

ALMA MATER STUDIORUM - UNIVERSITÀ DI BOLOGNA  
CAMPUS DI CESENA

---

DIPARTIMENTO DI  
INGEGNERIA DELL'ENERGIA ELETTRICA E DELL'INFORMAZIONE  
"GUGLIELMO MARCONI"  
CORSO DI LAUREA MAGISTRALE IN INGEGNERIA BIOMEDICA

TITOLO DELLA TESI

**Analisi mediante trasformata wavelet  
di segnali elettroencefalografici a riposo e durante  
compiti cognitivi**

Tesi in  
Sistemi Neurali LM

Relatore:  
Prof.ssa Elisa Magosso

Presentata da:  
Luisa Camorani

Anno Accademico 2019/2020  
Sessione I



## **Parole chiave**

Elettroencefalografia

Wavelet Packet Decomposition

Banda Alpha

Banda Theta

Energia

Attenzione interna ed esterna



## **Abstract**

I ritmi cerebrali in banda alpha (8-14 Hz) e in banda theta (4-8 Hz) sono riconosciuti avere un ruolo funzionale in compiti attentivi. Qui sono stati studiati tali ritmi in segnali EEG precedentemente acquisiti, con l'obiettivo di valutarne la variazione tra condizioni di rilassamento mentale e compiti attentivi che coinvolgono componenti diverse: compiti di attenzione puramente interna e di working memory in un caso, e compiti di attenzione fortemente dipendenti da processi sensorimotori, in un altro. L'analisi è stata effettuata tramite la trasformata wavelet (precisamente la Wavelet Packet Decomposition), che consente di seguire come l'energia del segnale in specifiche bande di frequenza evolve nel tempo.

I risultati evidenziano che durante lo svolgimento di compiti di attenzione puramente interna e con forti componenti di working memory, il ritmo alpha tende a crescere progressivamente, soprattutto posteriormente, rispetto ad una condizione di rilassamento; tale incremento è maggiormente apprezzabile se durante il compito si rende necessario isolarsi da stimoli sensoriali esterni interferenti. Anche il ritmo theta mostra un progressivo aumento principalmente nelle zone frontali dello scalpo, e riflette accesso alla memoria e attenzione interna sostenuta.

Diversamente, compiti attentivi con forti componenti sensorimotorie e interazioni dirette con stimoli esterni, sono caratterizzati da un deciso calo del ritmo alpha, che si mantiene per l'intera durata del compito, ed è proporzionale al carico cognitivo e al grado di interazione con gli stimoli esterni. Inoltre, il ritmo theta mostra un lieve calo, che potrebbe riflettere una ridotta necessità di accesso alla memoria e attenzione a stimoli esterni.

In conclusione, lo studio conferma le potenzialità dell'analisi wavelet come strumento per evidenziare gli aspetti differenti della complessa dinamica spazio-temporale dei segnali EEG.



# Indice

<b>Introduzione</b> .....	1
<b>Capitolo 1 – Cenni di elettroencefalografia</b> .....	5
1.1 Elettroencefalografia .....	5
1.2 Cenni di fisiologia del sistema nervoso .....	5
1.3 Genesi dei segnali elettroencefalografici .....	7
1.4 Elettrodi per EEG e Sistema Internazionale Standard 10-20 .....	8
1.5 Ritmi cerebrali .....	10
1.6 Il ritmo alpha .....	11
1.7 L'ipotesi di 'gating by inhibition' del ritmo Alpha .....	13
1.8 L'ipotesi di 'inhibition timing' del ritmo Alpha .....	14
1.9 Il ritmo theta .....	16
1.10 Analisi spettrale dei segnali EEG .....	16
<b>Capitolo 2 – Analisi Wavelet</b> .....	20
2.1 Cos'è una wavelet? .....	20
2.2 The Continuous Wavelet Transform .....	22
2.3 The Discrete Wavelet Transform .....	24
2.4 Decomposizione multirisoluzione .....	25
2.5 Wavelet Packet Decomposition .....	28
<b>Capitolo 3 – Materiali e metodi</b> .....	31
3.1 Segnali EEG .....	31
3.1.1 Primo insieme di segnali EEG (segnali A) .....	31
3.1.2 Secondo insieme di segnali EEG (segnali B) .....	32
3.2 Elaborazione dei segnali .....	34
3.2.1 Elaborazione dei segnali A .....	34
3.2.1.1 Discrete Wavelet Transform .....	34
3.2.1.2 Wavelet Packet Decomposition (WPD) .....	38
3.2.1.3 Toolbox EEGLAB .....	42
3.2.2 Elaborazione dei segnali B .....	43
3.2.2.1 Independent Component Analysis (ICA) .....	43
3.2.2.2 Wavelet Packet Decomposition (WPD) .....	46
3.2.2.3 Toolbox EEGALAB .....	48
<b>Capitolo 4 - Analisi dei risultati (segnali A)</b> .....	50

4.1 Discrete Wavelet Transform.....	50
4.2 Wavelet Packet Decomposition .....	64
4.3 Mappe topologiche .....	84
4.4 Analisi statistica .....	87
4.4.1 Confronto A.....	88
4.4.2 Confronto B.....	100
<b>Capitolo 5 - Analisi dei risultati (segnali B).....</b>	<b>104</b>
5.1 Wavelet Packet Decomposition .....	104
5.2 Mappe topologiche .....	129
5.3 Analisi statistica .....	137
5.3.1 Confronto A.....	137
5.3.1.1 Confronto energie totali .....	138
5.3.1.2 Confronto energie totali normalizzate.....	142
5.3.2 Confronto B.....	144
5.3.2.1 Confronto energie medie .....	145
5.3.2.2 Confronto energie medie normalizzate .....	148
<b>Conclusioni .....</b>	<b>149</b>
<b>Bibliografia .....</b>	<b>153</b>





## **Introduzione**

Negli ultimi decenni, la ricerca scientifica ha fornito numerose dimostrazioni del fatto che i ritmi cerebrali (ovvero oscillazioni dell'attività elettrica cerebrale in specifiche bande di frequenza) siano implicate nell'elaborazione neurale e che agiscano sui processi cognitivi. Infatti, il timing dell'attività neurale risulta essenziale per svolgere operazioni cognitive, dal momento che popolazioni di neuroni sfruttano finestre temporali di attivazione sincronizzata per comunicare dinamicamente. Inoltre, a sincronizzazioni differenti corrispondono processi cognitivi diversi. Diverse teorie, infatti, affermano che vi sia una relazione fra sincronizzazione neurale ed elaborazione a livello neuronale.

L'obbiettivo di questa tesi è, dunque, quello di indagare l'attività oscillatoria neuronale implicata nei processi attentivi, ponendo particolare attenzione al ritmo alpha (8-14 Hz) e al ritmo theta (4-8 Hz). Difatti, studi hanno evidenziato come vi sia un'implicazione dell'attività in banda alpha nei processi attentivi. Contrariamente alle teorie tradizionali, secondo le quali il ritmo alpha è unicamente responsabile dell'inattivazione cerebrale, ricerche recenti suggeriscono, invece, che tale ritmo svolga un ruolo attivo nei processi attentivi. Infatti, le oscillazioni in banda alpha sembrerebbero fondamentali per il corretto svolgimento di un compito, permettendo l'inibizione di regioni cerebrali che processano informazioni irrilevanti per il compito (o interferenti), minimizzando il consumo di energia e favorendo un più efficiente svolgimento del compito assegnato.

Per quanto riguarda il ritmo theta anche ad esso è stato associato un ruolo nei compiti attentivi, in particolare in compiti che prevedono l'attivazione di processi mnemonici, ossia la memorizzazione e il recupero dalla memoria di informazioni.

Per questo lavoro di tesi sono stati utilizzati due set di segnali elettroencefalografici (EEG) differenti, acquisiti in precedenza per altri elaborati di tesi, derivati da acquisizioni su due gruppi diversi di soggetti sani reclutati in due diversi esperimenti.

Un esperimento è consistito in due sessioni di acquisizione, a cui i partecipanti sono stati sottoposti in ordine casuale. Ogni sessione di acquisizione è caratterizzata da una prima fase di rest, della durata di 5 minuti, e da una successiva fase di task attentivo, della medesima durata, durante la quale ai soggetti viene richiesto di svolgere un calcolo matematico ricorsivo esclusivamente a mente (nessun input relativo al task era fornito dall'esterno). Tra una fase e l'altra., è presente anche un intervallo di tempo di 15 secondi, durante il quale viene illustrato a video al soggetto il compito da svolgere nella fase di task. Le due sessioni di acquisizione differiscono per il fatto che durante una di esse sono presenti stimoli visivi, costituiti da immagini (totalmente irrilevanti per il task) che scorrono sullo

schermo, in entrambe le fasi (rest e task). Ciò che si vuole testare è il comportamento del ritmo alpha e del ritmo theta durante la fase di task attentivo, rispetto alla fase di rest e come tale comportamento sia influenzato dalla presenza o meno di immagini visive (che, durante il task, assumono il ruolo di distrattori esterni).

L'altro esperimento, invece, è costituito da quattro sessioni ognuna suddivisa in tre fasi della durata di 5 minuti: rest 1, task e rest 2. Le sessioni si distinguono unicamente per la fase di task. Infatti, vengono somministrati 4 task differenti: il task *complete* prevede la risoluzione di una sequenza di disequazioni matematiche (mostrate a video) in cui la risposta viene fornita premendo il pulsante corretto; il task *mental* prevede che il soggetto si limiti a pensare al risultato della disequazione; il task *reading* suppone che il partecipante legga in maniera passiva i numeri senza pensare ad una risposta; infine, il task *finger* prevede che il soggetto prema un pulsante a piacere ogni 5-10 secondi. Ognuno di questi task genera, in misura diversa, uno stato di attenzione nel partecipante. L'obiettivo è quello di valutare in che modo le diverse componenti cognitive, fra quella associata alla lettura dei numeri, al movimento del dito e al calcolo mentale, coinvolte in misura diversa nei vari task, influiscano sullo stato attentivo, e che impatto abbiano sui ritmi alpha e theta.

È interessante notare come i task di questo esperimento si differenzino notevolmente dal precedente esperimento. In questo esperimento infatti tutti i task si caratterizzano per la presenza di una forte componente attentiva esterna e la necessità di utilizzare informazioni sensorimotorie, in quanto richiedono di avvalersi di informazioni presentate a video ed eventualmente di fornire una risposta esplicita muovendo il dito (per premere il pulsante del mouse). Al contrario, il task del precedente esperimento (calcolo ricorsivo a mente) si caratterizza esclusivamente per componenti attentive interne essendo un task puramente mentale; pertanto durante il task, agli stimoli visivi presentati, non essendo funzionali ad esso, i soggetti devono opporre inibizione piuttosto che porre attenzione.

I segnali EEG forniti sono stati caricati in ambiente MATLAB, dove è stata effettuata l'analisi wavelet, in alternativa alla classica analisi spettrale.

Molto brevemente, la trasformata wavelet è uno strumento che permette di effettuare dei prodotti interni per valutare la somiglianza fra il segnale oggetto di studio e una funzione di analisi, appunto la wavelet, ottenendo dei determinati coefficienti che riflettono il grado di somiglianza. In particolare, la funzione di analisi è la versione scalata (ottenuta impostando un determinato parametro di scala) e traslata (impostando un determinato parametro di traslazione) della funzione wavelet originale, chiamata wavelet madre.

L'analisi wavelet presenta numerosi vantaggi rispetto all'analisi spettrale, tra cui quella di mantenere informazioni riguardo alla localizzazione temporale dei contenuti in frequenza del segnale e di adattare automaticamente la risoluzione temporale alle diverse frequenze analizzate, ottimizzando la

risoluzione sia in frequenza che nel tempo. Inoltre, l'analisi wavelet non necessita di essere applicata a segnali non stazionari; tale aspetto è utile dal momento che i segnali EEG sono caratterizzati da una forte imprevedibilità e dalla variazione delle proprietà statistiche nel tempo.

Tutti questi aspetti rendono l'analisi wavelet una metodica particolarmente efficace per effettuare uno studio dell'evoluzione del tempo di tutte le componenti frequenziali dei segnali EEG. In particolare, in questo lavoro di tesi, si è deciso di utilizzare la trasformata wavelet discreta anziché la trasformata wavelet continua, per eseguire l'analisi. I due tipi di trasformata wavelet si differenziano per come viene discretizzato il parametro di scala: la trasformata continua discretizza il parametro di scala più finemente della trasformata discreta nella quale il parametro di scala è sempre discretizzato a potenze intere di 2. Lo svantaggio della trasformata wavelet continua è che è computazionalmente più onerosa e fortemente ridondante (in quanto vi è una notevole sovrapposizione tra wavelet a ciascuna scala e tra scale). Inoltre, la trasformata wavelet discreta fornisce una suddivisione più immediata in bande di frequenza.

La trasformata wavelet discreta, principalmente la discrete wavelet transform packet, quindi, è stata sfruttata per analizzare i segnali in questione, applicandola per discriminare i contenuti in frequenza relativi alle bande di interesse di alpha e theta, per ciascuna fase di ciascun esperimento. In particolare, a partire dai coefficienti della trasformata è stata calcolata l'energia del segnale alle bande di frequenza di interesse, ed è stata esaminata l'evoluzione temporale del contenuto energetico in tali bande nelle varie fasi degli esperimenti.

L'elaborato è strutturato nei seguenti capitoli:

- Capitolo 1: in cui si descrive, innanzitutto, la natura elettrofisiologica dei segnali EEG rilevati dagli elettrodi sulla cute. Successivamente, sono brevemente descritti i diversi ritmi cerebrali, ponendo particolare attenzione al ritmo alpha e theta. Infatti, del ritmo alpha è stato approfondito il meccanismo inibitorio in relazione alla funzione attentiva e del ritmo theta, invece, il suo ruolo in processi che prevedano sforzo cognitivo ed elaborazione della memoria episodica e di lavoro (working memory). Infine, si descrivono i limiti dell'analisi spettrale classica e come essi sono superati dall'analisi wavelet.
- Capitolo 2: si descrive nel dettaglio cos'è l'analisi wavelet, partendo dalla definizione di funzione wavelet. Si prosegue spiegando nel dettaglio e in successione diverse metodiche relative all'analisi wavelet: la Continuous Wavelet Transform (CWT), la Discrete Wavelet Transform (DWT), e infine, la Wavelet Packet Decomposition (WPD).
- Capitolo 3: presenta il protocollo dei due esperimenti. Inoltre, sono descritti i vari passaggi necessari per l'elaborazione in ambiente MATLAB, tramite il toolbox WAVELET e

EEGLAB, per entrambe le tipologie di segnali EEG, concentrandosi in particolare sull'estrazione dei coefficienti wavelet relativi alle bande di interesse, ossia al ritmo alpha e theta, e sul calcolo dei vari contributi di energia.

- Capitolo 4: riporta l'analisi dei risultati ottenuti dai segnali relativi al primo esperimento descritto. Nella parte finale è riportata l'analisi statistica effettuata tramite t-test.
- Capitolo 5: riporta l'analisi dei risultati ottenuti dai segnali relativi al secondo esperimento descritto e nella parte finale è riportata l'analisi statistica effettuata tramite t-test.
- Conclusioni: in cui si riassumono e si discutono brevemente i principali risultati ottenuti.

# **Capitolo 1 – Cenni di elettroencefalografia**

## **1.1 Elettroencefalografia**

L'elettroencefalografia, più comunemente chiamata EEG, è una tecnica non invasiva che permette di misurare, attraverso l'applicazione di un certo numero di elettrodi sullo scalpo, l'attività elettrica di origine cerebrale, utile per valutare la funzionalità del sistema nervoso centrale. In particolare, tale attività elettrica è il risultato della somma delle attività di diverse popolazioni di neuroni. Infatti, mentre il potenziale post-sinaptico di un singolo neurone, dopo avere attraversato il tessuto cerebrale e il tessuto osseo, raggiungerebbe la cute con un bassissimo livello d'intensità, la somma dei potenziali post-sinaptici di una ampia popolazione di neuroni, invece, risulta avere un'intensità sufficiente per poter essere registrata. Nonostante ciò, il segnale elettrico rilevato dagli elettrodi presenta comunque un voltaggio molto basso, per cui il sistema di acquisizione deve prevedere diversi stadi, tra cui quello di amplificazione (con un guadagno dell'ordine di  $10^4$  e oltre), per permettere di visualizzare tale segnale tramite un tracciato (elettroencefalogramma) su un monitor di un computer. Tale tracciato rappresenta la registrazione grafica, tempo continua, dell'attività elettrica generata da popolazioni di migliaia di neuroni piramidali che presentano una dinamica sincronizzata ed è formato da una successione di onde con frequenza e ampiezza diverse [1].

Si tratta di una tecnica che ha un'ottima risoluzione temporale, può essere utilizzata per rilevare dei segnali in tempo reale per valutare in quali aree corticali è presente maggiore attività e, inoltre, è utile per diagnosticare eventuali disturbi cerebrali, come l'epilessia [2].

I diversi sistemi di acquisizione EEG si differenziano principalmente per il tipo di elettrodi usati (a disco/posizionati su una cuffia elasticizzata/ad ago ipodermici), dal numero degli stessi, dal montaggio (unipolare/bipolare), dallo stadio di amplificazione e dalle caratteristiche del convertitore analogico-digitale, ossia la frequenza di campionamento e la risoluzione.

## **1.2 Cenni di fisiologia del sistema nervoso**

Il sistema nervoso centrale (SNC) è principalmente costituito da due tipi di cellule: le cellule gliali e le cellule nervose, o neuroni. Le prime hanno funzioni di supporto e, in particolare, partecipano alla formazione della mielina e della barriera encefalica. Le seconde rappresentano l'unità anatomica

fondamentale del sistema nervoso ed hanno il compito di generare e trasmettere informazioni, attraverso segnali elettro-chimici.

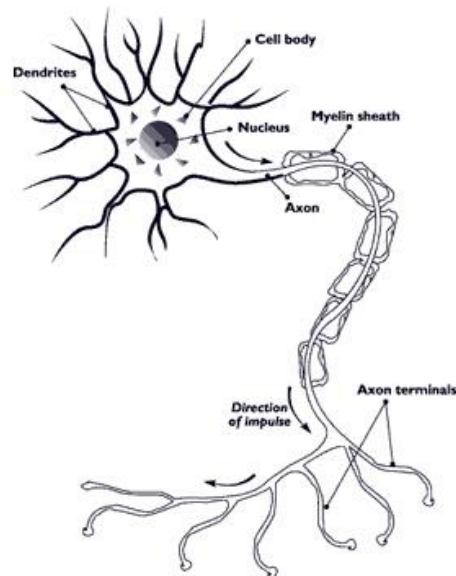


Figura 1.1: Disegno schematico di un neurone (tratto da [3]).

Il neurone è formato dal soma, o corpo centrale, dai dendriti, che sono i principali siti di ricezione di segnali da parte di altri neuroni, e dall'assone, che è una fibra che permette la trasmissione dei segnali (figura 1.1). L'assone, specialmente quando ha una lunghezza considerevole, può essere ricoperto di mielina, fondamentale per velocizzare la trasmissione delle informazioni.

I neuroni sono cellule definite eccitabili, per cui presentano un potenziale di membrana a riposo (con l'interno della cellula più negativo rispetto all'esterno), che oscilla fra  $-60\text{mV}$  e  $-70\text{mV}$ , e, se opportunamente stimolati, possono dare origine al potenziale d'azione. Quest'ultimo è un fenomeno che coinvolge diversi canali presenti sulla membrana del neurone, in particolare quelli permeabili al potassio ( $\text{K}^+$ ) e al sodio ( $\text{Na}^+$ ), e porta ad un aumento repentino del potenziale di membrana (ampiezza picco-picco circa  $100\text{mV}$  e durata circa  $1\text{ms}$ ) con una ben precisa forma stereotipata. Esso si genera nel monticolo assonico e si propaga lungo l'assone, senza subire alcuna attenuazione, né distorsione. La trasmissione di segnali all'interno di una rete di neuroni avviene grazie a siti di comunicazione specializzati, detti sinapsi. Quest'ultime, nel nostro sistema nervoso, sono principalmente di tipo chimico, in quanto dipendono da processi che coinvolgono sostanze, appunto chimiche, quali i neurotrasmettitori. Nel dettaglio, l'assone, verso la sua estremità, si ramifica e ogni parte terminale delle ramificazioni presenta un bottone sinaptico, il quale si trova in prossimità di dendriti di neuroni adiacenti, definiti post-sinaptici. Nella sottile zona compresa fra il bottone sinaptico e il dendrite post-sinaptico, meglio definita come fessura sinaptica, si instaura il processo chimico veicolato dai neurotrasmettitori, che comporta la modifica del potenziale di membrana a riposo del dendrite post-

sinaptico. Tale variazione del potenziale di membrana a riposo, chiamata potenziale post-sinaptico, può essere di due tipi: eccitatoria, quindi che porta ad una depolarizzazione della membrana (in genere mediata da canali ligando-dipendenti al  $\text{Na}^+$  o il  $\text{Ca}^{2+}$ ); inibitoria, quindi comporta una iperpolarizzazione (principalmente mediata dai canali ligando-dipendenti per il  $\text{Cl}^-$ ).

Il potenziale post-sinaptico ha una durata maggiore del potenziale d'azione, fino a qualche centinaio di ms, ma un'entità molto minore (ampiezza massima di 20mV). Tuttavia, un neurone post-sinaptico riceve un gran numero di sinapsi, le quali generano altrettanti potenziali post-sinaptici, i quali, sommandosi nel tempo e nello spazio, possono superare il valore di soglia. Se ciò avviene, si innesca il potenziale d'azione nel neurone post-sinaptico, il quale a sua volta contribuisce a trasmettere, come appena descritto, l'informazione ad altri neuroni [1].

### **1.3 Genesi dei segnali elettroencefalografici**

Il segnale EEG riflette la somma dei potenziali post-sinaptici sincronizzati di ampie popolazioni di neuroni che si trovano al di sotto dello scalpo. La struttura nervosa più vicina ad esso è la corteccia cerebrale, la quale, quindi, contribuirà maggiormente alla generazione dei segnali EEG, ed ha una struttura ben definita (figura 1.2 a). Infatti, essa è suddivisa in sei strati, i quali sono costituiti da due tipi di neuroni: i non piramidali, i quali hanno dendriti molto corti che si sviluppano in tutte le direzioni e che permettono la comunicazione fra neuroni vicini, dato che sono provvisti di un assone molto corto; i piramidali, chiamati così per via della forma del loro soma, sono presenti principalmente nel III, V e VI strato e hanno un dendrite apicale che permette loro di trasmettere informazioni ai neuroni più superficiali. I dendriti sono disposti parallelamente uno rispetto all'altro e perpendicolarmente rispetto alla superficie della corteccia. Sono, quindi, i neuroni piramidali, che con la propria attività post-sinaptica, contribuiscono principalmente alla generazione del segnale EEG, data la disposizione particolarmente ordinata dei loro dendriti.

A titolo di esempio, si ipotizzi che un elettrodo possa idealmente rilevare il potenziale post-sinaptico di un'unica cellula piramidale. Si possono presentare quattro casi diversi, che portano a due diverse configurazioni. Il primo è che nella regione distale (cioè lontana dal soma) una sinapsi tenda a depolarizzare la cellula piramidale, causando un'entrata di ioni positivi, i quali creano un flusso di corrente ionica all'interno del liquido extracellulare (figura 1.2 b). All'esterno della cellula, nell'intorno della sinapsi, si crea una elettronegatività. La corrente entrante nella cellula scorre attraverso il dendrite e tende ad uscire nelle regioni del dendrite più prossimali al soma, creando in tali regioni del liquido extracellulare una elettropositività. In questo modo, si crea una configurazione



a dipolo, che permette all'elettrodo di registrare un'elettronegatività, che, per convenzione, viene indicata con una deflessione verso l'alto.

Situazione analoga si verifica se si ha un potenziale post-sinaptico inibitorio nella regione prossimale del neurone. Mentre, il contrario avviene negli altri due casi possibili, ossia con una sinapsi inibitoria nella zona distale o una eccitatoria nella zona prossimale, con il risultato di elettropositività nel liquido extracellulare nelle regioni distali, che viene indicata, invece, con una deflessione verso il basso.

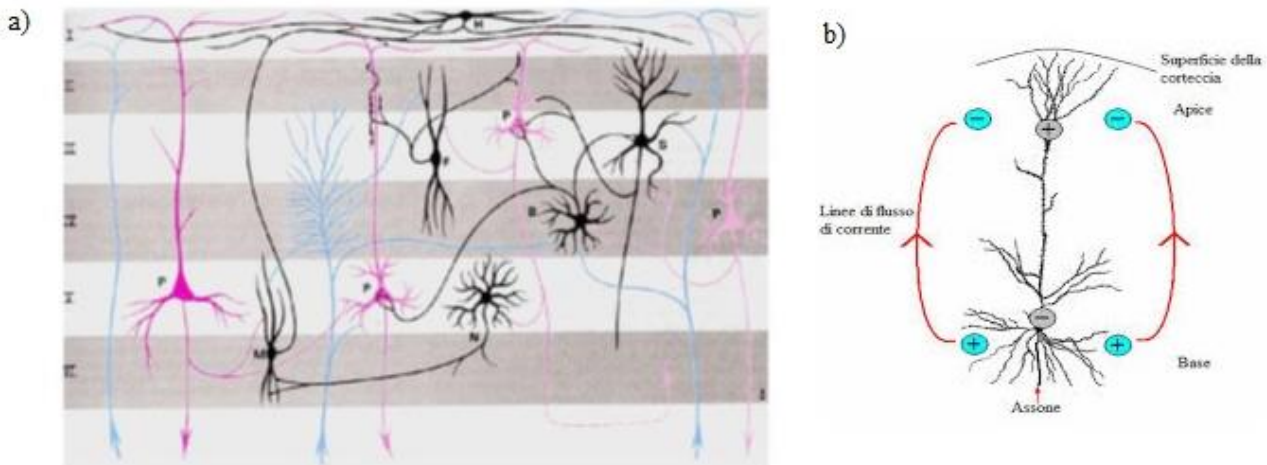


Figura 1.2: a) Strati della corteccia identificati dal I al VI; sono stati colorati in nero i neuroni non piramidali e in fucsia quelli piramidali; b) Schema della generazione delle correnti ioniche alla base della genesi del segnale EEG (tratte, rispettivamente, da [4] e [5]).

