

ALMA MATER STUDIORUM  
UNIVERSITÀ DI BOLOGNA  
CAMPUS DI CESENA

---

DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'ENERGIA  
ELETTRICA E DELL'INFORMAZIONE  
"GUGLIELMO MARCONI"

CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

**Acquisizione e analisi di segnali  
elettroencefalografici in compiti di immersione  
sensoriale e di "working memory"**

Elaborato in:

**Strumentazione Biomedica**

**Relatore :**

Prof.ssa Elisa Magosso

**Presentato da:**

Francesca Bubani

**Correlatori:**

Prof.ssa Francesca De Crescenzo

Ing. Giulia Ricci

**Anno Accademico 2017/2018**

*Alla mia bisnonna,  
che mi ha insegnato a non arrendermi mai.*

# INDICE

---

<b>Introduzione</b> .....	4-6
---------------------------	-----

## **Capitolo 1**

### **Il segnale elettroencefalografico e i ritmi cerebrali**

1.1 Elettroencefalografia.....	7-9
1.2 Il neurone.....	10-11
1.3 Il potenziali post-sinaptici e il potenziale d'azione.....	12-16
1.4 L'origine dei potenziali elettroencefalografici di superficie.....	17-18
1.5 Sistema Internazionale Standard 10-20 di posizionamento degli elettrodi.....	19-20
1.6 Ritmi Cerebrali.....	21-22
1.7 Il ritmo Alfa.....	23
1.8 Fattori che influenzano la rilevazione del ritmo Alpha.....	24-25

## **Capitolo 2**

### **Descrizione dei segnali nel laboratorio di realtà virtuale ed acquisizione dei segnali**

2.1 Descrizione dell'esperienza nel laboratorio di Realtà Virtuale.....	26
2.1.1 Il Laboratorio di Realtà Virtuale e overview dell'esperimento.....	26-27
2.1.2 Partecipanti all'esperimento.....	28
2.1.3 Strumentazione per l'acquisizione del segnale.....	29-32
2.1.4 Gli ambienti Realtà Virtuale.....	33-35
2.1.5 Fasi dell'esperimento.....	36-41
2.1.6 Scopo dell'esperimento in Realtà Virtuale.....	42
2.2 Elaborazione dei segnali.....	43-47

## **Capitolo 3**

### **Analisi dei risultati relativi all'immersione nella Realtà Virtuale**

3.1 Densità spettrale di potenza dei canali parieto-occipitali.....	48-52
3.2 Potenza in banda alpha dei canali parieto-occipitali.....	53-60

## **Capitolo 4**

### **Analisi dei risultati relativi al compito di Working-Memory**

4.1 Densità spettrale di potenza dei canali parieto-occipitali.....	61-64
4.2 Densità spettrale di potenza in banda alpha dei canali parieto-occipitali.....	65-68

<b>Conclusioni</b> .....	69-71
--------------------------	-------

<b>Bibliografia</b> .....	72
---------------------------	----

<b>Indice delle Figure e delle Tabelle</b> .....	73
--------------------------------------------------	----

## **INTRODUZIONE**

L'attenzione può essere considerata un aspetto particolare della percezione, tanto che è definita come il processo mediante il quale si mette a fuoco e si coglie solo una parte del nostro mondo percettivo, trascurando le informazioni che, per il task in esecuzione, risultano non rilevanti. L'attenzione può essere volontaria quando è la persona stessa che decide di concentrarsi su uno stimolo; mentre quando è lo stimolo esterno che cattura la nostra attenzione si parla di attenzione involontaria.

Negli ultimi decenni, la ricerca scientifica si è ampiamente concentrata sullo studio delle oscillazioni cerebrali e del ruolo che esse hanno nei nostri processi cognitivi ed attentivi. In particolare, recentemente i ricercatori stanno riconoscendo un ruolo molto rilevante alle oscillazioni in banda alpha (8-14 Hz). Queste oscillazioni sono particolarmente evidenti (specialmente in condizioni di occhi chiusi) nelle regioni cerebrali posteriori dove hanno principalmente sede i processi visivi; la loro presenza è tradizionalmente associata a stati di inattività di una regione corticale, come può avvenire appunto in condizioni di occhi chiusi nelle regioni visive e per questo le oscillazioni alpha sono state messe principalmente in relazione a stati di rilassamento e sonnolenza.

Recentemente, però, evidenze sperimentali suggeriscono un ruolo attivo per le oscillazioni in banda alpha; in particolare tali oscillazioni sembrano favorire l'inibizione di regioni corticali irrilevanti per il task (incremento di attività in banda alpha) a vantaggio di regioni corticali rilevanti per il task (diminuzione di attività in banda alpha). Pertanto, il ritmo alpha è associato anche a meccanismi attentivi, in quanto modulando in maniera selettiva il livello di eccitazione/inibizione delle regioni corticali, svolge la funzione di dare priorità all'ingresso e all'elaborazione di quell'insieme di informazioni rilevanti per un efficiente svolgimento e una buona riuscita del compito richiesto. Questo lavoro di tesi si colloca all'interno dello studio del ritmo alpha, come ritmo implicato in processi di inibizione/disinibizione selettiva di regioni corticali. In particolare, il presente lavoro ha come obiettivo l'analisi della potenza in banda alpha di segnali elettroencefalografici acquisiti in compiti di immersione sensoriale (ovvero immersione in ambienti di realtà virtuale) e in compiti di working-memory (ovvero compiti di calcolo eseguito a mente). A tale scopo è stato svolto un esperimento presso il Laboratorio di Realtà Virtuale di Forlì, e in collaborazione col Dipartimento di Ingegneria Industriale, che ha visto coinvolti dodici soggetti e che prevedeva l'acquisizione e il monitoraggio del segnale elettroencefalografico (EEG) in una condizione di immersione sensoriale indotta dalla realtà virtuale. L'obiettivo è quello di valutare il coinvolgimento sensoriale/attentivo generato da due

modelli virtuali di cabina aerea Business (B1 e B2), rispetto ad una fase di rilassamento a realtà virtuale spenta. Lo studio rientra nel progetto europeo CASTLE che, tra le altre cose, studia anche misure oggettive (basate su segnali fisiologici) per valutare il livello di gradimento/comfort di un ambiente di cabina aerea in fase di progettazione, servendosi di ambienti riprodotti nella realtà virtuale. L'esperimento prevedeva, oltre all'immersione nella realtà virtuale un task di working-memory, cioè una fase in cui al soggetto veniva richiesto di eseguire calcoli a mente, svolti durante immersione nella realtà virtuale.

Con tale esperimento si vogliono dunque analizzare i seguenti due principali aspetti.

A) Valutare la variazione della potenza in banda alpha dei segnali EEG, rispetto alla condizione di rilassamento, durante la fase di coinvolgimento emotivo, sensoriale, visivo e dell'attenzione, dovuto all'immersione nell'ambiente di realtà virtuale; in particolare il risultato atteso è una diminuzione di potenza in banda alpha nelle regioni occipitali dovuta alla stimolazione sensoriale e visiva prodotta dall'immersione nell'ambiente virtuale.

B) Verificare se e come si modifica il ritmo alpha in seguito allo svolgimento del compito di working-memory, durante immersione nella realtà virtuale rispetto ad una precedente fase di immersione senza compito di working-memory (cioè fase di relax in realtà virtuale). In particolare il risultato atteso è, in questo caso, un incremento di potenza in banda alpha nelle regioni occipitali durante la fase di working-memory rispetto alla fase di relax (entrambe in realtà virtuale) per inibire le informazioni visive provenienti dall'ambiente di realtà virtuale ma irrilevanti al fine dello svolgimento del compito mentale. Ovvero, per concentrarsi meglio sui conti il soggetto ha la necessità di isolarsi dall'ambiente circostante pertanto tenderà ad inibire le regioni posteriori della corteccia, implicate nella percezione visiva. L'esperimento è costituito da due prove, una per ciascun modello di cabina, ognuna delle quali presenta quattro fasi: rilassamento a schermi spenti (r1), rilassamento iniziale con VR accesa (r1VR), interazione con la cabina (int) e rilassamento finale con VR accesa (r2VR). Inoltre, al termine della fase r2VR relativa alla seconda prova (cioè relativa alla seconda cabina presentata) viene aggiunta una fase di *Working Memory*, in cui il soggetto deve eseguire un calcolo a mente (sottrarre progressivamente, partendo da 1000, il numero 17) sempre immerso

nella realtà virtuale con l'obiettivo, come detto, di valutare l'eventuale aumento di potenza in banda alfa. In seguito all'acquisizione dei segnali EEG, i dati vengono estratti e importati su MATLAB, in modo da poter eseguire l'analisi della densità spettrale. Per ogni fase dell'esperimento, a partire dalla densità spettrale di potenza dei segnali EEG, è stata estratta la potenza in banda alfa (8-14 Hz), mediata sui segnali degli elettrodi PO3, PO4, PO7, PO8, O1 e O2, ovvero gli elettrodi parieto-occipitali e occipitali.

L'elaborato è realizzato nel seguente modo.

Capitolo 1- Il primo capitolo della tesi inizia con una breve panoramica sulla storia dell'elettroencefalografia, segue una trattazione sul neurone e sui potenziali sinaptici, prosegue con una descrizione sulle diverse oscillazioni cerebrali, in particolare il ritmo alfa e i fattori che influenzano la rilevazione di tale ritmo.

Capitolo II- Il secondo capitolo descrive l'esperienza in laboratorio (a cui ho partecipato) e l'acquisizione dei dati presso il Laboratorio di Realtà Virtuale di Forlì, la strumentazione utilizzata per l'acquisizione dei segnali EEG, in cui viene utilizzato il sistema di amplificazione e trasmissione wireless dei dati OpenBCI, che per permettere ai soggetti mobilità e libertà di movimento per la navigazione nella fusoliera. Inoltre viene descritto il metodo utilizzato per stimare la densità spettrale di potenza e il calcolo della potenza in banda alfa aggregando i canali parieto-occipitali ed occipitali.

Capitolo III- Il capitolo terzo mostra i risultati relativi agli effetti dell'immersione sensoriale. Vengono mostrati sia gli andamenti della densità spettrale di potenza nelle fasi di immersione di realtà virtuale (in assenza di altri compiti) rispetto a fasi di realtà virtuale spenta. Inoltre, vengono mostrati i grafici che riportano i valori di potenza in banda alfa sia in valore assoluto che normalizzati. Vengono anche eseguiti test statistici.

Capitolo IV- Il quarto capitolo è dedicato all'esposizione dei risultati relativi al compito di working-memory eseguito in immersione nella realtà virtuale, rispetto a fasi di immersione di realtà virtuale in assenza di compito di working-memory. Come nel capitolo precedente, vengono visualizzati gli spettri di potenza, sia i valori di potenza in banda alfa e vengono eseguiti test statistici.

Infine le conclusioni sintetizzano i risultati ottenuti e identificano possibili sviluppi futuri.

# CAPITOLO 1

## *IL SEGNALE ELETTROENCEFALOGRAFICO E I RITMI CEREBRALI*

### **1.1 ELETTROENCEFALOGRAFIA**

Con il termine elettroencefalografia si intende la registrazione dell'attività elettrica cerebrale, una metodica oggi fondamentale per la valutazione funzionale del sistema cerebrale.

Per secoli gli studi sull'encefalo si sono limitati alla mera descrizione anatomica. Ancora a metà dell'800, vi era un mondo sconosciuto: la fisiologia elettrica cerebrale.

Nel 1875, il fisico Richard Caton, osservò per la prima volta l'attività elettrica cerebrale, servendosi di un galvanometro per rilevare gli impulsi elettrici sulla superficie cerebrale di animali vivi.

I suoi studi proseguirono grazie al lavoro del medico tedesco Hans Berger, che nel 1924 effettuò la prima registrazione dell'attività elettrica cerebrale sulla superficie di un cranio umano, utilizzando il galvanometro con l'aggiunta di strisce metalliche poste sullo scalpo del paziente. A quel tempo, il segnale elettroencefalografico era registrato su carta, senza l'ausilio di calcolatori elettronici, perciò risultava difficile rilevare la larghezza di banda delle oscillazioni.

L'elettroencefalogramma consente di rilevare e visualizzare l'attività spontanea cerebrale rilevata dagli elettrodi, la quale è sempre presente ma che ha un'ampiezza molto ridotta tipicamente compresa nell'intervallo dai 10-100 $\mu$ V.

Per quanto riguarda la strumentazione, il primo galvanometro utilizzato da Berger, della Siemens, aveva una sensibilità molto bassa, per questo era in grado di registrare solo le ampiezze più elevate dei potenziali, le quali presentano una durata tra i 100-200ms.

Nei vari pazienti esaminati risultò essere presente una componente di ampiezza dominante, con frequenze nell'intervallo di 8-14 Hz (si veda la Figura 1); questa componente fu denominata ritmo *alfa*, e suscitò un grande interesse da parte di Berger.

Egli infatti, rimase colpito, non solo perché questa componente presentava un sorprendente regolarità sinusoidale, ma anche perché queste onde venivano soppresse in risposta all'apertura degli occhi.

Il ritmo alfa, infatti lo si rileva principalmente in un soggetto sveglio in fase di rilassamento. Per effetto di questa scoperta da parte del medico Berger, il ritmo alfa prese anche il nome di “Effetto Berger” o “Reazione di attivazione” (Figura 1).



Figura 1, tracciato EEG che evidenzia il ritmo Alfa

Inoltre, Berger riuscì ad identificare anche la presenza di un ritmo *beta* (13-30 Hz), tipico dello stato di concentrazione nel soggetto sveglio (Figura 2).



Figura 2, tracciato EEG che evidenzia il ritmo Beta

L'elettroencefalografia divenne una pratica di routine in tutto il mondo, tanto che negli anni '80 nacquero i primi EEG digitali e negli anni successivi iniziarono ad essere utilizzati in vari ambiti come nelle Unità di Terapia Intensiva (UTI), in sale operatorie e in particolar modo nelle Neuroscienze Cognitive.

I segnali che originano dall'attività elettrica cerebrale possono essere registrati mediante l'utilizzo di tre tipi diversi di elettrodi: a) elettrodi che vengono posizionati sullo scalpo; in tal caso si parla di *elettroencefalografia standard o di superficie (EEG)*, b) elettrodi posizionati sulla superficie della corteccia; in tal caso si parla di *elettrocorticografia (ECoG)* e c) elettrodi ad ago posti in profondità all'interno del tessuto cerebrale; in tal caso si parla di *stereolettroencefalografia (SEEG)*. [1]

L'EEG standard (Figura 3) è la metodica più utilizzata nelle registrazioni cliniche di routine, essendo totalmente non invasiva (diversamente dalle altre due tecniche che utilizzano procedure altamente invasive e per questo il loro utilizzo è riservato a casi particolarmente complessi e selezionati); essa consente di rilevare le specifiche oscillazioni di potenziali elettrici sullo scalpo a seconda dello stato mentale del paziente e diagnosticare particolari disturbi cerebrali, in maniera non invasiva.

Il segnale elettroencefalografico viene originato dalla somma dei potenziali post-sinaptici (si vedano i successivi paragrafi per la descrizione dei potenziali post-sinaptici



dei neuroni) che vengono generati dall'attivazione contemporanea di più neuroni, i quali producono un campo elettrico elevato, tale da essere rilevato dagli elettrodi posti sulla superficie del cranio, Figura 3. Infatti, l'attivazione di un singolo neurone produrrebbe un segnale di entità molto bassa che non verrebbe rilevato. L'attività elettrica che viene registrata, presenta tipicamente valori di ampiezza molto bassa (come detto precedentemente dell'ordine di poche decine di microvolt), perciò il segnale richiede elevate amplificazioni e una volta digitalizzato viene visualizzato come una sequenza di valori di tensione.

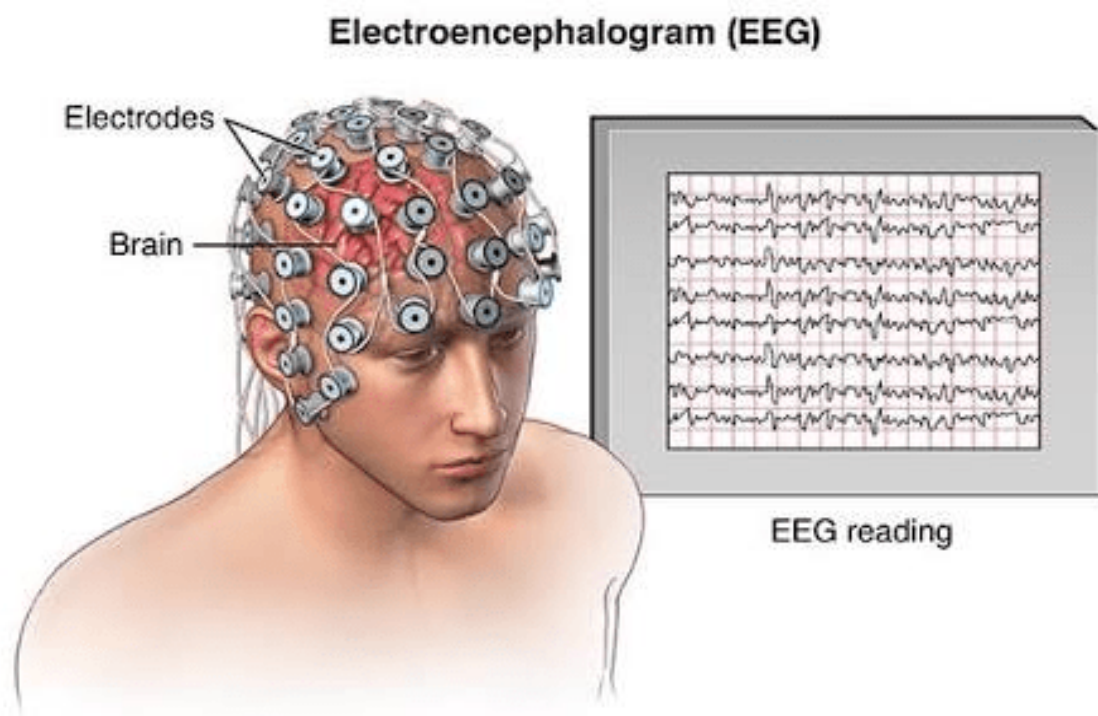


Figura 3, Elettrodi posti sullo scalpo con relativa visualizzazione del segnale EEG

## 1.2 IL NEURONE

Il neurone, o cellula nervosa è l'unità funzionale del sistema nervoso. Esso è essenzialmente una cellula eccitabile, specializzata per la ricezione, la integrazione, la trasformazione, e la trasmissione progressiva di informazioni codificate. I neuroni sono costituiti da un corpo cellulare, o *soma* o *pirenoforo*, cioè una massa circoscritta di citoplasma specializzato, contenente un nucleo diploide, al cui interno è presente il DNA, che è lo stampo per la sintesi proteica e fondamentale per la sopravvivenza della cellula.

Dalla superficie del soma, si dipartono uno o più prolungamenti citoplasmatici sottili, ramificati, che si portano a varia distanza dal corpo cellulare. In rapporto al numero dei prolungamenti, i neuroni possono essere classificati in Pseudounipolari, Bipolari, Multipolari. Tali prolungamenti prendono il nome di *dendriti*, e svolgono la funzione di fibre di ingresso per la cellula che conducono impulsi verso il soma, sono cioè fibre afferenti. I dendriti aumentano la superficie di un neurone permettendogli di ricevere informazioni da altri neuroni. La superficie di un dendrite può essere espansa dalla presenza di spine dendritiche, con aspetti variabili. Dal soma si diparte un'altro prolungamento che ha un ruolo fondamentale; esso ha funzione efferente ed è denominato *assone* o neurite, che può ramificarsi più o meno estesamente, e che conduce impulsi in senso centrifugo rispetto al soma, verso l'uscita (Figura 4). La forma, il numero e la lunghezza degli assoni e dei dendriti variano da un neurone all'altro, in ogni caso queste strutture sono fondamentali per permettere una comunicazione tra i neuroni.

[2-3]

## NEURONE

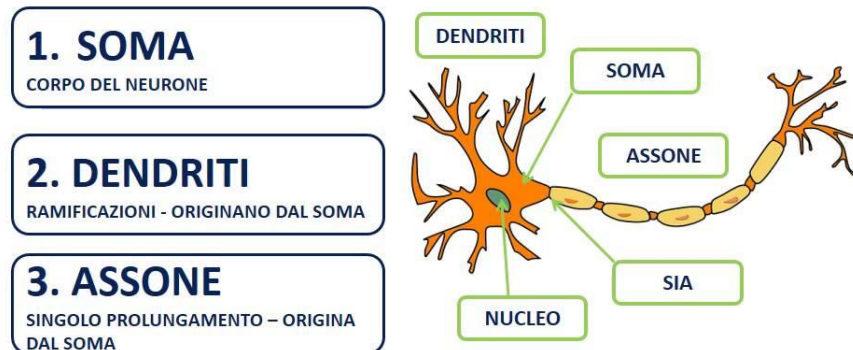


Figura 4, Neurone

La grandezza dei neuroni varia notevolmente, dai micro neuroni il cui corpo cellulare ha un diametro di  $7\mu\text{m}$  o meno, ad alcune fra le cellule più voluminose dell'organismo, ad esempio quelle dei gangli spinali, che raggiungono un diametro di  $120\mu\text{m}$ . [3]

### 1.3 I POTENZIALI POST-SINAPTICI E IL POTENZIALE D'AZIONE

La regione in cui un terminale assonico (il rigonfiamento terminale della ramificazione dell'assone) incontra una cellula bersaglio è chiamata *sinapsi* [ syn- “insieme” + hapsis, “unire”]. Il neurone che trasmette il segnale alla sinapsi è detto cellula *presinaptica*, mentre la cellula che riceve il segnale è la cellula *postsinaptica*. In corrispondenza alla sinapsi le due cellule non sono fisicamente in comunicazione per la presenza della *fessura sinaptica*. Sebbene nelle rappresentazioni grafiche la fessure sinaptica sia indicata da un intervallo vuoto, essa è riempita da matrice extracellulare, le cui fibre mantengono in posizioni le cellule pre-postsinaptica, Figura 5.[3]

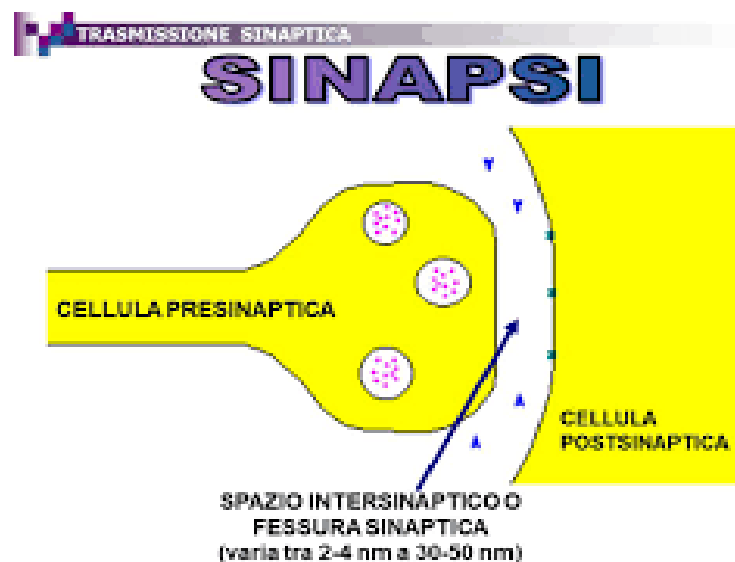


Figura 5, sinapsi tra cellula pre-postsinaptica

L'arrivo del potenziale d'azione nel terminale presinaptico determina un cambiamento nel potenziale di membrana del dendrite postsinaptico, con una ampiezza dell'ordine di pochi mV, che si propaga passivamente lungo il dendrite.

