a intervalli relativamente brevi (5 minuti) in cui vengono valutate le potenze HF ed LF; può darsi che siano necessari intervalli temporali maggiori affinché questi meccanismi di regolazione possano esplicarsi completamente.

Infine per quanto concerne l'analisi di correlazione, bisogna sottolineare che quest'ultima è un'analisi estremamente preliminare. In prospettiva, al fine di rendere l'analisi di correlazione più attendibile, può essere utile prendere in considerazione altre risposte fornite dai soggetti nel questionario (e non solo

la risposta relativa al gradimento complessivo), oltre ad altri aspetti quali senso di affaticamento, sforzo cognitivo e altro sperimentato dai soggetti durante la prova. Utile può essere anche una valutazione estesa ad un campione più numeroso di soggetti.



# Bibliografia

- [1] <https://www.isc.cnr.it/public-outreach/divulgazione/neuroscienze/>.
- [2] G Avanzolini and E Magosso. *Strumentazione biomedica: Progetto e impiego dei sistemi di misura*, 2015.
- [3] Manoj Raghavan, Dominic Fee, and Paul E Barkhaus. Generation and propagation of the action potential. In *Handbook of clinical neurology*, volume 160, pages 3–22. Elsevier, 2019.
- [4] [https://www.physiologyweb.com/lecture\\_notes/neuronal\\_action\\_potential/figs/neuronal\\_action\\_potential\\_jpg\\_U13oL5zZDLyiJxMcsjAY02UBeESuTZS2.html](https://www.physiologyweb.com/lecture_notes/neuronal_action_potential/figs/neuronal_action_potential_jpg_U13oL5zZDLyiJxMcsjAY02UBeESuTZS2.html).
- [5] <https://www.unisalento.it/documents/20152/207558/11+propagazione+del+PA.pdf>.
- [6] <https://www.unisalento.it/documents/20152/189553/CONDUZIONE+IMPULSO+NERVOSO.pdf/>.
- [7] <https://www.docsity.com/it/2-anatomia-parte-2/618779/>.

- [8] [https://www.researchgate.net/publication/308971054\\_La\\_macchina\\_della\\_mente\\_II\\_-\\_Il\\_ruolo\\_della\\_sincronizzazione\\_nel\\_funzionamento\\_del\\_cervello](https://www.researchgate.net/publication/308971054_La_macchina_della_mente_II_-_Il_ruolo_della_sincronizzazione_nel_funzionamento_del_cervello).
- [9] <https://oggiscienza.it/2011/05/11/le-onde-del-sogno/>.
- [10] J Satheesh Kumar and P Bhuvaneshwari. Analysis of electroencephalography (eeg) signals and its categorization—a study. *Procedia engineering*, 38:2525–2536, 2012.
- [11] Roberto Sepulveda, Oscar Montiel, Gerardo Diaz, Daniel Gutierrez, and Oscar Castillo. Classification of encephalographic signals using artificial neural networks. *Computación y Sistemas*, 19(1):69–88, 2015.
- [12] Xiao Jiang, Gui-Bin Bian, and Zean Tian. Removal of artifacts from eeg signals: a review. *Sensors*, 19(5):987, 2019.
- [13] <https://sciencecue.it/viaggio-sistema-nervoso-onde-cerebrali/15562/>.
- [14] OM Bazanova and D Vernon. Interpreting eeg alpha activity. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 44:94–110, 2014.
- [15] Joachim Lange, Julian Keil, Alfons Schnitzler, Hanneke van Dijk, and Nathan Weisz. The role of alpha oscillations for illusory perception. *Behavioural brain research*, 271:294–301, 2014.
- [16] Bazanova Olga. Comments for current interpretation eeg alpha activity: A review and analysis. *Journal of Behavioral and Brain Science*, 2012, 2012.

- [17] Wolfgang Klimesch. Alpha-band oscillations, attention, and controlled access to stored information. *Trends in cognitive sciences*, 16(12):606–617, 2012.
- [18] Ole Jensen and Ali Mazaheri. Shaping functional architecture by oscillatory alpha activity: gating by inhibition. *Frontiers in human neuroscience*, 4:186, 2010.
- [19] Alan D Baddeley and Graham Hitch. Working memory. In *Exploring Working Memory*, pages 43–79. Routledge, 2017.
- [20] Frédéric Roux and Peter J Uhlhaas. Working memory and neural oscillations: alpha–gamma versus theta–gamma codes for distinct wm information? *Trends in cognitive sciences*, 18(1):16–25, 2014.
- [21] James F Cavanagh and Michael J Frank. Frontal theta as a mechanism for cognitive control. *Trends in cognitive sciences*, 18(8):414–421, 2014.
- [22] Sam C Berens and Aidan J Horner. Theta rhythm: temporal glue for episodic memory. *Current Biology*, 27(20):R1110–R1112, 2017.
- [23] Yuichi Kitaura, Keiichiro Nishida, Masafumi Yoshimura, Hiroshi Mii, Koji Katsura, Satsuki Ueda, Shunichiro Ikeda, Roberto D Pascual-Marqui, Ryouhei Ishii, and Toshihiko Kinoshita. Functional localization and effective connectivity of cortical theta and alpha oscillatory activity during an attention task. *Clinical neurophysiology practice*, 2:193–200, 2017.
- [24] Gebhard Sammer, Carlo Blecker, Helge Gebhardt, Matthias Bischoff, Rudolf Stark, Katrin Morgen, and Dieter Vaitl. Relationship between regional hemodynamic activity and simultaneously recorded eeg-theta