Quindi, numerosi neuroni piramidali adiacenti, supponendo che ricevano uno stimolo sinaptico sincrono (ipotesi ragionevole dato che popolazioni di neuroni piramidali adiacenti ricevono in molti casi stessi input) creano attività post-sinaptiche sincrone, ovvero dipoli con attività sincrona. Questi, data l'organizzazione ben ordinata, possono essere sommati nello spazio e nel tempo, dando origine così ad un segnale sufficientemente intenso da poter essere rilevato dall'elettrodo.

Si noti come, pur avendo ampiezze ben maggiori, i potenziali d'azione non contribuiscano (o contribuiscano solo marginalmente) alla genesi dei segnali EEG, in quanto i campi elettrici associati ad essi difficilmente si sommano. Questo per due motivi: il primo è che, a differenza dei dendriti, gli assoni non hanno una distribuzione così ordinata nello spazio; il secondo è che hanno una durata molto ridotta e servirebbe un sincronismo davvero elevato per consentirne la somma temporale [1].

## 1.4 Elettrodi per EEG e Sistema Internazionale Standard 10-20

Come già accennato nel primo paragrafo, i sistemi di acquisizione EEG si possono distinguere fra di loro per il tipo di elettrodi utilizzati durante l'esame. Infatti, ne esistono di tre tipi diversi:

- a disco/coppetta: realizzati in metallo, quale oro o argento, sono provvisti di un foro centrale attraverso il quale inserire una pasta conduttiva e adesiva, che permette di migliorare il contatto elettrodo-cute e mantenere in posizione l'elettrodo. Sono usati per acquisizioni di lunga durata, perché garantiscono una buona stabilità meccanica;
- ad ago: sono elettrodi che vengono posizionati sottocute e per questo non necessitano dell'utilizzo di gel elettrolitico e sono pertanto i più igienici. Non sono indicati per registrazioni di routine, ma in pazienti sedati (in quanto la loro applicazioni è dolorosa) come, ad esempio, può essere in terapia intensiva;
- posizionati su una cuffia elasticizzata: si tratta di una cuffia con pre-posizionati gli elettrodi, i quali sono provvisti di un foro centrale per permettere l'inserimento di un gel elettrolitico, per migliorare il contatto elettrodo-cute. Queste cuffie sono utilizzate per la loro comodità e per la velocità nel posizionarle, soprattutto quando si vogliono fare acquisizioni con molti elettrodi.

Quest'ultima tipologia di elettrodi, in particolare, sono quelli adottati per l'acquisizione dei segnali che sono stati forniti, oggetto di studio all'interno di questo lavoro di tesi.

L'interpretabilità, il confronto e la riproducibilità dei risultati, derivati da segnali EEG, possono essere condizionati dalla posizione degli elettrodi sullo scalpo. Per questo, è necessario attenersi a degli standard, riconosciuti internazionalmente, che diano le linee guida su come e dove posizionare gli elettrodi.

Uno dei primi standard ad essere pubblicato è il Sistema Internazionale 10-20 a 21 elettrodi (figura 1.3). Prima di posizionare gli elettrodi bisogna individuare quattro punti di repere anatomici: il nasion (punto di attaccatura fra naso e fronte), l'inion (la protuberanza alla base dell'osso occipitale) e i due

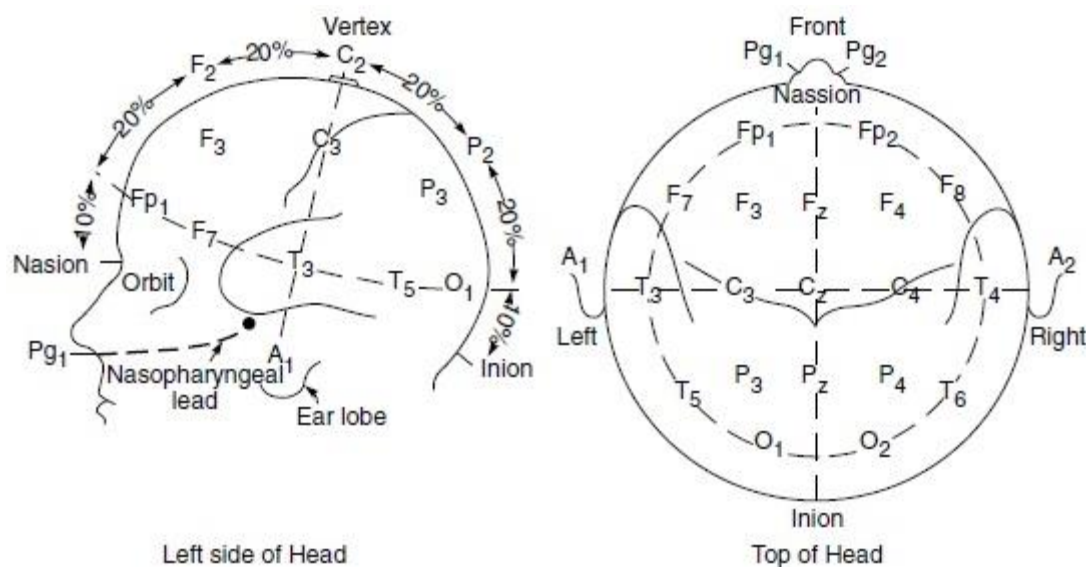


Figura 1.3: Posizionamento degli elettrodi in accordo con lo standard 10-20 (tratta da [6]).

punti preauricolari. Dopodiché si tracciano sullo scalpo, idealmente, due linee che definiscano la distanza, rispettivamente, fra i due punti preauricolari e fra il nasion e l'inion. Quindi gli elettrodi vengono posizionati in modo tale che la loro ubicazione sullo scalpo siano il 10% o il 20% di tali distanze.

Ogni elettrodo viene etichettato mediante una sigla alfa-numerica, in cui la lettera indica la regione di posizionamento (Fp: frontopolare; F: frontale; C: centrale; P: parietale; O: occipitale; T: temporale) e il numero, che è dispari nel caso si riferisca all'emisfero sinistro o pari a quello destro, cresce tanto più l'elettrodo è posto lateralmente. Unica eccezione sono gli elettrodi posizionati sulla linea sagittale (quella che unisce il nasion con l'inion), che sono indicati con un codice esclusivamente alfabetico, dove la seconda lettera è sempre la 'z'.

Negli anni successivi, sono stati sviluppati standard che prevedano l'ubicazione di un numero sempre più alto di elettrodi, fino a più di 300 [1].

## 1.5 Ritmi cerebrali

L'estensione della banda del segnale EEG è circa fra 0.5-80 Hz, ma la maggior parte del contenuto informativo si trova all'interno dei 40 Hz. Il segnale EEG è caratterizzato da diversi ritmi cerebrali, i quali si distinguono fra di loro per la differente frequenza di oscillazione delle onde di attività neuronale. Tali ritmi sembrano avere un ruolo assai significativo in molti fenomeni cognitivi, riflettendo l'attività sincrona e coerente di gruppi di neuroni che partecipano ad un medesimo task.

Nel dettaglio:

- Ritmo delta: è caratterizzato da onde che oscillano tra 0.5-3 Hz e che presentano ampiezze fino a 200  $\mu$ V. Tale ritmo è associato a condizioni di sonno profondo, ma sono anche rilevabili in situazioni di veglia.
- Ritmo theta: è caratterizzato da frequenze che oscillano fra 3-7 Hz. Ha ruolo negli stati di sonno profondo e nel recupero e nella codifica delle memorie episodiche. Al ritmo theta è anche assegnato un ruolo nel controllo di attività cerebrale distribuita in compiti cognitivi di alto livello in cui partecipano diverse aree cerebrali.
- Ritmo alpha: ha una banda in frequenza che va dagli 8 Hz ai 13 Hz. La sua presenza è maggiore nelle zone occipitali della corteccia, dove ha un'ampiezza media di circa 40  $\mu$ V ed ha un andamento molto simile a quello sinusoidale. Tale ritmo è tipico in stato di rilassamento mentale e nello stato di veglia ad occhi chiusi. Recentemente al ritmo alpha è stato associato anche un ruolo attivo di inibizione di processi sensoriali, quando questi non sono coinvolti

nell'esecuzione del compito corrente, consentendo una allocazione selettiva delle risorse attentive verso i meccanismi corticali implicati nel task.

- Ritmo beta: è caratterizzato da frequenze tra 14-30 Hz e presenta un voltaggio medio di circa  $19 \mu\text{V}$ . Esso è tipico delle condizioni di attenzione e concentrazione e presenta un ruolo anche nella coordinazione di attività motorie e, infine, è facilmente rilevabile nelle zone frontali della corteccia.
- Ritmo gamma: è un ritmo che presenta frequenze superiori ai 30 Hz, ma ampiezze basse, che si attestano sui  $15 \mu\text{V}$ . Sono onde la cui detezione è difficile soprattutto a livello di scalpo (a causa dell'azione di filtraggio passa-basso compiuto dagli strati del cranio e della pelle). Il ritmo gamma si manifesta in presenza di un'elevata funzionalità cognitiva, tra cui processi che permettono l'integrazione di informazioni provenienti da diverse zone corticali.

Si può, infine, facilmente notare come i ritmi cerebrali abbiano la tendenza a diminuire in frequenza, divenendo però più ampi, nel passaggio dallo stato di veglia eccitato allo stato di sonno profondo (figura 1.4).

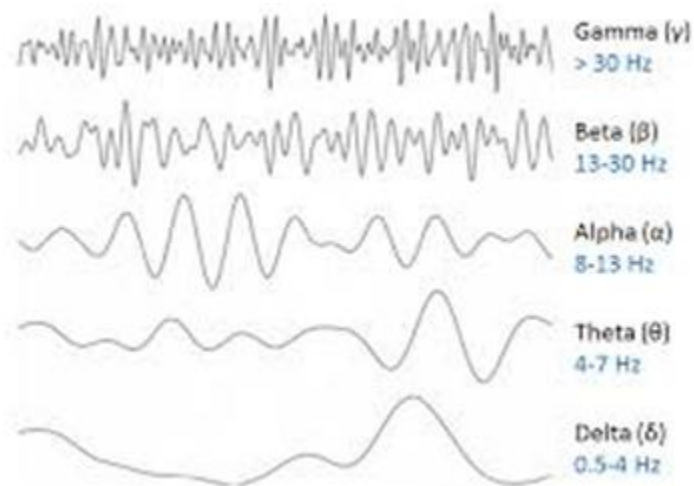


Figura 1.4: Ritmi cerebrali (tratta da [7]).

## 1.6 Il ritmo alpha

Il ritmo alpha è la componente che si rileva di più in segnali EEG su soggetti adulti in stato di veglia ed è stato scoperto dal medico tedesco Hans Berger nel 1929.

Da anni si è creduto che le oscillazioni in banda alpha fossero un semplice indicatore di inattività corticale, in quanto esse aumentano in soggetti svegli, ma in alcun modo impegnati in attività cognitive. Diversi studi, però, hanno riconsiderato il ruolo di tale ritmo, dimostrando che esso è fondamentale in task attentivi e nella memorizzazione.

Il ritmo alpha è significativamente presente nelle zone posteriori della corteccia, in particolare in corrispondenza di quella visiva. Questo perché si è dimostrato che il ritmo alpha aumenta, non solo in stati di inattività, ma anche quando il soggetto sta ad occhi chiusi o in una situazione di buio, annullando gli stimoli visivi. Inoltre, si è rilevato, in particolare da segnali EEG estratti da soggetti giovani, che esistono altre due componenti oscillatorie nelle stesse frequenze anche in zone più parietali, frontocentrali e temporali: il ritmo mu e il ritmo tau. Il ritmo mu è specialmente presente nella zona motoria e risulta smorzato durante la richiesta di attività motorie, appunto. Il ritmo tau, in realtà non rilevabile tramite un esame EEG, ma tramite magnetoencefalografia (MEG), è predominante sulla corteccia uditiva, quindi nel lobo temporale, e risulta soppresso durante l'ascolto, indipendentemente dalla stimolazione visiva [8].

Inoltre, diversi studi avvalorano il fatto che il ritmo alpha dipenda da diversi fattori quali l'età, l'insorgenza di patologie neurologiche, le performance mnemoniche, il volume del cervello e il tipo di task. Quindi, voler fissare degli specifici limiti in frequenza, non sembra completamente giustificato.

Per definizione, infatti, il range di frequenze entro cui si trova il ritmo alpha è tra 8-13 Hz e si considera intorno ai 10 Hz il maggiore contributo in potenza; tuttavia il picco alpha può spostarsi in funzione del soggetto a cui si effettua l'esame. Si introduce, quindi, il concetto di Individual Alpha Frequency (IAF), ovvero la frequenza individuale a cui si osserva il picco di potenza in banda alpha, la quale risulta differente da soggetto a soggetto.

Per esempio, è dimostrato che l'IAF vari significativamente in soggetti di età differenti, in particolare aumenti dall'infanzia alla pubertà, ma torni a diminuire con l'avanzare dell'età e con l'insorgenza di malattie neurologiche correlate con l'età [8].

Si è dimostrato, quindi, che è più corretto stabilire l'intervallo delle frequenze della banda alpha, in funzione dell'IAF, per poter essere più sensibili a risultati diversi derivanti dalla variabilità inter-soggetto e per evitare possibili interpretazioni erranee dei risultati. Ovviamente anche la larghezza della banda sarà variabile in funzione del soggetto e varierà in funzione dello stato di attivazione del cervello e delle prestazioni cognitive.

Inoltre, una buona performance cognitiva e la rapidità nell'eseguire un task si rispecchiano in un IAF più elevato, viceversa in una situazione di calo delle prestazioni e di un allungamento dei tempi di esecuzione, per esempio a seguito di un affaticamento mentale.

Il ruolo del ritmo alpha dipende, quindi, sia dall'entità della riduzione in ampiezza, che dalla larghezza di banda in cui viene valutata tale riduzione. Per tutti questi motivi, la riduzione delle oscillazioni alpha e la larghezza di banda individuale possono essere utilizzate come indici di attivazione cerebrale e dei processi cognitivi.

## 1.7 L'ipotesi di 'gating by inhibition' del ritmo Alpha

Il cervello è un complesso sistema di elaborazione che risulta avere una forte flessibilità, al fine di adattarsi il meglio possibile alle mutevoli esigenze computazionali per risolvere attività cognitive differenti. Per ottenere ciò deve poter riorganizzare rapidamente la propria architettura funzionale.

È stato suggerito che il cervello sia una struttura che ha la capacità di auto-organizzarsi, in grado di bilanciare i requisiti contrastanti di stabilità e plasticità, operando, quindi, in uno stato di metastabilità. In tale stato, dunque, il cervello opererebbe in uno stato intermedio fra la stabilità completa, che mancherebbe di plasticità, e la flessibilità completa, che mancherebbe a sua volta di organizzazione [7]. A questo punto è importante capire come il cervello possa modificarsi in funzione delle attività cognitive a cui è sottoposto. La questione può essere meglio e più semplicemente postulata domandandosi come una regione trasmetta l'informazione ad altre due diverse regioni [10]. Sono state ipotizzate tre soluzioni:

- L'interconnessione fra le diverse regioni può essere veicolata tramite rapidi cambiamenti nella forza sinaptica, ad esempio in funzione della quantità di neurotrasmettitori rilasciati dal neurone presinaptico a quello postsinaptico (figura 1.5 A);
- Una forte sincronizzazione nella attività oscillatoria permetta di coordinare due regioni che sono rilevanti per il conseguimento del task (figura 1.5 B);
- Gating by inhibition: postula che l'informazione venga instradata inibendo funzionalmente i percorsi irrilevanti per l'attività (figura 1.5 C) [10].

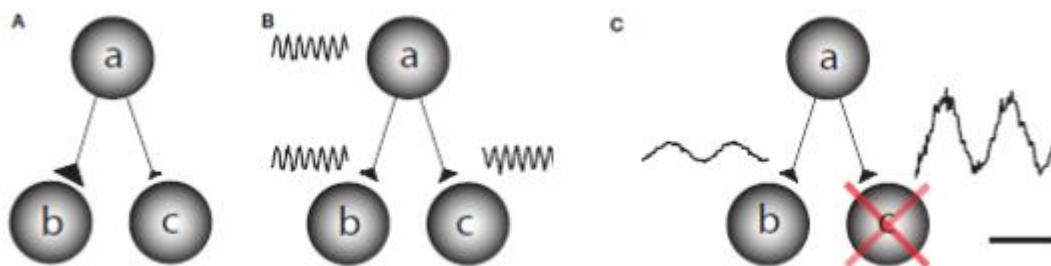


Figura 1.5: Diversi meccanismi di comunicazione attraverso la rete, nella situazione in cui l'informazione viene trasferita dal nodo a al nodo b, ma non da a a c. (A) Una possibilità è che le connessioni sinaptiche siano rinforzate da a a b su una rapida scala temporale e indebolite da a a c. (B) L'informazione potrebbe essere trasportata da a a b tramite la sincronizzazione di fase; la trasmissione viene bloccata dalla differenza di fase. (C) Trasmissione per inibizione. Il nodo c è attivamente bloccato dalla funzione inibitoria e ciò consente il trasferimento dell'informazione da a a b. L'inibizione funzionale si riflette nella banda alpha (8-14 Hz) (tratta da [10]).

Si noti come la banda alpha possa essere funzionalmente interpretata come la sorgente della inibizione corticale, quindi che permetta di ridurre l'attività di aree corticali, ritenute irrilevanti per l'esecuzione del task. Numerosi studi, infatti, dimostrano come l'attività del ritmo alpha diminuisca in regioni che

siano coinvolte nel task, mentre aumenti in quelle irrilevanti e che quindi è necessario che siano inibite per evitare che interferiscano. Questo meccanismo permette di mantenere alte le prestazioni del soggetto e, quindi, di avere un elevato rapporto segnale/rumore.

Un altro aspetto da tenere in considerazione è che le onde alpha possano avere un ruolo di inibizione pulsata, ossia che ci sia un intervallo di tempo che intercorre tra uno stimolo inibitorio ed un altro [10]. L'aumento dell'attività alpha induce ad una riduzione di tali intervalli, aumentando quindi la forza dell'inibizione. In particolare, studi suggeriscono che l'inibizione pulsata del ritmo alpha moduli l'attività del ritmo gamma, con l'obiettivo di bloccarlo gradualmente (figura 1.6). Questo mostra come sia interessante lo studio della correlazione che esiste o potrebbe esistere fra bande diverse di frequenza (interazioni cross-frequenza) [10].

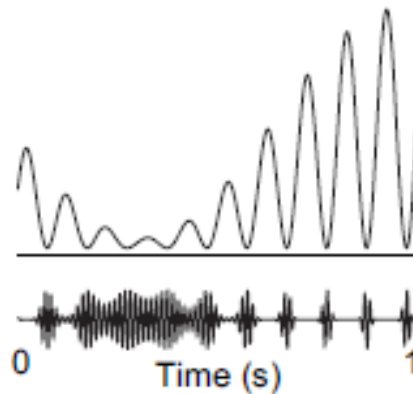


Figura 1.6: L'ipotesi per cui l'attività in banda alpha disattivi le funzioni di una data regione tramite impulsi inibitori. Il tracciato sottostante mostra il ritmo gamma che riflette l'elaborazione neurale, mentre quello sopra riflette l'attività del ritmo alpha. Gli impulsi inibitori dell'alpha silenziano temporaneamente l'onda gamma. All'aumentare dell'alpha, il 'duty cycle' del gamma e quindi la computazione neuronale diminuisce gradualmente (tratta da [10]).

## 1.8 L'ipotesi di 'inhibition timing' del ritmo Alpha

Il ritmo alpha, in seguito ad uno stimolo, di qualsiasi natura esso sia, può avere due possibili riposte: l'ERD (event-related desynchronisation), che porta ad una diminuzione dell'ampiezza/potenza; l'ERS (event-related synchronisation), che, al contrario, fa aumentare l'ampiezza/potenza in banda alpha. Tale ritmo è l'unico che può avere questi due tipi di reazioni, in quanto, negli altri ritmi, si ha solo la risposta di tipo ERS [11].

Molti studi hanno portato alla luce che, le zone che sono attivate per lo svolgimento del task esibiscono ERD, mentre quelle che sono irrilevanti o che potrebbero interferire con la corretta esecuzione del task, presentano ERS. In particolare, l'ERS in banda alpha rifletterebbe l'azione di inibizione.

Idealmente, si potrebbe pensare che eccitazione ed inibizione si influenzino a vicenda, in modo tale che l'inibizione attenui ulteriormente cellule già debolmente eccitate, ma permetta di indurre dei pattern di potenziali d'azione in cellule, invece, fortemente stimolate. Un altro aspetto da tenere in considerazione è che nell'inibizione, il tempo e la direzione di un cambiamento, sono descritti dalla fase delle oscillazioni, che è fortemente correlata al timing dei processi di attivazione neuronale.

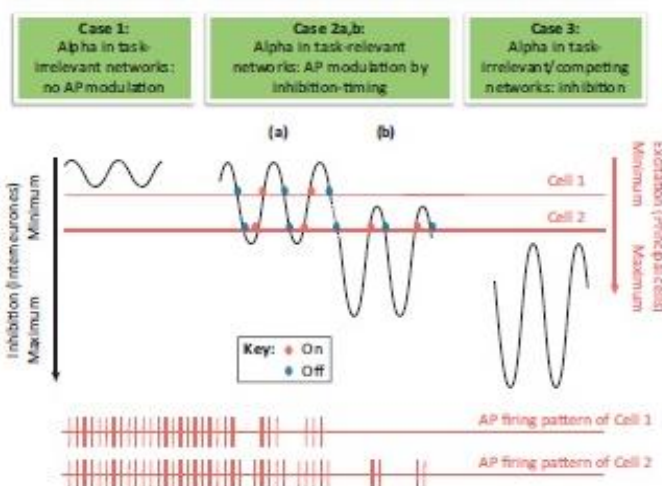
La relazione fra inibizione ed eccitazione così descritta permette, inoltre, di aumentare attivamente il rapporto segnale/rumore (SNR).

È importante notare come questa situazione ideale non può essere semplicemente spiegata da un aumento dell'ampiezza. Infatti, un eccessivo incremento dell'ampiezza non permetterebbe l'inibizione delle cellule meno stimolate, ma un timing più preciso (figura 1.7 a caso 1 e 2a). Per evitare questo problema, un'ipotesi aggiuntiva potrebbe essere quella di assumere l'esistenza di una sorta di soglia mobile (figura 1.7 a caso 2b e 3), che permetta di mantenere, in corrispondenza di fase con minima inibizione, sempre il massimo dell'inibizione. Questo è un meccanismo che rappresenta la soppressione dell'attività di cellule già debolmente eccitate.

Nelle zone corticali considerate irrilevanti per il conseguimento del task, si potrebbe considerare che il livello di eccitazione delle cellule presenti sia in generale molto basso, quindi un incremento dell'ampiezza porterà ad un timing più accurato, ma senza variare temporalmente il pattern dei potenziali di azione.

Un'altra interpretazione possibile, è che, essendo che l'informazione è tradotta in significative variazioni negli intervalli fra due spikes e nel numero degli stessi, un andamento monotono del pattern dei potenziali d'azione non trasmette in effetti nessuna informazione (figura 1.7 b).

(a) Task relevance, timing, and inhibition: possible physiological mechanisms



(b) Inhibition due to lack of information transmission in target cells

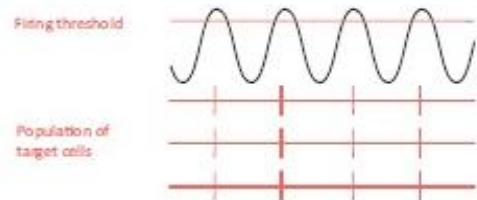


Figura 1.7: a) Ipotesi di inhibition-timing. Si distinguono tre casi: 1) In regioni task-irrelevant l'ampiezza dell'attività alpha è piccola e non ha impatto sul pattern di potenziali d'azione; 2) In regioni task-relevant l'ampiezza dell'attività alpha cresce e inizia ad inibire la generazione dei potenziali d'azione nella fase inibitoria dell'oscillazione. Così facendo induce un pattern di generazione di PA ben preciso, ovvero un timing, oltretutto dipendente dal livello di eccitazione delle cellule. Con un aumento in ampiezza, la baseline inibitoria cresce (caso 2b); 3) Se l'inibizione cresce ancora, tutte le cellule vengono silenziate. b) Assenza di variazione del pattern (tratta da [11]).



## 1.9 Il ritmo theta

Diversi studi, che si sono concentrati sul ritmo theta nell'ippocampo, rivelano che tale ritmo è fondamentale nella codifica di nuove informazioni, in particolare nell'elaborazione della memoria episodica [8]. Inoltre, si è dimostrato come abbia un ruolo nel controllo cognitivo e che tali oscillazioni vengano sfruttate per comunicare ed implementare questa esigenza a zone cerebrali differenti [12]. In generale, quando aumenta l'attività cognitiva per svolgere un determinato task, aumenta sia la sincronizzazione che la potenza in banda theta, quindi si è in presenza di ERS, al contrario di quello che succede in banda alpha [8].