Questi potenziali postsinaptici si sommano nella loro propagazione e il risultato di questa somma, quando raggiunge la zona trigger (una zona particolare del soma detto monticolo assonico) può risultare sotto-soglia oppure sopra-soglia.

I segnali elettrici di un neurone viaggiano perciò sempre in una sola direzione: dai siti di ricezione (dendriti o soma) al monticolo assonico, da dove il potenziale d'azione, se è generato, si propaga unidirezionalmente lungo l'assone fino ai terminali presinaptici.

Se lo stimolo complessivo è sopra soglia si scatena il potenziale d'azione, mentre se è sotto-soglia il potenziale d'azione non viene generato.[1]

Sia il potenziale d'azione che i potenziali postsinaptici sono cambiamenti transienti del potenziale di membrana a riposo.

La membrana cellulare è costituita da un doppio strato fosfolipidico all'interno del quale sono inglobate particolari proteine di membrana che costituiscono i canali ionici, che consentono il passaggio selettivo solo ed unicamente di alcuni ioni. Essi si possono distinguere in: a) canali non regolati detti *voltage-dipendenti*, che normalmente si presentano essere aperti nella cellula a riposo e b) canali regolati detti *ligando-dipendenti*, che si aprono e si chiudono in risposta a stimoli chimici ed elettrici.

I canali non regolati contribuiscono al potenziale di membrana a riposo, mentre i canali regolati hanno il ruolo di generare potenziali d'azione e potenziali post-sinaptici.

A riposo, una cellula nervosa presenta una differenza di potenziale tra esterno ed interno della membrana di un valore tra -60 mV e i -70 mV, dovuto al doppio strato di cariche; tale differenza viene denominata *potenziale di membrana a riposo*.

Il potenziale d'azione invece, è una breve variazione del potenziale di membrana, che si genera in risposta ad uno stimolo di depolarizzazione oltre il valore critico di soglia (circa -50 mV). E' dovuto a dei cambiamenti sequenziali della permeabilità della membrana agli ioni Na<sup>+</sup> e K<sup>+</sup>, per la presenza di canali del sodio e potassio voltage-dipendenti. Entrambi si aprono in risposta ad una depolarizzazione della membrana, ma avendo particolari differenze: a) canali del sodio si aprono più velocemente rispetto a quelli del potassio, b) dopo una breve apertura i canali del sodio passano in uno stato di inattivazione, mentre quelli del potassio rimangono aperti finché è presente la depolarizzazione.

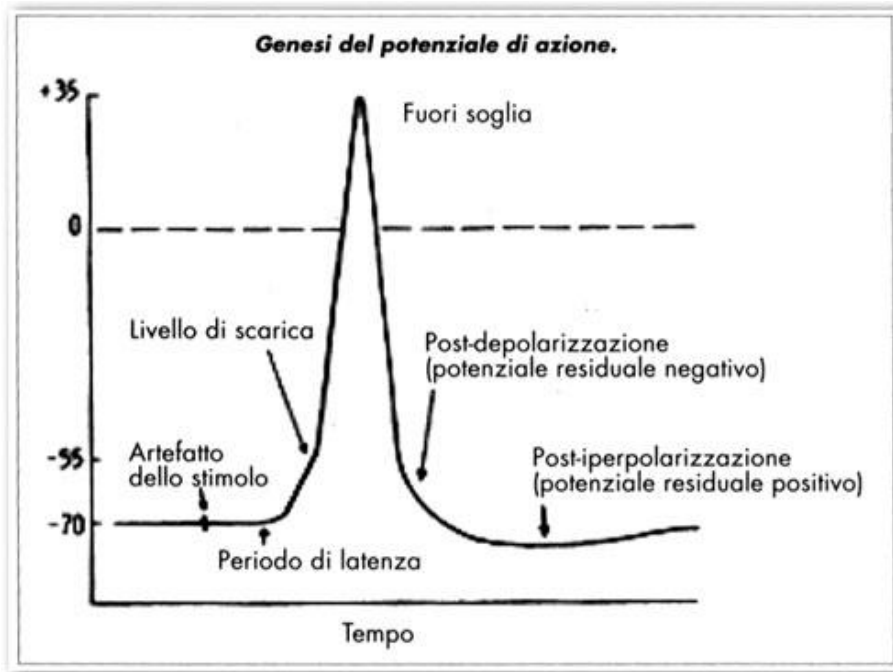


Figura 6, potenziale d'azione in mV(ordinata), in funzione del tempo in ms (ascissa)

La Figura 6, mostra l'andamento del potenziale di membrana (in mV), in funzione del tempo ( in ms).

Il potenziale in un primo momento si presenta essere a riposo, poi abbiamo l'artefatto dello stimolo, che genera lo stimolo depolarizzante. La membrana si depolarizza fino alla soglia, i canali voltaggio-dipendenti per  $\text{Na}^+$  e per il  $\text{K}^+$  iniziano ad aprirsi, il successivo rapido ingresso di  $\text{Na}^+$  porta alla depolarizzazione della cellula. I canali del  $\text{Na}^+$  poi si chiudono e i canali del  $\text{K}^+$ , più lenti, si aprono. Il  $\text{K}^+$  si sposta dalla cellula nel liquido extracellulare e i canali rimangono aperti, per cui il  $\text{K}^+$  continua ad uscire dalla cellula iperpolarizzandola. I canali voltaggio-dipendenti per il  $\text{K}^+$  si chiudono gradualmente ed una minore quantità di  $\text{K}^+$  esce dalla cellula. Alla fine la cellula torna alla condizione di permeabilità ionica di riposo e quindi al potenziale di membrana a riposo. [3]

Una volta che si è manifestato il potenziale d'azione, si ha un periodo refrattario durante il quale la capacità della membrana di rispondere a un secondo stimolo viene alterato. Il periodo refrattario si suddivide in: a) periodo assoluto, durante il quale nessun potenziale d'azione può essere generato, indipendentemente dal valore dello stimolo applicato, b) periodo refrattario relativo, durante il quale può essere generato un altro potenziale d'azione purchè lo stimolo applicato ha intensità maggiore.

I potenziali d'azione, chiamati anche spike (picchi), sono segnali elettrici 'stereotipati', detti anche risposte di tipo 'tutto o nulla'; infatti se lo stimolo è sopra soglia, il potenziale di azione si genera sempre uguale a sé stesso (in ampiezza e forma) indipendentemente dalla intensità dello stimolo che lo ha generato (purché sopra-soglia). Il potenziale d'azione è caratterizzato da depolarizzazioni molto rapide e ampie, che viaggiano dalla zona trigger di un neurone attraverso tutto l'assone fino a raggiungere le sue estremità, senza attenuarsi né distorcersi (grazie ad un meccanismo di continua rigenerazione lungo l'assone).

Nei potenziali d'azione, i canali ionici della membrana dell'assone si aprono in sequenza al passaggio della corrente elettrica lungo l'assone. Gli ioni  $\text{Na}^+$  aggiuntivi che entrano nella cellula rafforzano la depolarizzazione ed è questo il motivo per cui il potenziale non perde forza con la distanza, ma viene rigenerato lungo il percorso. Il velocissimo spostamento di un potenziale d'azione lungo l'assone viene chiamato *Conduzione*.

Come anticipato, sono detti "fenomeni del tutto o nulla", perché si presentano come depolarizzazione massima (se lo stimolo raggiunge il livello soglia) o non si presentano affatto (se lo stimolo è al di sotto del livello soglia).[4]

Una volta che un assone ha raggiunto la sua cellula bersaglio, si forma una sinapsi. Tuttavia, la formazione di sinapsi deve essere seguita da attività elettrica e chimica, altrimenti la sinapsi scomparirà. Sembra che la sopravvivenza dei neuroni dipenda da fattori neurotrofici, che vengono secreti da neuroni e cellule gliali (cellule di sostegno e supporto fisico del sistema nervoso periferico). Questa situazione di "perdita da disuso" la si può identificare nel cervello del bambino, che è grande circa  $\frac{1}{4}$  di quello dell'adulto; la sua crescita non è dovuta ad un aumento di cellule, ma ha un accrescimento di dimensioni e di numero di assoni, dendriti e sinapsi. Questo sviluppo dipende dalla segnalazione elettrica fra le vie sensoriali, gli interneuroni e le vie afferenti. Le sinapsi si suddividono, come ho accennato precedentemente, in elettriche o chimiche a seconda del tipo di segnale che passa dalla cellula presinaptica a quella postsinaptica. [3]

Le sinapsi elettriche fanno passare direttamente un segnale elettrico, ovvero un corrente, dal citoplasma di una cellula a quella di un'altra, tramite i pori costituiti dalle proteine delle giunzioni comunicanti (connessioni tra diverse cellule). Questo tipo di sinapsi si trovano nei neuroni del sistema nervoso centrale, ma sono presenti anche nelle cellule

giali, nel muscolo cardiaco e in quello liscio e nelle cellule non eccitabili che utilizzano segnali elettrici, come le cellule Beta del pancreas. Il vantaggio delle sinapsi elettriche è costituito dalla rapida conduzione di segnali da una cellula all'altra, che sincronizza l'attività in una rete di cellule.

La grande maggioranza delle sinapsi del sistema nervoso è costituita da sinapsi chimiche, che utilizzano i neurotrasmettitori, sostanze chimiche e fisiologiche per inviare informazioni da una cellula all'altra. In questo tipo di sinapsi, il segnale elettrico della cellula presinaptica viene convertito in un segnale neurocrino, che attraversa la fessura sinaptica e si lega ad un recettore sulla cellula bersaglio, causando l'apertura di canali ionici ligando-dipendenti. Esistono varie classi di neurotrasmettitori: i neuroni colinergici secernono acetilcolina (molecola usata nel ciclo di formazione dell'ATP), i neuroni adrenergici secernono adrenalina, altri neurotrasmettitori sono il glutamato, il GABA e la serotonina.

I neurotrasmettitori vengono sintetizzati nel corpo cellulare o nel terminale assonico, vengono immagazzinati in vescicole sinaptiche e rilasciati per esocitosi quando un potenziale d'azione raggiunge il terminale assonico. I neurotrasmettitori si combinano con i recettori localizzati sulle cellule bersaglio.[2]

I conseguenti flussi ionici modificano il potenziale di membrana del dendrite, depolarizzandola o iperpolarizzandola; nel primo caso si genera un potenziale postsinaptico eccitatorio (PPSE), nel secondo caso un potenziale postsinaptico inibitorio (PPSI). I potenziali postsinaptici eccitatori sono generalmente mediati dall'apertura di canali per  $\text{Na}^+$  o  $\text{Ca}^+$ , mentre quelli inibitori sono mediati dall'apertura dei canali per il  $\text{Cl}^-$ . A differenza del potenziale d'azione, i potenziali post-sinaptici non obbediscono alla legge del 'tutto o nulla', ma sono risposte del tutto graduate, la cui ampiezza dipende dall'intensità dell'evento e da chi li ha generati. Hanno una durata maggiore rispetto al potenziale d'azione e ampiezza ridotta, si propagano passivamente lungo i dendriti e perdono d'intensità man mano che si propagano lungo la cellula per brevi distanze. Data una piccola ampiezza, il potenziale prodotto da una singola sinapsi eccitatoria non è in grado di innescare il potenziale d'azione nel neurone postsinaptico. Per questo motivo, i dendriti di un singolo neurone ricevono migliaia di sinapsi in modo tale che i potenziali postsinaptici, prodotti dalle sinapsi attive, si sommano nel tempo e nello spazio.



## **1.4 L'ORIGINE DEI POTENZIALI ELETTROENCEFALOGRAFICI DI SUPERFICIE**

Come visto nella sezione 1.3, una cellula nervosa è caratterizzata da due tipi di potenziali: i potenziali post-sinaptici (o potenziali graduati) che originano nelle membrana dendritica del neurone grazie alle sinapsi, e il potenziale di azione che origina se lo stimolo (risultante dalla sovrapposizione di tutti i potenziali postsinaptici per effetto delle migliaia di sinapsi che il neurone riceve) risulta essere sopra-soglia, e che si propaga attraverso l'assone. Sebbene il potenziale di azione abbia ampiezza (circa 100 mV) assai maggiore rispetto ai potenziali postsinaptici (pochi mV), l'EEG registrato in superficie riflette principalmente i campi elettrici che nascono dai potenziali postsinaptici dei neuroni corticali sottostanti agli elettrodi. Esistono due tipi di neuroni corticali, quelli piramidali e quelli non piramidali. I neuroni non piramidali possono essere sia eccitatori che inibitori; sono caratterizzati da corti dendriti con cui comunicano a breve distanza e vengono anche chiamati interneuroni. I neuroni piramidali sono tra i più grandi del cervello, per questo motivo occupano la maggior parte della zona corticale, comunicano a grandi distanze e sono solamente eccitatori.[3-4]

Ogni neurone piramidale è caratterizzato da diversi dendriti basali che si dipartono dalla base del soma, e da un dendrite apicali che si dirama dall'apice del soma verso la superficie corticale.

La disposizione ordinata dei dendriti apicali dei neuroni piramidali (disposti parallelamente tra loro e perpendicolarmente alla superficie), fa sì che siano proprio i potenziali postsinaptici dei neuroni piramidali i principali generatori dell'EEG di superficie. Infatti, ogni dendrite, in presenza di una sinapsi attiva, si comporta come un dipolo di corrente a causa del diverso stato di polarizzazione tra soma e dendriti. Questo fenomeno genera una corrente ionica che scorre dal polo positivo a quello negativo attraverso il mezzo extracellulare.

Il campo elettrico risultante da questo dipolo di corrente (di un dendrite apicale) si somma nel tempo e nello spazio con i campi elettrici generati da dendriti apicali adiacenti (che a loro volta si comportano come dipoli grazie alla loro attività sinaptica). La somma spaziale e temporale di questi campi elettrici dà origine ad un campo elettrico risultante sufficientemente elevato da poter essere rilevato in superficie. Infatti,

potenziali postsinaptici, presi singolarmente, possono trasmettere solo a breve distanza e per questo sono detti anche “potenziali locali” , a causa di due fattori: il primo è per la dispersione di corrente, poiché la membrana non è un buon isolante, il secondo è per il citoplasma, che è resistente al flusso elettrico. Per questo motivo, possiamo affermare che stimoli sinaptici in ingresso generano flussi di corrente e campi elettrici, che possono essere misurati sulla superficie grazie alla somma nel tempo e nello spazio, resa possibile dalla disposizione fortemente ordinata dei dendriti apicali.[3]

## 1.5 SISTEMA INTERNAZIONALE STANDARD 10-20 DI POSIZIONAMENTO DEGLI ELETTRODI PER EEG

Il segnale EEG viene acquisito mediante l'utilizzo di elettrodi metallici Ag-AgCl. Gli elettrodi vengono posizionati sullo scalpo seguendo un posizionamento standard riconosciuto a livello internazionale e riproducibile.

Allo scopo di facilitare il posizionamento degli elettrodi in modo che rispetti gli standard internazionali, sono disponibili elettrodi premontati su una cuffia di tessuto elasticizzato, facilmente adattabile alla testa del paziente. In ogni caso, è necessario inserire del gel elettroconduttore all'interno degli elettrodi, in modo da favorire un buon contatto elettrodo-cute; inoltre è buona norma servirsi preventivamente di una pasta abrasiva per sgrassare la cute, che rimuove le cellule morte e il sebo che comprometterebbero la trasmissione del segnale. Poiché gli elettrodi non sono di tipo usa-e-getta, ogni volta che vengono riutilizzati da un soggetto all'altro, è necessario pulire quest'ultimi in maniera molto accurata.

Come anticipato, la posizione degli elettrodi sullo scalpo deve seguire uno standard internazionale riproducibile, in modo da permettere di confrontare i risultati ottenuti su soggetti diversi o su uno stesso soggetto in momenti differenti, e quindi permettere di discriminare un'attività elettroencefalografica fisiologica da una patologica.

Precisamente, la disposizione degli elettrodi sullo scalpo segue il Sistema Internazionale Standard 10-20, che ne definisce una esatta collocazione e permette di confrontare e riprodurre i risultati di diverse ricerche e studi clinici.

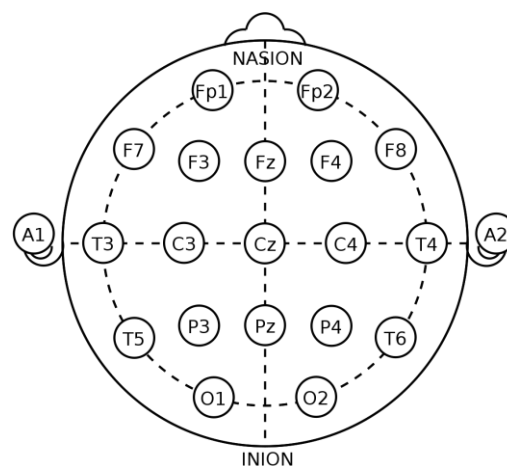


Figura 7, elettrodi applicati sul cranio

Lo Standard prevedeva originariamente il posizionamento di 21 elettrodi seguendo la collocazione indicata nella precedente figura.(Figura 7)

La denominazione 10-20 si riferisce al fatto che gli elettrodi sono posti in vari punti dello scalpo a distanza pari al 10% o al 20% della distanza totale tra due linee ideali che congiungono rispettivamente due coppie di punti di repere cranici: una linea ideale che congiunge il *nasion*, cioè l'attaccatura superiore del naso con l'*inion*, ovvero la prominenza che si trova alla base dell'osso occipitale, e una linea ideale che congiunge i due punti pre-auricolari.

La posizione di ciascun elettrodo è indicata da un codice alfanumerico. I numeri servono a distinguere l'emisfero destro (numeri pari) dall'emisfero sinistro (numeri dispari), mentre la linea centrale non è identificata da alcun numero ma solo dalla lettera 'Z'.

Le lettere invece, rappresentano le regioni di corteccia cerebrale sottostante l'elettrodo. Le lettere sono: lobo frontale (F), frontopolare (Fp), parietale (P), occipitale (O) e temporale (T). Nella figura vengono illustrate posizioni standard degli elettrodi (Figura 6). Lo Standard Internazionale 10-20 a 21 elettrodi (standardizzato nel 1958) si è poi evoluto prevedendo la disposizione di un numero più elevato di elettrodi. Oggi sono state standardizzate fino a 300 posizioni sullo scalpo. È da notare tuttavia che le registrazioni cliniche di routine ancora oggi utilizzano un numero limitato di elettrodi (tipicamente 8 o 16 elettrodi); mentre i sistemi ad alta densità di elettrodi (al di sopra di 32) vengono utilizzati principalmente per ricerca scientifica o per indagini diagnostiche selezionate.

## 1.5 I RITMI CEREBRALI

Con il termine “ritmi cerebrali” ci si riferisce all’attività elettrica, di tipo ritmico del tessuto nervoso nel sistema nervoso centrale, in particolari bande di frequenza.

L’importanza delle onde cerebrali nei processi cognitivi e nella neuropatologia è diventata sempre più rilevante. Esse sono individuabili con tracciati grafici che evidenziano l’attività elettrica del cervello, tramite la registrazione poligrafica dell’elettroencefalogramma.[6]

La maggior parte del contenuto informativo del segnale EEG è contenuto nella banda da 1-100 Hz, sebbene la maggior parte del contenuto informativo sia al di sotto dei 40 Hz.

Nonostante i grandi passi fatti nel tempo, ancora oggi rimangono numerosissime questioni irrisolte sui processi fisiologici che generano i ritmi cerebrali.

La ricerca sulle oscillazioni cerebrali, suggerisce che ai diversi domini frequenziali corrispondono diversi processi cognitivi, infatti, le oscillazioni che vengono prodotte dipendono da un diverso numero di neuroni attivati (e della loro collocazione anatomica) e dagli stati psicofisici del soggetto[4].

La dimensione della rete neurale inoltre, viene associata alla frequenza; infatti reti di dimensioni minori oscillano a bande di frequenze maggiori e viceversa.