- associated with mental arithmetic-induced workload. *Human brain mapping*, 28(8):793–803, 2007.
- [25] Jared Aida, Brian Chau, and Justin Dunn. Immersive virtual reality in traumatic brain injury rehabilitation: a literature review. *NeuroRehabilitation*, 42(4):441–448, 2018.
- [26] Corey J Bohil, Bradly Alicea, and Frank A Biocca. Virtual reality in neuroscience research and therapy. *Nature reviews neuroscience*, 12(12):752–762, 2011.
- [27] Mar Rus-Calafell, Philippa Garety, Elinor Sason, Thomas JK Craig, and Lucia R Valmaggia. Virtual reality in the assessment and treatment of psychosis: a systematic review of its utility, acceptability and effectiveness. *Psychological medicine*, 48(3):362–391, 2018.
- [28] F De Crescenzo, F Lucchi, N Mezannar, and F Persiani. Using bcis (brain computer interfaces) to evaluate emotional perception of passenger cabin design in virtual environments. In *Proceedings of the 29th Congress of the International Council of the Aeronautical Sciences (ICAS 2014)*, pages 1–8, 2014.
- [29] Margherita Peruzzini, Fabio Grandi, Marcello Pellicciari, and Claudia Elisabetta Campanella. User experience analysis based on physiological data monitoring and mixed prototyping to support human-centre product design. In *International Conference on Applied Human Factors and Ergonomics*, pages 401–412. Springer, 2018.
- [30] [https://www.unmedicopertutti.it/sistema\\_conduzione\\_cuore.html](https://www.unmedicopertutti.it/sistema_conduzione_cuore.html).

- [31] <https://twitter.com/vesali0/status/703400701402214400?lang=ca>.
- [32] <http://lmchris.blogspot.com/2015/05/electrocardiograma.html>.
- [33] <https://corsi.unibo.it/laurea/Infermieristica-Rimini/bacheca/laboratorio-professionale-1-sede-formativa-rimini-ecg-1/vademecumecg.pdf/>.
- [34] <http://www.menscpz.it/blog/2019/02/17/elettrocardiogramma/>.
- [35] Fred Shaffer, Rollin McCraty, and Christopher L Zerr. A healthy heart is not a metronome: an integrative review of the heart's anatomy and heart rate variability. *Frontiers in psychology*, 5:1040, 2014.
- [36] Mario Valderrama, Vincent Navarro, and Michel Le Van Quyen. Heart rate variability as measurement of heart-brain interactions. *Epilepsies*, 22(3):194–200, 2010.
- [37] Gernot Ernst. Heart-rate variability—more than heart beats? *Frontiers in public health*, 5:240, 2017.
- [38] Hayley A Young and David Benton. Heart-rate variability: a biomarker to study the influence of nutrition on physiological and psychological health? *Behavioural pharmacology*, 29(2-):140, 2018.
- [39] [http://www.ingbiomedica.unina.it/studenti/ing\\_bio/el\\_dati/Capitolo%207.pdf](http://www.ingbiomedica.unina.it/studenti/ing_bio/el_dati/Capitolo%207.pdf).
- [40] Elisa Magosso, Francesca De Crescenzo, Giulia Ricci, Sergio Piastra, and Mauro Ursino. Eeg alpha power is modulated by attentional changes

- during cognitive tasks and virtual reality immersion. *Computational intelligence and neuroscience*, 2019, 2019.
- [41] Siddhesh Manjrekar, Shubhrika Sandilya, Deesha Bhosale, Sravanthi Kanchi, Adwait Pitkar, and Mayur Gondhalekar. Cave: An emerging immersive technology—a review. In *2014 UKSim-AMSS 16th International Conference on Computer Modelling and Simulation*, pages 131–136. IEEE, 2014.
- [42] <https://www.geasoluzioni.it/prodotti-gea-soluzioni/accessoristica.html>.
- [43] <https://openbci.com/>.
- [44] [https://www.bci2000.org/mediawiki/index.php/Contributions:OpenBCI\\_Module](https://www.bci2000.org/mediawiki/index.php/Contributions:OpenBCI_Module).
- [45] <https://shop.openbci.com/products/cyton-daisy-biosensing-boards-16-channel?variant=38959256526>.
- [46] <https://ingegneriaindustriale.unibo.it/it/ricerca/laboratori-di-ricerca/laboratorio-di-realta-virtuale>.
- [47] <https://www.slideshare.net/SugiuraTsukasa/kinect-v2-introduction-and-tutorial>.
- [48] Sara Bagassi, Francesca De Crescenzo, Francesca Lucchi, and Franco Persiani. Innovation in man machine interfaces: use of 3d conformal symbols in the design of future huds (head up displays). In *28th International Congress of The Aeronautical Sciences, Brisbane, Australia September*, volume 23, 2012.

- 
- [49] <https://multiplayer.it/recensioni/72151-dentro-il-videogioco.html>.
- [50] Chinmayee Dora and Pradyut Kumar Biswal. Robust eeg artifact removal from eeg using continuous wavelet transformation and linear regression. In *2016 International Conference on Signal Processing and Communications (SPCOM)*, pages 1–5. IEEE, 2016.
- [51] Tobias Kaufmann, Stefan Sütterlin, Stefan M Schulz, and Claus Vögele. Artiifact: a tool for heart rate artifact processing and heart rate variability analysis. *Behavior research methods*, 43(4):1161–1170, 2011.
- [52] Gary G Berntson, Karen S Quigley, Jaye F Jang, and Sarah T Boysen. An approach to artifact identification: Application to heart period data. *Psychophysiology*, 27(5):586–598, 1990.