Per quanto riguarda la necessità del controllo cognitivo, questa è associata a incremento di attività theta in corrispondenza alla linea mediana frontale sullo scalpo (il ritmo theta che si manifesta in tale zona viene infatti indicato come Frontal Midline Theta, FM $\theta$ ), e sembra avere localizzazione nella corteccia prefrontale mediale. Tali attività sono state per la maggior parte quantificate come componenti ERP (*Event-Related Potential*), che riflettono i processi di controllo relativi alla corteccia prefrontale mediale, in seguito a stimoli quali nuove informazioni, punizioni, errori e conflitti fra stimolo-risposta. In particolare, gli ERP sono i potenziali registrati tramite l'esame EEG, in seguito a stimoli che possono essere di varia natura (cognitivi, sensoriali o motori) [13]. Ciascuno degli eventi che suscitano tali ERP sono accomunati dal fatto che necessitano di un maggiore controllo cognitivo e condividono un incremento nella banda theta. Questa caratterizzazione della banda theta, implica che la FM $\theta$  abbia un importante ruolo nello sforzo cognitivo e nella *working memory*. [12]

Si ritiene che queste dinamiche in banda theta nelle zone medio-frontali della corteccia servano per organizzare i processi neuronali in esse, e che vengano perfezionati a seguito di eventi che indicano la necessità di un maggiore controllo. Per questo si può concludere che la FM $\theta$  riflette un meccanismo comune, per implementare il controllo adattativo in una varietà di contesti che implicano un'incertezza dei risultati [12].

## 1.10 Analisi spettrale dei segnali EEG

L'idea di osservare il segnale nelle sue componenti frequenziali risale a circa 80 anni fa, quando Dietsch (1932) applicò per primo l'analisi spettrale ai segnali EEG. Questa tipologia di analisi, che prevede l'applicazione della trasformata di Fourier al segnale, è tuttora una delle tecniche analitiche più utilizzate in questo campo.

La trasformata di Fourier di un segnale continuo  $x(t)$  può essere espressa come:

$$X(f) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t)e^{-j2\pi ft} dt \quad (1.1)$$

Mentre, la trasformata inversa di Fourier è data da:

$$x(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} X(f)e^{j2\pi ft} df \quad (1.2)$$

Un primo svantaggio legato a tale analisi è che risulta mancare una localizzazione nel tempo dei contenuti in frequenza. In particolare, tale analisi è limitata a segnali deterministici e stazionari o quasi stazionari. Occorre, però, precisare che il segnale EEG, invece, è un segnale stocastico, in quanto la sua evoluzione temporale non risulta predicibile, ed è non stazionario, in quanto le sue proprietà statistiche variano nel tempo.

Un approccio per risolvere tale problema consiste nel cercare di avere una ‘rappresentazione congiunta tempo-frequenza’ del segnale. L’approccio tradizionale che introduce la dipendenza temporale nell’analisi di Fourier è la Short Time Fourier Transform (STFT), anche detta ‘windowed Fourier transform’. Essa consiste nel calcolare la trasformata di Fourier di una porzione di segnale (porzione all’interno di una finestra) e nel far scorrere la finestra lungo tutto il segnale, così da calcolare la trasformata di Fourier in ogni segmento ‘localmente stazionario’ (figura 1.8).

La STFT è espressa come:

$$STFT(\tau, f) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t)h^*(t - \tau)e^{-jft} dt \quad (1.3)$$

dove  $h(t)$  rappresenta la finestra che viene fatta scorrere lungo il segnale  $x(t)$ .

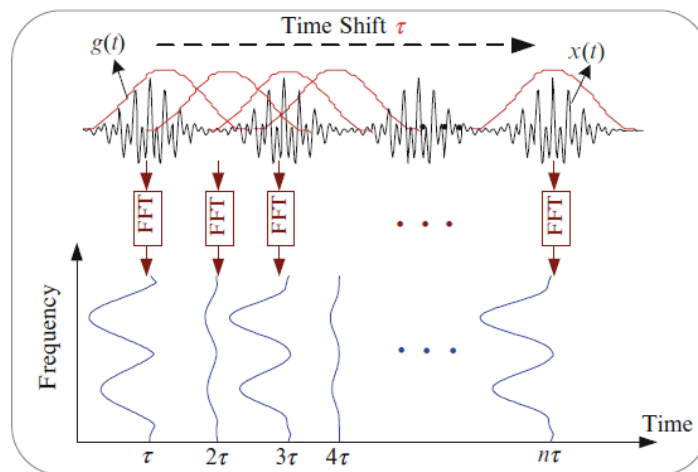


Figura 1.8: Schema di funzionamento della STFT (tratta da [14]).

Per cui, fissata una certa dimensione  $\Delta\tau$  della finestra  $h(t)$ , che rappresenta la risoluzione nel tempo, si avrà una fissata risoluzione nelle frequenze,  $\Delta f$ , in accordo con il principio di indeterminazione di Heisenberg:

$$\Delta\tau \cdot \Delta f \geq \frac{1}{4\pi} \quad (1.4)$$

Da tale principio si evince che non è possibile ottenere una buona risoluzione in entrambi i domini, ma bisogna scendere ad un compromesso e si ottiene, così, una griglia di celle di risoluzione uniformi (figura 1.9).

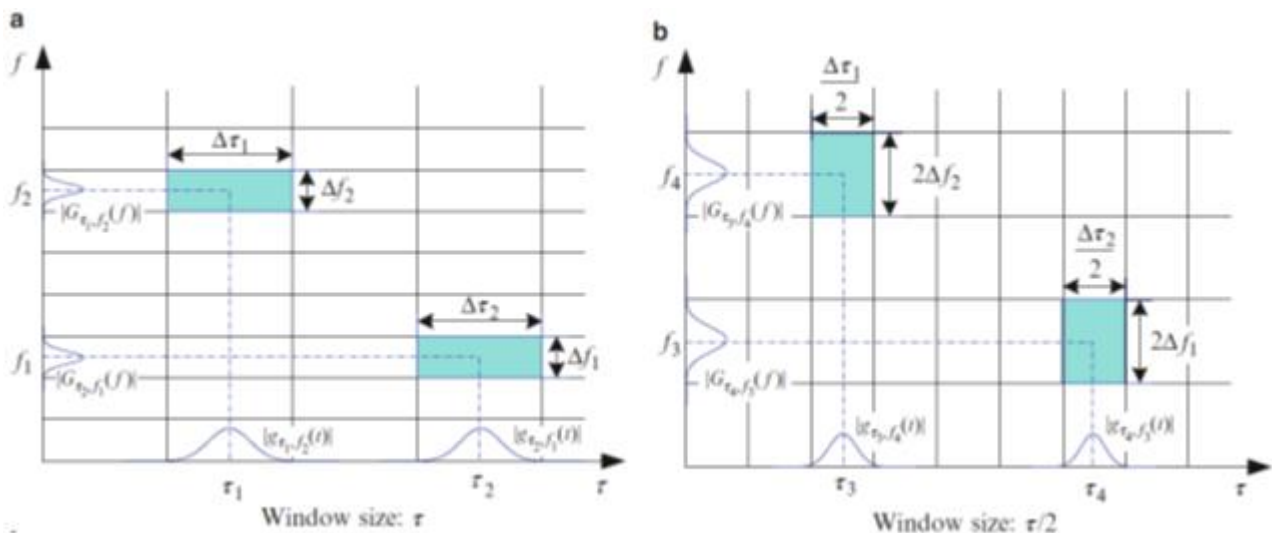


Figura 1.9: Principio di indeterminazione di Heisenberg. a) Finestra di dimensione  $\tau$ , e risoluzioni associate  $\Delta\tau_1$  e  $\Delta f_1$ . b) Finestra di dimensione  $\tau/2$ , per cui le risoluzioni ad essa associate sono la metà nel tempo ( $\Delta\tau_2 = \Delta\tau_1/2$ ) e il doppio nelle frequenze ( $\Delta f_2 = 2\Delta f_1$ ), tratta da [14].

La dimensione della finestra risulta essere, quindi, un parametro molto importante, in quanto da essa dipendono l'accuratezza con la quale si vogliono localizzare discontinuità e con cui separare componenti frequenziali. Idealmente, si vorrebbe che la risoluzione nelle frequenze dipendesse dal contenuto in frequenza, quindi che al diminuire della stessa, aumenti anche la risoluzione in frequenza, a scapito di quella temporale, e viceversa. Infatti, a frequenze piccole è importante avere una elevata risoluzione in frequenza, ad es. per discriminare 1 Hz da 2 Hz, mentre trattandosi di variazioni relativamente lente è meno importante una elevata risoluzione nel tempo. Viceversa, a frequenze elevate (che corrispondono a rapide variazioni) è importante una elevata risoluzione nel tempo mentre è accettabile una minore risoluzione in frequenza (distinguere 101 Hz da 102 Hz è poco importante).

Tuttavia, nella STFT la lunghezza della finestra è predefinita e non può subire variazioni durante l'analisi a seconda delle necessità. Per questo, in realtà, la STFT produce una certa incertezza nell'analisi e nell'interpretazione dei dati.

Tutti i limiti dell'analisi spettrale fino ad ora sottolineati sono stati superati dall'introduzione della trasformata wavelet (WT), che può essere considerata un'evoluzione della STFT. Tale trasformata, fissata la wavelet madre, ha la possibilità di scalare la stessa in funzione della componente di frequenza, per cui alle alte frequenze utilizza finestre temporali ridotte, o meglio la wavelet madre viene compressa, invece, alle frequenze più basse utilizza finestre più ampie, ossia la wavelet madre viene dilatata. Ciò permette di ottenere l'ottimizzazione della risoluzione nel tempo e in frequenza, in funzione della stessa ed elimina la necessità dell'ipotesi di segnale stazionario (figura 1.10). In particolare, la trasformata wavelet viene utilizzata in quanto risulta essere efficace ed affidabile per riconoscere le diverse componenti frequenziali all'interno del segnale EEG. Unico svantaggio è che bisogna fissare a priori la wavelet madre e questa dovrà essere utilizzata per l'analisi dell'intero segnale [15].

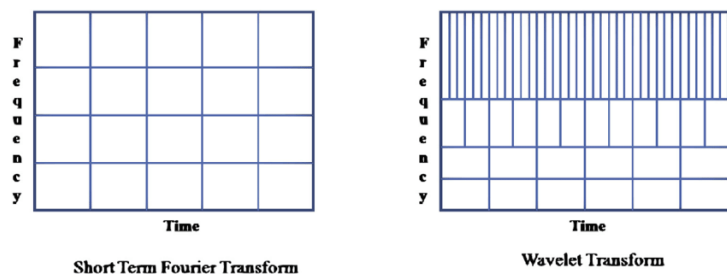


Figura 1.10: a) STFT: la dimensione delle finestre è identica indipendentemente dalla frequenza e dal tempo; b) Wavelet: la wavelet madre è più compressa o dilatata in funzione della frequenza (tratta da [16]).

Dunque, l'analisi wavelet risulta essere una metodica molto efficace per effettuare uno studio dell'evoluzione nel tempo delle diverse componenti frequenziali, di cui si farà un approfondimento nel prossimo capitolo.

## Capitolo 2 – Analisi Wavelet

### 2.1 Cos'è una wavelet?

Una wavelet è una forma d'onda di durata limitata, infatti presenta qualche oscillazione concentrata nel tempo, con valore medio nullo ed energia diversa da zero. Inoltre, a differenza della senoide, che è la funzione principale della trasformata di Fourier, le wavelet tendono ad avere un andamento irregolare e asimmetrico [17] (figura 2.1).

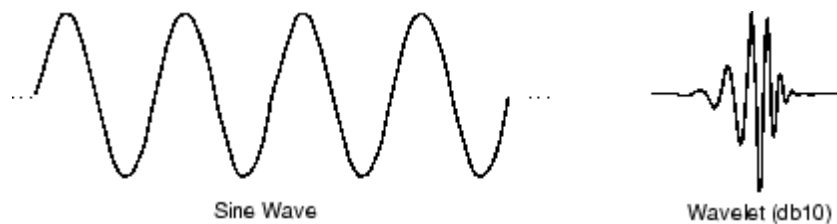


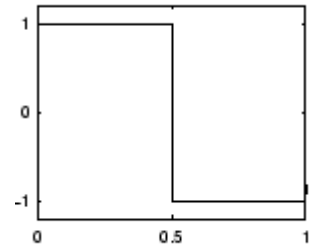
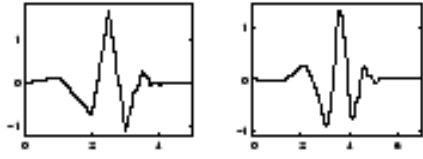
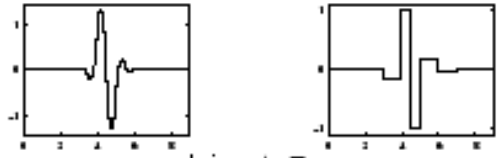

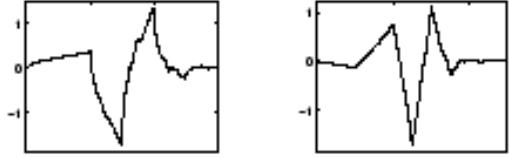
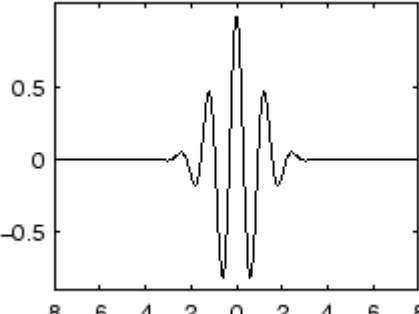
Figura 2.1: Confronto fra onda senoide e onda wavelet (tratta da [17]).

Nella trasformata wavelet (WT), il segnale viene decomposto utilizzando una famiglia di funzioni, le quali, singolarmente, sono la versione scalata e traslata della funzione wavelet originale, chiamata wavelet madre. Il fattore di scala permette di dilatare o contrarre la wavelet: a fattori bassi di scala (che significa wavelet contratta), la WT possiede una buona risoluzione nel tempo, a scapito di quella in frequenza; vale il viceversa, a fattori di scala elevati (che significa wavelet dilatata) la WT presenta buona risoluzione in frequenza e peggiore risoluzione nel tempo. Esiste, quindi, una relazione frequenza-scala, per cui la WT permette di avere una buona risoluzione in frequenza alle basse frequenze, ma, contemporaneamente, una buona localizzazione temporale alle alte frequenze [18].

Quindi, è possibile effettuare una decomposizione del segnale multirisoluzione, ovvero si decompone iterativamente il segnale a risoluzioni diverse, ciascuna corrispondente ad un differente valore di scala, per tutta la sua lunghezza. Come risultato si avrà una collezione di rappresentazioni tempo-frequenza del segnale, o sarebbe meglio dire tempo-scala, tutte ad una differente risoluzione [19]. Tale approccio, dunque, offre la possibilità di studiare discontinuità, aperiodicità e altre caratteristiche non stazionarie del segnale [18].

Infine, esistono una gran varietà di funzioni wavelet, con forme e proprietà differenti, che meglio si possono adattare alle caratteristiche del segnale che si vogliono rilevare [18]. Per esempio, se si vuole fare uno studio in cui è importante preservare l'energia del segnale, esistono delle funzioni wavelet idonee che presentano la proprietà di ortogonalità. Invece, se si vogliono discernere caratteristiche del segnale molto ravvicinate, è appropriato utilizzare funzioni con oscillazioni molto strette. Infine,

se si vuole operare una compressione di un segnale, o di un'immagine, si potrebbe prendere in considerazione l'utilizzo di wavelet bi-ortogonali [17]. Alcune famiglie di wavelet sono elencate nella tabella 2.1.

Haar	Discontinua e ricorda una funzione a gradino.	
Daubechies	Famiglia di wavelet ortonormali; esistono diversi ordini, di cui il primo corrisponde alla wavelet Haar.	
Bi-ortogonale	Proprietà di fase lineare	
Coiflets	-	
Symlets	Sono wavelet quasi simmetriche, proposte da Daubechies come modifica delle wavelet Daubechies; le proprietà, infatti, rimangono simili.	
Morlet	Non ha la funzione di scaling, ma è esplicita.	

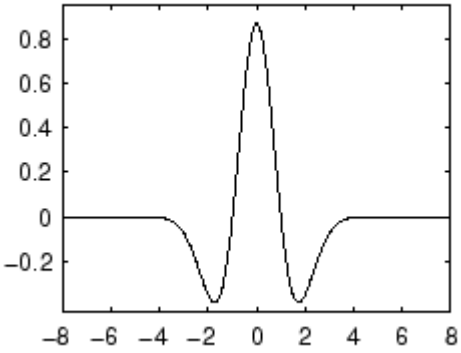
Cappello messicano	Non ha la funzione di scaling; anche nota come wavelet di Ricker.	
--------------------	---	--

Tabella 2.1: Elenco e caratteristiche delle principali famiglie di wavelet.

## 2.2 The Continuous Wavelet Transform

Come nella trasformata di Fourier, la Continuous Wavelet Transform (CWT) utilizza prodotti interni per valutare la somiglianza fra il segnale oggetto di studio e una funzione di analisi. In particolare, nella STFT, la funzione di analisi è rappresentata da un'esponenziale complesso finestrato, mentre nella CWT si tratta di una wavelet [17]. Nello specifico la CWT confronta il segnale con versioni traslate e scalate di una wavelet, definita madre:

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (2.1)$$

dove  $a$  e  $b$ , rispettivamente, sono i parametri di scala e traslazione, con  $a, b \in \mathbb{R}$ ,  $a > 0$  e  $\psi(t)$  è la wavelet madre. Ogni versione scalata della wavelet madre deve trasportare la stessa quantità di energia, per cui si normalizza tramite  $1/\sqrt{|a|}$ .

Confrontando il segnale con le wavelet a differenti scale e posizioni, si ottiene una funzione a due variabili. Inoltre, le informazioni fornite dalla CWT a scale e localizzazioni temporali ravvicinate sono altamente correlate, per cui si avrà una rappresentazione ridondante del segnale, richiedendo un importante onere di calcolo [18].

In particolare, la CWT di un segnale  $s(t)$  è così definita:

$$C_{a,b,\psi(t)} = \int_{-\infty}^{+\infty} s(t) \frac{1}{\sqrt{a}} \psi^*\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \quad (2.2)$$

dove  $*$  denota il complesso coniugato. Dunque, per ogni valore di  $a$  e  $b$ , quanto più il segnale e la wavelet sono simili, quanto più il coefficiente restituito dalla CWT avrà un valore elevato. Da notare

come, non solo la scelta dei parametri  $a$  e  $b$  influenzino i coefficienti della CWT, ma anche la scelta della wavelet. La figura 2.2 mostra schematicamente il procedimento di CWT.

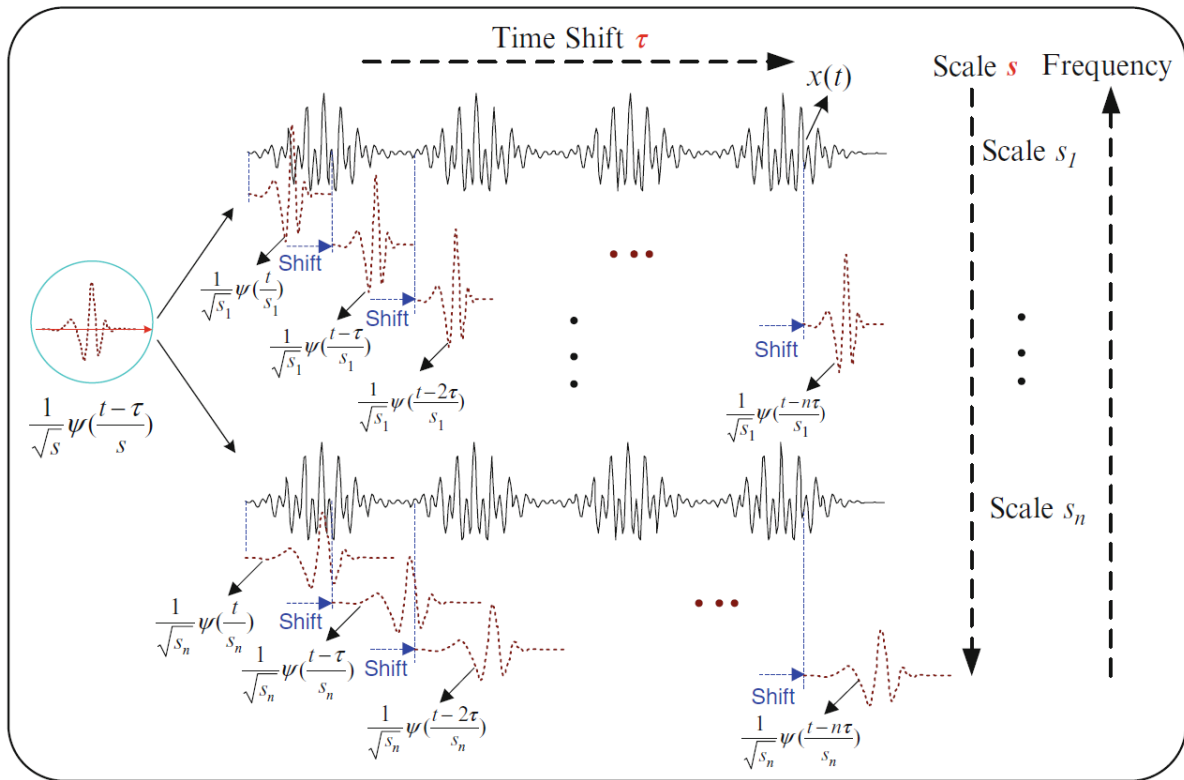


Figura 2.2: Schema di funzionamento della trasformata wavelet (tratta da [14]).

Occorre fare una precisazione sulla relazione frequenza-scala. Infatti, quanto più il fattore di scala è elevato, ossia la wavelet risulta più dilatata, tanto più è larga la porzione di segnale a cui è confrontata, per cui più grossolane saranno le caratteristiche del segnale misurate dai coefficienti wavelet [17].

In sintesi, vale questa generale relazione fra scala e frequenza:  $a \propto 1/f$ .

Per cui:

- Per un fattore di scala basso ( $a < 1$ )  $\rightarrow$  wavelet compressa  $\rightarrow$  dettagli cambiano rapidamente  $\rightarrow$  alte frequenze;
- Per un fattore di scala alto ( $a > 1$ )  $\rightarrow$  wavelet dilatata  $\rightarrow$  dettagli cambiano lentamente  $\rightarrow$  basse frequenze.



Figura 2.3: Confronto segnale con wavelet a due fattori di scala diversi (tratta da [17]).



Questa relazione può essere, quindi, sfruttata per massimizzare la quantità e la qualità delle informazioni su un segnale, utilizzando wavelet molto compresse da confrontare con porzioni di segnale alle frequenze più alte, e, via via, wavelet sempre più dilatate da confrontare con porzioni di segnale con frequenze sempre più basse (figura 2.3).

## 2.3 The Discrete Wavelet Transform

Nel paragrafo precedente si è messo in luce come la CWT abbia come risultato una forte ridondanza nei coefficienti, problema che può essere superato tramite l'utilizzo della Discrete Wavelet Transform (DWT). Essa prevede la discretizzazione dei parametri di scala e traslazione e viene modificata, di conseguenza, la rappresentazione della wavelet:

$$\psi_{j,k}(t) = \frac{1}{\sqrt{a_0^j}} \psi\left(\frac{t - kb_0 a_0}{a_0^j}\right) \quad (2.3)$$

dove  $j$  e  $k \in \mathbb{Z}$ ,  $a_0 > 1$  è un fissato step di dilatazione e  $b_0$  è un fattore di traslazione che dipende da  $a_0$ .

Di solito si fissa  $a_0 = 2$  e  $b_0 = 1$ , in modo da avere un campionamento diadico sia nelle frequenze che nel tempo (figura 2.4):

$$\psi_{j,k}(t) = 2^{-j/2} \psi(2^{-j}t - k) \quad (2.4)$$

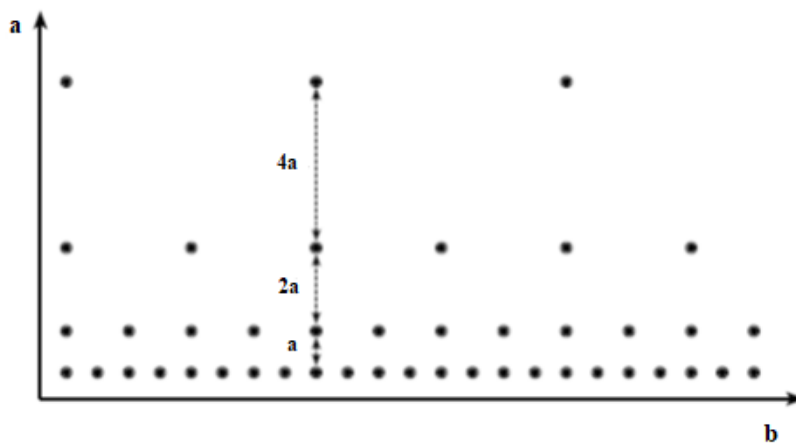


Figura 2.4: Localizzazione delle wavelet discrete nello spazio tempo-scala su una griglia diadica (tratta da [19]).

La DWT può essere scritta come:

$$d_{j,k} = \int_{-\infty}^{+\infty} s(t) 2^{-j/2} \psi^*(2^{-j}t - k) dt \quad (2.5)$$

dove  $d_{j,k}$  sono noti come i coefficienti o dettagli wavelet alla scala  $j$  e alla posizione  $k$ .

Dai dettagli  $d_{j,k}$  è possibile ricavare il segnale originale  $s(t)$  se è soddisfatta una condizione necessaria e sufficiente, ossia che l'energia dei coefficienti wavelet deve trovarsi fra due limiti positivi. Se i due limiti sono uguali, allora le wavelet discrete si comportano come una base ortonormale. Questo, inoltre, comporta che venga rimossa totalmente la ridondanza dalla WT [19].