Esistono diversi ritmi cerebrali definiti in base alla loro banda di frequenza (Figura 8):

*-Ritmo Gamma:* ritmo che viene individuato e introdotto solo dopo l’invenzione di tecnologie digitali, in quanto presenta frequenze superiori ai 30 Hz che con strumenti analogici non si riuscivano a rilevare (tali strumenti permettevano di rilevare onde con contenuti frequenziali fino a 25 Hz). Presenta un’ampiezza molto bassa intorno i 15 $\mu$ V. Questo ritmo è rilevabile nelle regioni frontali della corteccia e la sua comparsa è associata a elevate funzionalità cognitive come il riconoscimento di oggetti e l’attribuzione ad essi di un significato semantico.

*-Ritmo Alfa:* Sono onde con contenuto frequenziale tra 8-14 Hz e un’ampiezza tra 20-50  $\mu$ V. Tale ritmo è particolarmente evidente in stati di rilassamento (anche ad occhi aperti) e di veglia ad occhi chiusi e lo si rileva principalmente nei canali occipitali e parietali che ricevono ed elaborano i segnali provenienti dalla retina. Il ritmo alfa generalmente

ha un andamento regolare e continuo anche se sono possibili variazioni individuali.

-*Ritmo Beta*: Ha un contenuto frequenziale tra i 13-30 Hz e un'ampiezza bassa intorno ai 20  $\mu$ V. È presente in soggetti ad occhi aperti con uno stato di coscienza vigile in condizioni di concentrazione, allerta o coinvolgimento in attività cognitive. Viene registrato principalmente nelle regioni frontali e centrali.

-*Ritmo Theta*: : Presenta onde con frequenza tra 4-7 Hz ed una ampiezza compresa tra 20-100  $\mu$ V. Si presenta con irregolarità e lo si osserva soprattutto nei canali temporali e parietali. Viene prodotto in misura rilevante nello stato di addormentamento e di sonno fino a coinvolgere il 90% del tracciato EEG. Il ritmo theta sembra avere un ruolo rilevante anche in meccanismi di memoria e apprendimento.

-*Ritmo Delta*: Sono onde molto lente, con frequenza tra 0.5 e 4 Hz e una ampiezza variabile tra i 20-200  $\mu$ V. E' un ritmo predominante nei neonati. Nei soggetti adulti è generato in misura rilevante durante il sonno profondo(non-REM) o in condizioni patologiche di coma o forme tumorali. Si rileva principalmente nella regione frontale e nella zona dei lobi temporali del cervello.

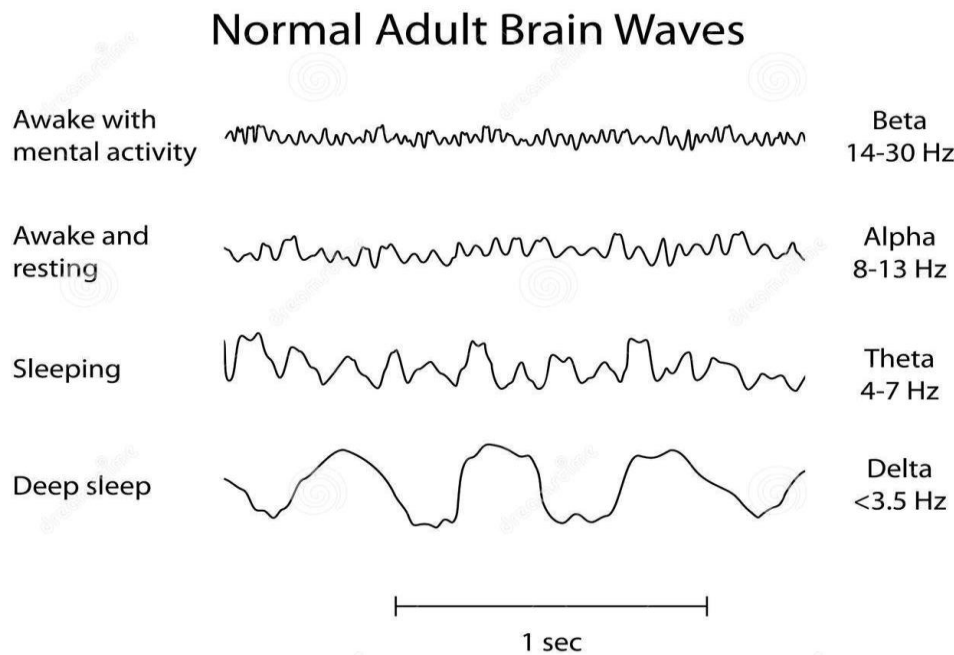


Figura 8. Onde cerebrali: dalle oscillazioni più veloci alle più lente

## 1.6 IL RITMO ALFA

Il ritmo alpha è il ritmo predominante nel segnale elettroencefalografico; è, distinto in alpha lento (8-9 Hz), alpha intermedio (9-11.5 Hz) e alpha rapido (11.5-13 Hz). Sebbene le onde alpha siano maggiormente visibili in condizione di sonnolenza, esse sono osservate in molti stati cerebrali. In particolare, le onde alpha, come abbiamo in parte già descritto, sono onde cerebrali visibili principalmente nelle regioni occipitali nei momenti introspettivi, ovvero quando la mente medita, è concentrata sul raggiungimento di un obiettivo che non richieda l'utilizzo di informazione (in particolare informazione visiva) o quando si rilassa e non si concentra su elementi esterni [6]. Studi recenti attribuiscono al ritmo alpha un significato funzionale. In particolare è stato proposto che il ritmo alpha sia associato a meccanismi attentivi; valori elevati di ritmo alpha infatti agirebbero andando ad inibire le regioni corticali irrilevanti per lo svolgimento di un compito (ovvero inibendo processi task-irrelevant) mentre una diminuzione del ritmo alpha in determinate regioni corticali faciliterebbe l'elaborazione dell'informazione rilevante per lo svolgimento del compito, ovvero quella informazione che è al centro dell'attenzione (*Jensen & Mazaheri 2010, e Frey et al Brain Res 2015*) [9]. In altre parole, il ritmo alpha agirebbe come un meccanismo inibitorio che favorisce l'allocazione delle risorse cognitive e di processamento dell'informazione verso le regioni task-relevant, inibendo le regioni task-irrelevant. Ovviamente, in condizioni di rilassamento o di sonnolenza, quando non si è impegnati nello svolgimento di specifici task le onde alpha possono emergere in modo particolarmente evidente. Le onde alpha, possono diventare evidenti in specifiche regioni cerebrali anche durante lo svolgimento di un task, se quella particolare regione cerebrale ha un ruolo irrilevante per il task e anzi l'eventuale processamento di informazioni in questa area potrebbe costituire un elemento disturbante o distraente rispetto al task stesso. Per es. un incremento di attività alpha si può osservare nella regione occipitale visiva di un emisfero (ad es. destro) quando il task richiede di focalizzare l'attenzione su stimoli visivi nell'emicampo destro (quindi processati nell'emisfero sinistro) ignorando stimoli distrattori che vengono contemporaneamente presentati nell'emicampo sinistro (e quindi che verrebbero processati nell'emisfero destro (*Frey et al Brain Res 2015*)).[10]

## 1.7 FATTORI CHE INFLUENZANO LA RILEVAZIONE DEL RITMO ALPHA

La potenza spettrale alle varie frequenze cambia con l'età; la potenza alpha aumenta mentre i bambini crescono, mentre le potenze theta e delta decrescono. È grazie agli studi delle Neuroscienze cognitive che è stato possibile osservare che i processi di memoria a lungo termine sono più legati ai cosiddetti *ritmi theta* e *gamma*, mentre invece l'attenzione sembra strettamente associata ai *ritmi alfa* e *gamma*. [3-4]

Ci concentriamo perciò, sul ritmo alpha in quanto è il ritmo del cervello umano maggiormente influenzata da stati di stress/attenzione.

Il ritmo alpha presenta valori di potenza ,come abbiamo già detto, con picco intorno ai 10 Hz, un'ampiezza media di 40-50 $\mu$ V e si manifesta principalmente nelle regioni occipitali e parietali. L'ampiezza ovviamente, è molto variabile e può avere anche forti cali dovuti oltre che a fattori anatomici e funzionali anche ad errori nell'acquisizione. Nel seguito si descrivono i principali fattori che possono influenzare la potenza del ritmo alfa:

-*conducibilità*: Scarsa conducibilità delle ossa e della pelle, effetti conduttivi di volume possono influenzare la precisione, l'accuratezza e le misure rilevate dall'EEG. La conduttività del tessuto cranico è dovuta principalmente alla mobilità di piccoli elettroliti come Na<sup>+</sup> e Cl, inoltre anche le patologie cerebrali, che producono anomalie tessutali, come tumori o ischemia, influenzano la propagazione del campo elettrico. Oppure, anche l'avanzare d'età può ridurre la conducibilità.

-*artefatto muscolare*: Può avere una notevole ampiezza con frequenze da 0-200 Hz, per questo può corrompere il segnale elettroencefalografico in tutto il suo spettro di potenza, in particolar modo nelle bande beta, theta, gamma. Esistono perciò, tecniche che possono ridurre la contaminazione da questa tipologia (o altre tipologie) di artefatto, come ad esempio l'Analisi alle Componenti Indipendenti.

-*flusso sanguigno cerebrale*: una variazione può condizionare le misure, in quanto il flusso può interagire con l'attività celebrale. Infatti, quando viene attivata una funzione motoria, sensoriale o cognitiva si verifica un aumento di flusso nelle regioni cerebrali coinvolte nelle specifiche funzioni, diversamente uno stato di rilassamento è correlato



ad una riduzione del segnale.

*-tipo di task*: un importante fattore d'influenza è il tipo di task che il soggetto è chiamato a svolgere. Infatti, l'impegno del soggetto nello svolgimento di un compito che sia cognitivo o attentivo induce una riduzione della potenza nella banda alfa, in particolare nelle regioni rilevanti per il compito. Quando invece, il soggetto si trova in uno stato di rilassamento, in particolar ad occhi chiusi, oppure anche durante lo svolgimento di un compito ma nelle regioni non rilevanti per il compito ( o anzi che potrebbero interferire con lo svolgimento del compito) vi è un aumento di potenza in banda alfa, come è stato osservato in numerosi studi e tra questi quello di Treder et al.(2011) [11]. Sono stati osservati anche aumenti di potenza alfa con la percezione sensoriale e la memoria.

## **CAPITOLO 2**

### ***ACQUISIZIONE DEI SEGNALI NEL LABORATORIO DI REALTÀ VIRTUALE ED ELABORAZIONE DEI SEGNALI***

#### **2.1 DESCRIZIONE DELL'ESPERIENZA NEL LABORATORIO DI REALTÀ VIRTUALE**

##### **2.1.1 LABORATORIO DI REALTÀ VIRTUALE E OVERVIEW DELL'ESPERIMENTO**

L' esperimento si è svolto presso il Laboratorio di Realtà Virtuale dell'Università di Bologna, situato presso il Campus di Forlì. Tale esperimento è stato ideato da un gruppo di docenti di Ingegneria Aerospaziale del Dipartimento di Ingegneria Industriale, da un gruppo di docenti di Bioingegneria appartenenti al Dipartimento di Ingegneria dell'Energia Elettrica e dell'Informazione e da un gruppo di docenti di Neuroscienze Cognitive del Dipartimento di Psicologia (Università di Bologna-Campus di Cesena e Campus di Forlì), nell'ambito del progetto CASTLE.[7]

Tale progetto, finanziato dalla Comunità Europea dal titolo "Cabin Systems Design Toward Passenger Wellbeing" ha come obiettivo principale quello di investigare se sia possibile ottenere, attraverso misure di parametri fisiologici, valutazioni oggettive del livello di comfort, coinvolgimento, gradimento di un soggetto all'interno della cabina passeggeri di un aereo e se cabine differenti (ad esempio nei colori, materiali, organizzazione degli spazi, etc.) possano dare origine a differenze nei parametri fisiologici misurati (sottintendendo effetti differenti sul soggetto).

L'obiettivo ultimo del progetto è la realizzazione di abitacoli di aerei che massimizzino il 'benessere' (in termini di comodità e funzionalità) dei passeggeri. Nell'ambito di questo obiettivo, sono stati realizzati due ambienti virtuali di abitacolo di un aereo di tipologia 'business'; tali ambienti, seppure organizzati nella stessa maniera, differiscono per alcuni materiali e texture (cabina B1 e cabina B2). L'architettura interna delle due cabine si presentava sostanzialmente identica con una sala centrale che mediante un corridoio permetteva di accedere a due bagni, ad una piccola cucina ed una stanza relax.

Durante l'esperimento, il segnale elettroencefalografico (EEG) e il segnale elettrocardiografico (ECG) venivano acquisiti rispettivamente mediante l'applicazione di

una cuffia provvista di elettrodi posizionati sulla testa (EEG), e mediante due elettrodi posti sul torace (ECG). Gli elettrodi erano collegati ad una scheda di acquisizione, che permetteva di visualizzare online l'andamento dei segnali EEG ed ECG direttamente sullo schermo di un computer e di memorizzarli per una successiva elaborazione. Una volta acquisiti i segnali dei soggetti coinvolti nell'esperimento, che prevedeva appunto l'immersione (attraverso la tecnologia di realtà virtuale descritta di seguito) nelle due cabine virtuali (B1 e B2), veniva chiesto loro di compilare un questionario. Da tale questionario era possibile trarre una valutazione soggettiva di gradimento delle due cabine.

L'esperimento aveva come obiettivo primario quello di investigare le variazioni in alcuni parametri fisiologici estratti dai segnali EEG ed ECG dei soggetti quando immersi negli abitacoli virtuali ed eventualmente verificare differenze in tali parametri tra i due abitacoli. Tale valutazione poteva poi essere confrontata con le valutazioni soggettive relative alle due cabine ricavate dai questionari compilati dai soggetti. Come meglio descritto più avanti, oltre a questo obiettivo, in questo specifico lavoro è stato anche investigato l'effetto che l'immersione in un ambiente di realtà virtuale ha sullo svolgimento di un task di working memory. I parametri fisiologici oggetto di indagine hanno riguardato il ritmo alpha nel segnale EEG e la variabilità della frequenza cardiaca. Si sottolinea fin da ora che in questo studio ci si è concentrati esclusivamente sull'analisi del ritmo alpha del segnale EEG mentre non è stata analizzata la variabilità della frequenza cardiaca.

### **2.1.2 PARTECIPANTI ALL'ESPERIMENTO**

All'esperimento hanno partecipato dodici soggetti, di cui tre femmine e nove maschi, di età compresa tra i venti e i venticinque anni. I partecipanti erano all'oscuro dell'esperimento, delle fasi in cui l'esperimento era suddiviso e dell'obiettivo dell'esperimento e sono stati reclutati principalmente tra gli studenti dei Corsi di Laurea in Ingegneria Meccanica e in Ingegneria Aerospaziale del Campus di Forlì (Università di Bologna). Si sottolinea che i dodici soggetti acquisiti nello specifico in questo lavoro vanno ad aggiungersi ad altri soggetti (trenta) acquisiti precedentemente. Tra i trenta soggetti precedentemente acquisiti, alcuni (in numero di dodici) avevano eseguito un task di working memory quando immersi nella realtà virtuale, come i dodici soggetti acquisiti in questo studio. Complessivamente quindi, tra i quarantadue soggetti che hanno preso parte all'esperimento fino ad ora, ventiquattro hanno svolto anche il task di working memory durante immersione nella realtà virtuale.

### 2.1.3 STRUMENTAZIONE PER L'ACQUISIZIONE DEL SEGNALE

La strumentazione utilizzata per l'acquisizione dei segnali elettrici cerebrali e cardiaci è costituita da: due elettrodi per la registrazione del segnale ECG, 13 elettrodi a disco in Ag/AgCl premontati su cuffia elasticizzata (taglia M) secondo le posizioni previste dagli standard internazionali (Standard Internazionali 10-20) per l'acquisizione del segnale EEG, la scheda di acquisizione, un sistema di amplificazione e un notebook.

Gli elettrodi EEG utilizzati sono i seguenti: F3, F4, C3, C4, Tp7, Tp8, PO3, PO4, PO7, PO8, O1, O2. (Come si può osservare in Figura 9).

Come elettrodo di riferimento, rispetto al quale tutti i canali sono stati acquisiti in modo differenziale, si è utilizzato un elettrodo a pinza posizionato sul lobo dell'orecchio destro, mentre come elettrodo di ground si è utilizzato un elettrodo (anch'esso a pinza) posizionato sul lobo sinistro. Per ottenere un miglior contatto elettrico tra elettrodo e scalpo, grazie ad un apposito foro presente al centro di ciascun elettrodo, è stato applicato un gel conduttivo. Anche per gli elettrodi di riferimento è previsto l'utilizzo di tale gel oltre ad una pulizia superficiale dei lobi mediante detergente granuloso (scrub).

Il segnale ECG è stato acquisito mediante una derivazione bipolare, costituita da una coppia di elettrodi a disco posizionati sul torace. Per l'applicazione degli stessi, il gel veniva messo direttamente sulla loro superficie che andava a contatto con la cute e fissati con un nastro chirurgico. Uno degli elettrodi era posizionato vicino all'inserzione distale del pettorale sotto la clavicola e l'altro in posizione speculare.

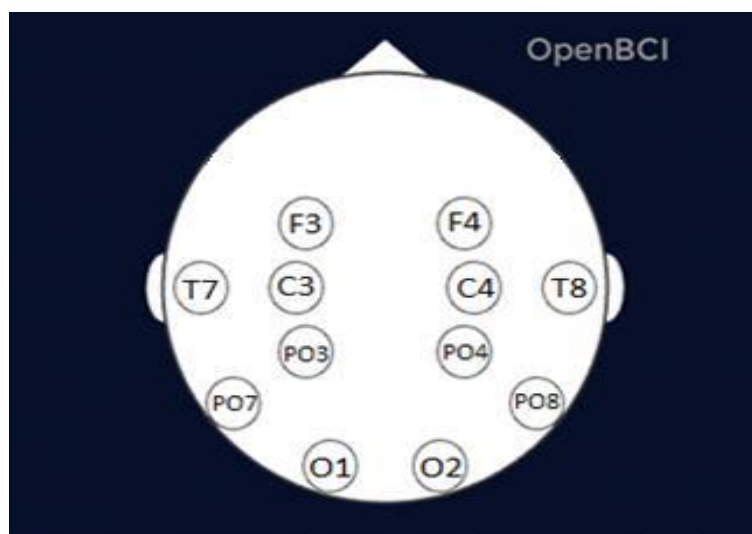
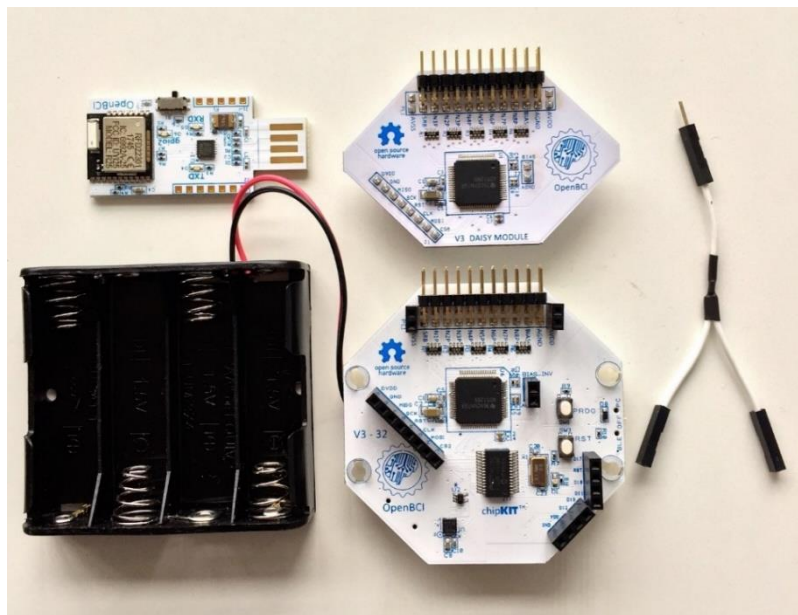


Figura 9, 13 elettrodi applicati sulla cuffietta

Come scheda di acquisizione è stata usata la Cyton OpenBCI Board+Daisy Biosensing Boards di OpenBCI (disponibile presso il Laboratorio di Ingegneria Biomedica del Campus di Cesena). Tale scheda, fissata sulla cuffia, in posizione centrale è costituita da 2 moduli: la Cyton, che è la scheda di acquisizione vera e propria con processore a 32-bit e consta di una interfaccia ad 8 canali per il campionamento del segnale e la Daisy Biosensing che, collegata alla scheda di acquisizione principale, permette di ampliare il numero dei canali di acquisizione della Cyton aggiungendo altri 8 canali, per un totale di 16. La frequenza di campionamento della scheda è di 125 Hz, Figura 10.

I dati campionati possono essere sia inviati al computer via wireless grazie alla OpenBCI USB dongle che utilizza moduli radio RFduino, permettendo così anche la comunicazione con un qualsiasi dispositivo mobile compatibile con una connessione Bluetooth a bassa energia, sia memorizzati sulla scheda, grazie alla memoria locale.[8]



**Figura 10-Scheda di acquisizione OpenBCI**

Componenti hardware del sistema OpenBCI utilizzato: si riconoscono la OpenBCI USB (in alto a sinistra), il modulo principale Cyton OpenBCI Board (in basso), e il modulo aggiuntivo OpenBCI Daisy Module (in alto).

Perciò, il vantaggio di questo sistema di acquisizione è quello di permettere una trasmissione dati efficace, veloce, real-time e soprattutto senza fili.

Il programma OpenBCI è una piattaforma cervello-computer che registra l'attività elettrica prodotta dal cervello (EEG), dai muscoli (EMG) e dal cuore (ECG) ed è compatibile con gli elettrodi EEG standard. Le schede OpenBCI possono essere utilizzate con la GUI OpenBCI open source oppure possono essere integrate con altri strumenti di elaborazione del segnale EEG open source.[13]

L'utilizzo del programma è il seguente:

- aprire l'app OpenBCI HUB, che permette di far partire il programma di OpenBCI
- aprire il programma OpenBCI.GUI
- inserire la chiavetta, OpenBCI USB, nel pc, riconosciuta come com7, (Figura 11)

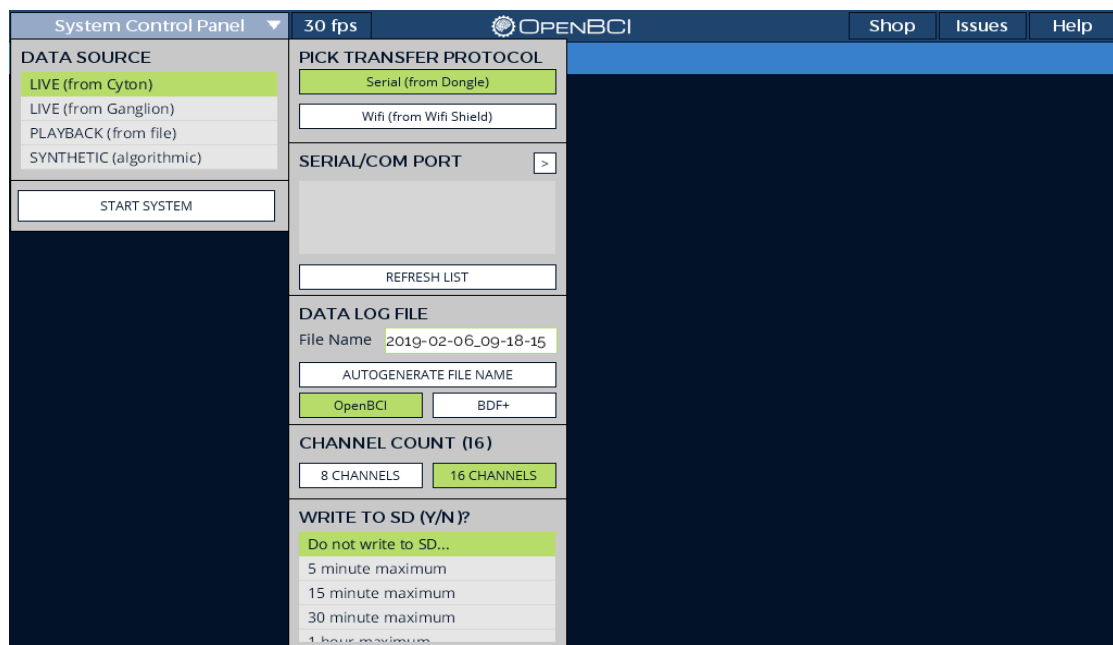
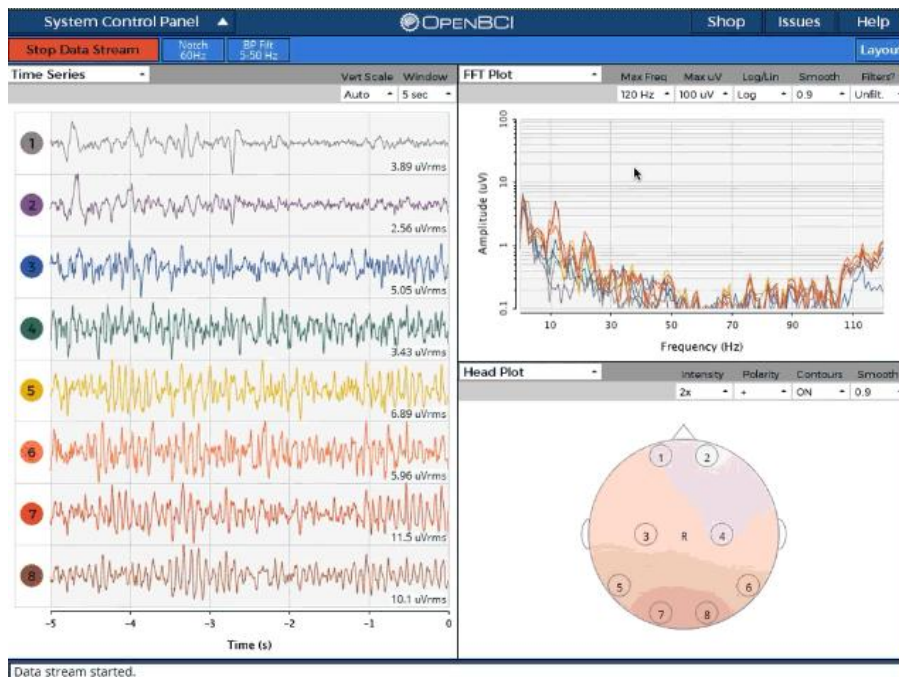


Figura 11 -Schermata principale del programma OpenBCI

- modificare alcuni parametri interni al programma:
- live from cyton → serial → com7
- inserire 16 channels, canali che voglio visualizzare
- start system, per avviare il programma



**Figura 12 -**Schermata principale del programma OpenBCI , (si precisa che questa schermata non è relativa alla disposizione di elettrodi e alle acquisizioni effettuate in questo lavoro)

- inserire notch → 50 Hz, che permette di eliminare la componente di disturbo
- hardware setting → 15 (canale + importante, EEG) → bias (don't include) → srb2 (off)
- disattivare i canali 1-8-16, premendo sui tasti della tastiera dove è presente tale numero
- vert scale → auto, (Figura 12)
- time series → start data stream, inizio della registrazione



## 2.1.4 GLI AMBIENTI DI REALTÀ VIRTUALE

La realtà virtuale è la simulazione di una situazione reale, ottenuta mediante l'uso di tecnologie elettroniche che permettono al soggetto di interagire con l'ambiente, simulato, che lo circonda e sentirsi immerso in esso. La realtà virtuale in genere integra diversi elementi, quali: *mondo virtuale*, spazio generato da un computer tramite rappresentazioni in 2D o 3D, entro il quale le movenze reali degli utenti vengono riprodotte dagli avatar, l'*immersione* in cui il soggetto viene totalmente coinvolto sia in maniera fisica che mentale, data da aspetti grafici, sonori e interazioni, il *feedback sensoriale* in cui i soggetti riescono a percepire mediante lo schermo ciò che eseguono e l'*interazione* che consente loro di interagire e modificare il mondo virtuale. Infine, il sistema dovrebbe tener conto dell'utente e in particolar modo del suo grado di esperienza con la realtà virtuale: un partecipante esperto, ad esempio, necessita di un sistema efficiente, in grado di offrire scorciatoie ed alternative per il raggiungimento dell'obiettivo. Uno inesperto, al contrario, necessita di un sistema per lo più semplice in modo da ridurre al minimo la complessità della navigazione nell'ambiente virtuale. Ad un partecipante poco avvezzo alla realtà virtuale, invece, servirebbe un sistema che non lo impegni a un grande sforzo mentale.

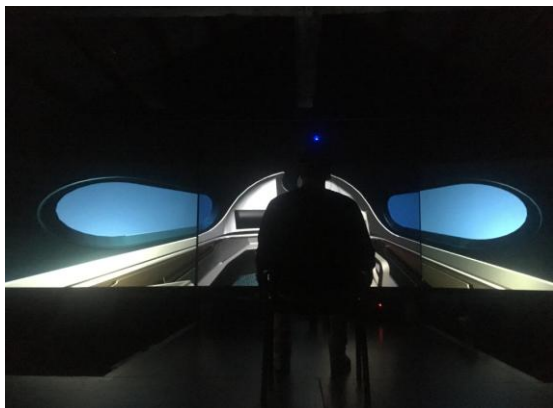


Figura 13, soggetto nella cabina virtuale seduto



Figura 14, soggetto nella cabina virtuale in movimento

L'idea, in questo esperimento è stata quella di riprodurre un luogo, ovvero una cabina aerea, Figura 13-14, simile a quella reale, utilizzando rumori, suoni e immagini 3D. Il grado di immersione nella realtà virtuale è stato soddisfacente, grazie ai rumori di fondo dell'aereo in volo, all'avatar virtuale, che riproduceva, tramite il meccanismo di tracking implementato dal sistema *kinect* annesso, i movimenti di braccia, gambe e busto del

soggetto e infine il rumore dell'avatar che interagiva con gli oggetti durante l'esperimento.



**Figura 15, interno della cabina B1**



**Figura 16, interno della cabina B2**

Precisamente, gli scenari mostrati ai partecipanti sono due interni di aereo di tipo Business, denominati B1 e B2 (figura 15-16), entrambi simulati nel CAVE (Cave Automatic Virtual Environment). Il CAVE è un ambiente per la realtà virtuale costituito da una stanza con dei proiettori video diretti, in questo caso a tre schermi. La piattaforma CAVE è realizzata in metallo, dato che deve essere sufficientemente resistente e compatta al fine di ridurre le dipendenze dall'esterno e le interferenze. Il sistema CAVE, inoltre, comprende l'integrazione del sensore Kinect (hardware) e di Unity (software), che agiscono in maniera omogenea e impercettibile all'utente. I video sui tre schermi lavorano perciò, in maniera sincrona e si aggiustano continuamente per mantenere la

prospettiva dell'utente che sta navigando nell'ambiente.

Il Microsoft Kinect Sensor V2: è un sistema di body motion tracking che riconosce i movimenti del soggetto. Questa tecnologia di tracking ottico è del tipo markerless, perciò permette un'acquisizione più naturale dei movimenti. Oltre al tracking bidimensionale dei movimenti, realizzato con una semplice telecamera, vi sono delle telecamere di profondità a infrarossi che permettono di acquisire i movimenti del soggetto nelle tre direzioni dello spazio.

Le due cabine B1 e B2 differiscono solo per i materiali e la texture, al loro interno sono realizzati gli stessi ambienti: Flex Zone A, Flex Zone B, Lavatory 1, Lavatory 2 e Gallery, Figura 17.

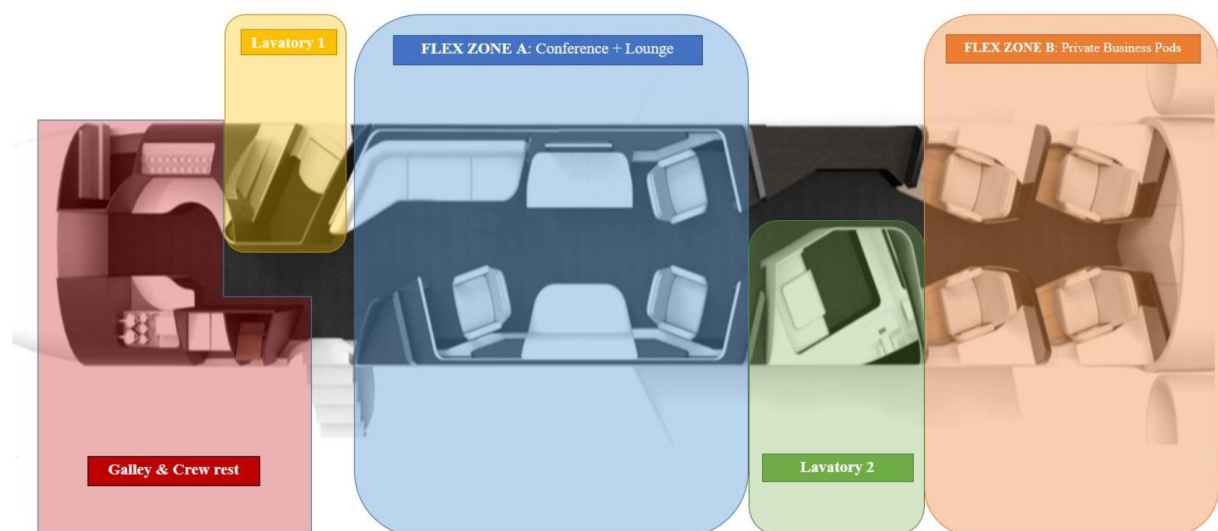


Figura 17. Rappresentazione della cabina

### 2.1.5 FASI DELL'ESPERIMENTO

Ogni soggetto (dei dodici in questo lavoro di tesi) è stato sottoposto a immersione in entrambe le cabine B1 e B2; l'ordine di presentazione delle cabine è stato bilanciato tra i soggetti (ovvero metà hanno iniziato con la cabina B1 e l'altra metà con la cabina B2) per evitare un eventuale bias sistematico dovuto all'ordine di presentazione delle cabine. Tutto l'esperimento è stato svolto a luci spente in modo da migliorare la nitidezza e il contrasto dei colori degli schermi. Durante l'esecuzione della prova, gli operatori erano seduti alle spalle del soggetto, facendo attenzione a non essere identificati dal sistema di tracking dei movimenti. Tutti i soggetti che hanno partecipato all'esperimento dovevano, in determinate fasi dell'esperimento, navigare e interagire nell'una e nell'altra cabina. Ad eccezione della fase d'interazione in cui i soggetti dovevano muoversi all'interno degli ambienti virtuali (senza parlare), ai partecipanti veniva richiesto di non parlare e di non muoversi (per limitare gli artefatti nel segnale EEG) e di non chiudere gli occhi per un tempo troppo prolungato. Durante la fasi che prevedevano l'interazione e la navigazione all'interno della cabina virtuale, ai partecipanti veniva richiesto di navigare lungo l'intera fusoliera, lunga circa 20 metri (1 passo corrisponde a 4 m) osservando ed interagendo con gli oggetti e gli ambienti in cui si trovavano immersi. Il soggetto partiva direttamente dalla stanza della Flex Zone A, dove era presente, solo in questo ambiente, l'effetto sonoro di sound collision. Tale effetto avvertiva il soggetto della collisione con qualche parete o oggetto.

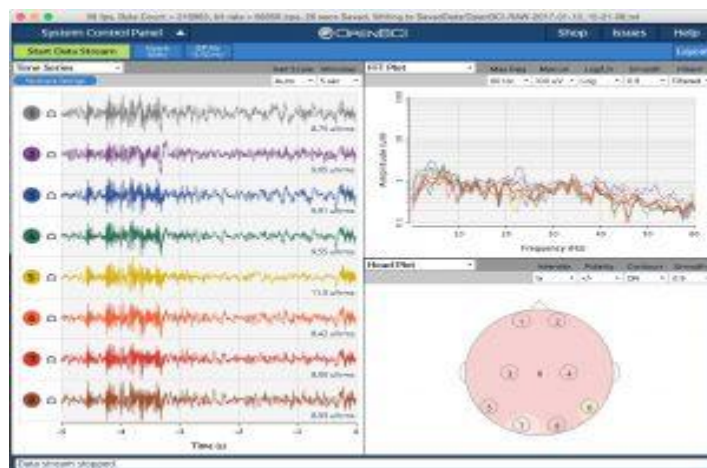
Nello specifico, l'esperimento prevedeva le seguenti fasi:

*-Montaggio:* Fase iniziale di preparazione, in cui si fa indossare al soggetto la cuffia EEG, con 12 elettrodi premontati e il dispositivo OpenBCI fissato in posizione centrale con delle fascette, e si fissano i due elettrodi per la derivazione dell'ECG. Per assicurare un buon contatto elettrodo-cute, con una siringa si dispone gel conduttore tra ciascun elettrodo e la cute (anche in corrispondenza agli elettrodi applicati sui lobi delle orecchie e agli elettrodi sul torace, dopo aver pulito la pelle con scrub, Figura 18).



**Figura 18, cuffia EEG posizionata sul capo di un soggetto**

Dopo questi primi passaggi, si accende il dispositivo OpenBCI (Figura 19), spostando la levetta sull'opzione PC, in modo tale che il dispositivo inizi ad acquisire il segnale, che via wireless lo trasmetterà alla chiavetta USB inserita nel PC.



**Figura 19, programma di visualizzazione OpenBCI .**

Nella parte sinistra della schermata viene visualizzato l'andamento nel tempo del segnale acquisito da ogni elettrodo. Invece, nella parte destra della schermata, in basso viene visualizzato la FFT del segnale EEG, mentre in alto viene visualizzato la mappa dell'attività rilevata dagli elettrodi. Questa schermata può essere personalizzata a piacere dall'utilizzatore, nel senso che si possono visualizzare diversi tipi di informazioni.

*-Fase di Rest/Base:* Fase di rilassamento all'inizio dell'esperimento con schermi spenti per 5 minuti. Il soggetto viene fatto sedere su una sedia su un palco rialzato (3 m di larghezza e 4.30 m di lunghezza) di fronte ai tre schermi, posta circa a 3 metri dallo schermo centrale. Questa fase si svolge al buio e senza il rumore dell'aereo. Questa fase iniziale 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.

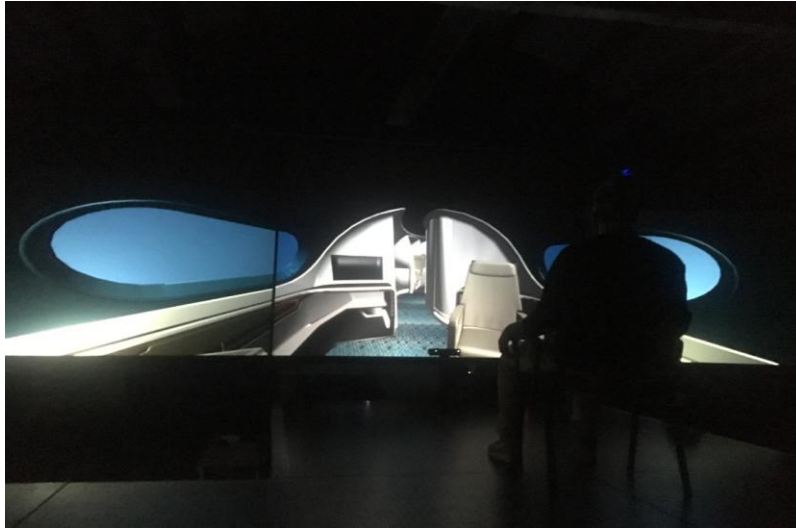
*-Training iniziale:* Fase di training di circa 5 minuti, durante la quale al soggetto viene presentato uno dei due ambienti virtuali di cabina (B1 o B2). Questa fase serve al soggetto per imparare la navigazione nella fusoliera e prendere confidenza con l'avatar, dato che lo spazio è molto limitato, Figura 20. Al soggetto per questo motivo è richiesto di eseguire movimenti molto lenti e precisi. Si è deciso di scegliere come ambiente virtuale di training per ciascun soggetto quello corrispondente al primo ambiente di testing (quindi, visto che metà soggetti iniziavano il testing con B1, per essi il training si è svolto con B1, mentre l'altra metà dei soggetti, per i quali il testing iniziava con B2, ha svolto il training con B2).



**Figura 20, soggetto in training iniziale**

*-Fase r1 (VR spenta):* Fase di rilassamento successiva al training, con schermi spenti, della durata di 5 minuti. Il soggetto viene di nuovo fatto sedere sulla sedia come nella fase di base, con l'unica variante della presenza del rumore di sottofondo dell'aereo che sarà mantenuto per tutto l'esperimento.

*-Fase r1VR (VR accesa):* Fase di rilassamento, della durata di 5 minuti, che si distingue dalla precedente fase per l'accensione degli schermi del CAVE che mostrano, per ciascun soggetto l'ambiente relativo alla prima cabina (B1 o B2, la stessa usata nella fase di training), Figura 21.



**Figura 21, fase di rilassamento del soggetto a realtà virtuale accesa**

In questa fase, il soggetto pur rimanendo sulla sedia in relax, può già osservare una immagine dell'ambiente di cabina virtuale per 5 minuti. Questa è la fase di rilassamento pre-interazione.

*-Fase d'interazione con l'ambiente virtuale:* In questa fase, della durata di 5 minuti, il soggetto può alzarsi in piedi e l'operatore toglie la sedia dal palco per garantire una maggiore libertà di movimento.



**Figura 22, fase di interazione con ambiente virtuale**

Il soggetto può navigare all'interno della fusoliera come descritto all'inizio di questa sezione, osservando e toccando i vari oggetti presenti nell'ambiente, Figura 22.

-*Fase r2VR (VR accesa)*: Fase di rilassamento post-interazione della durata di 5 minuti con sistema virtuale acceso, ma con il soggetto nuovamente seduto in relax sulla sedia (riposizionata sul palco), come nella fase r1VR.

Una volta svolte le precedenti fasi relative alla prima cabina (20 minuti), si fa scendere il soggetto dal palco, si spegne OpenBCI e lo si mette in carica. Al partecipante viene dunque richiesto di compilare un questionario sulla esperienza virtuale nella prima cabina (mantenendo sempre cuffia ed elettrodi). Terminata la compilazione del questionario, il soggetto torna a sedersi al centro del palco. A questo punto il partecipante ripete le fasi r1, r1VR, interazione, r2VR, con la differenza che ora nella fasi r1VR, interazione, r2VR viene presentata la cabina non presentata precedentemente (cioè la cabina B2 se precedentemente era stata presentata la cabina B1 e viceversa). Inoltre, al termine della fase r2VR relativa alla seconda cabina presentata (B1 o B2 a seconda dei casi) viene aggiunta una fase di *Working Memory*.

-*Fase WM (Working Memory)*: In questa fase, della durata di 5 minuti, il partecipante viene invitato sempre a rimanere fermo nella stessa posizione in cui era nella precedente fase r2VR, ma deve eseguire un calcolo a mente che consiste nel sottrarre progressivamente, partendo da 1000, il numero 17. Questo avviene esattamente nella stessa condizione di r2VR, ovvero con la seconda cabina (B1 o B2) presentata sugli schermi e il rumore di sottofondo. Una volta terminata anche questa ultima fase, viene spento il sistema OpenBCI e il soggetto completa l'esperimento compilando il questionario per la seconda cabina.

Come precedentemente indicato, il questionario può essere utile per ricavare da esso la preferenza soggettiva dei partecipanti a una delle due cabine. In questo modo, si potrebbero confrontare i dati soggettivi che emergono dai questionari con le variazioni dei parametri fisiologici derivate dall'elaborazione dei segnali EEG (ed eventualmente ECG). In questo lavoro di tesi questa analisi non è stata svolta in quanto ci si è concentrati sull'elaborazione del segnale EEG.