Dunque, il segnale originale può essere ricostruito tramite tale formula:

$$s(t) = \sum_{j=-\infty}^{+\infty} \sum_{k=-\infty}^{+\infty} d_{j,k} 2^{-j/2} \psi(2^{-j}t - k) \quad (2.6)$$

## 2.4 Decomposizione multirisoluzione

Nel 1989 Mallat pubblica un articolo in cui discute di un algoritmo da lui sviluppato, basato sull'utilizzo di filtri, che permette di implementare nella pratica la DWT, sfruttando uno schema noto, nell'elaborazione dei segnali, come *two-channel subband coder* [17]. Nell'analisi wavelet si parla spesso di approssimazioni e dettagli. I primi sono le componenti a bassa frequenza del segnale, mentre i secondi sono le componenti a frequenze elevate. Per dividere queste due componenti si usano due filtri: un passa-alto e un passa-basso. Se si filtra una sola volta il segnale d'interesse, si ottengono due segnali differenti: uno estratto dal filtraggio passa-alto, che rappresenta i dettagli (cioè le variazioni rapide); il secondo ottenuto dal filtro passa-basso, che rappresenta le approssimazioni (cioè l'andamento più grossolano). Tuttavia, il segnale risultato del filtraggio passa-basso, potrebbe contenere ancora dei dettagli, quindi si può procedere ad un'ulteriore fase di filtraggio, ottenendo ulteriori due segnali. Questo processo può essere iterato (figura 2.5) finché non si è soddisfatti della suddivisione delle bande [19].

In realtà, nel caso in cui si stiano analizzando dei segnali digitali, oltre al filtraggio, bisogna attuare un'ulteriore operazione. Infatti, in questo caso, se si effettuasse soltanto il filtraggio, come risultato si avrebbero il doppio dei campioni rispetto al segnale originale. Questo perché ogni segnale risultato dal rispettivo filtraggio ha lo stesso numero di campioni del segnale originale. Per ovviare a questo problema bisogna effettuare un'operazione di *downsampling*, che permette di mantenere solo un campione ogni due, pur mantenendo il contenuto informativo invariato [17] (figura 2.6).

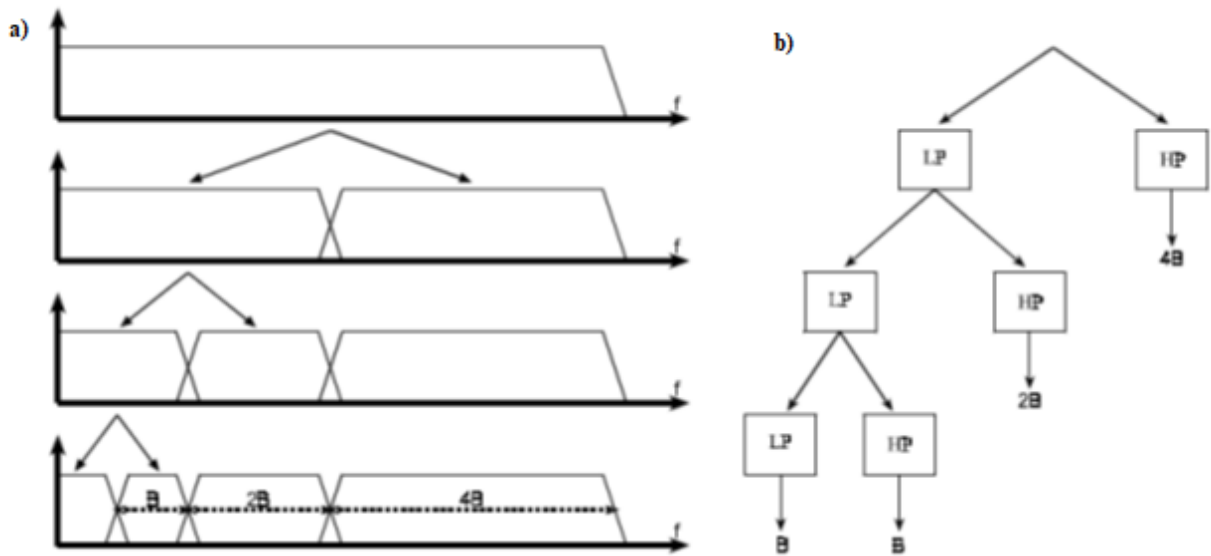


Figura 2.5: a) Schema che mostra la separazione dello spettro del segnale; b) Albero di decomposizione wavelet (tratta da [19]).

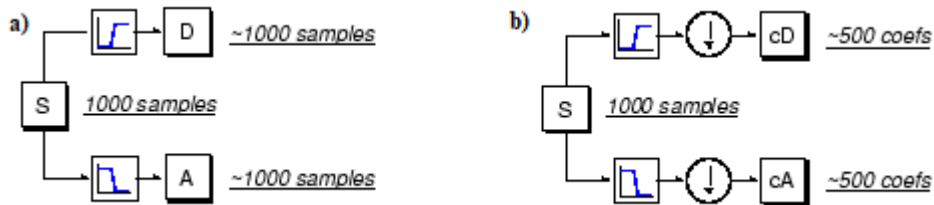


Figura 2.6: Esempio di segnale  $S$  con 1000 campioni. a) Filtraggio: si ottengono due segnali da 1000 campioni ciascuno, quindi in totale si ottengono il doppio dei campioni rispetto ad  $S$ ; b) Filtraggio+downsampling: si ottengono due segnali con 500 campioni ciascuno, in totale in numero uguale ad  $S$ . Questo processo permette di ottenere i coefficienti della DWT (tratta da [17]).

Infine, è interessante notare come si può ricostruire il segnale originale a partire dai dettagli e dalle approssimazioni:

$$\begin{aligned}
 s(t) &= \sum_{k=-\infty}^{k=+\infty} a_{H,k} 2^{-H/2} \varphi(2^{-H}t - k) + \sum_{j=-\infty}^H \sum_{k=-\infty}^{+\infty} d_{j,k} 2^{-j/2} \psi(2^{-j}t - k) = \\
 &= A_H(t) + \sum_{j=-\infty}^H D_j(t) \quad (2.7)
 \end{aligned}$$

dove  $H$  è il livello di decomposizione,  $\psi(t)$  è la wavelet madre,  $a_{H,k}$  sono i coefficienti delle approssimazioni al livello  $H$ ,  $d_{j,k}$  sono i dettagli wavelet e  $\varphi(t)$  è chiamata funzione di scala (*scaling function*) ed è legata alla wavelet madre. Anche questa funzione, come la wavelet madre, può essere scalata e traslata a formare una famiglia di funzioni di scala, nel dominio discreto:

$$\varphi_{j,k}(t) = 2^{-j/2} \varphi(2^{-j} t - k) \quad (2.8)$$

Per spiegare il ruolo di tale funzione bisogna fare una breve osservazione: per una wavelet, al crescere del parametro  $a$ , che aumenta di volta in volta di un fattore due nel dominio del tempo, in accordo con il campionamento diadico, si ha che la sua larghezza di banda, invece, si dimezza (figura 2.7).

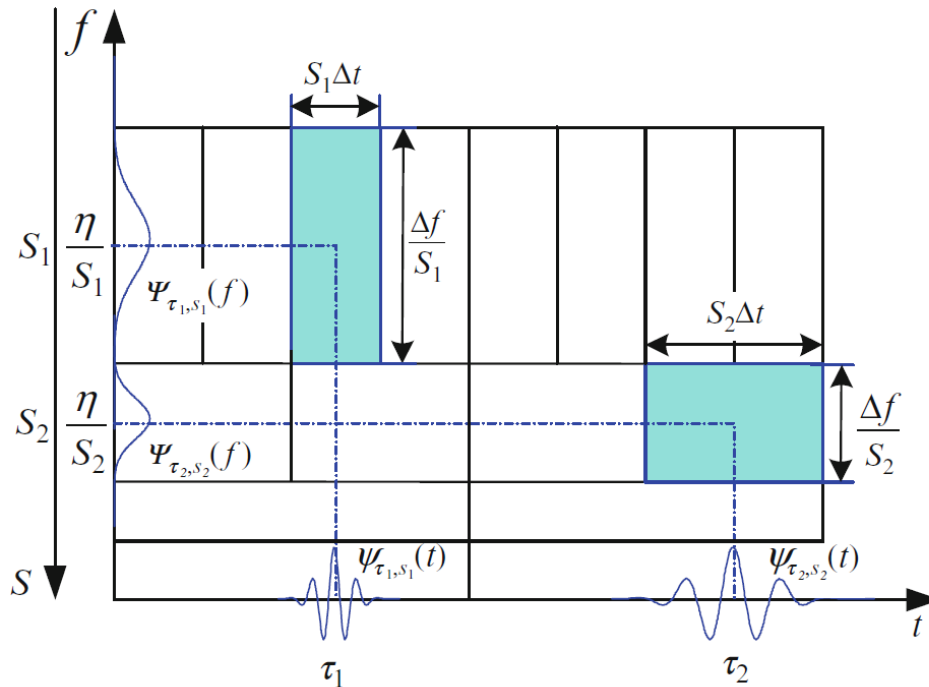


Figura 2.7: Risoluzione tempo-frequenza nella trasformata wavelet. Sono rappresentate due wavelet a due valori di scala differenti  $S_1$  e  $S_2=2S_1$ : rispetto alla wavelet con scala  $S_1$ , per quella a scala  $S_2$  la risoluzione temporale si è dimezzata, ma è raddoppiata quella alle frequenze (tratta da [14]).

Questo significa che, teoricamente, ci vorranno un numero infinito di wavelet, per coprire lo spettro del segnale fino a zero, perché, all'aumentare del fattore di scala, si coprirà solo la metà dello spettro rimanente. La scaling function, dunque, ha il ruolo di coprire l'intera porzione di spettro lasciata libera dalla wavelet e viene definita a partire da quest'ultima [19] (figura 2.8).

Quindi, è giusto precisare che i filtri passa-alto sono associati alle funzioni wavelet, mentre i filtri passa-basso sono associati alle funzioni di scala.

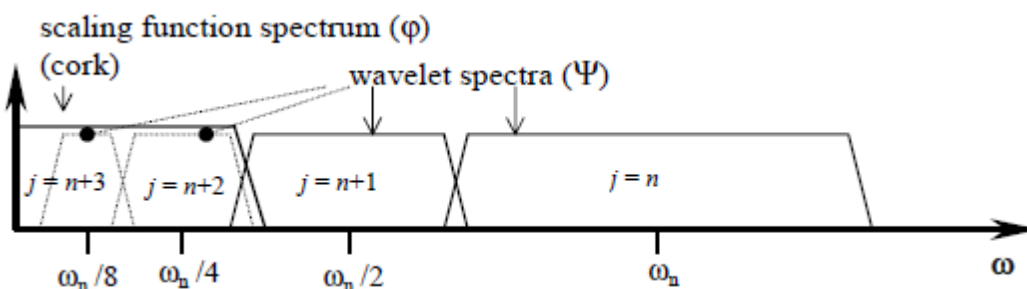


Figura 2.8: Come un'unica funzione di ridimensionamento possa sostituire infinite wavelet (tratta da [19]).

Infine, tornando alla formula 2.7, si nota come il segnale quindi possa essere scomposto in un'approssimazione ( $A_H(t)$ ) al livello H (ultimo livello di decomposizione), che rappresenta l'andamento grossolano del segnale (contenente le frequenze più basse non contenute nei dettagli), e una successione di dettagli (figura 2.16). La funzione di dettaglio  $D_j(t)$  rappresenta l'errore residuo quando si passa dall'approssimazione a più alta risoluzione (o più bassa scala  $j - 1$ ) a quella a più bassa risoluzione (o più alta scala  $j$ ) [18].

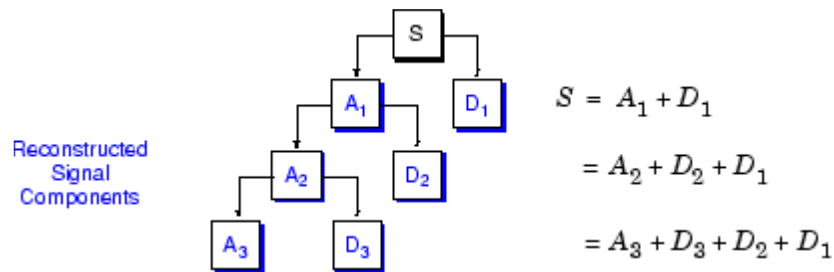


Figura 2.9: Esempio schematico di ricostruzione del segnale originale  $S$  a partire dalle approssimazioni e dai dettagli (tratta da [17]).

## 2.5 Wavelet Packet Decomposition

La Wavelet Packet Decomposition (WPD) permette una più complessa e raffinata analisi, poiché, a differenza della DWT, anche i dettagli possono essere decomposti in due parti, usando lo stesso approccio che si usa nella DWT per decomporre le approssimazioni ad ogni livello (figura 2.10). Ad un determinato livello H, quindi, la WPD produce  $2^H$  insiemi di coefficienti, al contrario della DWT che, al livello di decomposizione H, considera H+1 insieme di coefficienti (quelli dei dettagli da  $D_1$  a  $D_H$  più l'approssimazione  $A_H$ ).

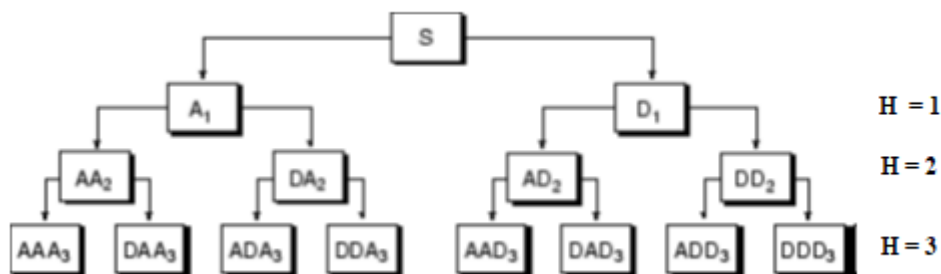


Figura 2.10: Albero di decomposizione della wavelet packet fino al livello 3 (tratta da [20]).

Le funzioni che sono usate nella WPD, sono forme d'onda del tipo:

$$W_{j,n,k}(x) = 2^{-j/2} W_n(2^{-j}x - k) \quad (2.9)$$

dove  $j$  è il parametro di localizzazione temporale,  $k$  è il parametro di scala e  $n \in \mathbb{N}$  viene definito un parametro di frequenza o di oscillazione. Nel dettaglio,  $W_n(x)$  sono funzioni che derivano dalla applicazione ricorsiva di queste formule:

$$W_{2n}(x) = \sqrt{2} \sum_{k=0}^{2N-1} h(k) W_n(2x - k) \quad (2.10)$$

$$W_{2n+1}(x) = \sqrt{2} \sum_{k=0}^{2N-1} g(k) W_n(2x - k) \quad (2.11)$$

dove  $2N$  è supposta essere la lunghezza dei filtri  $h(k)$  e  $g(k)$ , rispettivamente un filtro passa-basso e uno passa-alto [21]. In particolare,  $W_0(x)$  è la scaling function e  $W_1(x)$  è la wavelet madre.

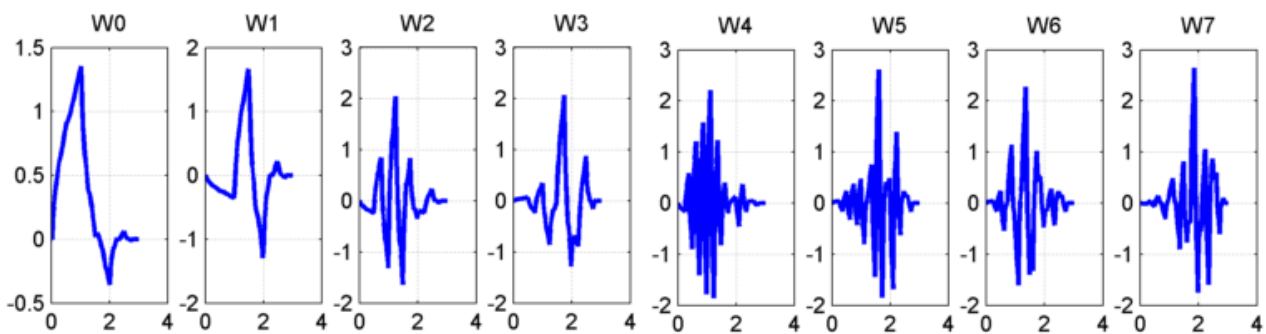


Figura 2.11: Esempio di funzioni  $W_n(x)$ , derivate da wavelet di Daubechies di ordine 2 (tratta da [20]).

Per cui, ad un fissato  $j$  e  $k$  la  $W_{j,n,k}$  analizza le fluttuazioni del segnale nell'intorno della posizione  $2^j \cdot k$ , per tutti i valori ammissibili di  $n$ . Osservando la figura 2.11, si può osservare come  $n = 0, 1, \dots, 7$ , che rappresenta l'ordine delle  $W_n$ , non corrisponda esattamente al numero delle oscillazioni, infatti:

Ordine $n$	0	1	2	3	4	5	6	7
Numero di attraversamenti dello zero di $W_n$	2	3	5	4	9	8	6	7

Conviene, quindi, definire l'ordine di frequenza (*frequency order*)  $r(n)$ , in modo tale che la frequenza aumenti monotonamente con l'ordine  $n$ :

Ordine $n$	0	1	2	3	4	5	6	7
<i>Frequency order</i> $r(n)$	0	1	3	2	6	7	5	4

Si può osservare dalla Figura 2.11 che la  $W_{r(n)}(x)$ , infatti, oscilla approssimativamente circa  $n$  volte. Per analizzare il segnale è, dunque, meglio tracciare i coefficienti del pacchetto wavelet seguendo  $r(n)$ , piuttosto che  $n$  [20].

La totalità delle funzioni  $W_{j,k} = W_{j,n,k}(x)$  rappresenta il pacchetto wavelet in corrispondenza dei parametri  $j$  e  $n$ . Per valori di  $j$  e  $n$  interi e positivi, il risultato della WPD è organizzato ad albero, dove  $j$  definisce la profondità e  $n$  la posizione a quel livello di profondità (figura 2.12). Per ogni valore di  $j$ , i valori possibili dei parametri  $n$  sono  $0, 1, \dots, 2^j - 1$  [20].

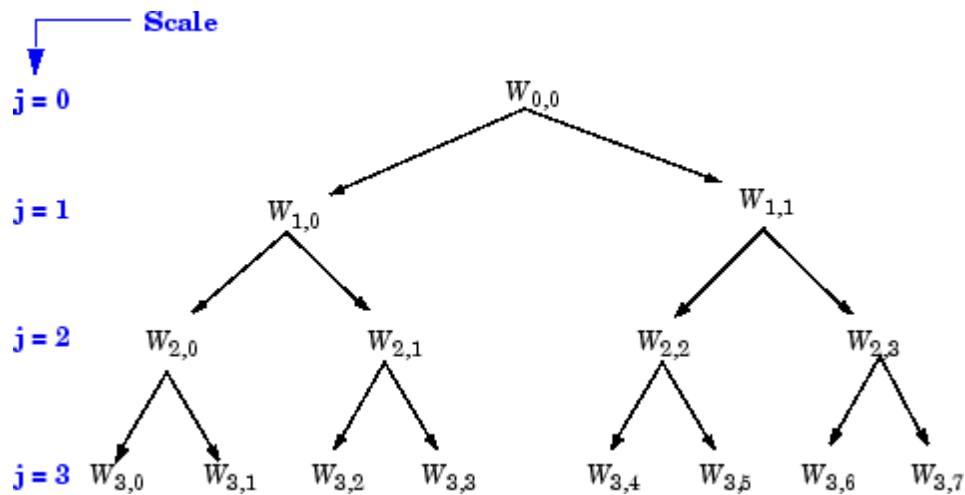


Figura 2.12: Pacchetti wavelet organizzati ad albero, nel particolare in figura si ha una decomposizione su tre livelli (tratta da [20]).

Dunque, un segnale può essere decomposto in un numero di sottostrutture molto elevato, che dipende anche dalla profondità dell'albero. Dal momento che la gestione di tutti questi pacchetti può risultare onerosa, è interessante avere un metodo che permette di trovare una decomposizione ottimale rispetto ad un particolare criterio, calcolabile velocemente da un calcolatore. Solitamente il criterio più diffuso su cui basare la decomposizione ottimale è l'entropia, la quale è una misura di regolarità e di ordine [20].

Infine, i coefficienti derivano, quindi, dal prodotto interno fra il segnale da analizzare  $x(t)$  e ciascuna delle funzioni della WPD, ovvero  $W_{j,n,k}(x)$  di cui appena discusso [21]:

$$C_{j,n,k} = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t)W_{j,n,k}(t)dt \quad (2.12)$$

## Capitolo 3 – Materiali e metodi

### 3.1 Segnali EEG

In questo lavoro di tesi i segnali EEG oggetto di studio erano stati acquisiti in precedenza, nell'ambito di attività svolte per altri elaborati di tesi. Si tratta, nello specifico, di due gruppi di segnali ottenuti su soggetti diversi durante la somministrazione di task differenti. Per entrambi i gruppi di segnali, l'obiettivo è quello di valutare le modificazioni del contenuto spettrale dei segnali, in particolare (ma non solo) in banda alpha, come indice di coinvolgimento cognitivo, rispetto ad una condizione di rilassamento mentale. Nel seguito verranno descritti dettagliatamente i due set di segnali EEG che sono stati qui esaminati.

#### 3.1.1 Primo insieme di segnali EEG (segnali A)

Questi segnali sono stati acquisiti su 28 soggetti volontari sani, i quali sono stati fatti sedere di fronte ad un monitor e sono stati sottoposti a due sessioni di esperimento, di 10 minuti ognuna. Ogni sessione è costituita da due fasi consecutive: 5 minuti di fase di rilassamento (rest) seguiti da altri 5 minuti in cui si richiede di svolgere mentalmente un calcolo aritmetico (task) [22].

Le due sessioni si distinguono l'una dall'altra dal fatto che in una sessione (denominata 'con immagini') vengono somministrati stimoli visivi, durante entrambe le fasi di rest e di task, mentre l'altra sessione ('senza immagini') è priva di stimoli visivi. Gli stimoli visivi della sessione 'con immagini', nello specifico consistono nel susseguirsi di 30 immagini proiettate in ordine casuale per 10 secondi ciascuna sul monitor (le stesse 30 immagini sono state usate sia durante la fase di rest che di task). Le immagini sono state scelte in modo tale che siano emozionalmente neutre, così da impedire che la sfera emotiva possa influire introducendo ulteriori meccanismi oltre a quelli associati a processi cognitivi e visivi, alterando così i risultati derivati dall'analisi successiva dei segnali. Al contrario, nell'altra sessione ('senza immagini') priva di stimoli visivi il soggetto è sottoposto alla visione di una schermata grigia sia durante la fase di task sia durante la fase di rilassamento (in questo caso vi è anche la scritta "relax" all'interno della schermata grigia). Il colore grigio è stato scelto per evitare l'affaticamento degli occhi, dato dalla prolungata osservazione del monitor. L'ordine delle sessioni ('con immagini' e 'senza immagini') è stato controbilanciato tra i soggetti, sicché la metà dei soggetti acquisiti ha svolto dapprima la sessione 'senza immagini' e quindi la sessione 'con



immagini', mentre nell'altra metà dei soggetti l'ordine delle sessioni è stato invertito. In ogni sessione, la fase di rest precede la fase di task.

In entrambe le sessioni, tra la fase di rest e quella di task, vi è una fase di 15 secondi in cui sul monitor compare una schermata in cui viene spiegato il calcolo mentale da eseguire per i 5 minuti successivi. Quindi la totalità del test, in realtà, ha una durata di 20 minuti e 30 secondi. Nel particolare, il task mentale da svolgere consiste nel sottrarre ricorsivamente 17 ad un certo numero iniziale. Il numero iniziale per il calcolo matematico mentale nella prima sessione è 2500, mentre, nella seconda sessione, è il valore numerico a cui il singolo soggetto è arrivato al termine della sessione precedente dopo averlo comunicato all'operatore, sia che sia corretto o sbagliato [22].

Durante l'intera prova il soggetto era tenuto a rimanere il più fermo possibile e a restare in silenzio, in modo tale da ridurre al minimo gli artefatti di movimento sui segnali EEG.

Nel corso dell'intero esperimento i segnali sono stati registrati tramite 32 elettrodi (Fp1, Fp2, AF3, AF4, F7, F3, Fz, F4, F8, FC5, FC1, FC2, FC6, T7, C3, Cz, C4, T8, CP5, CP1, CP2, CP6, P7, P3, Pz, P4, P8, PO3, POz, PO4, O1, O2) premontati su una cuffia elasticizzata e sono stati digitalizzati con frequenza di campionamento di 128 Hz [22].

In generale, l'obiettivo dell'analisi di questi segnali sta nel valutare il ruolo dei ritmi cerebrali, in particolare delle oscillazioni in banda alpha e in banda theta, in situazioni in cui il soggetto è impegnato in un task di attenzione interna, in questo specifico caso l'esecuzione di un calcolo aritmetico mentale, con e senza la presenza di stimoli visivi (del tutto irrilevanti per il task) che possono fungere da distrattori attivando meccanismi di attenzione esterna.

### **3.1.2 Secondo insieme di segnali EEG (segnali B)**

Questi segnali sono stati acquisiti su 30 soggetti volontari sani, ognuno dei quali è stato fatto sedere di fronte ad un monitor, come per i segnali appena descritti. Ognuno di essi è stato sottoposto a quattro sessioni consecutive, ciascuna della durata di 15 minuti. Ogni sessione è divisa in tre fasi: i primi 5 minuti di rilassamento mentale, ulteriori 5 minuti in cui al soggetto viene richiesto di eseguire un compito e, infine, altri 5 minuti di rest. Durante le fasi di rilassamento il soggetto viene sottoposto all'osservazione di una schermata grigia riportante la scritta "relax" (analogamente ai segnali descritti sopra) [23].