Riassumendo, dunque, per un soggetto in cui l'ordine di presentazione delle cabine è B1 (prima cabina presentata) e quindi B2 (seconda cabina presentata) l'esperimento consisteva complessivamente delle seguenti fasi:



- Fase rest/base (5 minuti): VR spenta e relax
- Fase training iniziale: VR accesa in B1 e prova di interazione
- Fase r1 (5 minuti): VR spenta e relax
- Fase r1VR (5 minuti): VR accesa in B1 e relax
- Fase di interazione (5 minuti): VR accesa in B1 e interazione
- Fase r2VR (5 minuti): VR accesa in B1 e relax
- Compilazione questionario relativo a B1
- Fase r1 (5 minuti): VR spenta e relax
- Fase r1VR (5 minuti): VR accesa in B2 e relax
- Fase di interazione (5 minuti): VR accesa in B2 e interazione
- Fase r2VR (5 minuti): VR accesa in B2 e relax
- Fase WM (5 minuti): VR accesa in B2 e task di working memory

Per un soggetto sottoposto a un ordine inverso delle cabine ovvero B2 prima cabina presentata e B1 seconda cabina presentata le fasi sono esattamente uguali a quelle elencate sopra sostituendo B2 al posto di B1 e viceversa.

### 2.1.6 SCOPO DELL'ESPERIMENTO IN REALTÀ VIRTUALE

Lo scopo dell'esperimento è quello di valutare, attraverso l'elaborazione dei segnali EEG acquisiti, i seguenti aspetti:

- verificare se è presente un decremento del ritmo alpha, quando si verifica un coinvolgimento emotivo, sensoriale, visivo e dell'attenzione, dovuto all'immersione nell'ambiente di realtà virtuale (confronto tra le fasi r1VR e r2VR in ciascuna delle due cabine rispetto alla corrispondente fase r1).
- verificare se vi sono differenti modulazioni del ritmo alpha nelle due cabine B1 e B2 (e se queste eventuali differenze siano in qualche modo legate a una preferenza per l'una o l'altra cabina) ovvero confronto della fase r1VR in B1 con la fase r1VR in B2 e della fase r2VR in B1 con la fase r2VR in B2.
- valutare se e come si modifica il ritmo alpha in seguito al task di working memory svolto in immersione nella realtà virtuale (Fase WM), rispetto allo sola condizione di immersione in realtà virtuale (precedente fase r2VR). Questo aspetto è particolarmente interessante in relazione al ritmo alpha come possibile meccanismo inibitorio, che contribuisce ad allocare le risorse cognitive in base allo specifico task. Infatti, poiché durante la fase di WM, la stimolazione sensoriale proveniente dalla VR costituisce un distrattore, ci si aspetta un incremento di ritmo alpha in WM rispetto a r2VR nelle regioni occipitali visive (non rilevanti per lo svolgimento del task).

Si sottolinea, che il segnale EEG nelle fasi di interazione con la realtà virtuale, non è stato analizzato, in quanto i movimenti del soggetto all'interno dell'ambiente virtuale durante tale fase, generavano un elevato livello di artefatti e rumore rendendo inaffidabili i risultati dell'elaborazione EEG in questa fase.

## 2.2 ELABORAZIONE DEI SEGNALI

Sulla base della precedente descrizione, per ogni partecipante all'esperimento si sono ottenute tre acquisizioni:

- a) una acquisizione base della sola durata di 5 minuti relativa alla fase base/rest (fase di rilassamento all'inizio dell'esperimento con schermi spenti per 5 minuti e al buio e senza il rumore dell'aereo);
- b) una acquisizione di 20 minuti relativa alla prima cabina presentata (B1 o B2 a seconda dei casi) che consta delle fase r1, r1VR, interazione, r2VR, ognuna della durata di 5 minuti;
- c) una acquisizione di 25 minuti relativa alla seconda cabina presentata (B2 o B1 a seconda dei casi) che consta delle fasi r1, r1VR, interazione, r2VR, WM, ognuna della durata di 5 minuti.

Per ciascun soggetto, i dati relativi alle tre acquisizioni sono stati importati in MATLAB per una loro successiva elaborazione. In particolare, per prima cosa, attraverso una ispezione visiva di ciascun dei tre tracciati relativi a ciascun soggetto, abbiamo provveduto a rimuovere dai segnali EEG le parti più corrotte da artefatti. Successivamente i segnali così ripuliti sono stati utilizzati per calcolare la densità spettrale in ogni canale. La densità spettrale ( $G_x(f)$ ) di un segnale  $x(t)$  da un punto di vista matematico è definita come la trasformata di Fourier della sua funzione di autocorrelazione. Dato che ogni segnale può essere scomposto in somma di sinusoidi, la potenza totale associata al segnale  $x(t)$  è data dalla somma delle potenze relative alle singole sinusoidi. Quindi, la densità spettrale di potenza di un segnale mostra in che modo la potenza è distribuita nel dominio delle frequenze. Ad esempio, se la funzione  $G_x(f)$  resta costante per ogni frequenza (segnale bianco), allora vuol dire che il contributo che porta ciascuna sinusoide, che forma il segnale  $x(t)$ , è il medesimo. Se invece il segnale  $x(t)$  ha uno spettro di potenza non costante (segnale colorato), la funzione  $G_x(f)$  mostra quali sono le armoniche che danno il maggior contributo in potenza.[15] Avendo a disposizione la densità spettrale, è possibile ottenere la potenza totale del segnale integrando  $G_x(f)$  per ogni frequenza. Se però la densità spettrale si concentra maggiormente in una certa porzione dello spettro allora è possibile restringere il dominio di integrazione; ad es. è possibile utilizzare come dominio di integrazione

solo la banda di frequenza relativa ad un certo ritmo cerebrale (come il ritmo alpha o beta) ottenendo così la potenza del segnale in quella specifica banda. In questo lavoro di tesi, la densità spettrale di potenza è stata ricavata sfruttando la funzione “pwelch” di Matlab che restituisce due vettori relativi ai valori dello spettro del segnale e all’asse delle frequenze. Passando questi due valori in ingresso alla funzione “plot”, è stato possibile graficare la densità spettrale di potenza di ogni segnale.

La sintassi dell’istruzione ‘pwelch’ è la seguente:

```
[PSD, f]=pwelch(X>window,[],nfft,fs).
```

X (primo argomento in ingresso) è il segnale di cui si vuole stimare la densità di potenza, window (secondo argomento in ingresso) specifica il numero di campioni di ciascun spezzone in cui viene suddiviso il segnale, il terzo argomento specifica il numero di campioni di sovrapposizione tra spezzoni adiacenti; quando viene lasciato vuoto ([]), come in questo caso, viene usato un valore di overlap di default pari al 50%, nfft (quarto argomento in ingresso) è il numero di punti su cui viene calcolata la FFT per ogni spezzone. Infine, l’ultimo argomento (fs) specifica la frequenza di campionamento del segnale X e serve a restituire come argomenti di uscita, oltre ai valori della densità di potenza PSD (primo argomento di uscita), il vettore delle frequenze f (secondo argomento in uscita) in corrispondenza ai quali sono calcolati i valori di PSD. Il breve codice riportato indica il calcolo della PSD di ciascun dei segnali in X (dove X ha dimensione m=numero di campioni x n= numero di canali) e la successiva visualizzazione della PSD di ciascun segnale. Quando la function pwelch ha in ingresso una matrice X anziché un vettore X, calcola separatamente la PSD di ciascun colonna della matrice X e i valori della PSD di ciascuna colonna X sono riportati nelle colonne corrispondenti della matrice PSD definita come argomento in uscita.[17] Esempio:

```
[m n] = size(data); % m=samples; n=channels
window=Fs*10;
nfft=window;
start=1;
stop=m;
[PSD, f]=pwelch(X(start:stop,:),window,[],nfft, Fs);
figure
for i = 1:n
    plot(f(10:end), PSD(10:end,i), 'color',[0 0 0], 'linewidth',1);
    title(labels{i,1})
    xlim([0 60])
end
```

Con l'istruzione `pwelch`, il segnale di cui si vuole stimare la densità spettrale di potenza, è suddiviso in spezzoni. Dunque viene stimata la densità spettrale di potenza di ogni spezzone calcolandone la trasformata discreta di Fourier (FFT), quindi considerando il valore assoluto dei coefficienti della FFT al quadrato e dividendo per  $f_s \cdot N$  (dove  $f_s$  è appunto la frequenza di campionamento del segnale e  $N$  è il numero di campioni di ogni spezzone). Le densità di potenza calcolate sui vari spezzoni vengono mediate, e il risultato è la stima della PSD del segnale. La suddivisione in spezzoni e il calcolo del valore medio servono a ridurre la varianza della stima. La risoluzione in frequenza della densità stimata dipende dalla lunghezza (in campioni) di ciascun spezzone ed è pari a  $f_s/N$  (dove  $N$  è il numero di ciascun spezzone). Ora, per avere bassa varianza sarebbe opportuno suddividere il segnale in un numero elevato di spezzoni (così da mediare su tanti spezzoni); questo però comporterebbe necessariamente spezzoni con un numero più basso di campioni  $N$  e quindi una più bassa risoluzione in frequenza. Si ha dunque un compromesso tra varianza e risoluzione. Per migliorare questo compromesso, l'istruzione `pwelch` mette a disposizione la possibilità di specificare separatamente il numero di campioni di ciascun spezzone (argomento in ingresso `window`) e il numero di punti su cui calcolare la FFT (argomento in ingresso `nfft`). Se il numero di punti su cui calcolare la FFT è maggiore del numero di campioni di ogni spezzone, l'istruzione `pwelch` esegue un zero-padding, ovvero aggiunge degli 'zero' in fondo a ciascun spezzone su cui calcola la FFT. In questo modo non viene alterato il contenuto spettrale di ogni spezzone, ma ne viene aumentato il numero di campioni (su cui viene calcolata la FFT) aumentando così la risoluzione in frequenza e migliorando il compromesso varianza-risoluzione. Precisamente, per il calcolo della densità spettrale di potenza, si è proceduto nel seguente modo.

- a) Per quanto riguarda l'acquisizione base, calcolo della PSD dei 12 segnali EEG ripuliti nei 5 minuti relativi alla fase base/rest
- b) Per quanto riguarda le acquisizioni successive relative alle due cabine, i tracciati sono stati suddivisi in segmenti di 5 minuti ciascuno corrispondente alle varie fasi ovvero:  
→ 0-5 minuti, r1, fase di rilassamento successiva al training, con schermi spenti e con il rumore di sottofondo dell'aereo (sia per la prima acquisizione che per la seconda relative alle cabine)

→5-10 minuti, r1VR, fase di rilassamento, che si distingue dalla precedente fase per l'accensione degli schermi del CAVE che mostrano, per ciascun soggetto l'ambiente relativo alla specifica cabina (sia per la prima acquisizione che per la seconda acquisizione relative alle cabine)

→15-20 minuti, r2VR, fase di rilassamento post-interazione con sistema virtuale acceso, ma con il soggetto nuovamente seduto in relax sulla sedia come nella fase r1VR (sia per la prima acquisizione che per la seconda relative alle cabine)

→20-25 minuti, WM, fase di working memory con realtà virtuale accesa: questo solo per la seconda acquisizione relativa alla seconda cabina presentata a ciascun soggetto.

Come è stato fatto per l'acquisizione di base, in precedenza, per le acquisizioni relative alle due cabine è stata calcolata per ogni 'segmento' la densità spettrale di ciascuno dei 12 segnali EEG. In tutti i casi, la densità spettrale di potenza dei segmenti di 5 minuti è stata calcolata usando i parametri indicati nella precedente porzione di codice; ovvero ciascun segmento di 5 minuti è stato suddiviso in finestre (window) della durata di 5 secondi, con un overlap del 50% e zero-padded fino a 10 secondi. In questo modo di ottiene un risoluzione di frequenza di 0.1 Hz (ovvero  $fs/window=1710s=0.1$  Hz). Successivamente, si calcola la densità spettrale di potenza media, che deriva dalle regioni parieto-occipitali, mediando la densità spettrale di potenza ottenuta agli elettrodi PO3, PO4, PO7, PO8, O1 e O2, nelle fasi dell'esperimento: base, r1, r1VR, r2VR, WM. Abbiamo poi calcolato, per ciascuna fase, la potenza in banda alpha (8-14 Hz) sui canali aggregati parieto-occipitali, che viene ricavata integrando la densità spettrale di potenza media su canali parieto-occipitali, su tale banda. Avendo ripetuto questa operazione per ciascuno dei 12 soggetti, alla fine della fase di elaborazione si dispone dei seguenti vettori di potenza:

-un vettore di potenza in banda alpha, in base (12x1)

-un vettore di potenza in banda alpha, in r1 (12x1) per la cabina B1

-un vettore di potenza in banda alpha, in r1 (12x1) per la cabina B2

-un vettore di potenza in banda alpha, in r1VR (12x1) per la cabina B1

-un vettore di potenza in banda alpha, in r1VR (12x1) per la cabina B2

- un vettore di potenza in banda alpha, in  $r2VR$  ( $12 \times 1$ ) per la cabina B1
- un vettore di potenza in banda alpha, in  $r2VR$  ( $12 \times 1$ ) per la cabina B2
- un vettore di potenza in banda alpha, in  $WM$  ( $12 \times 1$ ) di cui metà dei valori ottenuti in B1 e metà in B2, dato che la  $WM$  è stata fatta solo nella seconda cabina presentata (valori da confrontare con i corrispondenti valori in  $r2VR$ )

Una volta conclusa la computazione dei valori di PSD e di potenza, si passa alla loro rappresentazione grafica. Infatti, viene generata una nuova figura e la si suddivide, eventualmente, in più pannelli, per mezzo del comando subplot. In seguito, vengono aggiunte etichette dei nomi sugli assi, titolo delle figure, e la legenda corrispondente.

## CAPITOLO 3

### *ANALISI DEI RISULTATI RELATIVI ALL'IMMERSIONE NELLA REALTÀ VIRTUALE*

L'elaborazione dei segnali EEG, acquisiti durante l'esperimento, si conclude con la stima della densità spettrale di potenza e con il calcolo della potenza in specifiche bande (si veda Capitolo 2), per studiare la variazione del segnale cerebrale in diverse condizioni di coinvolgimento sensoriale, di memoria di lavoro e sforzo cognitivo.

Infatti, variazioni di potenza tra le varie bande possono fornire indicazioni sullo stato di attivazione del sistema nervoso centrale e autonomo legate dalle stimolazioni.

L'attenzione si è focalizzata in particolar modo sull'analisi del ritmo in banda alpha (8-14 Hz), in corrispondenza alle regioni parieto-occipitali, mediando la densità spettrale di potenza sui segnali rilevati agli elettrodi: PO3, PO4, PO7, PO8, O1 e O2. Lo studio combinato dell'analisi spettrale dei segnali EEG può fornire informazioni sulla condizione di rilassamento di un soggetto o di un coinvolgimento/attenzione quando, coinvolto in un determinato compito. In questo Capitolo l'analisi della potenza in banda alpha ha riguardato solo l'immersione nella realtà virtuale (nelle due cabine); ovvero si sono esaminate le potenze in banda alpha ottenute sui 12 soggetti nelle fasi base, r1, r1VR ed r2VR. L'analisi delle modifiche del ritmo alpha conseguenti al compito WM sono esaminate nel Capitolo successivo.



### 3.1 DENSITÀ SPETTRALE DI POTENZA DEI CANALI PARIETO-OCCIPITALI

L'esperimento è stato effettuato all'interno del Laboratorio di Realtà Virtuale con il sistema OpenBCI. Ogni volontario, come ho già descritto precedentemente, si sottopone a due prove, totalmente identiche (in questo capitolo infatti ci si limita a considerare le fasi base, r1, r1VR e r2VR senza considerare la fase di WM) , una in seguito all'altra, in cui il soggetto è immerso ed interagisce all'interno di una fusoliera di un aereo Business, in due modelli differenti B1 e B2. I modelli si distinguono essenzialmente per i materiali e i colori, ma sono realizzati nella identica maniera. In particolare, la cabina B1 è caratterizzata da colori più scuri e nitidi, al contrario la cabina B2 risulta più luminosa poiché caratterizzata da colori più chiari. Dei 12 partecipanti, sei hanno eseguito il training e navigato per prima la cabina B1 e gli altri sei hanno eseguito il training e navigato per prima nella cabina B2. Per ogni soggetto viene tenuto conto della preferenza della cabina (P). Nel seguito, vengono per prima cosa mostrate le densità spettrali di potenza ottenute sui canali parieto-occipitali (secondo il procedimento illustrato nel Capitolo 2).

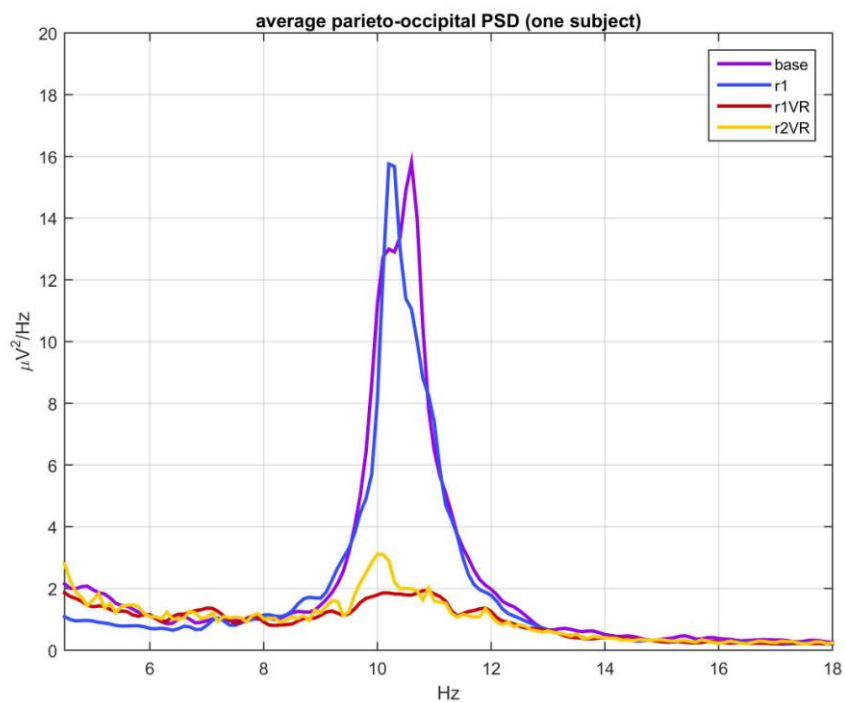
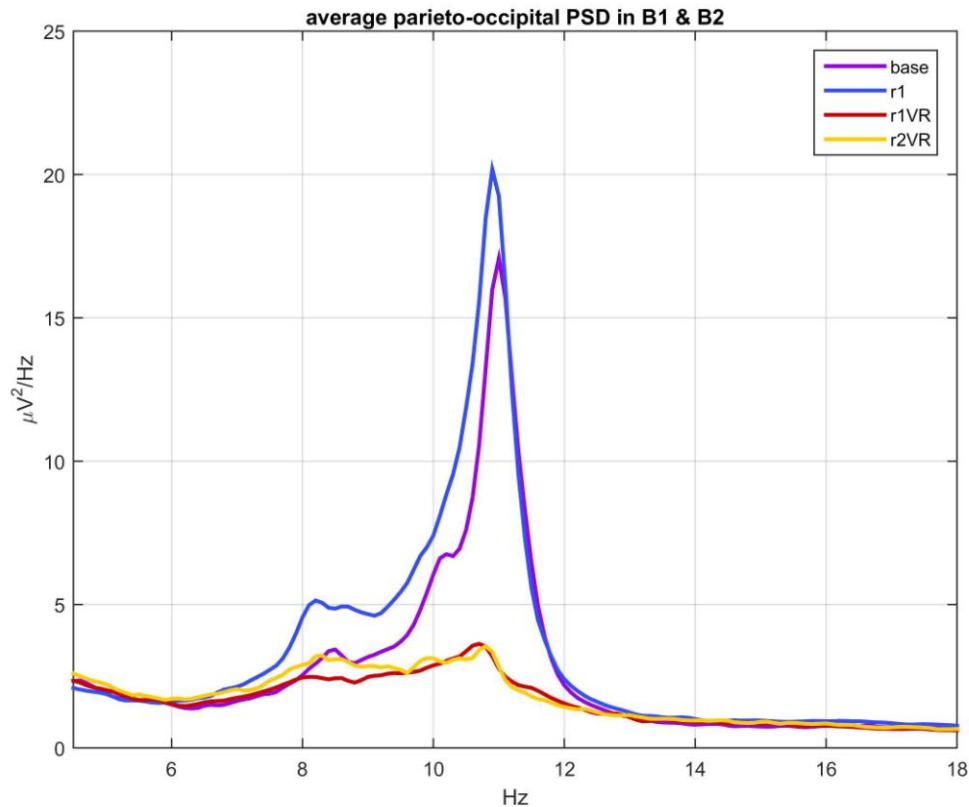


Figura 23, Densità spettrale di potenza media sui canali parieto-occipitali nelle fasi: base, r1 ,r1VR, r2VR, senza la fase di interazione, per un singolo soggetto

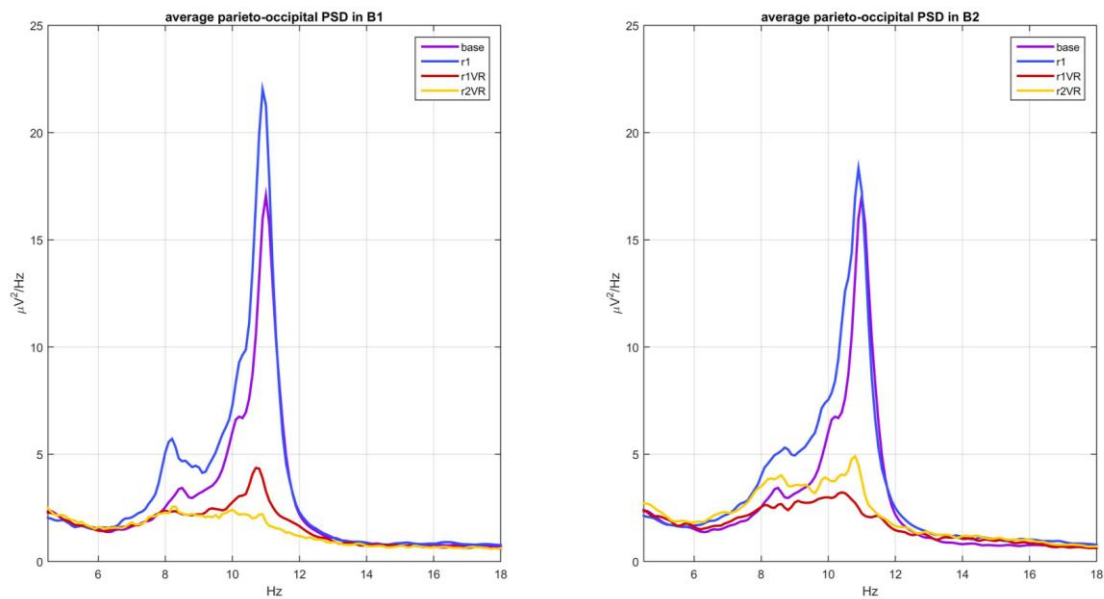
In particolare nella Figura 23, vengono mostrati i risultati relativi ad un singolo soggetto in una cabina durante la prova di interazione. Più precisamente, l'immagine mostra la densità spettrale di potenza media sui segnali parieto-occipitali (elettrodi PO3, PO4, PO7, PO8, O1 e O2), ovvero mostra come la potenza del segnale si distribuisce nel dominio della frequenza per ciascuna delle tre fasi di rilassamento (r1 senza VR, r1VR e r2VR con VR prima e dopo l'interazione), considerando anche il segnale base della prova. Si osserva un picco molto evidente nello spettro in corrispondenza alla banda alpha (8-14 Hz) nella fase base (rest) e di relax a schermi spenti (r1); l'equivalenza tra questi due spettri è ragionevole dal momento che entrambi corrispondono ad una fase di relax a realtà virtuale spenta con l'unica differenza che la fase r1 è stata acquisita dopo pochi minuti di training del soggetto a navigare all'interno della realtà virtuale. Si osserva invece la quasi totale scomparsa di questo picco in banda alpha durante l'immersione nella realtà virtuale (fase r1VR e fase r2VR) pur rimanendo il soggetto seduto e rilassato. La forte riduzione di potenza in banda alpha negli elettrodi posteriori è data dall'attivazione delle regioni posteriori (coinvolte principalmente nella elaborazione della informazione visiva) ovvero, è indicativa di un forte coinvolgimento sensoriale del soggetto. I grafici relativi al singolo soggetto mostrati in Figura 24, sono esemplificativi di tutti i soggetti. Infatti, nella Figura 24, sono riportati i grafici, in cui è possibile osservare l'andamento della densità spettrale di potenza dei canali posteriori mediata su tutti i partecipanti in entrambe le cabine, mentre in Figura 25, si è distinto tra la cabina B1 e la cabina B2. In entrambe le Figure 24 e 25 valgono considerazioni analoghe a quelle fatte per la Figura 23.



**Figura 24, Densità spettrale di potenza mediata su di tutti i partecipanti e su entrambe le esperienze di realtà virtuale (B1 e B2)**

In particolare, nella Figura 24, possiamo osservare che la potenza in banda alpha, ovvero l'area sottesa dal segnale nel range di frequenze 8-14 Hz, non si discosta notevolmente tra la fase di base e r1, infatti il soggetto si trova seduto, in entrambe le fasi, in completo stato di rilassamento, con VR spenti. Mentre per quanto riguarda le due fasi successive in r1VR e r2VR, la potenza in banda alpha tende ad avere una forte diminuzione, dovuta probabilmente ad uno stato di maggior attivazione delle aree corticali per il probabile coinvolgimento sensoriale, dovuto all'immersione nella cabina e alla sua esplorazione visiva. Infatti, in r1VR il soggetto si trova ancora in una fase di rilassamento, che si distingue però dalla precedente fase per l'accensione degli schermi del CAVE, mentre in r2VR il soggetto si trova in una fase di rilassamento post-interazione con sistema virtuale acceso.

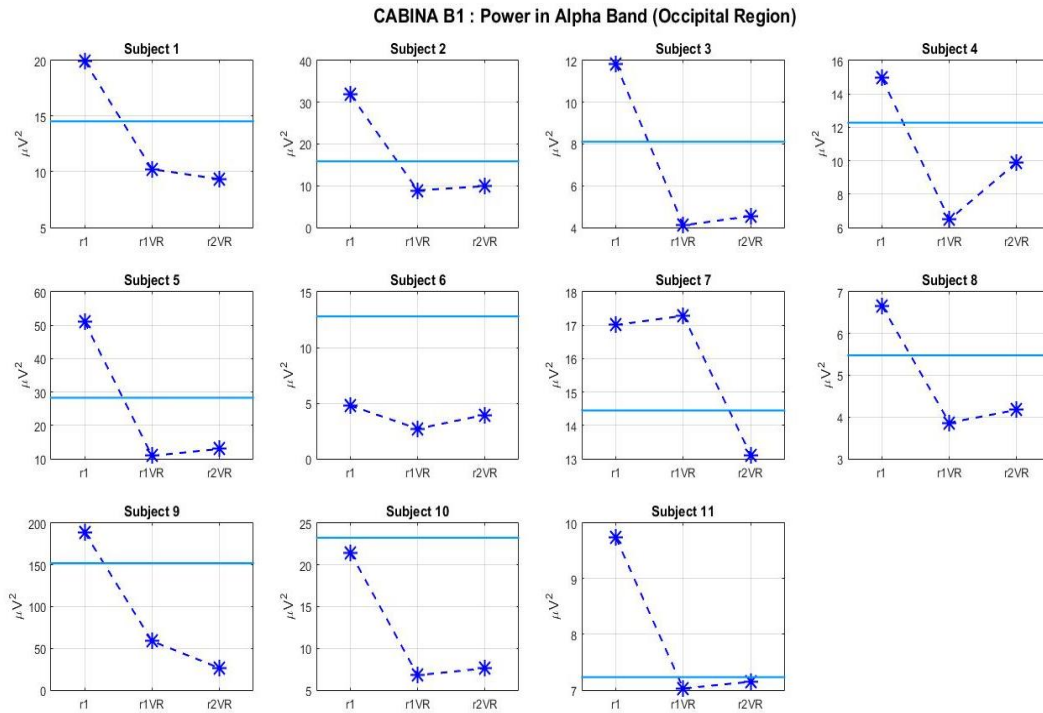
Perciò, come abbiamo descritto precedentemente, il ritmo in banda alpha lo si osserva in maniera particolare nelle fasi r1 e base, ovvero in stati di completo rilassamento, che non vengono influenzati da elementi esterni. E' interessante anche osservare che gli spettri medi di potenza hanno andamenti molto analoghi nelle due cabine B1 e B2.



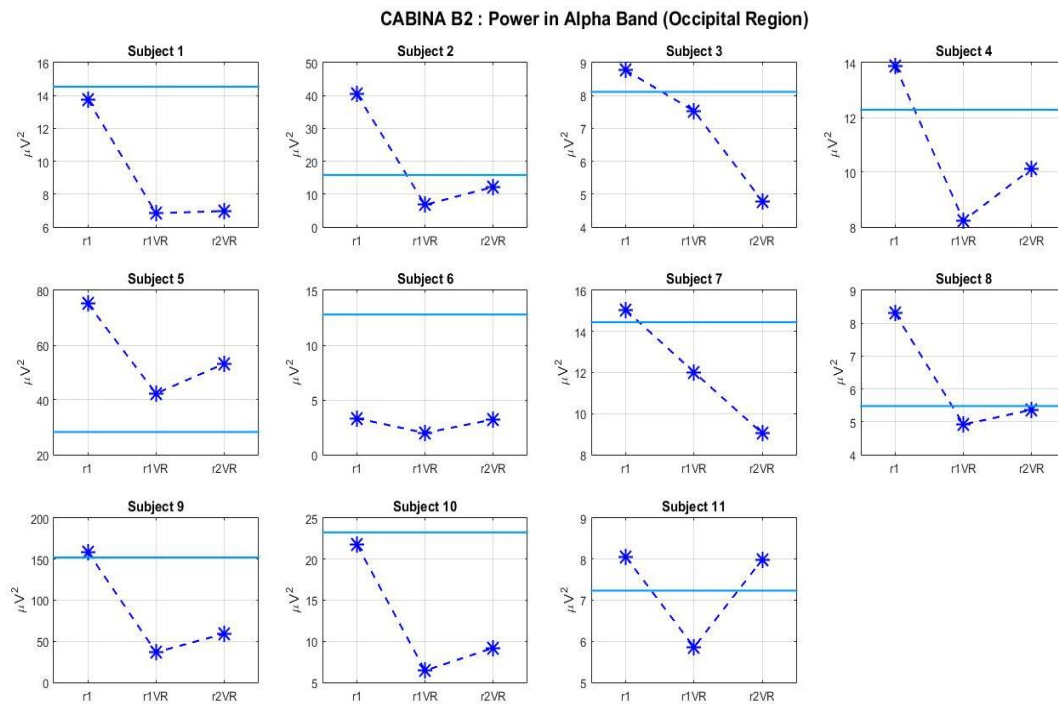
**Figura 25, Densità spettrale di potenza mediata su tutti i partecipanti, distinguendo l'esperienza in B1 e l'esperienza in B2. Non si osservano differenze significative nel pattern degli spettri nei due casi.**

### 3.2 POTENZA IN BANDA ALPHA DEI CANALI PARIETO-OCCIPITALI

Nel seguito sono analizzati i valori di potenza in banda alpha sui canali parieto-occipitali, ottenuti come detto integrando la PSD dei canali parieto-occipitali tra 8-14 Hz, nelle varie fasi dell'esperimento. In particolare, le Figure 26-27, riportano i valori assoluti di potenza in banda alpha per la cabina B1 e per la cabina B2, rispettivamente nelle fasi r1, r1VR, r2VR, per i vari soggetti acquisiti. Viene anche riportato, per ciascun soggetto il valore base di potenza in banda alpha (ottenuto nella acquisizione base), indicato con il tratto azzurro chiaro. Si noti che per entrambe le cabine sono riportati i risultati relativi a 11 soggetti anzichè 12 soggetti: infatti un soggetto è stato escluso in quanto il suo segnale presentava troppi disturbi che influenzavano in maniera significativa il calcolo della potenza. Innanzitutto si osserva che per la maggior parte dei soggetti, la potenza in banda alpha in r1 (sia in B1 che B2) tende ad avere un valore superiore rispetto alla fase base. Questo potrebbe essere imputabile al fatto che nella fase base, pur essendo una fase di relax, i soggetti sono appena stati sottoposti al montaggio degli elettrodi e si trovano a contatto con persone nuove (gli operatori presenti durante l'acquisizione) e un ambiente nuovo; potrebbero essere dunque più 'emozionati' e 'attenti' rispetto alle successive fasi di relax r1 in cui hanno preso più confidenza con gli operatori e l'ambiente stesso. In secondo luogo, per tutti i soggetti e per entrambe le cabine, ad esclusione di poche eccezioni (soggetto 7 in B1 e B2 e soggetto 3 in B2) è possibile osservare che il pattern r1-r1VR-r2VR è molto simile. In particolare, nel passaggio r1-r1VR si osserva un calo drastico della potenza in banda alpha, dovuta all'accensione degli schermi, pur trovandosi il partecipante ancora in uno stato di rilassamento. Questo forte calo, come già detto precedentemente, è attribuibile al coinvolgimento sensoriale del soggetto dovuto all'accensione della VR e all'esplorazione visiva della cabina virtuale. Nel passaggio da r1VR ad r2VR si osserva una tendenza della potenza in banda alpha ad aumentare. Questo incremento in r2VR rispetto ad r1VR è ascrivibile ad un possibile calo di interesse/coinvolgimento sensoriale del soggetto all'interno della cabina in seguito al protrarsi dell'immersione in essa nonché alla fase di interazione intermedia, sicchè l'ambiente di realtà virtuale presentato è passato dall'essere sconosciuto ed inesplorato (e quindi che sollecita l'attenzione sensoriale) a conosciuto ed esplorato.



**Figura 26, Cabina B1:potenza assoluta in banda alfa di tutti gli 11 soggetti esaminati (uno dei soggetti è stato escluso dall'analisi per la presenza di eccessivi artefatti che compromettevano il calcolo di potenza in banda alpha). La linea azzurra continua indica il valore di potenza alpha nella acquisizione base.**



**Figura 27, Cabina B2:potenza assoluta in banda alfa di tutti gli 11 soggetti esaminati (uno dei soggetti è stato escluso dall'analisi per la presenza di eccessivi artefatti che compromettevano il calcolo di potenza in banda alpha). La linea azzurra continua indica il valore di potenza alpha nella acquisizione base.**

I valori di potenza sono stati poi normalizzati. In particolare, nella Figura 28, i valori di potenza alpha per ciascun soggetto e ciascuna cabina (B1 o B2) nelle varie fasi sono stati normalizzati rispetto al valore calcolato nella fase di base; i risultati così ottenuti sono stati quindi mediati su tutti i soggetti, separatamente per la cabina B1 e cabina B2. Nella Figura 29, invece, i valori di potenza alpha per ciascun soggetto e ciascuna cabina (B1 e B2) nelle varie fasi sono stati normalizzati rispetto al valore calcolato nella fase r1, e quindi mediati su tutti i soggetti, separatamente per la cabina B1 e cabina B2. Inoltre, in questi grafici sono state riportate anche le rispettive deviazioni standard.

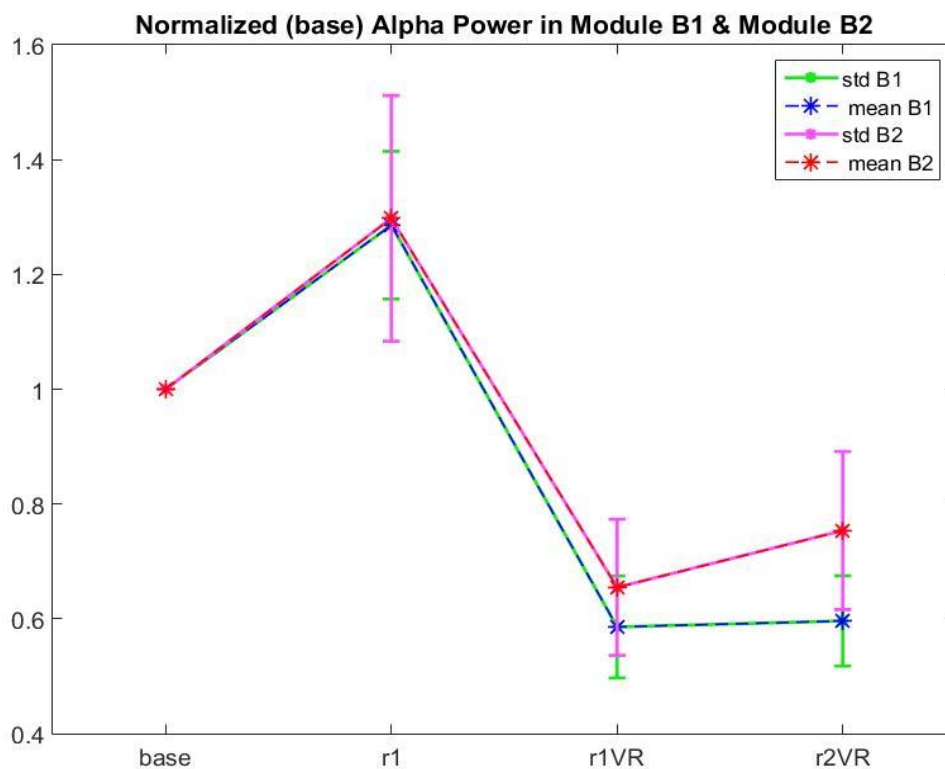


Figura 28, Potenza media in banda alfa normalizzata e deviazione standard nelle due cabine rispetto alla base

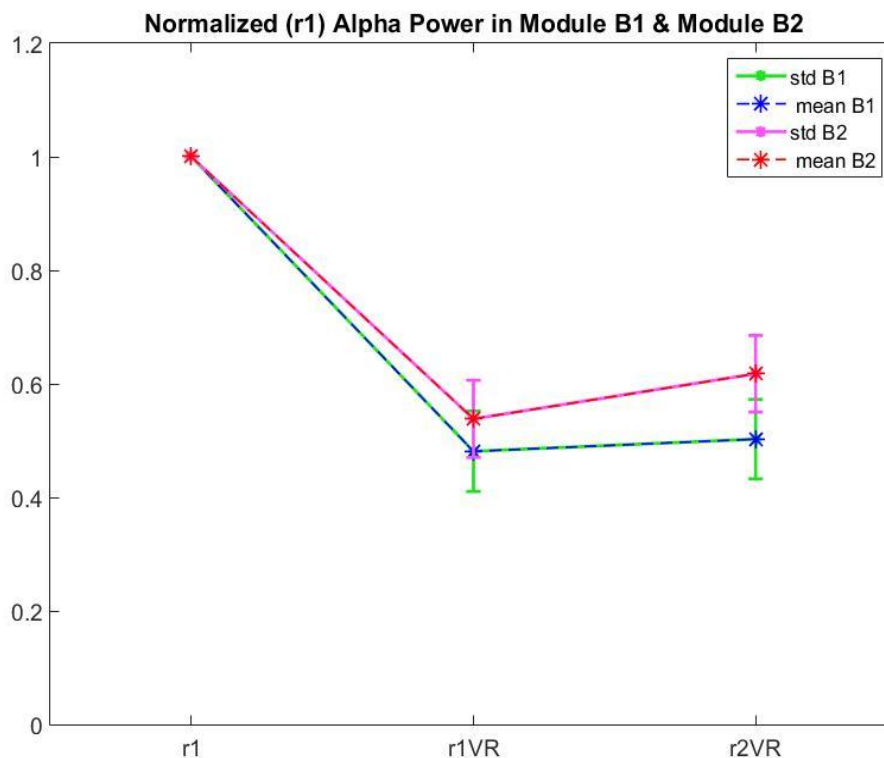


Figura 29, Potenza media in banda alfa normalizzata e deviazione standard nelle due cabine rispetto a r1

Le Figure 28 e 29 mettono in luce il confronto tra i modelli B1 e B2, riportando i valori medi di potenza, nella prima figura rispetto alla base, nella seconda figura rispetto r1; è importante osservare che gli andamenti nelle due cabine sono molto simili suggerendo che non vi sono differenze rilevanti nel coinvolgimento sensoriale del soggetto all'interno delle due cabine. Anche questo risultato è ragionevole considerando che le due cabine differiscono solo per dettagli di rifinitura nei materiali e colori. Per quanto riguarda la Figura 28, possiamo osservare un incremento di potenza in banda alfa tra la fase di base e r1, in accordo con quanto osservato nella maggioranza dei soggetti nelle Figure 26 e 27, come detto forse dovuto ad uno stato di maggiore agitazione/eccitazione in base (immediatamente all'inizio della fase di sperimentazione) rispetto a r1. Tuttavia è importante osservare che t-test applicati per confrontare la fase base con la fase r1 (sia per B1 che per B2) hanno fornito risultati di non significatività. Per questo ci si può limitare anche a considerare la normalizzazione rispetto ad r1. In entrambe le cabine, come si può notare sia dalla Figura 28 che dalla Figura 29, l'accensione degli schermi della realtà virtuale provoca una notevole riduzione di potenza in banda alfa in r1VR, dovuta al coinvolgimento sensoriale conseguente all'immersione nella cabina e alla sua



esplorazione visiva. Si ricorda che nella fase tra r1VR e r2VR, della durata di 5 minuti, il soggetto viene coinvolto ad interagire con la cabina aerea, navigando l'intera fusoliera. Si nota che in seguito a questa interazione, i valori nell'ultima fase di rilassamento tendono ad aumentare rispetto alla fase di rilassamento pre-interazione r1VR. Questo fenomeno probabilmente è dovuto al fatto che nella fase di r2VR, il soggetto si è abituato all'ambiente virtuale per il protrarsi dell'immersione in esso e per averlo attivamente esplorato durante la fase di interazione. Nonostante questo incremento in r2VR, confrontando, r1 e r2VR è possibile osservare che in r2VR, la potenza in banda alpha, resta comunque fortemente inferiore rispetto alla fase r1 di VR spenta; infatti, in r2VR, il soggetto è ancora sottoposto a una forte stimolazione visiva che provoca in esso un continuo stato di sollecitazione visiva, rispetto al rilassamento iniziale in r1, in cui VR è spenta.

Tra la cabina B1 e B2 è anche possibile verificare la significatività statistica tra i valori di potenza media normalizzata rispetto r1, nelle diverse fasi dell'esperimento, eseguendo confronti tra r1-r1VR, r1-r2VR e r1VR-r2VR, sono stati perciò applicati il T-test e il Sign test. A tale scopo sono stati perciò considerati il T-test e il Sign-test. I due metodi statistici sono stati presi in considerazione poichè confrontano dati appaiati, in quanto i partecipanti che hanno visto la cabina B2 sono gli stessi che hanno visto la cabina B1. Non tutte le distribuzioni dei dati possono però risultare gaussiane, per cui potrebbe non essere corretto limitare l'analisi statistica al T-test. Perciò, per il test di normalità è stato utilizzato il metodo di Anderson Darling (funzione adtest di MATLAB). Quando il test fornisce  $H_0$  è pari a 0, la distribuzione si può assumere normale (Gaussiana)\* e si può applicare il t-test; al contrario, se la funzione adtest restituisce  $H_0$  pari a 1, non si può assumere normale e il Sign test risulta più affidabile.