I quattro esperimenti differiscono nella somministrazione del task, uno dei quali viene definito completo e negli altri tre esperimenti si richiede di eseguire un sotto-task del task completo:

- Task *complete*: al soggetto vengono sottoposte visivamente una serie di semplici disequazioni e di relative domande, ossia se si ritiene che il risultato di ogni disequazione sia minore, uguale o maggiore di una determinata cifra. Il soggetto è tenuto a rispondere il più velocemente possibile premendo con il mouse la soluzione ritenuta corretta. Le possibili risposte sono riportate sullo schermo e sono rappresentate dai segni, appunto, di minore, uguale o maggiore. La risposta ad una disequazione è seguita dalla presentazione di un'ulteriore disequazione, fintantoché il tempo a disposizione, indicato sullo schermo in rosso, non esaurisce.  
Il task *complete* include così tre componenti attentive differenti: visiva (leggere i numeri e i segni sullo schermo), computazionale (risolvere le operazioni aritmetiche) e motoria (muovere e premere il mouse per selezionare la risposta).
- Task *mental*: in questo task vengono presentate a schermo delle disequazioni che devono essere risolte mentalmente dal soggetto e alle quali non è tenuto a rispondere esplicitamente. Infatti, le disequazioni cambiano in automatico ogni 5 secondi, aggiornando ogni volta il tempo a disposizione. In questo task viene dunque eliminata la componente attentiva motoria.
- Task *reading*: la situazione in cui si ritrova il soggetto è analoga alla precedente, con la differenza che deve limitarsi a leggere passivamente i numeri a schermo, senza, quindi, risolvere la disequazione. In questo task vengono quindi eliminate sia la componente attentiva motoria sia la componente computazionale e resta solo la componente di lettura.
- Task *finger*: in questa modalità si proiettano sullo schermo soltanto i tre pulsanti di risposta, ma non la disequazione e la domanda, e il soggetto è tenuto soltanto a premere ogni 5/10 secondi uno di essi, in maniera del tutto casuale. In questo task è dunque mantenuta solo la componente motoria.

Tra un esperimento e l'altro il soggetto è stato sottoposto ad una pausa di circa 10 minuti e l'ordine con il quale i task sono stati presentati è totalmente casuale. Durante l'esecuzione delle diverse sessioni, il soggetto era tenuto a rimanere il più immobile possibile e a non parlare, in modo da ridurre al minimo gli artefatti sui segnali EEG [23].

I segnali sono stati registrati usando una cuffia elasticizzata con 13 elettrodi pre-posizionati (F3, F4, T7, C3, Cz, C4, T8, PO7, PO3, PO8, PO4, O1, O2) e sono stati digitalizzati con frequenza di campionamento di 128 Hz [23].

L'obiettivo è quello di confrontare i segnali EEG in condizioni differenti, in particolare di rilassamento mentale, rispetto a quella in cui soggetto è impegnato ad eseguire un task. Inoltre, si

vuole valutare l'effetto delle diverse componenti attentive, visiva, computazionale e motoria, sul contenuto spettrale (in particolare in banda alpha) del segnale EEG.

## **3.2 Elaborazione dei segnali**

Nel seguito si descriverà nel dettaglio l'elaborazione che è stata effettuata sui segnali appena descritti. In particolare, l'elaborazione è stata eseguita in ambiente MATLAB, sfruttando il toolbox WAVELET, che permette di fare analisi su segnali e immagini tramite, appunto, le wavelet. Inoltre, sono state sfruttate alcune funzioni del toolbox EEGLAB (un toolbox open-source di MATLAB), appositamente dedicato all'elaborazione di segnali EEG.

### **3.2.1 Elaborazione dei segnali A**

I segnali in questione sono stati forniti già puliti dagli artefatti, per cui si è potuto proseguire direttamente con l'elaborazione tramite il toolbox WAVELET, sia sfruttando la Discrete Wavelet Transform (DWT) che la Wavelet Packet Decomposition (WPD).

#### **3.2.1.1 Discrete Wavelet Transform**

Innanzitutto, per ogni soggetto e per ogni canale, sono stati considerati separatamente i segnali relativi alla sessione senza immagini visive (indicati con SI) e i segnali relativi alla sessione con immagine visive (indicati con CI). Questi segnali hanno tutti durata di 615 secondi. Dunque, per ogni segnale di ogni soggetto di ogni canale si è effettuata la DWT, che in ambiente MATLAB può essere realizzata tramite la funzione *wavedec*. Essa è stata usata per ottenere la decomposizione wavelet al livello 5 e tramite la wavelet madre Daubechies di ordine 4 (in MATLAB, indicata come *db4*).

Nel dettaglio, la funzione *wavedec* restituisce due vettori: il primo contiene i coefficienti wavelet (indicati con  $c$  in figura 3.1), il secondo contiene informazioni riguardo al numero dei coefficienti in  $c$ , tra cui la lunghezza del segnale originale (indicato con  $l$  in figura 3.1).

I vettori  $c$  e  $l$  sono utilizzati per estrarre i coefficienti dei dettagli fino al livello 5 tramite la funzione *detcoef*.

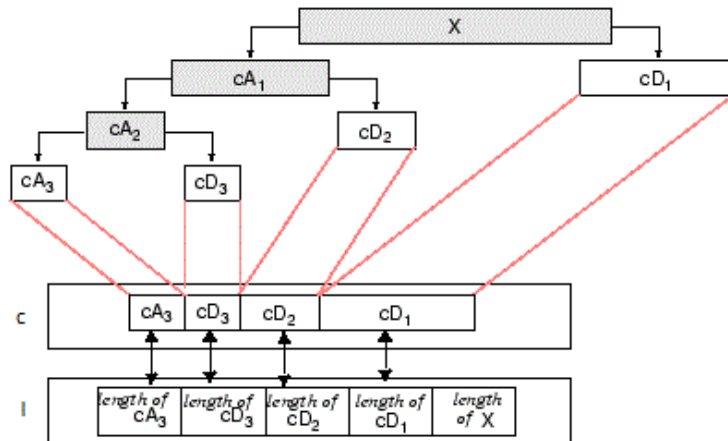


Figura 3.1: Schema di decomposizione effettuata tramite wavedec fino al terzo livello (tratta da [24]).

A titolo di esempio, si indichi con  $x$  un segnale EEG relativo ad uno specifico canale e ad una specifica sessione, per cui si applica la seguente istruzione:

$$[c,l] = \text{wavedec}(x,5,'db4');$$

nella quale il secondo argomento (5) indica il numero di livelli di decomposizione, mentre il terzo argomento ('db4') indica la wavelet madre utilizzata. In particolare, si è usata tale wavelet madre, perché è tra le più utilizzate nell'analisi EEG ed è già stata applicata con successo in precedenza (Magosso et al. [18]).

A partire dagli argomenti in uscita ( $c$  e  $l$ ), i coefficienti ad ogni livello di dettaglio sono stati estratti eseguendo le seguenti istruzioni:

$$\begin{aligned} cD1 &= \text{detcoef}(c,l,1); \\ cD2 &= \text{detcoef}(c,l,2); \\ cD3 &= \text{detcoef}(c,l,3); \\ cD4 &= \text{detcoef}(c,l,4); \\ cD5 &= \text{detcoef}(c,l,5); \end{aligned}$$

I coefficienti così estrapolati sono approssimativamente relativi alle seguenti bande di frequenza:  $cD5$  [2-4] Hz,  $cD4$  [4-8] Hz,  $cD3$  [8-16] Hz,  $cD2$  [16-32] Hz e  $cD1$  [32-64] Hz, le quali corrispondono, rispettivamente, ai ritmi delta, theta, alpha, beta e gamma (figura 3.2).

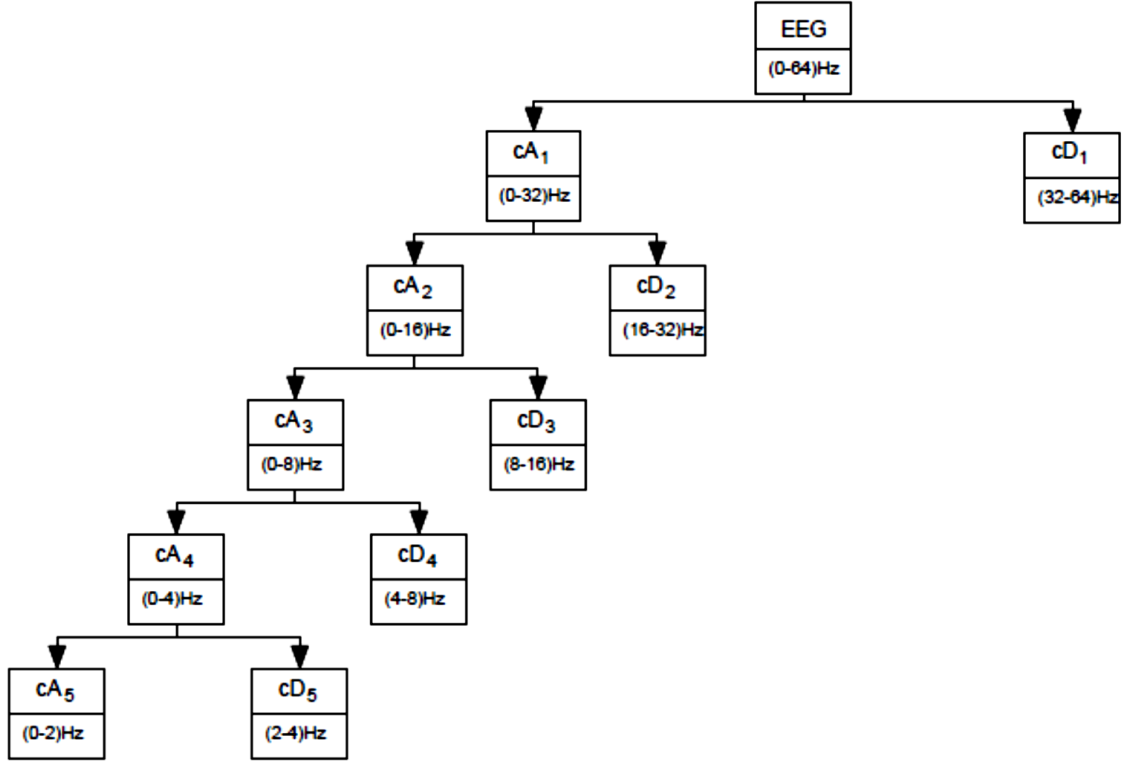


Figura 3.2: Albero di decomposizione wavelet fino al quinto livello.

Nel seguito si indicherà con  $d_{F,s,c,j,k}$  il coefficiente di dettaglio ottenuto dalla decomposizione del segnale  $F$  ( $F = SI$  o  $CI$ ) di lunghezza  $N$  del soggetto  $s$  ( $s = 1, 2, \dots, 28$ ) del canale  $c$  ( $c = 1, 2, \dots, 32$ ) al livello  $j$  ( $j = 1, 2, \dots, 5$ ) e alla posizione temporale  $k$  ( $k = 0, 1, 2, \dots, N/2^j - 1$ ). In particolare, i coefficienti alla scala  $j$  sono posizionati in corrispondenza agli istanti di tempo  $k2^jT_s$  (dove  $T_s$  è il periodo di campionamento qui pari a  $1/128$ ).

L'energia associata ad un singolo coefficiente è data da:

$$E_{F,s,c,j,k} = |d_{F,s,c,j,k}|^2 \quad (3.1)$$

Si sono ottenuti dei vettori energia (un vettore per ogni livello) effettuando, in accordo con la formula 3.1, il valore assoluto del quadrato elemento per elemento dei vettori coefficienti ricavati da *detcoef*:

$$E_{F,s,c,j} = [|d_{F,s,c,j,0}|^2 |d_{F,s,c,j,1}|^2 \dots |d_{F,s,c,j,N/2^j-1}|^2] \quad (3.2)$$

Delle energie così ottenute si è poi fatta la media mobile, utilizzando una finestra che si sposta di un campione alla volta, in cui il campione mediato viene restituito al centro della finestra adottata.

Si ottengono una serie di energie a media mobile in accordo con la seguente equazione:

$$\bar{E}_{F,s,c,j,n} = \frac{1}{2L} \sum_k E_{F,s,c,j,k} \quad (3.3)$$

$$\begin{cases} 0 \leq k \leq 2L & \text{se } n = 0 \\ n \leq k \leq n + 2L & \text{se } n = 1, 2, \dots, N/2 - 2L \end{cases}$$

dove  $2L$  è la lunghezza della finestra, ossia il numero dei campioni all'interno di una determinata finestra temporale, che nel caso specifico è stata selezionata di 10 secondi, per cui si ha che  $2L = 10 \cdot F_s/2$ , dove  $F_s$  rappresenta la frequenza di campionamento. La suddivisione per 2 della frequenza di campionamento è stata fatta in quanto (prima della media mobile) ogni atomo di energia ad ogni scala è stato spalmato (cioè suddiviso in più atomi) in modo che ad ogni scala si avesse la stessa risoluzione temporale come per il primo dettaglio (che ha risoluzione temporale =  $2 \cdot T_s$ , corrispondente a frequenza di campionamento  $F_s/2$ ). Infine,  $n$  è il numero delle finestre che attraversano l'intero vettore energia  $E_{F,s,c,j}$ . Ognuno degli atomi di energia restituiti dalla formula 3.3 è stato localizzato al centro della finestra corrispondente.

Ognuno di questi atomi di energia di media mobile  $\overline{E}_{F,s,c,j,n}$  andrà quindi a costituire il vettore energia media mobile  $\overline{E}_{F,s,c,j}$ .

Di tali vettori, si è effettuata la normalizzazione per poter valutare come tali energie varino nel tempo rispetto ad una situazione considerata come punto di riferimento. In particolare, si sono attuate due differenti modalità di normalizzazione. Nella prima normalizzazione, ogni vettore energia della sessione  $F$  ( $F = SI, CI$ ) è stato normalizzato rispetto all'inizio della corrispondente fase di rest (inizio della fase di rest  $SI$  e  $CI$  rispettivamente). Nella seconda normalizzazione, ogni vettore energia della sessione  $F$ , sia  $F = SI$  che  $F = CI$ , è stato normalizzato rispetto all'inizio della fase di rest  $SI$  (in questo secondo caso quindi, la condizione di riferimento è stata considerata l'inizio della condizione di rest senza immagini).

Per cui le energie normalizzate sono state ottenute in accordo con le seguenti equazioni:

$$E_{NORM1\ CI\ s,c,j,n} = \frac{\overline{E}_{CI\ s,c,j,n}}{\overline{E}_{CI\ s,c,j,1}} \quad (3.4)$$

$$E_{NORM1\ SI\ s,c,j,n} = \frac{\overline{E}_{SI\ s,c,j,n}}{\overline{E}_{SI\ s,c,j,1}} \quad (3.5)$$

$$E_{NORM2\ CI\ s,c,j,n} = \frac{\overline{E}_{CI\ s,c,j,n}}{\overline{E}_{SI\ s,c,j,1}} \quad (3.6)$$

$$E_{NORM2\ SI\ s,c,j,n} = \frac{\overline{E}_{SI\ s,c,j,n}}{\overline{E}_{SI\ s,c,j,1}} \quad (3.7)$$

Per cui la normalizzazione è stata ottenuta dividendo ciascun campione del vettore  $\overline{E}_{F,s,c,j}$  con il primo atomo di energia di media mobile  $\overline{E}_{F,s,c,j,1}$ . Da notare che le energie  $E_{NORM1\ SI\ s,c,j,n}$  e l'energia  $E_{NORM2\ SI\ s,c,j,n}$  sono identiche, per cui la formula 3.7 è in realtà superflua, ma è stata qui ripetuta per

chiarezza. Dai precedenti valori si ottengono i vettori  $E_{NORM1 CI s,c,j}$ ,  $E_{NORM2 CI s,c,j}$ ,  $E_{NORM1 SI s,c,j} = E_{NORM2 SI s,c,j}$  (ognuno formato dall'insieme dei corrispondenti singolo elementi).

Infine, dei vettori  $\bar{E}_{F s,c,j}$ ,  $E_{NORM1 F s,c,j}$  e  $E_{NORM2 F s,c,j}$  si sono effettuate le medie fra la totalità dei soggetti:

$$E_{M F c,j,n} = \frac{\sum_s \bar{E}_{F s,c,j,n}}{\sum_s} \quad (3.8)$$

$$E_{M NORM1 F c,j,n} = \frac{\sum_s E_{NORM1 F s,c,j,n}}{\sum_s} \quad (3.9)$$

$$E_{M NORM2 CI c,j,n} = \frac{\sum_s E_{NORM2 CI s,c,j,n}}{\sum_s} \quad (3.10)$$

### 3.2.1.2 Wavelet Packet Decomposition (WPD)

Si è deciso di proseguire l'analisi dei segnali usufruendo della WPD, poiché permette, riprendendo concetti già discussi nel capitolo precedente, di ottenere una suddivisione delle bande in frequenza più fine, che nel nostro caso significa discriminare meglio i contributi energetici dei ritmi cerebrali. Nell'ambiente MATLAB in cui si è operato si è usata la funzione *modwpt* (*maximum overlap discrete wavelet packet transform*). Tale funzione permette di evitare la decimazione dei campioni che viene, invece, effettuata nella DWT. La decimazione si ricorda essere quell'operazione per cui viene dimezzato il numero dei coefficienti per ciascun nodo ad ogni livello di decomposizione. In questo caso non è implementata, per cui, tutti i pacchetti ad ogni livello di decomposizione avranno un numero di coefficienti wavelet, quanti sono i campioni del segnale analizzato.

La funzione *modwpt* ha la seguente sintassi in MATLAB:

```
[wpt, packetlevs, cfreq, energy, relenergy] = modwpt(x, wname, n, 'Fulltree', true/false, 'TimeAlign', true/false)
```

In ingresso, quindi, richiede il segnale da analizzare ( $x$ ), la wavelet madre con la quale effettuare il filtraggio ( $wname$ ) e il livello di profondità alla quale effettuare la decomposizione ( $n$ ), che se non specificato è di default 4. Inoltre, opzionalmente inseribili, i parametri 'Fulltree' e 'TimeAlign': il primo permette di restituire i coefficienti di tutti i nodi dell'albero di decomposizione, con il flag *true*, oppure soltanto quelli dei nodi terminali, con il flag *false* (di default il valore del parametro è *false*); la seconda, invece, permette di restituire i coefficienti allineati nel tempo, con il flag *true*, oppure no, con il flag *false* (di default il valore del parametro è *false*). Infatti, dal momento che le wavelet sono

implementate di fatto con dei filtri, intrinsecamente essi presentano un ritardo nel tempo. L'allineamento nel tempo dei coefficienti con il segnale di partenza risulta così un'approssimazione [25].

La funzione *modwpt* in uscita restituisce:

- la matrice dei coefficienti (*wpt*), in cui ogni riga corrisponde ad un pacchetto (cioè ad un nodo della decomposizione);
- un vettore colonna (*packetlevs*, con tante righe quante quelle di *wpt*) in cui il valore dell'elemento della riga r-esima indica il livello di decomposizione dei coefficienti della riga r-esima della matrice *wpt* (si tenga conto che se *wpt* contiene l'intera tabella di decomposizione, il vettore *packetlevs* è un vettore con  $2^j$  elementi per ciascun livello j)
- un vettore colonna (*cfreq*) in cui in ogni riga contiene il valore della frequenza centrale della banda per ogni nodo di decomposizione. Da specificare, che tali frequenze vengono date in cicli/campioni, quindi, per convertirle in Hz, bisogna moltiplicare il vettore *cfreq* per la frequenza di campionamento. Infine, in uscita si hanno le energie (*energy*) e le energie relative (*relenergy*): le prime sono una matrice contenente il valore dell'energia totale associata ad uno specifico nodo, per cui la somma delle energie associate ai pacchetti appartenenti ad uno stesso livello restituisce l'energia del segnale di partenza; le seconde sono ottenute come l'energia ad uno specifico nodo divisa l'energia totale del livello di appartenenza del nodo (che corrisponde all'energia totale del segnale), per cui la somma di tutte le energie relative ad un determinato livello restituisce 1 [25].

Dunque, questa funzione è stata sfruttata per effettuare per ciascun soggetto la WPD dei segnali, non più ottenuti separando per ciascun soggetto soltanto la sessione SI da quella CI, ma distinguendo ulteriormente fra fase di rest e di task. In particolare, i 15 secondi relativi alla lettura della consegna sono stati inclusi insieme ai 5 minuti di task. Si sono ottenuti, così, per ciascun soggetto quattro set di 32 segnali (uno per canale), dove ogni set di segnali corrisponde a una specifica fase: REST SI, TASK SI, REST CI e TASK CI.

La funzione *modwpt* è stata applicata a ciascun segnale di elettrodo per ciascuno dei quattro set di segnali così separati, specificando di effettuare la decomposizione tramite la wavelet Daubechies di ordine 4 (*db4*), di arrivare fino al quinto livello di decomposizione e assegnando ad entrambi i parametri '*Fulltree*' e '*TimeAlign*' il valore *true*. Così facendo si ottengono, per ogni segnale di elettrodo, delle matrici relative ai coefficienti ai vari nodi della decomposizione (complessivamente 62 nodi), alle energie (62 valori di energia) e alle energie relative (62 valori di energia relativa).



Dopodiché, delle energie e delle energie relative restituite da *modwpt* se ne sono calcolate le medie rispetto alla totalità dei soggetti, in accordo con le seguenti formule:

$$\text{energy}_{MVF c,j,x} = \frac{\sum_s \text{energy}_{VFS,c,j,x}}{Nsogg} \quad (3.11)$$

$$\text{reenergy}_{MVF c,j,x} = \frac{\sum_s \text{reenergy}_{VFS,c,j,x}}{Nsogg} \quad (3.12)$$

dove gli elementi dei vettori  $\text{energy}_{VFS,c}$  e  $\text{reenergy}_{VFS,c}$  sono ottenuti dalla WPD dei sottosegnali VF (V = REST o TASK; F = SI o CI) del soggetto  $s$  ( $s = 1, 2, \dots, 28$ ) del canale  $c$  ( $c = 1, 2, \dots, 32$ ). Con  $Nsogg$  si è indicato il numero totale dei soggetti (28 per i segnali dal gruppo A).

Dal momento che le energie (e le energie relative) restituite da *modwpt* riguardano l'intera porzione di segnale data in pasto alla funzione *modwpt*, non è possibile effettuare a partire dai valori forniti in uscita un'analisi di come evolve l'energia del segnale ad ogni nodo (quindi in ogni banda di frequenza) al variare del tempo.

Per questo, si sono ricavate le energie a partire dalle matrici relative ai coefficienti ai nodi in accordo con le formule 3.1 e 3.2:

$$E_{VFS,c,j,x,k} = |C_{VFS,c,j,x,k}|^2 \quad (3.13)$$

$$E_{VFS,c,j,x} = \left[ |C_{VFS,c,j,x,1}|^2 |C_{VFS,c,j,x,2}|^2 \dots |C_{VFS,c,j,x,N}|^2 \right] \quad (3.14)$$

dove  $x$  è il parametro che indica la posizione del pacchetto al livello  $j$  ( $x = 0, 1, \dots, 2^j - 1$ ) all'interno dell'organizzazione ad albero del risultato della WPD e  $k$  indica la posizione temporale del coefficiente all'interno del pacchetto stesso.  $N$  anche in questo caso indica la lunghezza del segnale a cui si effettua la decomposizione.

A partire da tali vettori energia, si è effettuata la normalizzazione per poter valutare come l'energia del segnale in ciascuna banda di frequenza possa variare nel tempo rispetto ad una situazione considerata come riferimento. In particolare, si sono attuate due differenti modalità di normalizzazione: nella prima i valori di energia di ciascuna fase (REST SI, TASK SI, REST CI e TASK CI) sono stati normalizzati rispetto all'inizio della rispettiva fase di rest (REST SI, REST CI rispettivamente); nella seconda modalità la condizione di riferimento è sempre considerata l'inizio della fase di REST SI. In entrambe le modalità, l'inizio della fase di REST è inteso come la media dei campioni del vettore energia entro i primi 10 secondi di segnale:

$$\bar{E}_{RESTFS,c,j,x,1} = \frac{\sum_{k=0}^{F_s \cdot 10} E_{VFS,c,j,x,k}}{\sum_0^{F_s \cdot 10} k} \quad (3.15)$$

Per cui le energie normalizzate sono state ottenute in accordo con le seguenti equazioni:

$$E_{NORM1 REST SI s,c,j,x,k} = \frac{E_{REST SI s,c,j,x,k}}{\bar{E}_{REST SI s,c,j,x,1}} \quad (3.16)$$

$$E_{NORM1 TASK SI s,c,j,x,k} = \frac{E_{TASK SI s,c,j,x,k}}{\bar{E}_{REST SI s,c,j,x,1}} \quad (3.17)$$

$$E_{NORM1 REST CI s,c,j,x,k} = \frac{E_{REST CI s,c,j,x,k}}{\bar{E}_{REST CI s,c,j,x,1}} \quad (3.18)$$

$$E_{NORM1 TASK CI s,c,j,x,k} = \frac{E_{TASK CI s,c,j,x,k}}{\bar{E}_{REST CI s,c,j,x,1}} \quad (3.19)$$

$$E_{NORM2 REST SI s,c,j,x,k} = \frac{E_{REST SI s,c,j,x,k}}{\bar{E}_{REST SI s,c,j,x,1}} \quad (3.20)$$

$$E_{NORM2 TASK SI s,c,j,x,k} = \frac{E_{TASK SI s,c,j,x,k}}{\bar{E}_{REST SI s,c,j,x,1}} \quad (3.21)$$

$$E_{NORM2 REST CI s,c,j,x,k} = \frac{E_{REST CI s,c,j,x,k}}{\bar{E}_{REST SI s,c,j,x,1}} \quad (3.22)$$

$$E_{NORM2 TASK CI s,c,j,x,k} = \frac{E_{TASK CI s,c,j,x,k}}{\bar{E}_{REST SI s,c,j,x,1}} \quad (3.23)$$

Per cui la normalizzazione è stata ottenuta dividendo ciascun campione del vettore  $\bar{E}_{VF s,c,j,x}$  con la media ottenuta dai campioni entro una finestra di 10 secondi,  $\bar{E}_{REST F 1}$ . Da notare che l'energia  $E_{NORM1 REST SI s,c,j,x,k}$  e l'energia  $E_{NORM2 REST SI s,c,j,x,k}$ , così come l'energia  $E_{NORM1 TASK SI s,c,j,x,k}$  e l'energia  $E_{NORM2 TASK SI s,c,j,x,k}$  sono identiche, per cui le formule 3.20 e 3.21 risultano superflue. Dei vettori energie  $E_{VF s,c,j,x}$ ,  $E_{NORM1 VF s,c,j,x,k}$  e  $E_{NORM2 VF s,c,j,x,k}$  sono state calcolate le energie mediate fra la totalità dei soggetti:

$$E_{M VF c,j,x,k} = \frac{\sum_s E_{VF s,c,j,x,k}}{Nsogg} \quad (3.24)$$

$$E_{M NORM1 VF c,j,x,k} = \frac{\sum_s E_{NORM1 VF s,c,j,x,k}}{Nsogg} \quad (3.25)$$

$$E_{M NORM2 V CI c,j,x,k} = \frac{\sum_s E_{NORM2 V CI s,c,j,x,k}}{Nsogg} \quad (3.26)$$

Infine, è utile, per eliminare certi picchi che possono rendere difficoltosa l'interpretazione dei dati, realizzare all'occorrenza la media mobile dei vettori energia. In particolare, si è sfruttata la built in function *movmean*, la quale permette di calcolare la media mobile specificando in ingresso il segnale su cui effettuare la moving average e la lunghezza della finestra, che è stata sempre impostata pari a 10 secondi.