## VIRTUAL REALITY

- Distribuzione Gaussiana\* ( $H_0=0$ ) e dati appaiati  $\rightarrow$ T-test
- Se il p value è minore di 0.05 la differenza tra r1 e r1VR/r2VR è significativa.

<i>Virtual Reality B1</i>	<i>T-test:H0</i>	<i>T-test: p-value</i>
<i>r1-r1VR</i>	1	$2.5130 \cdot 10^{-5}$
<i>r1-r2VR</i>	1	$3.2433 \cdot 10^{-5}$
<i>r1VR-r2VR</i>	0	0.6375

Tabella 1, Test di Normalità delle potenze in banda alfa normalizzate rispetto r1 nella cabina B1

<i>Virtual Reality B2</i>	<i>T-test:H0</i>	<i>T-test: p-value</i>
<i>r1-r1VR</i>	1	$4.8143 \cdot 10^{-5}$
<i>r1-r2VR</i>	1	$2.0824 \cdot 10^{-4}$
<i>r1VR-r2VR</i>	0	0.2023

Tabella 2, Test di Normalità delle potenze in banda alfa normalizzate rispetto r1 nella cabina B2

<i>Virtual Reality B1 vs B2</i>	<i>T-test:H0</i>	<i>T-test: p-value</i>
<i>r1VR</i>	0	0.3897
<i>r2VR</i>	1	0.0421

Tabella 3, Test di Normalità delle potenze in banda alfa normalizzate rispetto r1 in B1 vs B2

Come possiamo osservare dalla Tabella 1 e 2, dal test emerge che le differenze tra r1-r1VR e r1-r2VR risultano estremamente significative\*\* in entrambe le cabine in quanto si è ottenuto un valore del p-value  $\ll 0.05$  (dove 0.05 viene considerato il valore soglia  $\alpha = 0.05$ ). Quindi l'immersione nella realtà virtuale determina un forte decremento di potenza alpha nelle regioni posteriori rispetto alla fase VR spenta. Viceversa, il confronto di fase r1VR-r2VR, sia nella cabina B1 che in quella B2, hanno dato esito di differenza non significativa in quanto il valore del p-value è  $> 0.05$ . Questo suggerisce che comunque l'effetto di 'abituazione' alla cabina dovuto al protrarsi dell'immersione è debole.

Nella Tabella 3 invece, si osserva che la differenza di potenza normalizzata in banda alfa in B1 vs B2, risulta non significativa in r1VR, p-value  $> 0.05$ , mentre significativa in r2VR, p-value  $< 0.05$  (sebbene abbastanza vicine alla soglia di significatività).

\***Gaussiana:** è una distribuzione di probabilità continua che è spesso usata come prima approssimazione per descrivere variabili casuali a valori reali che tendono a concentrarsi attorno a un singolo valor medio.[15]

\*\***Livello di significatività:** Quando si effettua un test d'ipotesi si fissa un'ipotesi nulla e un valore soglia  $\alpha$  (per convenzione di solito 0,05) che indica il livello di significatività del test. Calcolato il p-value relativo ai dati osservati è possibile comportarsi come segue: -se valore  $p > \alpha$  l'evidenza empirica non è sufficientemente contraria all'ipotesi nulla che quindi non può essere rifiutata; pertanto si afferma che il risultato è non significativo

-se valore  $p \leq \alpha$  l'evidenza empirica è fortemente contraria all'ipotesi nulla che quindi può essere rifiutata. In tal caso si dice che il risultato del test è **statisticamente significativi**.[16]

Le analisi riportate in seguito sono state effettuate considerando i valori della potenze media in banda alpha normalizzata rispetto ad r1, calcolate nelle tre fasi: r1, r1VR e r2VR. Gli andamenti delle rette sono praticamente uguali, in quanto gli ambienti delle due cabine aeree sono molto simili tra loro.

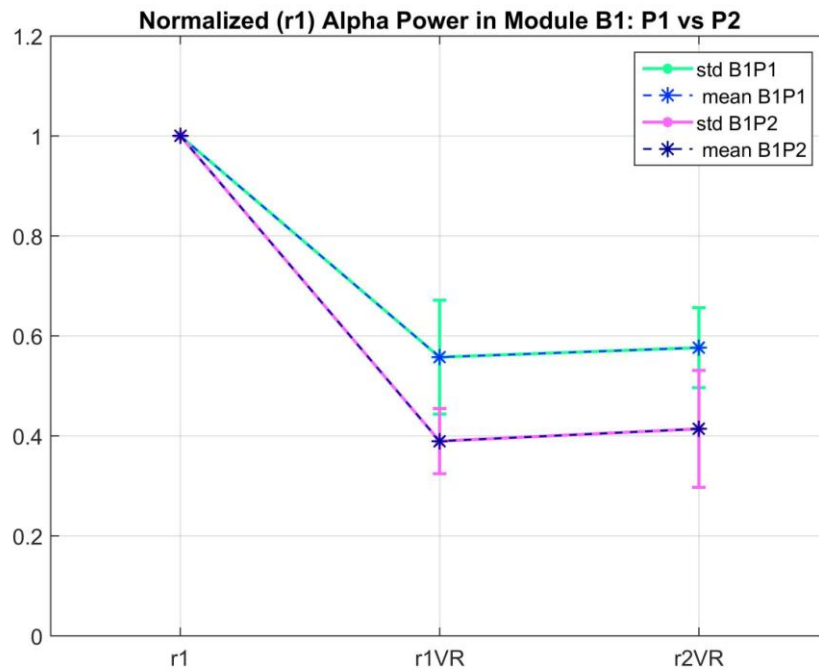
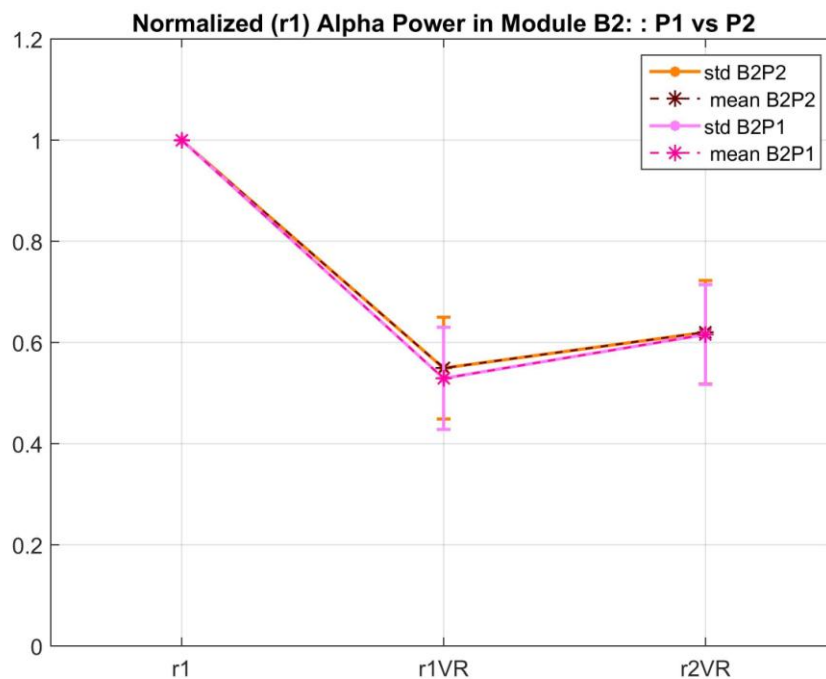


Figura 30, Potenza media in banda alfa normalizzata rispetto a r1, nella cabina B1, preferenze tra P1-P2

Nella Figura 30, viene mostrato, come abbiamo detto precedentemente, la potenza media in banda alfa normalizzata rispetto r1, nella cabina B1, distinguendo tra i soggetti che hanno espresso preferenza per la cabina B1 (indicati con B1P1) e quelli che hanno espresso preferenza per la cabina B2 (indicati con B1P2). L'immagine mostra che i soggetti che hanno preferito B1 quando si trovavano immersi in B1, tendono a presentare un valore della banda alpha maggiore rispetto ai soggetti che hanno preferito B1 quando sono immersi in B1.



**Figura 31, Potenza media in banda alfa normalizzata rispetto a r1, nella cabina B2, preferenze tra P1-P2**

Nella Figura 31, viene mostrato la potenza media in banda alfa normalizzata rispetto r1, nella cabina B2, distinguendo tra i soggetti che hanno espresso preferenza per la cabina B1 (indicati con B2P1) e i soggetti che hanno espresso preferenza per la cabina B2 (indicati con B2P2). In questo caso, a differenza della Figura 30, i valori ottenuti della potenza in banda alfa sono sovrapposti tra i due gruppi di soggetti. L'effetto della preferenza che sembrava emergere nella Figura 30 qui non si osserva. E' importante osservare comunque che l'effetto che sembra osservarsi in Figura 30 è relativo a pochi soggetti (infatti sono 6 soggetti per gruppo). A causa del numero estremamente basso non è stata fatta un'analisi di significatività e ulteriori dati sarebbero necessari per confermare possibili differenze in banda alfa correlate alla preferenza. A questo si aggiunge che nessuno dei soggetti ha espresso, nel momento del questionario, una preferenza netta ma solo una debole preferenza per una cabina rispetto all'altra (dovuta anche all'estrema somiglianza tra le due cabine). In conclusione, considerazioni sulla correlazione tra preferenze e variazioni in banda alfa restano poco affidabili per questi dati; potrebbero emergere differenze più evidenti considerando tipologie diverse di cabine (ad es. presentando ai soggetti una cabina virtuale di tipo business ed una di tipo economico)

## CAPITOLO 4

### *ANALISI DEI RISULTATI RELATIVI AL COMPITO DI WORKING-MEMORY*

L'esperimento è stato effettuato all'interno del Laboratorio di Realtà Virtuale, utilizzando sempre il sistema OpenBCI, descritto nel paragrafo 2.1.3. Tale esperimento consta di una fase aggiuntiva di 5 minuti (immediatamente a valle della fase di relax post-interazione r2VR) durante la quale il soggetto, che si trova ancora immerso nel secondo ambiente di cabina virtuale, deve eseguire un calcolo a mente.

Nello specifico la prova di Working Memory, prevede l'esecuzione di un calcolo, in cui il soggetto deve sottrarre progressivamente, partendo da 1000, il numero 17 fino a zero, o comunque fino al termine dell'esperimento.

Nel frattempo, l'immagine che viene proiettata sui tre schermi mostra un ambiente della cabina aerea, ovvero la Flex Zone A, come nella fase di r2VR. In questa fase, ancora una volta, il soggetto si trova seduto e osserva gli schermi, che vengono impostati in maniera 'statica', in modo tale che il sistema di tracking e l'avatar siano disattivati. In questo esperimento il soggetto necessita di isolarsi completamente dall'ambiente virtuale, che risulta particolarmente stimolante da un punto di vista sensoriale e concentrarsi il più possibile sull'esecuzione del calcolo per risolvere al meglio il compito di WM.

Obiettivo di questa prova è quello di valutare l'effetto inibitorio del ritmo alfa.

Infatti secondo recenti studi, il ritmo alfa agisce con lo scopo di inibire le regioni cerebrali che non sono essenziali per l'esecuzione della WM, e perciò ci si aspetta di rilevare una potenza in banda alfa che aumenti dalla fase r2VR a quella successiva di Working Memory.

Per questo motivo, anche nell'esaminare questo compito, si valuta principalmente la potenza dei segnali (8-14 Hz) in banda alpha, che deriva dalle regioni parieto-occipitali. L'esperimento è stato eseguito da 12 soggetti, acquisendo 12 segnali EEG provenienti dalle 12 diverse posizioni dello scalpo e di cui 6 utilizzati per calcolare la media delle densità spettrali di potenza dei segnali rilevati dagli elettrodi: PO3, PO4, PO7, PO8, O1 e O2 (come dettagliatamente descritto nel Capitolo 2).

## 4.1 DENSITÀ SPETTRALE DI POTENZA DEI CANALI PARIETO-OCCIPITALI

Questa volta l'esperimento viene suddiviso in quattro fasi: r1, r1VR, r2VR, WM, senza valutare la fase di base, in quanto già considerata precedentemente. Queste quattro fasi sono relative alla terza acquisizione del soggetto (quella cioè relativa alla seconda cabina presentata) e si riferiscono appunto alle seguenti fasi: relax con VR spenta (r1), relax con VR accesa presentazione della seconda cabina prima che il soggetto si muova e interagisca al suo interno (r1VR), relax con VR accesa e presentazione della seconda cabina dopo che il soggetto si è mosso e ha interagito al suo interno (r2VR), compito di working-memory con VR accesa e presentazione della seconda cabina. Come spiegato nel Capitolo 2, per ogni soggetto è stata calcolata la densità spettrale di potenza di ciascuno dei 12 segnali EEG separatamente nelle 4 fasi; quindi, sono state mediate le densità di potenza dei 6 segnali relativi agli elettrodi parieto-occipitali.

Nella Figura 32, viene mostrato il risultato di questa analisi per un soggetto. Precisamente viene riportata la densità spettrale rilevata nelle diverse fasi dell'esperimento, in modo da poter avere un'idea complessiva del comportamento degli spettri di potenza, in condizioni di memoria di lavoro.

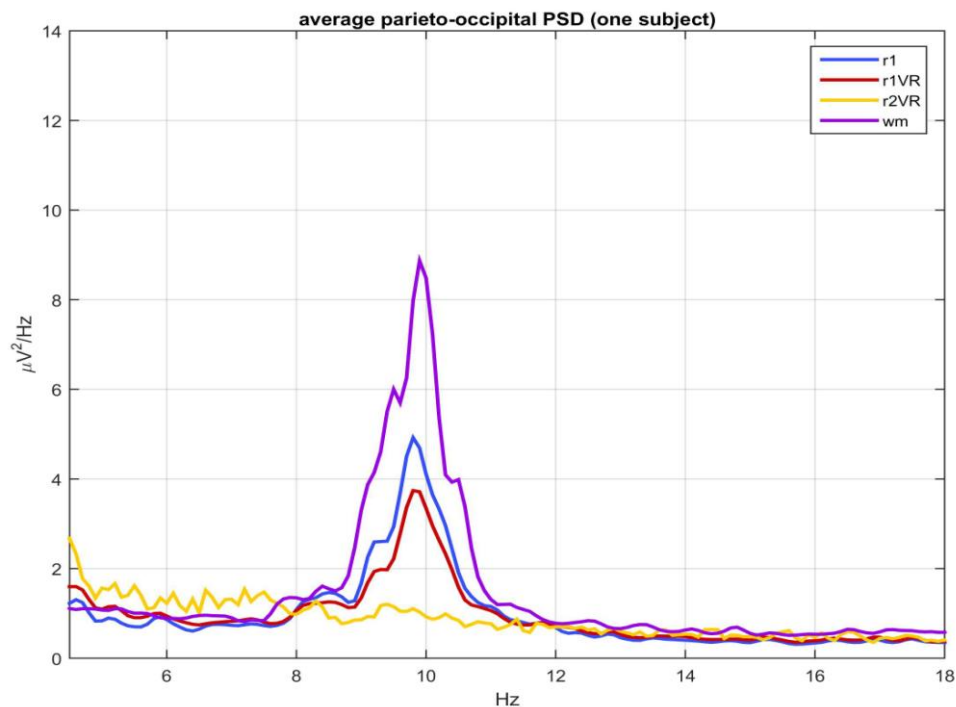
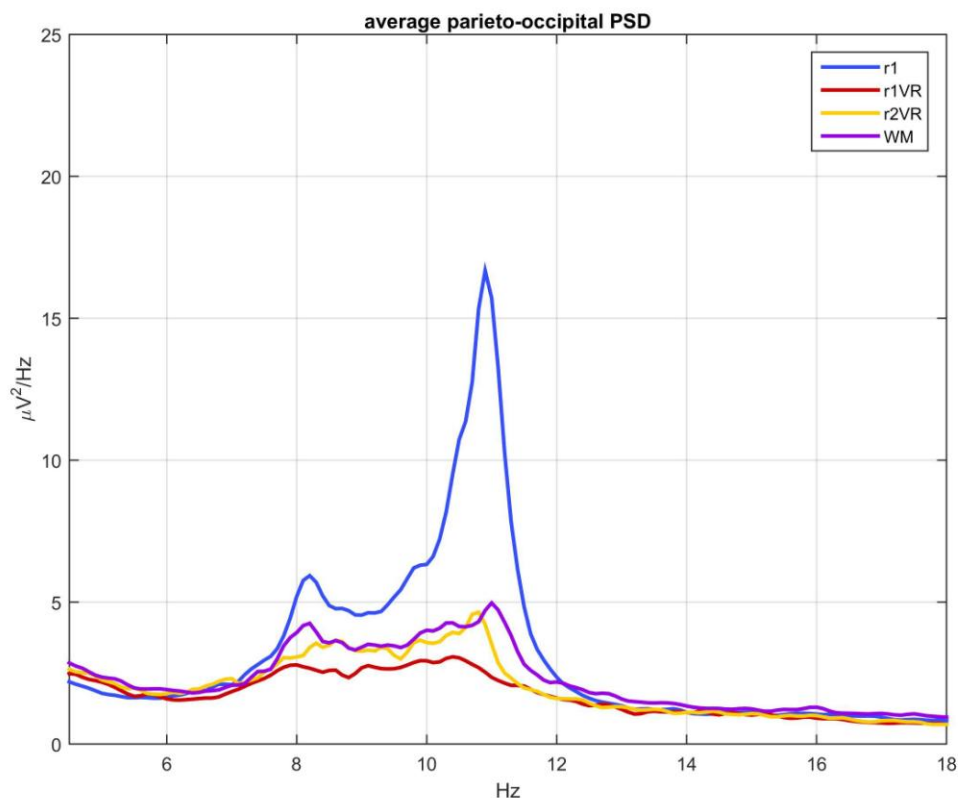


Figura 32, Densità spettrale di potenza nelle quattro fasi dell'esperimento con WM, senza considerare la fase di interazione, per un singolo soggetto

Dalla Figura 32, è possibile osservare come la potenza in banda alfa tenda ad aumentare notevolmente nella fase di WM rispetto alle fasi r1, r1VR, r2VR. Il soggetto si trova seduto davanti ad una immagine del tutto statica presentata sugli schermi e con il rumore di sottofondo dell'aereo. L'aumento del ritmo alpha è probabilmente dovuto al fatto che esso agisce con lo scopo di inibire le regioni non essenziali per l'esecuzione del Working Memory, per cui nella fase WM ci si aspetta che la potenza in banda alpha aumenti, in particolare se confrontata con la precedente fase r2VR. E' da notare come il soggetto mostrato presenti davvero un notevole incremento di picco in banda alpha durante la fase di WM che non solo è superiore agli spettri durante le fasi di immersione nella realtà virtuale ma addirittura è superiore al picco dello spettro nella fase di relax con realtà virtuale spenta (r1). Ciò suggerisce che nel soggetto mostrato si sia verificata una inibizione estremamente accentuata delle regioni posteriori visive, superiori all'inibizione che si verificava in tali regioni in assenza di stimolo visivo esterno (come in r1).



**Figura 33, Densità spettrale di potenza mediata su tutti i partecipanti nelle quattro fasi dell'esperimento che includeva anche il compito di WM (senza considerare la fase di interazione)**

In Figura 33, viene riportata la densità spettrale di potenza dei canali parieto-occipitali mediata sui 12 soggetti che hanno eseguito la prova. La Figura mostra che lo spettro in banda alpha nella fase di WM assume valori superiori rispetto alle fasi r1VR e r2VR. Tuttavia, lo spettro in banda alpha, durante la WM si mantiene ad un valore inferiore rispetto allo spettro in banda alpha durante la fase di r1, in cui gli schermi sono spenti e quindi il soggetto non riceveva stimolazione sensoriale visiva. I risultati mediati su tutti i soggetti nella Figura 33, suggeriscono che quanto osservato nel soggetto mostrato in Figura 32 (cioè picco alpha nel compito di WM superiore al picco alpha in r1) rimaneva un caso isolato; mentre nei vari soggetti si conferma l'incremento di ampiezza dello spettro in banda alpha nella fase di WM rispetto alle fasi r1VR ed r2VR.



## 4.2 POTENZA IN BANDA ALPHA DEI CANALI PARIETO-OCCIPITALI

In Figura 34 viene riportato il valore assoluto di potenza in banda alpha nei canali parieto-occipitali, mediata sui 12 partecipanti, nelle quattro fasi dell'acquisizione che prevedeva il compito di WM, cioè le fasi r1, r1VR, r2VR, WM. Per completezza, in questa figura è stata riportata anche la potenza assoluta in banda alpha, mediata sui 12 partecipanti, nella fase di base.

Possiamo osservare che tra la fase base e la fase r1 non si osserva un significativo aumento della potenza in banda alpha, sebbene ci sia una tendenza ad un incremento in fase r1 rispetto alla fase base (forse imputabile, come già detto, ad un lieve stato di maggiore agitazione nella primissima acquisizione di base). E' più interessante osservare come l'accensione degli schermi della realtà virtuale provochi una netta riduzione di potenza della banda alpha in r1VR, dovuta, come visto nel precedente capitolo, al probabile coinvolgimento sensoriale apportato dalla vista della cabina. Nella fase r2VR, successiva all'interazione, la potenza alpha tende ad un leggero incremento. Infine, nella fase di WM, la potenza alpha mostra una ulteriore tendenza a crescere probabilmente in seguito al fatto che il soggetto è portato ad isolarsi dagli stimoli visivi esterni per concentrarsi sul task in esecuzione ovvero sul calcolo a mente.

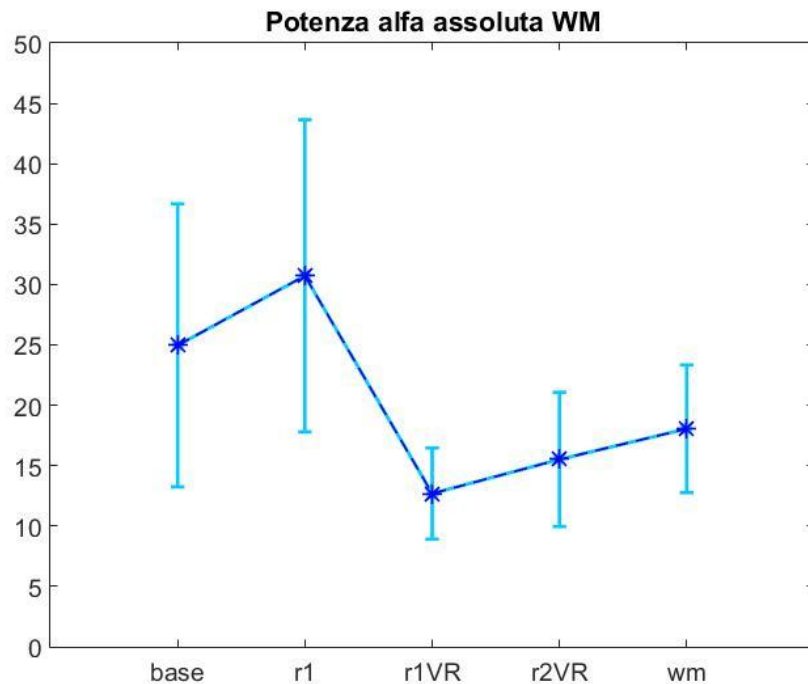


Figura 34, Potenza assoluta in banda alpha mediata sui 12 soggetti, e nelle quattro fasi dell'acquisizione, che prevede il compito di WM, cioè r1, r1VR, r2VR, WM

L'aspetto quindi interessante che emerge dalla Figura 34 è che il ritmo alpha è maggiore nella fase di WM rispetto alle fasi r1VR ed r2VR, fasi di rilassamento con lo schermo CAVE di realtà virtuale acceso, ciò potrebbe essere appunto dovuto al fatto che per isolarsi dalla scena virtuale, particolarmente immersiva da un punto di vista visivo, il partecipante necessita di un'inibizione maggiore delle regioni occipitali.

Nel seguito è stata svolta un'analisi statistica. Per eseguire questa analisi, per ogni soggetto la potenza alpha durante la fase di WM è stata normalizzata rispetto alla corrispondente fase di rilassamento r2VR. Si è deciso di considerare come riferimento il valore rilevato nella fase r2VR, piuttosto che r1VR, perché le condizioni r2VR e WM differiscono esclusivamente per la non esecuzione/esecuzione del compito di WM (mentre ad es. la fase di WM e la fase r1VR differiscono anche per il fatto che tra l'una e l'altra è stata eseguita un'interazione) e pertanto il confronto r2VR vs WM dovrebbe mettere in evidenza proprio l'effetto del compito di WM.

Nella Figura 35, vengono innanzitutto mostrati i valori di potenza alpha in r2VR e WM normalizzati rispetto a r2VR e mediati sui dodici partecipanti. Si osserva che la potenza media in banda alpha (normalizzata) nella fase di WM è decisamente superiore alla fase di r2VR.

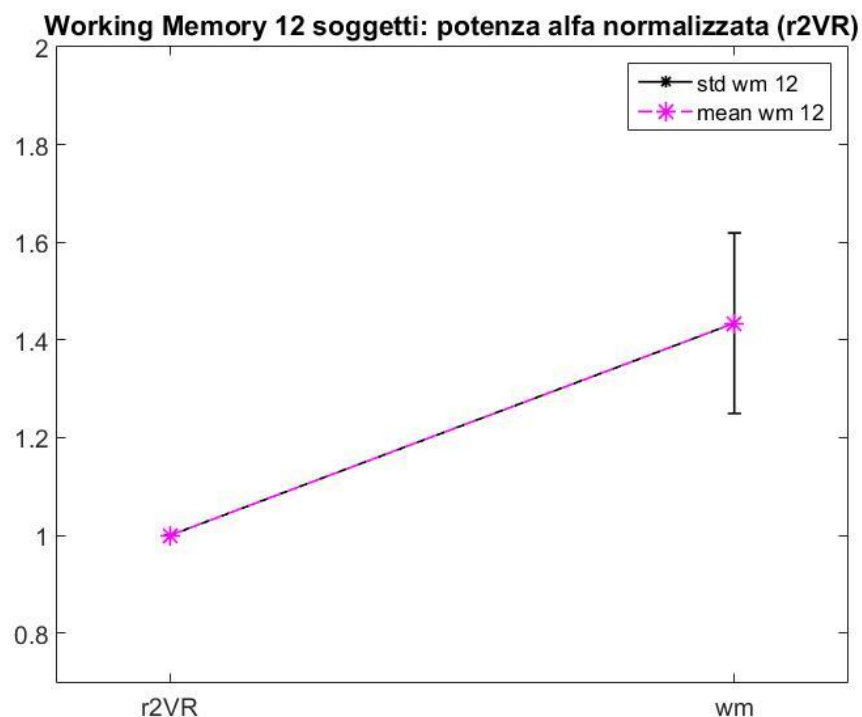


Figura 35, Potenza in banda alpha in r2VR e in WM normalizzata rispetto a r2VR e mediata sui 12 soggetti

Come anticipato nel Capitolo 2, in un precedente lavoro di tesi altri dodici soggetti avevano già partecipato allo stesso esperimento di WM durante immersione nella realtà virtuale. Pertanto, per completezza, si sono voluti riportare i risultati ottenuti sul totale dei ventiquattro soggetti che hanno partecipato a questo esperimento (dodici nel precedente lavoro di tesi e dodici in questo lavoro di tesi). Nella Figura 36, viene mostrata la potenza in banda alpha nelle fasi di r2VR e di WM normalizzate rispetto a r2VR, e mediata su tutti i ventiquattro soggetti. Per confronto vengono riportati i risultati ottenuti mediando sui dodici soggetti del presente lavoro (cioè viene replicato lo stesso grafico già mostrato in Figura 35). Come è possibile osservare, i risultati nei due casi (dodici e ventiquattro soggetti) non si discostano molto, se non per il fatto che la potenza media in banda alpha mediata sui ventiquattro soggetti presenta un incremento maggiore rispetto alla media sui dodici soggetti qui acquisiti ed esaminati. Si è quindi proceduto con l'analisi statistica confrontando i valori di potenza alpha in r2VR e in WM (normalizzati rispetto r2VR) sia considerando solo i dodici soggetti qui esaminati sia considerando il totale dei ventiquattro soggetti.

Per verificare il metodo statistico più appropriato, come detto nel Capitolo 3 si è utilizzato il test di normalità di Anderson Darling. Poiché in questo caso i dati hanno mostrato di non superare il test e quindi la loro distribuzione non si può considerare gaussiana e poiché i dati sono appaiati, si è utilizzato il test per dati appaiati non parametrico, Sign Test, che risulta più affidabile rispetto al test parametrico T-test.

E' interessante osservare che il test statistico ha evidenziato una differenza significativa di potenza alpha durante la fase di WM rispetto alla fase r2VR non solo nel caso dei ventiquattro soggetti (in cui il risultato è molto significativo  $p\text{-value}=0.0015$ ) ma anche nel caso dei dodici soggetti ( $p\text{-value}=0.0386$ ), come riportato in Tabella 5. Questo rinforza la deduzione che le regioni occipitali implicate nella vista vengano inibite durante la fase di WM per favorire una maggiore concentrazione sul calcolo a mente. Trovandosi i soggetti immersi nella realtà virtuale, per ottenere una concentrazione maggiore nello svolgimento del task, si rende necessario inibire le regioni task-irrelevant e attivare quelle utili, allocando in maniera efficiente le risorse cognitive e attentive ottimizzando così il consumo energetico e le prestazioni.

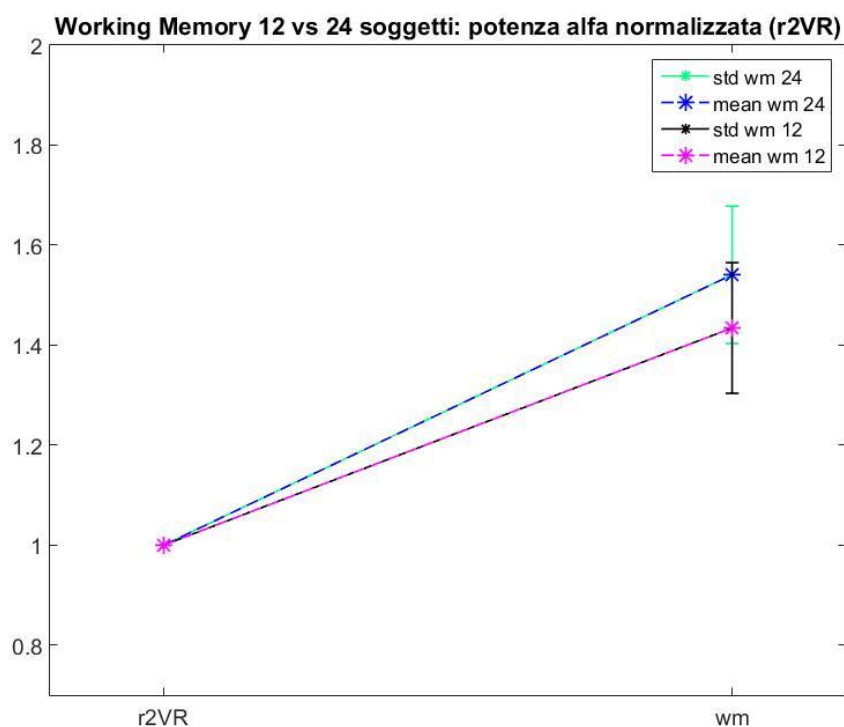


Figura 36, Potenza in banda alpha in r2VR e in WM normalizzata r2VR con WM tra 12 vs 24 soggetti

### VIRTUAL REALITY CON WM

- Distribuzione non gaussiana ( $H_0=1$ ) e dati appaiati → Sign Test
- Se il p value è minore di 0.05 la differenza tra r2VR e WM è significativa.

Working Memory 12 subject	Sign Test: $H_0$	Sign Test: p-value
r2VR-WM	1	0.0386

Tabella 4, Test non parametrico Sign test per il confronto delle potenze in banda alpha r2VR vs WM (normalizzate rispetto r2VR) di 12 soggetti.

Working Memory 24 subject	Sign Test: $H_0$	Sign Test: p-value
r2VR-WM	1	0.0015

Tabella 5, Test non parametrico Sign test per il confronto delle potenze in banda alpha r2VR vs WM (normalizzate rispetto r2VR) di 24 soggetti

## CONCLUSIONI

L'obiettivo di questa tesi, è stato quello di ottenere possibili evidenze sperimentali a sostegno dell'ipotesi per cui l'attività elettrica cerebrale di un soggetto, sottoposto ad un compito attentivo, differisce da quella che viene rilevata nel soggetto in una situazione di rilassamento. Per questo scopo, sono stati eseguiti esperimenti finalizzati all'analisi dei segnali EEG nei diversi stati di immersione sensoriale e di 'Working Memory'. L'analisi del segnale EEG si è concentrata in maniera particolare sullo studio del ritmo alpha (8-14 Hz), che nasce nelle regioni parieto-occipitali e occipitali della corteccia e sembra avere un importante ruolo inibitorio, inibendo le regioni task-irrelevant (incremento del ritmo alpha) e disinibendo le regioni task relevant (diminuzione di ritmo alpha). Infatti, la particolarità di tale ritmo è che a differenza degli altri ritmi cerebrali, ha la capacità di rispondere a compiti attentivi, con un aumento o una riduzione di potenza. Durante lo svolgimento di un task (immersione sensoriale), infatti si è verificato una notevole riduzione della banda alpha nelle regioni posteriori, a causa della maggiore eccitazione di quelle zone corticali, preposte all'elaborazione dei segnali visivi. Nonostante ciò, in altre condizioni (fase di working memory durante immersione sensoriale) si è visto che la potenza alpha è aumentata nelle stesse regioni, poiché il ritmo alpha, come abbiamo detto precedentemente, ha la capacità di inibire le regioni irrilevanti per il compito da svolgere (un compito di calcolo mentale rispetto al quale gli stimoli visivi esterni rappresentano dei distrattori), ottimizzando il consumo di energia e le prestazioni.

Lo scopo dell'esperimento è stato dunque sia quello di valutare se c'è un decremento del ritmo alpha in presenza di un coinvolgimento emotivo, sensoriale, visivo e dell'attenzione, dovuto all'immersione nell'ambiente di realtà virtuale, si verificare se ci sono differenti modulazioni del ritmo alpha nelle due cabine B1 e B2 e , ancora, di valutare se e come si modifica il ritmo alpha in seguito al task di working memory, svolto in immersione nella realtà virtuale. Ai partecipanti viene perciò richiesto di navigare, interagire ed osservare le due cabine aeree B1 e B2, valutando al termine dell'esperimento anche quali delle due abbiano preferito, nonostante differiscono unicamente solo per dettagli di rifinitura nei materiali e colori. Le prove sono costituite da quattro fasi: (r1) rilassamento con schermi spenti, (r1VR) rilassamento con schermi accesi, (int) interazione e (r2VR) rilassamento con schermi accesi. Nell'analisi dei

segnali EEG è stato valutato l'impatto con la realtà virtuale, si è osservato un calo significativo di potenza in banda alpha nel passaggio della fase r1 alla fase r1VR, dovuto dall'accensione degli schermi. Nel passaggio da r1VR a r2VR i valori di potenza alpha tendono ad un leggero aumento. Questo fenomeno può essere imputabile ad una diminuzione di interesse o di stato attentivo dei soggetti verso l'ambiente di realtà virtuale in seguito al permanere all'interno di esso. In ogni caso, l'aspetto rilevante da sottolineare è una diminuzione statisticamente significativa di ritmo alpha agli elettrodi occipitali e parieto-occipitali in entrambe le fasi r1VR ed r2VR rispetto alla fase r1; questo è indicativo di una significativa disinibizione delle regioni posteriori preposte al processamento dell'informazione visiva per effetto dell'attenzione visiva prodotta nei soggetti dall'immersione all'interno dell'ambiente virtuale.

Essendo poco diverse le due cabine, non si osservano differenze statisticamente significative nei valori di potenza alpha tra le cabine B1 e B2. Gli stessi soggetti, in effetti, quando interrogati al riguardo, non erano in grado di esprimere un netta preferenza per l'una o per l'altra cabina ma solo una debole preferenza e due soggetti non sono stati in grado di esprimere alcuna preferenza.

Nell'altro esperimento, i segnali EEG acquisiti permettono di valutare la funzione inibitoria del ritmo alpha in un task di Working-Memory. Questo task viene compiuto al termine della acquisizione relativa alla seconda cabina, immediatamente a valle della fase r2VR e con il soggetto ancora immerso nell'ambiente di realtà virtuale. Il compito di WM prevede l'esecuzione di un calcolo, in cui il soggetto deve sottrarre progressivamente, partendo da 1000, il numero 17 fino a zero, o comunque fino al termine dell'esperimento. Essendo il soggetto coinvolto totalmente nella realtà virtuale, per far sì che il compito di calcolo venga eseguito nella maniera migliore, occorre che si isoli dall'ambiente circostante. Dai dati raccolti emerge un aumento della potenza media in banda alpha nella fase di WM, decisamente superiore alla fase r2VR; ciò è imputabile al fatto che per isolarsi dalla scena virtuale, particolarmente immersiva da un punto di vista visivo, il partecipante necessita di un'inibizione maggiore delle regioni occipitali. Tale risultato supporta l'ipotesi per cui il ritmo alpha svolge un ruolo importante nell'inibire nelle regioni corticali inutili per un task e attivare quelle utili, così da allocare le risorse cognitive in maniera efficiente, ottimizzando il consumo energetico e le

prestazioni.

Infine, può essere utile accennare ad alcuni limiti del presente lavoro che possono essere oggetto di prospettive future. Innanzitutto, le acquisizioni sono state fatte solo con 12 elettrodi; sono cioè acquisizioni a bassa densità di elettrodi che consentono solo un esame a livello di segnali sullo scalpo. In futuro si potrebbero pianificare acquisizioni ad alta densità di elettrodi (almeno 32 elettrodi) e a partire dai segnali sullo scalpo, applicare tecniche di ricostruzione dei segnali a livello della corteccia per studiare le basi neurofisiologiche delle variazioni osservate a livello di scalpo.

Inoltre, in futuro, al fine di rendere l'esperimento più efficace, si può prevedere di ridurre le tempistiche dell'esperimento monitorando in ogni caso i segnali EEG (ed ECG), e di perfezionare l'immersione sensoriale, rendendo il più reale possibile la cabina aerea ed implementando la collisione sonora anche nelle altre stanze della fusoliera. Inoltre, per valutare se variazioni nei segnali EEG e in particolare nel ritmo alpha possono essere correlate a preferenze soggettive verso un'ambiente di cabina virtuale rispetto all'altro sarebbe necessario, differenziare in maniera più sostanziale gli oggetti e la struttura interna presente nei due modelli di cabina, in modo che le due cabine differiscano in maniera più evidente e consistente, oppure utilizzare modelli di cabina aerea di tipologia diversa (ad es. economica rispetto a business).

## BIBLIOGRAFIA E SITOGRAFIA

[1] Avanzolini G, Magosso E (2015) “Strumentazione Biomedica. Progetto e impegno dei sistemi di misura”, Patron Bologna: pp.215-216.245-247.259-264.276-277

[2] Peter L. Williams e Roger Warwick, “Anatomia del Gray”, seconda edizione Zanichelli Bologna: pp.733-734-747-748-749

[3] Silverthorn D. U., (2014) “Fisiologia umana. Un approccio integrato”, Pearson Italia – Milano, Torino; pp.92-247-304-322-323

[4] F.Infantellina, E.Riva Sanseverino “Fisiologia”, vol.3, casa editrice Ambrosiana-Milano, pp.1070-1090

[5] Lamberti C., (2017). “Elettrocardiografia”. Dispense di Ingegneria Clinica. Cap 2, pp.9-12

[6] Frassinetti F., Di Pellegrino G. “Appunti corso di Neuroscienze Cognitive”

[7] <http://www.dei.unibo.it/it/attivita-didattica/laboratori-e-tirocini/laboratori-didattici/libconsultato>

[8] <https://shop.openbci.com/collections/frontpage/products/cyton-daisy-biosensing-boards-16-channel?variant=38959256526>

[9] JENSEN, Ole; MAZAHARI, Ali. Shaping functional architecture by oscillatory alpha activity: gating by inhibition. *Frontiers in human neuroscience*, 2010, 4: 186.

[10] FREY, Julia Natascha; RUHNAU, Philipp; WEISZ, Nathan. Not so different after all: The same oscillatory processes support different types of attention. *Brain research*, 2015, 1626:183-197

[11] TRADER et AL. 2011

[12] <http://www.elenet.net/OpenSchool/Informatica/Basi%20di%20dati%20%28Prof%20Messina%29/LA%20NORMALIZZAZIONE.pdf>

[13] <http://docs.openbci.com/Getting%20Started/00-Welcome>

[14] <https://doc.studenti.it/riassunto/psicologia/3/attenzione.html>



[15] Lezioni di Comunicazioni Elettriche, Leonardo Calandrino e Marco Chiani, Pitagora Editrice Bologna

[16] [https://it.wikipedia.org/wiki/Valore\\_p](https://it.wikipedia.org/wiki/Valore_p)

[17] <http://it.mathworks.com/discovery/matlab.html>

### **Figure e Tabelle:**

figura (1-2-8):

[https://www.google.it/search?biw=1366&bih=651&tbm=isch&sa=1&ei=j2gzXOqRK4HWaraWnMgK&q=tracciato+alfa+singolo&oq=tracciato+alfa+singolo&gs\\_l=img\\_3...11100.12138..12370...0.0..0.137.715.6j2.....0....1..gws-wiz-img.o1PrigP5Gak#imgrc=H\\_KLMK4TCDcz5M](https://www.google.it/search?biw=1366&bih=651&tbm=isch&sa=1&ei=j2gzXOqRK4HWaraWnMgK&q=tracciato+alfa+singolo&oq=tracciato+alfa+singolo&gs_l=img_3...11100.12138..12370...0.0..0.137.715.6j2.....0....1..gws-wiz-img.o1PrigP5Gak#imgrc=H_KLMK4TCDcz5M):

figura (3): <https://hvmn.com/biohacker-guide/cognition/eeg-measures-of-cognition>

figura (4): <http://altrimondi.altervista.org/proprieta-elettriche-passive-del-neurone>

figura (5): [http://www.neuropsychology.it/voce\\_glossario.asp?idglossario=128](http://www.neuropsychology.it/voce_glossario.asp?idglossario=128)

figura(6):<https://www.google.com/search?q=genesi+potenziale+d'azione>

figura (7):

[https://spazionuovonpi.files.wordpress.com/2014/11/1\\_elettroencefalogramma.pdf](https://spazionuovonpi.files.wordpress.com/2014/11/1_elettroencefalogramma.pdf)

figura(13-14-18-19-20-21-22):immagini fotografate da me

figura(9-10-11-12-15-16-17-18): tratto da [www.openBCI.com](http://www.openBCI.com).

figure(da 23 a 36):grafici ottenuti mediante Matlab

tabella(1-2-3-4-5): tabelle ottenute mediante Excel

## ***Ringraziamenti***

*Prima di tutto, vorrei ringraziare in maniera speciale tutta la mia famiglia, particolarmente Elena e Mauro che mi hanno sempre sostenuto e hanno sempre creduto in me in qualsiasi momento di questo percorso.*

*Ringrazio le mie più care amiche, Anna, Francesca, Eleonora, Sara, Mery e tutte le altre con i quali ho condiviso i momenti più belli e spensierati delle mie giornate, senza che mai mi abbiano voltato le spalle e i miei compagni di corso, che ogni giorno hanno vissuto con me gioie, sconfitte e successi.*

*Ringrazio infinitamente Giulia e la professoressa Elisa Magosso che mi hanno aiutato nello svolgimento di questo lavoro e che sono sempre state disponibili in qualsiasi momento.*

*Grazie a tutti.*