### 3.2.1.3 Toolbox EEGLAB

Per terminare l'analisi si è proceduto con il toolbox EEGLAB di MATLAB, che, nel dettaglio, si è sfruttato per poter ottenere una visione più chiara della distribuzione delle energie sullo scalpo, utilizzando la visualizzazione tramite mappe topologiche, resa possibile attraverso function implementate in EEGLAB.

Nel particolare, si sono utilizzate le matrici relative alle energie direttamente restituite dalla funzione *modwpt energy<sub>VFS,c</sub>*. Infatti, per ogni soggetto, si sono confrontate le energie in ciascuna fase dell'esperimento con l'energia associata alla fase REST SI, considerata la situazione di riferimento, implementando le seguenti equazioni:

$$energy_{CONF TASK SI s,c,j,x} = energy_{TASK SI s,c,j,x} - energy_{REST SI s,c,j,x} \quad (3.27)$$

$$energy_{CONF REST CI s,c,j,x} = energy_{REST CI s,c,j,x} - energy_{REST SI s,c,j,x} \quad (3.28)$$

$$energy_{CONF TASK CI s,c,j,x} = energy_{TASK CI s,c,j,x} - energy_{REST SI s,c,j,x} \quad (3.29)$$

Ovviamente, dopo avere fatto questo passaggio soggetto per soggetto, si è calcolata la media fra la totalità dei soggetti:

$$energy_{CONF M V F c,j,x} = \frac{\sum_s energy_{CONF V F S,c,j,x}}{\sum s} \quad (3.30)$$

Dopodiché, tramite la funzione *topoplot* del toolbox EEGLAB, si sono ottenute le mappe topologiche delle energie confronto descritte sopra.

Inoltre, si sono sfruttate le mappe topologiche per rappresentare come vari nel tempo sullo scalpo l'energia ottenuta dai coefficienti dei segnali interi  $E_{ME c,j,x}$ .

### 3.2.2 Elaborazione dei segnali B

I segnali, in questo caso, sono stati forniti grezzi, quindi, oltre al segnale utile, vi sono presenti artefatti che possono derivare da attività non cerebrale, per esempio il movimento oculare, potenziali elettrici originati dalla muscolatura dello scalpo e dalla attività del cuore. In una prima parte, quindi, si è dovuto provvedere a rimuovere gli artefatti dai segnali, e questo è stato permesso dall'analisi alle componenti indipendenti.

Per il proseguo dell'elaborazione si è sfruttata la sola WPD e si è sempre concluso con la rappresentazione mediante mappe topologiche tramite il toolbox EEGLAB.

#### 3.2.2.1 Independent Component Analysis (ICA)

Un metodo che permette di separare le sorgenti che hanno generato il segnale EEG, distinguendo quelle cerebrali da quelle di rumore, per poter rimuovere quest'ultime, è l'analisi alle componenti indipendenti (ICA). Essa permette di risolvere problemi di Blind Source Separation (BBS), nei quali i segnali sono ottenuti da una miscela di sorgenti differenti, di cui non si conoscono né i contributi originali, né come si sono miscelate fra di loro. Un esempio semplice, ma utile per capire un problema di BBS, è il Cocktail Party Problem. Esso prevede che in uno stesso ambiente vi siano diversi gruppi di persone impegnate in conversazioni separate, un sottofondo musicale e rumori provenienti dall'esterno. Ognuno di questi segnali acustici, chiamati sorgenti, sono considerati indipendenti. Si supponga che all'interno di questa stanza siano installati dei microfoni posti in posizioni differenti che registrano dei segnali che sono una combinazione lineare delle sorgenti, le quali contribuiscono al segnale a seconda della loro distanza rispetto ai microfoni. Il problema di BBS, qui, si rispecchia nel voler separare ognuno delle sorgenti indipendenti (le chiacchiere, la musica, etc.) a partire dai segnali registrati dai microfoni. Il caso più semplice è quello in cui ci siano due segnali sorgenti indipendenti  $s_1(t)$  e  $s_2(t)$  e due microfoni in due posizioni diverse che registrano i segnali  $x_1(t)$  e  $x_2(t)$  (figura 3.3).

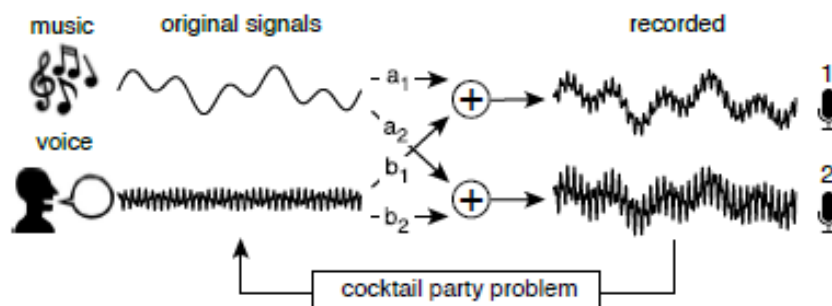


Figura 3.3: Esempio schematico di cocktail party problem che prevede la miscelazione di due sorgenti indipendenti (tratta da [26]).

Ogni segnale registrato  $x_1(t)$  e  $x_2(t)$  è una combinazione lineare delle due sorgenti  $s_1(t)$  e  $s_2(t)$ :

$$\begin{cases} x_1(t) = a_{11}s_1(t) + a_{12}s_2(t) \\ x_2(t) = a_{21}s_1(t) + a_{22}s_2(t) \end{cases} \quad (3.31)$$

dove i coefficienti  $a_{11}$ ,  $a_{12}$ ,  $a_{21}$  e  $a_{22}$  riflettono la distanza dei microfoni da ciascuna sorgente.

La risoluzione del problema BBS risulta particolarmente complesso perché non sono noti i coefficienti di miscelazione.

In generale, si supponga che si abbiano  $m$  sorgenti indipendenti e  $n$  segnali osservati, con  $n \geq m$ , dunque si può scrivere:

$$\underline{X} = A \cdot \underline{S} \quad (3.32)$$

in cui  $\underline{X}$  è il vettore contenente le variabili osservate di dimensioni  $n \times 1$ ,  $\underline{S}$  è il vettore delle sorgenti indipendenti di dimensioni  $m \times 1$  e  $A$  è la matrice di mixing di dimensioni  $n \times m$ .  $\underline{S}$  e  $\underline{X}$  sono considerati aleatori, ossia ogni loro elemento è una variabile aleatoria scalare.

Nel caso in cui il numero delle variabili osservate e delle sorgenti sia uguale, ossia  $n=m$ , si può stimare  $\underline{S}$  in forma algebrica, secondo:

$$\underline{S} = A^{-1} \cdot \underline{X} \quad (3.33)$$

$\underline{S}$  risulta una stima perché non si conosce la matrice  $A^{-1} = W$ , definita di demixing, che lega, appunto, il vettore delle sorgenti con quello delle variabili osservate.

Lo scopo dell'ICA è, quindi, quello di trovare una trasformazione lineare tale che:

$$\underline{Y} = W \cdot \underline{X} \quad \text{dove} \quad W = \hat{A}^{-1} \quad \text{e} \quad \underline{Y} = \hat{\underline{S}} \quad (3.34)$$

Si dovrà stimare la matrice  $W$  in modo tale il vettore  $\underline{Y}$  sia formato da variabili il più indipendente possibili fra di loro; ovvero è necessario individuare la matrice  $W$  che ottimizza una specifica funzione costo che misura l'indipendenza tra le variabili  $y_i$  del vettore  $Y$ .

Affinché si possa effettuare tale stima, bisogna imporre dei vincoli d'identificabilità del modello ICA:

- Le  $m$  sorgenti siano tutte indipendenti;
- Le sorgenti siano tutte, tranne al più una, non gaussiane. Vincolo necessario perché altrimenti il problema ICA risulterebbe indeterminato, dal momento che per le variabili gaussiane la scorrelazione equivale all'indipendenza. Questo comporta che una qualunque rappresentazione scorrelata delle variabili  $\underline{Y}$  implichi indipendenza, ma tale rappresentazione non è detto che sia effettivamente quella corretta;
- Il numero delle variabili osservate deve essere maggiore o uguale al numero delle sorgenti che le generano ( $n \geq m$ );
- La matrice  $A$  deve essere invertibile;

- Dal momento che sia  $A$  che  $\underline{S}$  non sono note, sia  $\underline{S}$  che le colonne di  $A$  possono essere determinate a meno di un fattore di scala, questo implica che il problema è indeterminato, perché si hanno infinite soluzioni. Per rimuovere questa ambiguità, si aggiunge un quinto vincolo, ossia si fissa la varianza delle sorgenti. Questo comporta che si ricerchino le sorgenti con varianza fissata, di solito pari a 1.

Se ognuno di questi vincoli è rispettato, allora si può ritenere che il problema è ben posto, ossia è possibile identificare la soluzione.

Nell'ICA viene effettuato una preelaborazione delle variabili osservate, che permette di stimare più velocemente la matrice di demixing. In particolare, il vettore  $\underline{X}$  viene centrato e sbiancato.

Centrare significa avere variabili il cui valore medio è nullo ( $E\{\underline{X}\} = 0$ ).

La trasformazione di sbiancamento, invece, consiste nel trasformare  $\underline{X}$  in un set di variabili scorrelate e a varianza unitaria, il che comporta che la matrice di demixing da stimare sia ortogonale. Questo implica come vantaggio che si abbiano meno parametri da stimare, perché è dimostrato che ad una matrice ortogonale si hanno associati  $n*(n-1)/2$  parametri, contro  $n^2$  di una matrice non ortogonale. Quindi, sbiancare le variabili osservate (se  $n$  è sufficientemente grande) equivale in pratica a dimezzare di fatto la complessità del problema.

L'analisi ICA trova molte applicazioni nell'elaborazione di segnali biomedici, come i segnali EEG. Infatti, il segnale EEG è una miscela di diverse sorgenti indipendenti, di origine cerebrale e non, di cui non si conosce il processo di miscelazione. L'ICA permette di estrarre le componenti indipendenti che generano il segnale EEG, tra cui si possono individuare quelle di artefatto. Esse vengono quindi poste a zero, permettendo di restituire il segnale EEG privo degli artefatti.

Il toolbox EEGLAB di MATLAB permette di applicare l'ICA e quindi di rimuovere gli artefatti dai segnali EEG.

In questo elaborato, oltre ai segnali, sono state già fornite le relative matrici di demixing, ottenute tramite il toolbox EEGLAB grazie ad un lavoro precedente di tesi, nel quale erano già state valutate quali fossero le componenti di artefatto per ciascun segnale.

L'elaborazione qui svolta quindi si è basata nell'eliminare tali componenti dai segnali originali, ponendole a zero, per poi, tramite la matrice di mixing, che non è altro che la matrice inversa della matrice fornita di demixing, ottenere il segnale pulito.

### 3.2.2.2 Wavelet Packet Decomposition (WPD)

Dopo avere effettuato la rimozione dagli artefatti, si è potuto proseguire con la vera e propria elaborazione tramite WT.

Per effettuare la WPD si è usata la funzione *modwpt* sui segnali interi relativi a ciascun esperimento (indicati con C = complete, F = finger, M = mental e R = reading), specificando di effettuare la decomposizione tramite la wavelet Daubechies di ordine 4 (*db4*), di arrivare fino al quarto livello e per le variabili 'Fulltree' e 'TimeAlign' si sono assegnate, rispettivamente, i flag *false* e *true*. A differenza dei segnali A, in questa elaborazione si è deciso di non ottenere delle matrici *wpt* contenenti i coefficienti di tutti i nodi, ma solo di quelli terminali del quarto livello, così da ridurre l'occupazione in memoria, dal momento che i tracciati da decomporre erano particolarmente lunghi (15 minuti). Dunque, si ottengono delle matrici associate alle energie, alle energie relative e ai coefficienti ai pacchetti dell'ultimo livello.

Dalle matrici dei coefficienti si sono calcolate le energie come dalla formula 3.13 e 3.14:

$$E_{E S, c, x, k} = |C_{E S, c, x, k}|^2 \quad (3.35)$$

$$E_{E S, c, x} = \left[ |C_{E S, c, x, 1}|^2 |C_{E S, c, x, 2}|^2 \dots |C_{E S, c, x, N}|^2 \right] \quad (3.36)$$

dove E indica a quale esperimento è associata l'energia (C = complete, F = finger, M = mental e R = reading), s il soggetto (s = 1, 2, ..., 30), c il canale (c = 1, 2, ..., 13) e x la posizione del pacchetto al livello j. Quest'ultimo, a differenza delle formule 3.13 e 3.14, in questo caso non è più espresso esplicitamente, poiché è implicito che sia pari a 4, dal momento che si sono estratti i coefficienti soltanto dell'ultimo livello.

Dal momento che i coefficienti vengono restituiti allineati nel tempo con il segnale originale, è possibile calcolare le energie, istante per istante, delle singole fasi di ogni esperimento a partire dal vettore energia  $E_{E S, c, x}$  associato al segnale intero. Per fare ciò si sono separati i vettori  $E_{E S, c, x}$  in tre ulteriori vettori:  $E_{E REST1 S, c, x}$  per i primi 5 minuti di segnale in cui il soggetto si trova in una fase di relax iniziale,  $E_{E TASK S, c, x}$ , per i seguenti 5 minuti di segnale di task e, infine,  $E_{E REST2 S, c, x}$ , per gli ultimi 5 minuti di rilassamento mentale.

Di tutti questi vettori energia si sono poi calcolate le media fra la totalità dei soggetti, secondo le seguenti formule:

$$E_{M E c, x, k} = \frac{\sum_s E_{E S, c, x, k}}{N_{sogg}} \quad (3.37)$$

$$E_{M E REST1 c, x, k} = \frac{\sum_s E_{E REST1 S, c, x, k}}{N_{sogg}} \quad (3.38)$$

$$E_{M E TASK c,x,k} = \frac{\sum_s E_{E TASK s,c,x,k}}{Nsogg} \quad (3.39)$$

$$E_{M E REST2 c,x,k} = \frac{\sum_s E_{E REST2 s,c,x,k}}{Nsogg} \quad (3.40)$$

Infine, è utile, anche per questi segnali, effettuare all'occorrenza la media mobile, sempre realizzata tramite la built in function *movmean*, per la quale si è sempre impostata la lunghezza della finestra a 10 secondi.

Per ottenere le energie totali associate ad una specifica fase del segnale (REST 1, TASK e REST 2), si sono implementate le seguenti formule:

$$E_{TOT E REST1 s,c,x} = \sum_{k=0}^N E_{E REST1 s,c,x,k} \quad (3.41)$$

$$E_{TOT E TASK s,c,x} = \sum_{k=0}^N E_{E TASK s,c,x,k} \quad (3.42)$$

$$E_{TOT E REST2 s,c,x} = \sum_{k=0}^N E_{E REST2 s,c,x,k} \quad (3.43)$$

Questo ha permesso di evitare di riapplicare la *modwpt* ai segnali separati nelle singole fasi per ciascun esperimento.

Per ciascuna di esse si è calcolata, poi, la media fra la totalità dei soggetti:

$$E_{M TOT E REST1 c,x} = \frac{\sum_s E_{TOT E REST1 s,c,x}}{Nsogg} \quad (3.44)$$

$$E_{M TOT E TASK c,x} = \frac{\sum_s E_{TOT E TASK s,c,x}}{Nsogg} \quad (3.45)$$

$$E_{M TOT E REST2 c,x} = \frac{\sum_s E_{TOT E REST2 s,c,x}}{Nsogg} \quad (3.46)$$

Infine, dal momento che tali segnali sono stati ottenuti effettuando 4 acquisizioni separate (una per ogni esperimento) per ogni soggetto, è utile effettuare una normalizzazione delle energie totali associate ad una specifica fase, per poter rendere confrontabili fra di loro tali grandezze. Infatti, si è effettuata la normalizzazione delle  $E_{TOT E TASK s,c,x}$  rispetto alle  $E_{TOT E REST1 s,c,x}$ , in accordo con tali formule:

$$E_{TOT NORM C TASK s,c,j,x} = \frac{E_{TOT C TASK s,c,j,x}}{E_{TOT C REST1 s,c,j,x}} \quad (3.47)$$



$$E_{TOT\ NORM\ F\ TASK\ s,c,j,x} = \frac{E_{TOT\ F\ TASK\ s,c,j,x}}{E_{TOT\ F\ REST1\ s,c,j,x}} \quad (3.48)$$

$$E_{TOT\ NORM\ M\ TASK\ s,c,j,x} = \frac{E_{TOT\ M\ TASK\ s,c,j,x}}{E_{TOT\ M\ REST1\ s,c,j,x}} \quad (3.49)$$

$$E_{TOT\ NORM\ R\ TASK\ s,c,j,x} = \frac{E_{TOT\ R\ TASK\ s,c,j,x}}{E_{TOT\ R\ REST1\ s,c,j,x}} \quad (3.50)$$

Di tali energie totali normalizzate si è, poi, effettuata la media fra la totalità dei soggetti, in accordo con la formula:

$$E_{M\ TOT\ NORM\ E\ TASK\ c,j,x} = \frac{\sum_s E_{TOT\ NORM\ E\ TASK\ s,c,j,x}}{Nsogg} \quad (3.51)$$

Si tenga conto che nel gruppo B,  $Nsogg = 30$ .

### 3.2.2.3 Toolbox EEGALAB

Per terminare l'analisi, anche con questi segnali, si è proceduto con il toolbox EEGLAB di MATLAB per ottenere le mappe topologiche.

Nel particolare, si sono utilizzate le energie totali  $E_{TOT\ E\ REST1\ s,c,x}$ ,  $E_{TOT\ E\ TASK\ s,c,x}$  e  $E_{TOT\ E\ REST2\ s,c,x}$ . Infatti, per ogni soggetto, si sono confrontate le energie totali in ciascuna fase dei singoli esperimenti con l'energia totale associata alla fase REST 1, implementando le seguenti equazioni:

$$E_{CONF\ E\ TASK\ s,c,x} = E_{TOT\ E\ TASK\ s,c,x} - E_{TOT\ E\ REST1\ s,c,x} \quad (3.52)$$

$$E_{CONF\ E\ REST2\ s,c,x} = E_{TOT\ E\ REST2\ s,c,x} - E_{TOT\ E\ REST1\ s,c,x} \quad (3.53)$$

Come sempre, infine, si sono ricavate le energie medie ad esse associate, per cui:

$$E_{M\ CONF\ E\ TASK\ c,x} = \frac{\sum_s E_{CONF\ E\ TASK\ s,c,x}}{Nsogg} \quad (3.54)$$

$$E_{M\ CONF\ E\ REST2\ c,x} = \frac{\sum_s E_{CONF\ E\ REST2\ s,c,x}}{Nsogg} \quad (3.55)$$

Dopodiché, tramite la funzione *topoplot* del toolbox EEGLAB, si sono ottenute le mappe topologiche delle energie confronto descritte sopra.

Inoltre, si sono sfruttate le mappe topologiche per rappresentare come vari nel tempo sullo scalpo l'energia ottenuta dai coefficienti dei segnali interi  $E_{MEC,x,k}$ .

## Capitolo 4 - Analisi dei risultati (segnali A)

L'obiettivo principale dell'analisi è quello di valutare la variazione dei segnali cerebrali nelle diverse condizioni acquisite, prestando particolarmente attenzione ai ruoli del ritmo alpha e del ritmo theta. Per fare questo, si è osservato come variano i contributi energetici dei segnali, calcolati come descritto nel capitolo precedente, in funzione delle varie fasi sperimentali a cui sono stati sottoposti i soggetti. Precisamente in questo capitolo si mostrano i risultati relativi ai segnali A descritti nel Capitolo 3 (segnali acquisiti su 28 soggetti nelle fasi: rest senza immagini, task (calcolo mentale) senza immagini, rest con immagini, task (calcolo mentale) con immagini).

### 4.1 Discrete Wavelet Transform

In questa prima parte si farà la valutazione delle variazioni delle energie in banda alpha e theta, tramite i coefficienti ricavati dalla DWT dei segnali.

Innanzitutto, si mostra come varia in funzione del tempo l'energia (in media mobile) relativa al dettaglio alla scala  $j = 3$  ossia in banda alpha [8-16] Hz, mediata su tutti i soggetti nei due esperimenti SI e CI, per ciascun canale  $c$ , cioè vengono mostrate le energie  $E_{M SI c,3,n}$  ed  $E_{M CI c,3,n}$  (capitolo 3, paragrafo 3.2.1.1, formula 3.8) (figure 4.1, 4.2, 4.3 e 4.4)

I segnali, per entrambe le sessioni SI e CI, sono formati dai primi 300 secondi relativi alla fase di rilassamento e gli ultimi 300 secondi alla fase di TASK separati da 15 secondi per la lettura della consegna. Si possono fare le seguenti osservazioni:

a) Alcune osservazioni si possono fare relativamente ai primi 300 secondi di tracciato (fase di rest). Si nota come, in generale, spostandosi dai canali più frontali a quelli più posteriori, l'energia in banda alpha tenda ad aumentare (si nota infatti un innalzamento del livello dei segnali). Questo vale sia per la condizione SI che per la condizione CI. Tuttavia, questo risultato è molto più evidente nel caso della sessione SI nei canali centrali (C), centroparietali (CP), parietali (P) e parieto-occipitali (PO) più vicini alla linea mediale e sulla linea mediale stessa (C3, Cz, C4, CP1, CP2, P3, Pz, P4, PO3, POz, PO4). Infatti, durante la fase di rest SI, pur essendo il soggetto ad occhi aperti, non vengono applicate stimolazioni visive e il soggetto tende a rilassarsi. L'assenza di stimolazione visiva e il progressivo rilassamento del soggetto si riflettono in un progressivo incremento nell'energia in banda alpha in questi canali, come si evince dal progressivo incremento nel livello di questi segnali dall'inizio della acquisizione entro i primi 100 secondi per poi mantenersi (seppur con qualche

fluttuazione) al livello così raggiunto fino al tempo  $t = 300$  secondi (figura 4.1 e figura 4.2). Nelle condizioni rest CI (primi 300 s nella figura 4.3 e nella figura 4.4), pur osservando un incremento di livello negli stessi canali, si nota che il livello di energia alpha resta inferiore rispetto a quello osservato nella fase rest SI. Questo è dovuto alla presenza di immagini; nonostante non sia richiesto alcuna specifica attenzione verso le immagini, queste stimolano le regioni occipitali in particolare e catturano in ogni caso attenzione visiva, sicché l'energia in banda alpha (nelle regioni centro-posteriori) risulta inferiore rispetto alla condizione di rest SI.

b) Altre osservazioni possono essere fatte relativamente ai 15 secondi che seguono immediatamente il tempo  $t = 300$  s. In particolare, con riferimento alla sessione SI (figura 4.1 e figura 4.2) si osserva come proprio in corrispondenza di questi 15 secondi si riscontri una marcata diminuzione dell'attività in banda alpha (in particolare nei canali precedentemente indicati), per poi tornare, ad aumentare durante la fase di TASK. Tale decremento è, a, più evidente nell'energia in banda alpha relativa alla sessione SI, poiché, è proprio durante la fase di REST SI che il ritmo alpha presenta maggiore attività. Quindi al presentarsi della consegna essa cala drasticamente perché il soggetto viene distolto improvvisamente dallo stato di inattività.

c) Un'altra importante osservazione riguarda la fase di task (calcolo mentale) che ha inizio immediatamente dopo la consegna ( $t = 315$  secondi) fino al termine dell'acquisizione ( $t = 615$  secondi). È particolarmente interessante osservare che il calcolo mentale non induce una diminuzione dell'alpha. Anzi, con riferimento ai grafici SI (figura 4.2 e figura 4.3) si osserva un brusco incremento di alpha subito all'inizio del task vero e proprio (terminata la lettura della consegna); l'energia in banda alpha si riporta a valori prossimi (se non addirittura superiori) a quelli nella fase di rest SI. Nella sessione CI, sebbene la diminuzione di energia alpha durante la lettura della consegna sia meno evidente (come spiegato al punto b) precedente), è interessante osservare come nei canali C3, Cz, C4, CP1, CP2, P3, Pz, P4, PO3, POz, PO4 l'energia in banda alpha tenda nei 300 secondi di task (315-615) a crescere progressivamente raggiungendo livelli al di sopra della corrispondente fase di rest. Questo comportamento dell'energia in banda alpha durante la fase di task mentale (attenzione interna) riflette il ruolo inibitorio del ritmo alpha, ovvero un incremento del ritmo alpha andrebbe a ridurre l'eccitabilità delle cortecce sensoriali per 'bloccare' input sensoriali esterni irrilevanti per il task e che anzi andrebbero ad interferire con il suo svolgimento.

Molti aspetti qui descritti si riscontreranno anche nei grafici successivi, dal momento che derivano dall'osservazione delle energie ottenute direttamente dalle energie in media mobile appena descritte.

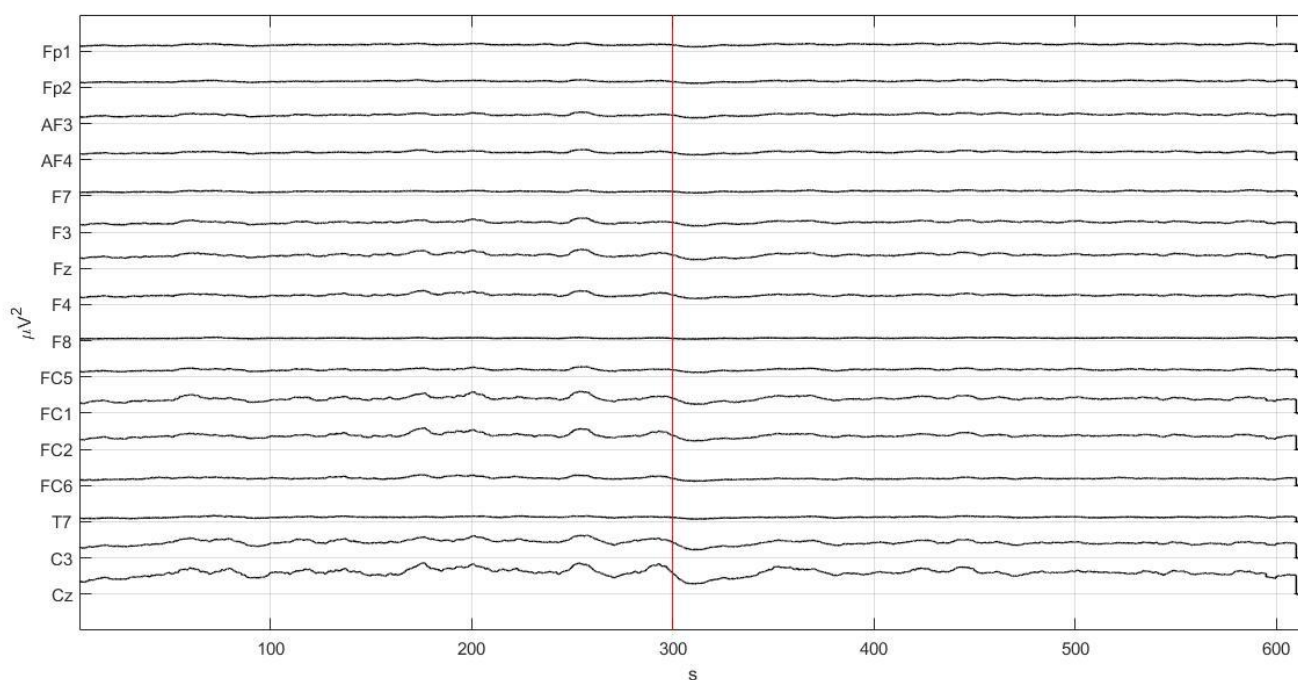


Figura 4.1:  $E_{M SI c,3,n}$ , andamento dell'energia in media mobile mediata su tutti i soggetti, relativa alla sessione SI, nella banda alpha [8-16] Hz (scala  $j = 3$ ) e in 16 dei 32 canali. I segnali sono posti in ordine dai più frontali ai più posteriori (da FP1 a Cz). La linea rossa separa il segnale in due parti: i primi 300 s sono relativi alla fase di REST SI e tra 300 s e 600 s sono relativi alla fase di TASK SI.

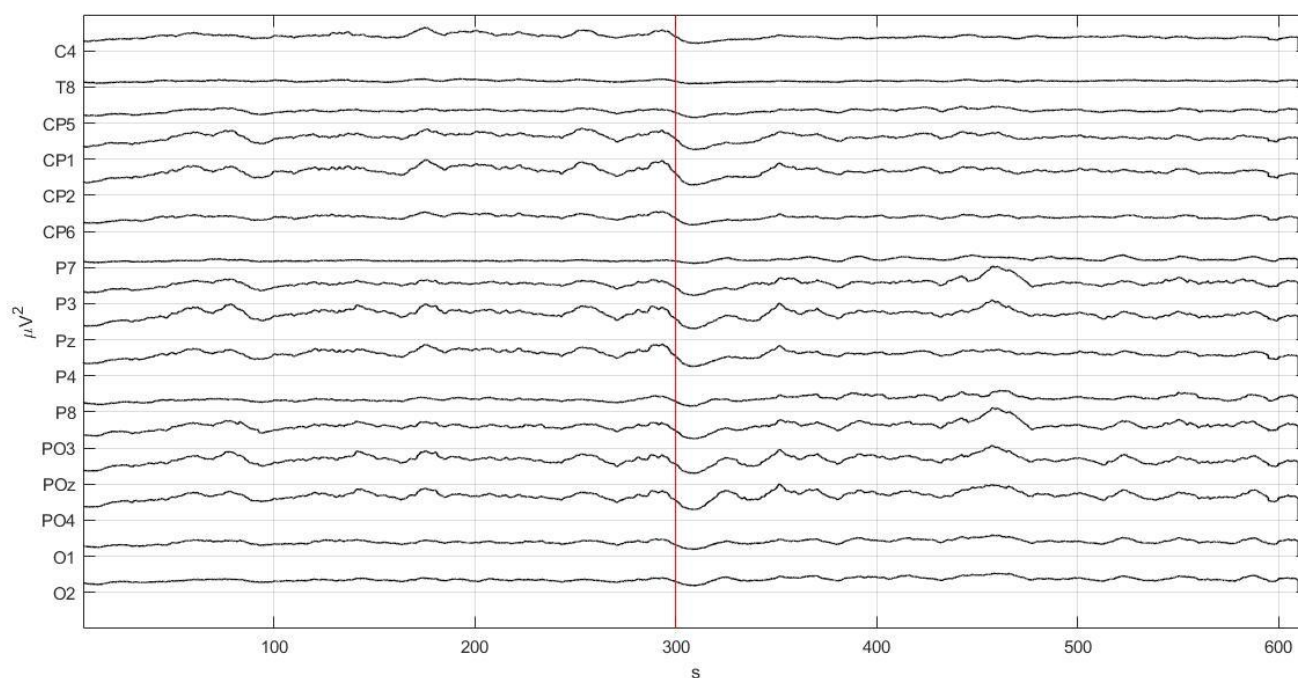


Figura 4.2:  $E_{M SI c,3,n}$ , andamento dell'energia in media mobile mediata su tutti i soggetti, relativa alla sessione SI, nella banda alpha [8-16] Hz (scala  $j = 3$ ) e in 16 dei 32 canali. I segnali sono posti in ordine dai più frontali ai più posteriori (da C4 a O2). La linea rossa separa il segnale in due parti: i primi 300 s sono relativi alla fase di REST SI e tra 300 s e 600 s sono relativi alla fase di TASK SI.

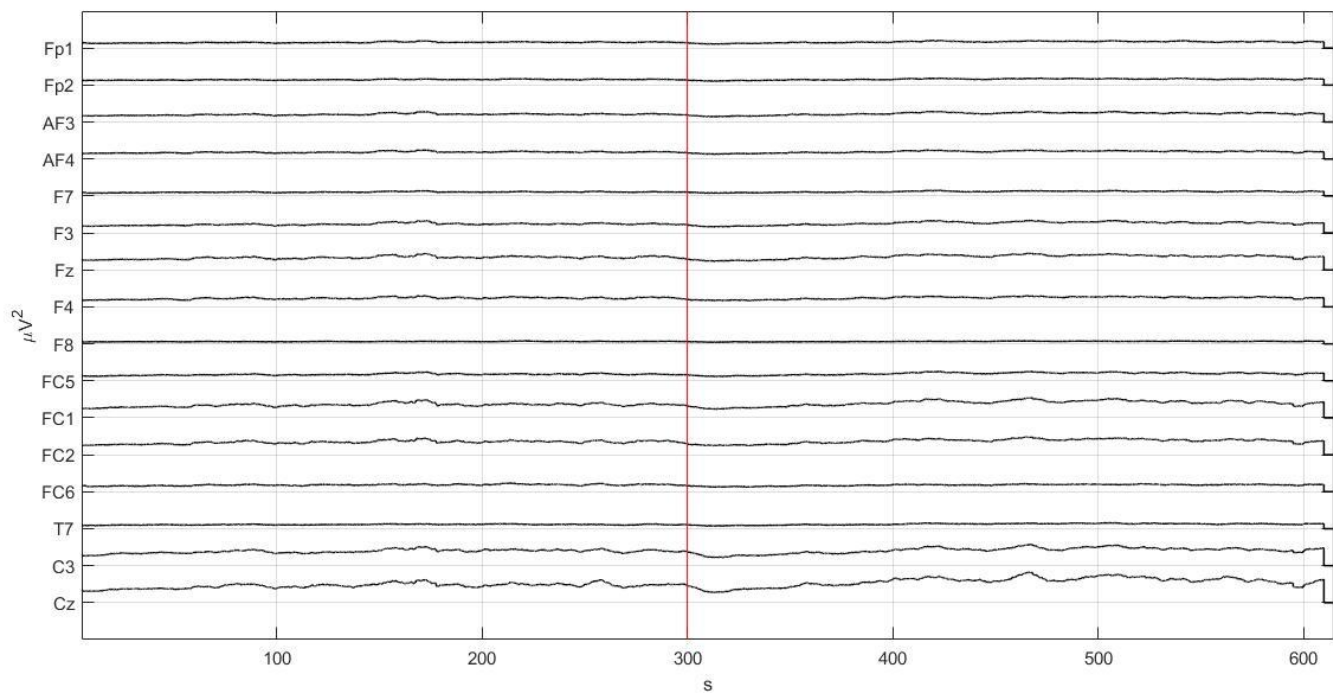


Figura 4.3:  $E_{MCIc,3,n}$ , andamento dell'energia in media mobile mediata su tutti i soggetti, relativa alla sessione CI, nella banda alpha [8-16] Hz (scala  $j = 3$ ) e in 16 dei 32 canali. I segnali sono posti in ordine dai più frontali ai più posteriori (da Fp1 a Cz). La linea rossa separa il segnale in due parti: i primi 300 s sono relativi alla fase di REST CI e tra 300 s e 600 s sono relativi alla fase di TASK CI.

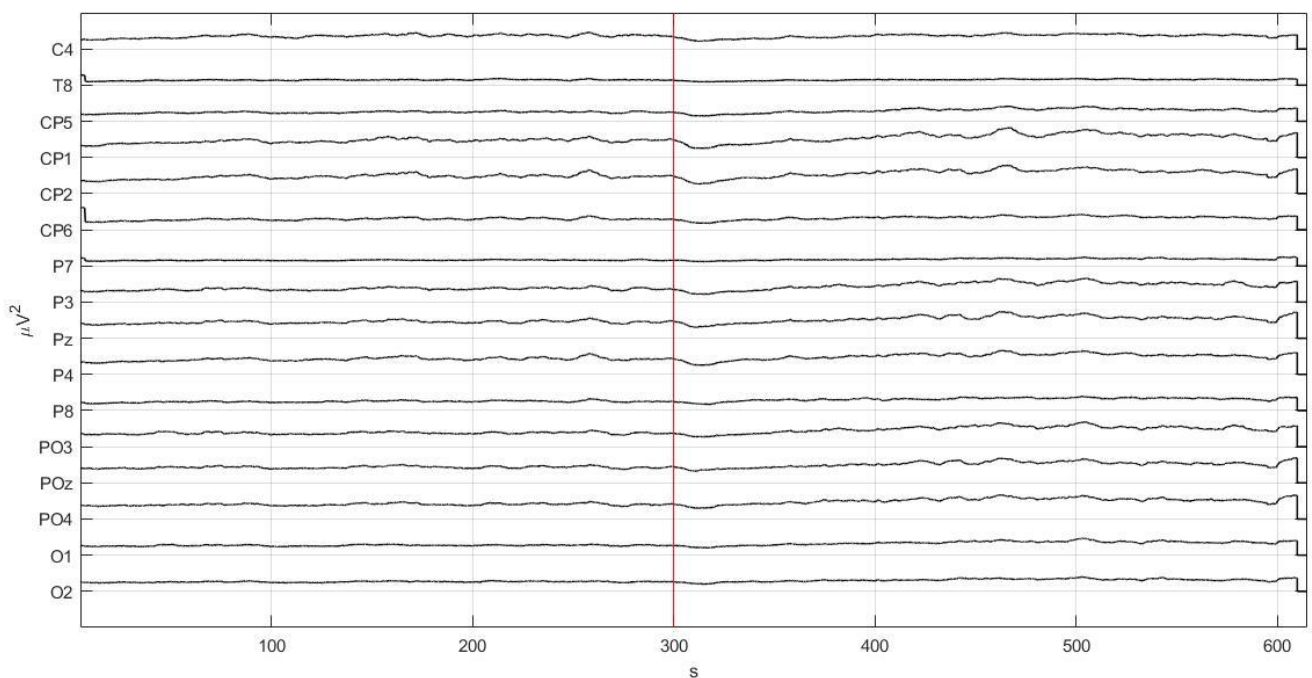


Figura 4.4:  $E_{MCIc,3,n}$ , andamento dell'energia in media mobile mediata su tutti i soggetti, relativa alla sessione CI, nella banda alpha [8-16] Hz (scala  $j = 3$ ) e in 16 dei 32 canali. I segnali sono posti in ordine dai più frontali ai più posteriori (da C4 a O2). La linea rossa separa il segnale in due parti: i primi 300 s sono relativi alla fase di REST CI e tra 300 s e 600 s sono relativi alla fase di TASK CI.

In particolare, nelle figure successive (figure 4.5, 4.6, 4.7 e 4.8), viene mostrato l'andamento delle energie normalizzate  $E_{M NORM1 SI c,3,n}$  e le  $E_{M NORM1 CI c,3,n}$  associate al ritmo alpha, cioè le energie ottenute, per ogni canale, normalizzando istante per istante il valore dell'energia al valore iniziale della rispettiva fase di rest (capitolo 3, paragrafo 3.2.1.1, formula 3.9). Indicativamente si può concludere che anche in questo caso le energie normalizzate dei canali più posteriori abbiano una maggiore variazione rispetto a quelle dei canali frontali. Inoltre, in sessione SI le energie assumono valori più elevati rispetto a quelle in sessione CI e si osserva sempre un brusco decremento dell'energia in corrispondenza della transizione fra fase di REST e di TASK dovuto alla lettura della consegna, e un successivo incremento del livello di energia.

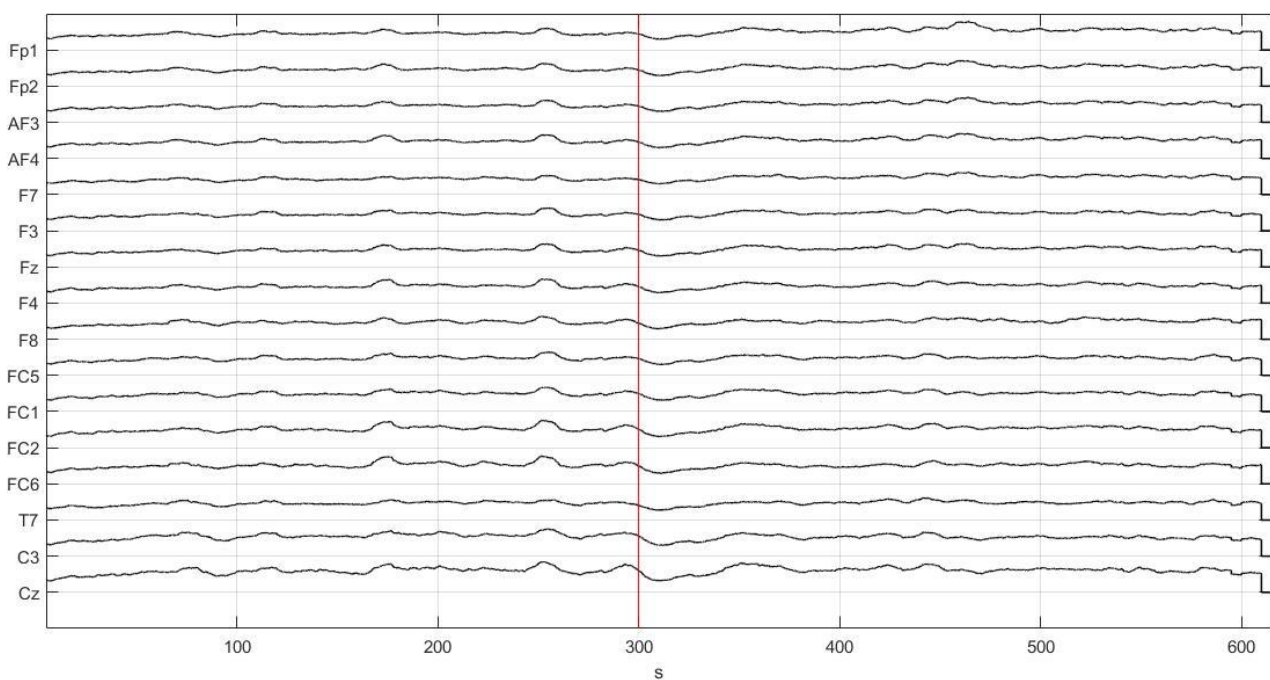


Figura 4.5:  $E_{M NORM1 SI c,3,n}$ , andamento dell'energia normalizzata 1 mediata su tutti i soggetti, relativa alla sessione SI, nella banda alpha [8-16] Hz (scala  $j = 3$ ) e in 16 dei 32 canali. I segnali sono posti in ordine dai più frontali ai più posteriori (da FP1 a Cz). La linea rossa separa il segnale in due parti: i primi 300 s sono relativi alla fase di REST SI e tra 300 s e 600 s sono relativi alla fase di TASK SI.

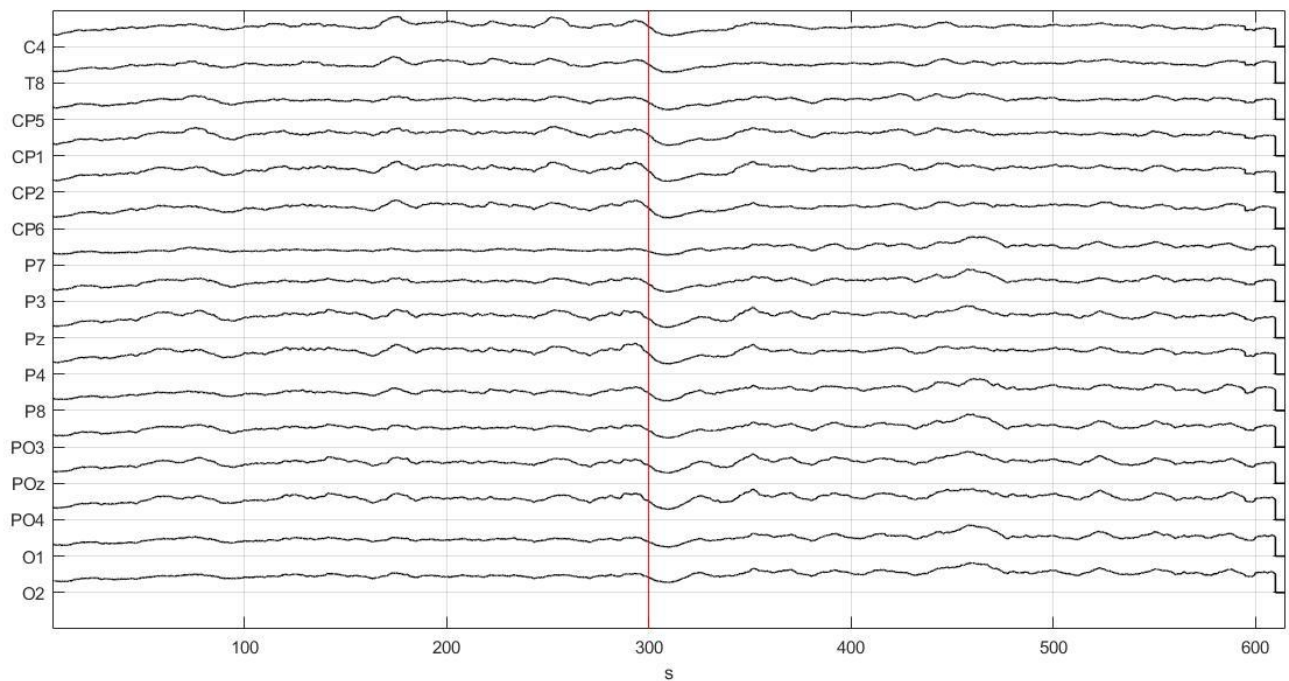


Figura 4.6:  $E_{M\text{NORM}1SIc,3,n}$  andamento dell'energia normalizzata  $l$  mediata su tutti i soggetti, relativa alla sessione SI, nella banda alpha [8-16] Hz (scala  $j = 3$ ) e in 16 dei 32 canali. I segnali sono posti in ordine dai più frontali ai più posteriori (da C4 a O2). La linea rossa separa il segnale in due parti: i primi 300 s sono relativi alla fase di REST SI e tra 300 s e 600 s sono relativi alla fase di TASK SI.

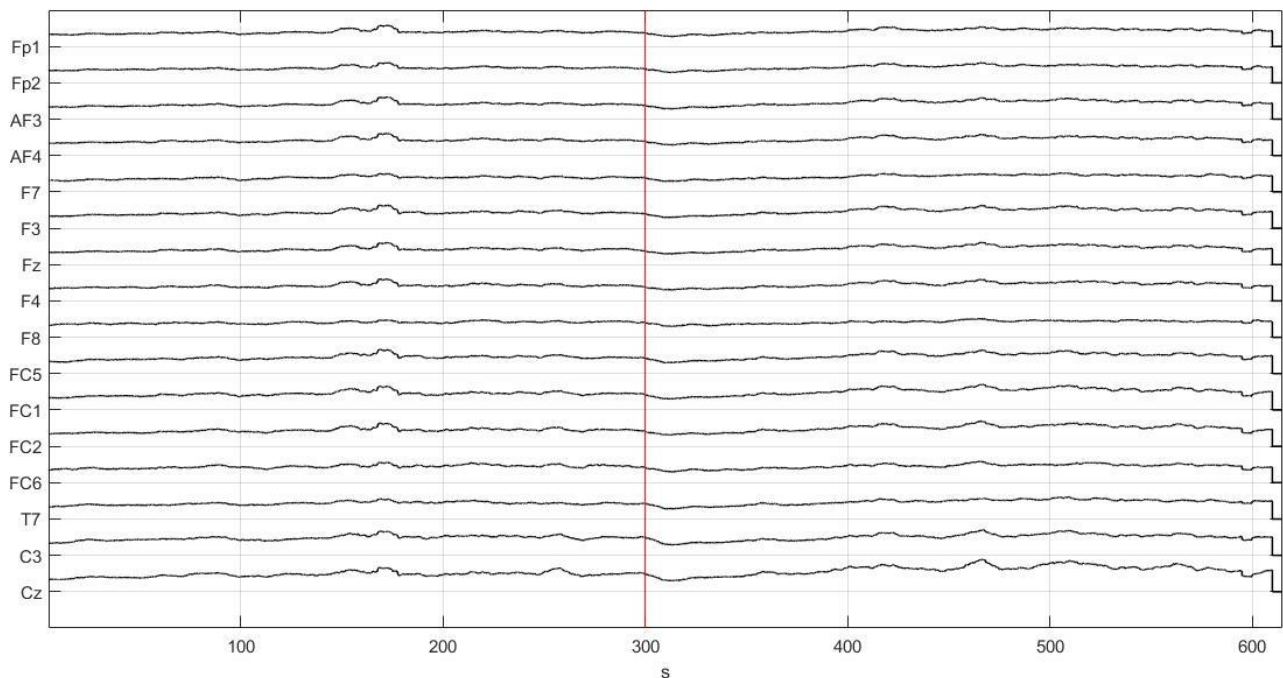


Figura 4.7:  $E_{M\text{NORM}1CIc,3,n}$  andamento dell'energia normalizzata  $l$  mediata su tutti i soggetti, relativa alla sessione CI, nella banda alpha [8-16] Hz (scala  $j = 3$ ) e in 16 dei 32 canali. I segnali sono posti in ordine dai più frontali ai più posteriori (da Fp1 a Cz). La linea rossa separa il segnale in due parti: i primi 300 s sono relativi alla fase di REST CI e tra 300 s e 600 s sono relativi alla fase di TASK CI.



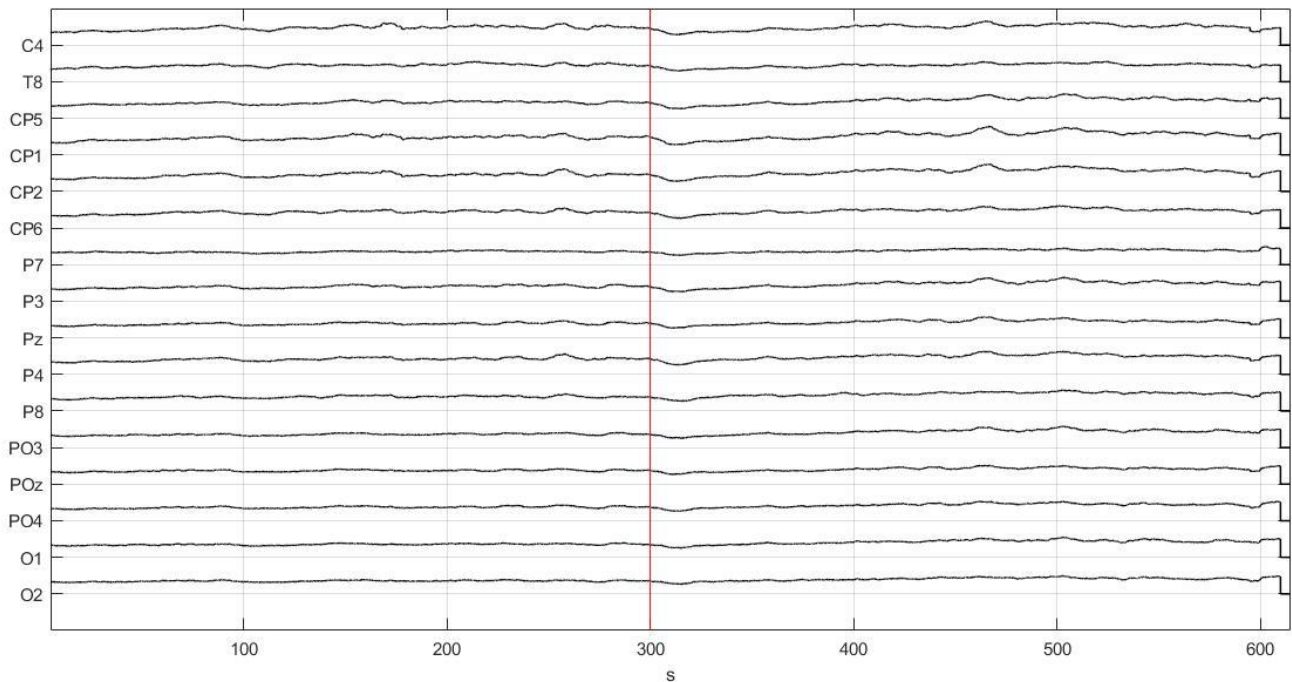


Figura 4.8:  $E_{M\text{NORM}1\text{CI}c,3,n}$ , andamento dell'energia normalizzata  $l$  mediata su tutti i soggetti, relativa alla sessione CI, nella banda alpha [8-16] Hz (scala  $j = 3$ ) e in 16 dei 32 canali. I segnali sono posti in ordine dai più frontali ai più posteriori (da C4 a O2). La linea rossa separa il segnale in due parti: i primi 300 s sono relativi alla fase di REST CI e tra 300 s e 600 s sono relativi alla fase di TASK CI.

La normalizzazione delle energie in media mobile, però, è stata realizzata per poter valutare meglio come varia l'andamento delle stesse rispetto ad un punto considerato di riferimento, che in questo caso specifico è l'inizio della fase di rilassamento di ognuna di esse.

Per poter meglio discutere questo aspetto e per poter effettuare un confronto diretto ci si limiterà ad osservare l'andamento delle energie normalizzate  $l$  mediate fra i soggetti di alcuni canali significativi per le diverse zone dello scalpo in entrambe le sessioni (figura 4.9): il canale FP1 per la zona anteriore-frontale; il canale F7 per la zona frontale; il canale FC5 per la zona fronto-centrale; il canale T7 per la zona centro-temporale; il canale P7 per la zona parietale; ed, infine, il canale PO3 per la zona perieto-occipitale.

In generale, si può notare come per entrambe le sessioni e per tutti i canali, si abbia in media un graduale incremento dell'energia in banda alpha nel tempo, ovviamente trascurando il calo negli istanti successivi i 300 secondi. Naturalmente, tale aspetto è maggiormente apprezzabile nella sessione SI, mentre per quella con distrattori visivi il livello alpha si mantiene complessivamente inferiore. Inoltre, concentrandosi sull'energia  $E_{M\text{NORM}1\text{SI}c,3}$ , si può osservare come tale aumento sia più accentuato per i canali posteriori, in particolar modo per PO3, e che si presenti marcato non solo durante la fase di REST, ma anche durante la fase di TASK; come anticipato precedentemente, questo

risultato avvalorare l'ipotesi che il ritmo alpha svolga un ruolo durante lo svolgimento di funzioni cognitive, per inibire zone della corteccia non utili allo svolgimento del task.

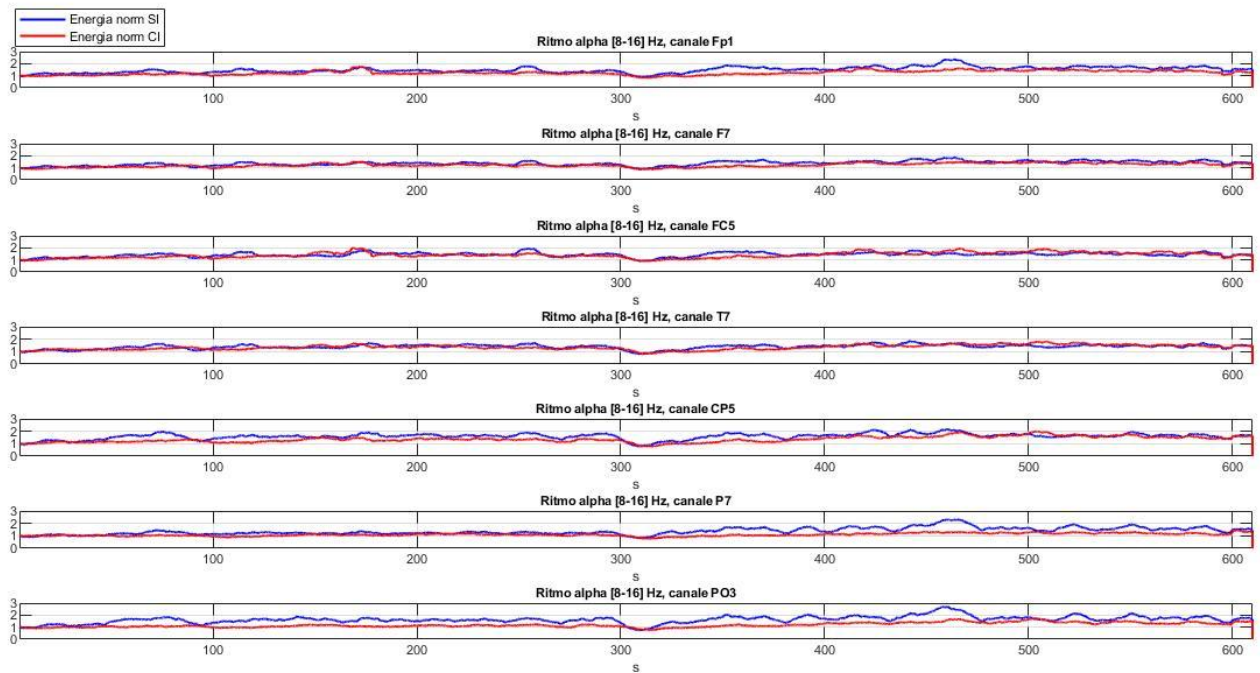


Figura 4.9:  $E_{M\ NORM1\ SI\ c,3,n}$  (in blu) e  $E_{M\ NORM1\ CI\ c,3,n}$  (in rosso), energie normalizzate 1 mediate fra i soggetti in sessione SI e CI del ritmo alpha alla scala  $j = 3$  [8-16]Hz, in particolare dei canali FP1, F7, FC5, T7, CP5, P7 e PO3.

Oltre alla normalizzazione appena commentata, si è effettuata anche la normalizzazione delle energie in media mobile in sessione CI rispetto all'inizio della rispettiva fase di SI,  $E_{M\ NORM2\ CI\ c,j,n}$  (capitolo 3, paragrafo 3.2.1.1, formula 3.10). Si osservi, in particolare, la figura 4.10, dove sono riportate a confronto le  $E_{M\ NORM2\ CI\ c,3,n}$  e le  $E_{M\ NORM1\ CI\ c,3,n}$  (entrambe mediate fra i soggetti), quindi le energie normalizzate, rispettivamente, 2 e 1, in banda alpha alla scala  $j = 3$  [8-16] Hz, sempre limitandosi ai canali citati precedentemente. Si noti come i risultati riportati in figura 4.10, siano confondenti. Infatti, osservando in particolare il canale PO3, ci si aspetterebbe che l'energia normalizzata 2 risulti minore rispetto alla energia normalizzata 1, dal momento che il campione usato come riferimento per la normalizzazione 2 in sessione SI dovrebbe avere valore più elevato rispetto a quello usato per la normalizzazione 1 in sessione CI. Questo perché la presenza di distrattori visivi tende a fare diminuire il ritmo alpha.

Questo risultato inaspettato, quindi, può essere giustificato dal fatto che si sia utilizzato il primo campione dell'inizio di ciascuna sessione, per cui, in realtà siano poco indicativi del comportamento di alpha. Inoltre, le due sessioni SI e CI, sono state acquisite separatamente per cui il primo valore di confronto può variare molto. Dunque, dal momento che casualmente il primo campione in sessione SI è più basso di quello in sessione CI, in realtà la normalizzazione 2 non è tanto significativa.

Questo risultato varrà analogamente anche per le successive analisi.

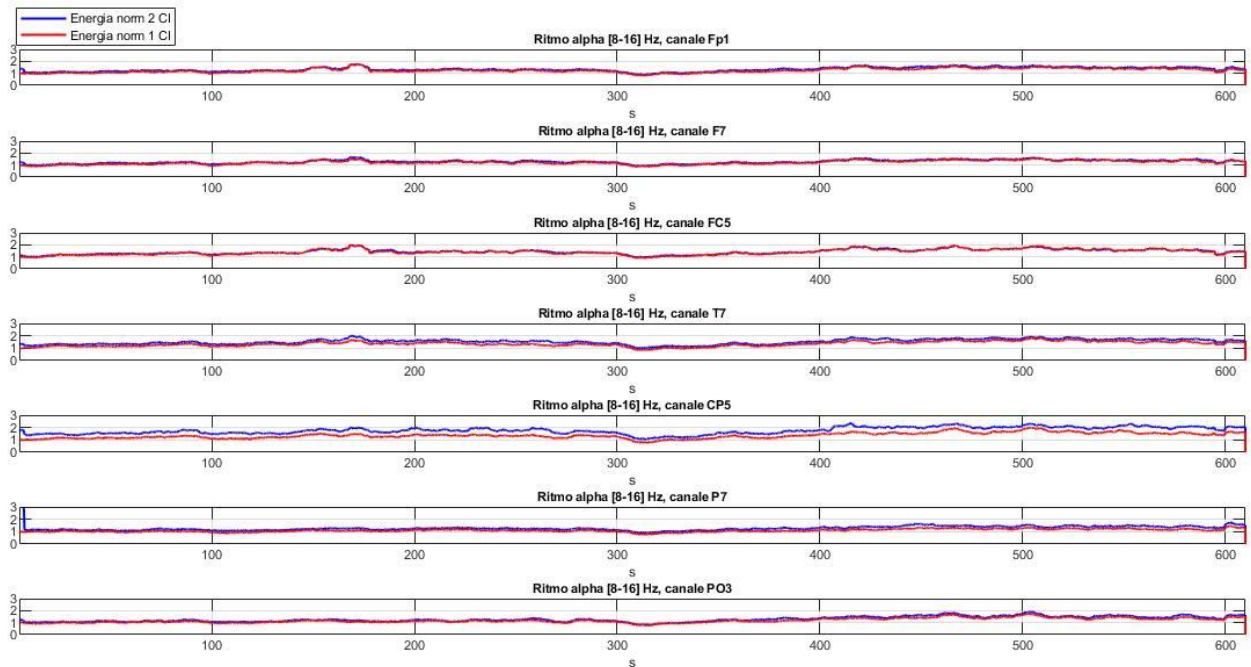


Figura 4.10:  $E_{M NORM2 CI c,3,n}$  energia normalizzata 2 mediata fra i soggetti in sessione CI del ritmo alpha in blu e  $E_{M NORM1 CI c,3,n}$  energia normalizzata 1 mediata fra i soggetti in sessione CI del ritmo alpha in rosso, in particolare dei canali Fp1, F7, FC5, T7, CP5, P7 e PO3.

Comunque, l'energia normalizzata 2 ha una sua utilità, dal momento che può essere sfruttata per valutare l'intero segnale, ossia sessione SI e sessione CI, interamente normalizzato rispetto all'inizio della sessione SI. In particolare, si osservi la figura 4.11, nella quale è riportato l'andamento dell'energia normalizzata rispetto al primo campione di REST SI associata al canale PO3 e alla banda alpha [8-16] Hz ( $E_{M NORM1 SI PO3,3,n}$ ,  $E_{M NORM2 CI PO3,3,n}$ ). Dunque, si nota che anche durante la sessione CI si ha un incremento dell'attività del ritmo alpha rispetto all'inizio alla condizione di inizio della sessione SI. Ovviamente tale attività risulta ridotta rispetto alla sessione SI, ma, comunque, si riscontra un aumento del contributo del ritmo alpha in confronto alla rispettiva fase di REST.

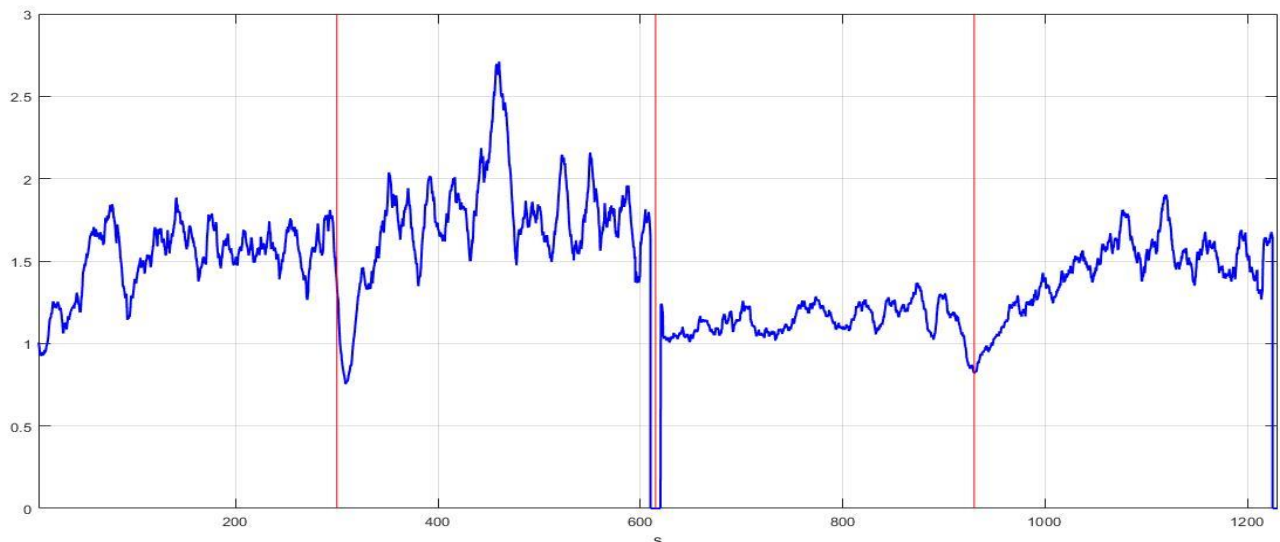


Figura 4.11: Concatenazione della  $E_{M NORM1 SI PO3,3,n}$  e della  $E_{M NORM2 CI PO3,3,n}$  per valutare come il segnale intero (SI+CI) vari in funzione dell'inizio della fase di REST SI, considerata la condizione di riferimento. Con le linee rosse sono separate le varie fasi e sessioni dell'esperimento.

Terminata l'analisi della banda alpha, ora si prosegue con la banda theta, per la quali si inizia mostrando come varia in funzione del tempo l'energia (in media mobile) relativa al dettaglio alla scala  $j = 4$  ossia in banda theta [4-8] Hz, mediata su tutti i soggetti nei due esperimenti SI e CI, per ciascun canale  $c$ , cioè vengono mostrate le energie  $E_{MSIc,4,n}$  ed  $E_{MCIc,4,n}$  (capitolo 3, paragrafo 3.2.1.1, formula 3.8) (figure 4.12, 4.13, 4.14, 4.15, 4.16, 4.17, 4.18 e 4.19).

I segnali, per entrambe le sessioni SI e CI, sono formati dai primi 300 secondi relativi alla fase di rilassamento e gli ultimi 300 secondi alla fase di TASK separati da 15 secondi per la lettura della consegna.

Dunque, innanzitutto si può osservare, sia per la sessione SI che per quella CI, come i canali coinvolti nell'attività theta siano distribuiti più o meno su tutto lo scalpo, ma in particolare modo i canali più frontali e centrali. Inoltre, analogamente al ritmo alpha, si riesce ad apprezzare come in corrispondenza dei 300 s vi sia brusco crollo dell'attività theta. Comunque, l'energia durante la fase di TASK, sia per la sessione SI che CI, torna ad aumentare nel tempo. Questo aspetto è importante, poiché significa che il ritmo theta svolge un ruolo nello svolgimento di task attentivi.

Per il ritmo theta, in generale, non si apprezzano particolari differenze fra l'andamento in sessione SI o CI, quindi significa che non è influenzato dalla presenza o meno di stimoli visivi.

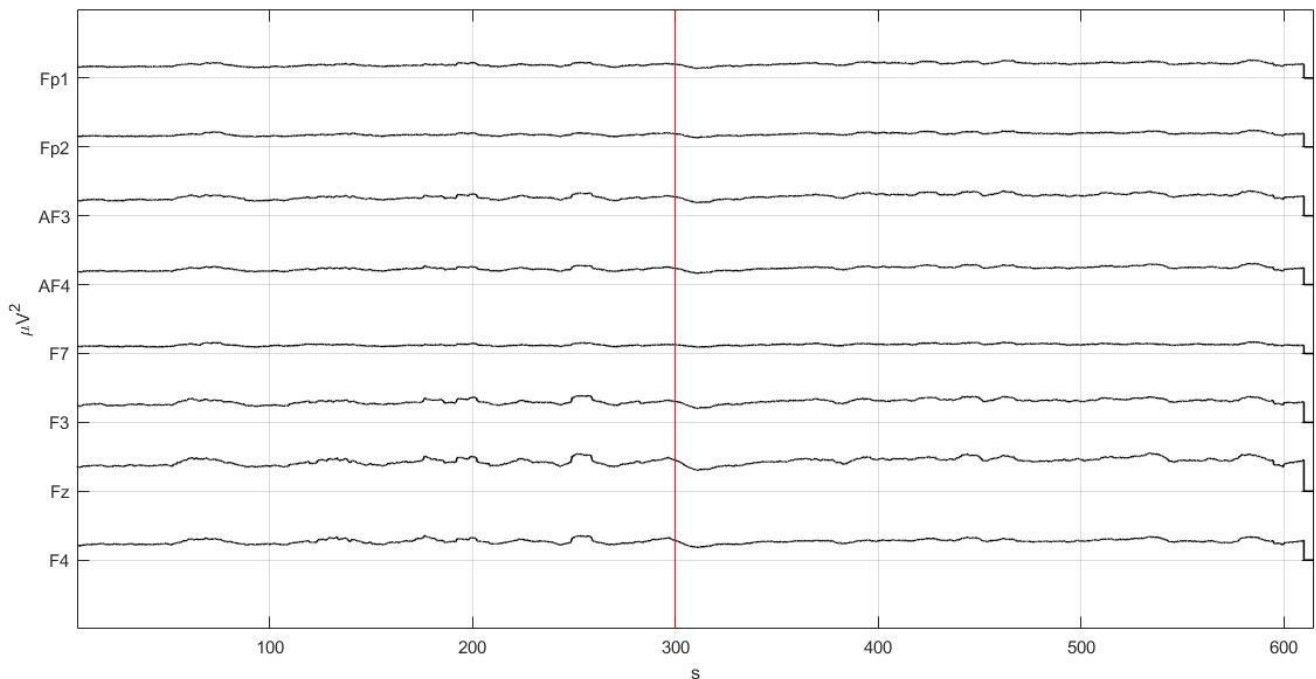


Figura 4.12:  $E_{MSIc,4,n}$ , andamento dell'energia in media mobile mediata su tutti i soggetti, relativa alla sessione SI, nella banda theta [4-8] Hz (scala  $j = 4$ ) e in 8 dei 32 canali. I segnali sono posti in ordine dai più frontali ai più posteriori (da FP1 a F4). La linea rossa separa il segnale in due parti: i primi 300 s sono relativi alla fase di REST SI e tra 300 s e 600 s sono relativi alla fase di TASK SI.

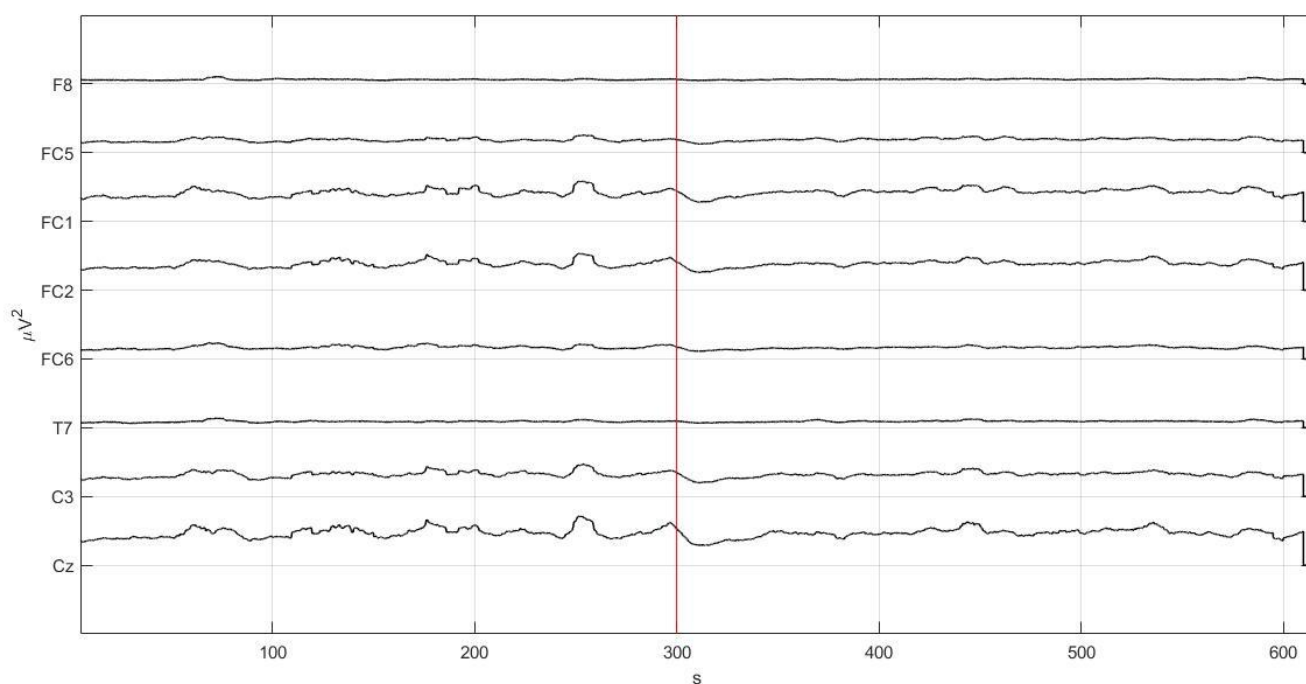


Figura 4.13:  $E_{M SI c, A, n}$ , andamento dell'energia in media mobile mediata su tutti i soggetti, relativa alla sessione SI, nella banda theta [4-8] Hz (scala  $j = 4$ ) e in 8 dei 32 canali. I segnali sono posti in ordine dai più frontali ai più posteriori (da F8 a Cz). La linea rossa separa il segnale in due parti: i primi 300 s sono relativi alla fase di REST SI e tra 300 s e 600 s sono relativi alla fase di TASK SI.

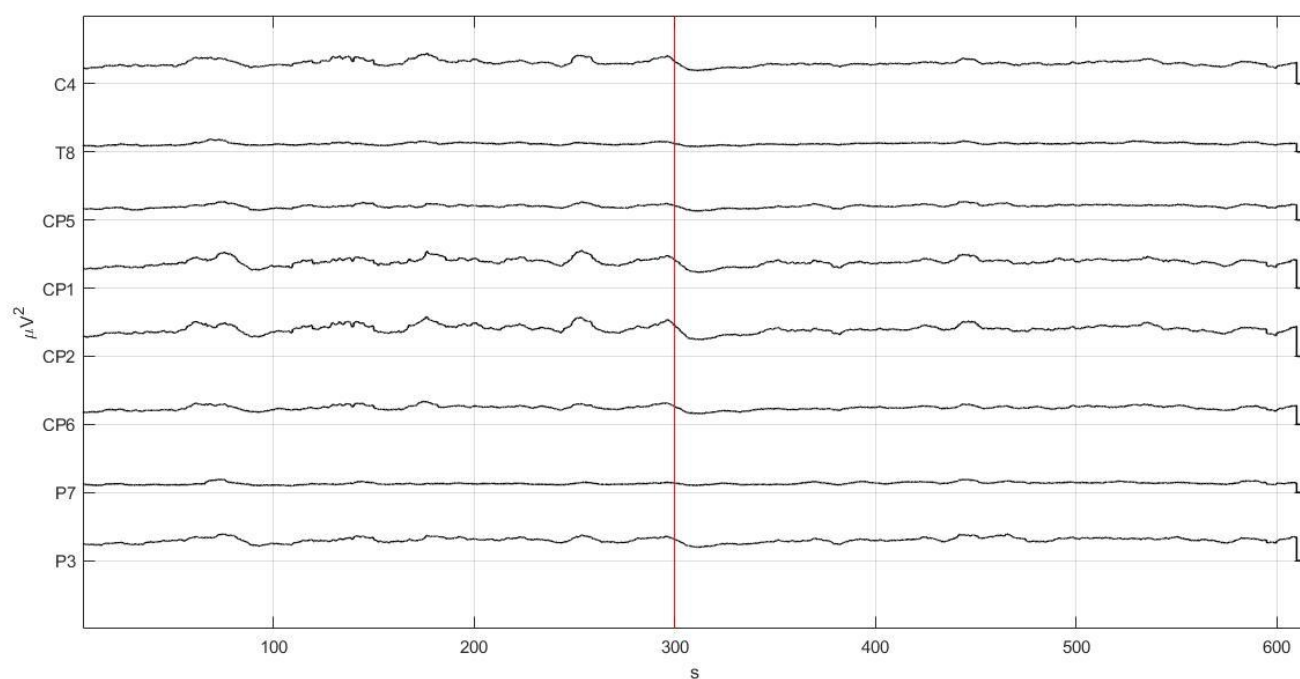


Figura 4.14:  $E_{M SI c, A, n}$ , andamento dell'energia in media mobile mediata su tutti i soggetti, relativa alla sessione SI, nella banda theta [4-8] Hz (scala  $j = 4$ ) e in 8 dei 32 canali. I segnali sono posti in ordine dai più frontali ai più posteriori (da C4 a P3). La linea rossa separa il segnale in due parti: i primi 300 s sono relativi alla fase di REST SI e tra 300 s e 600 s sono relativi alla fase di TASK SI.

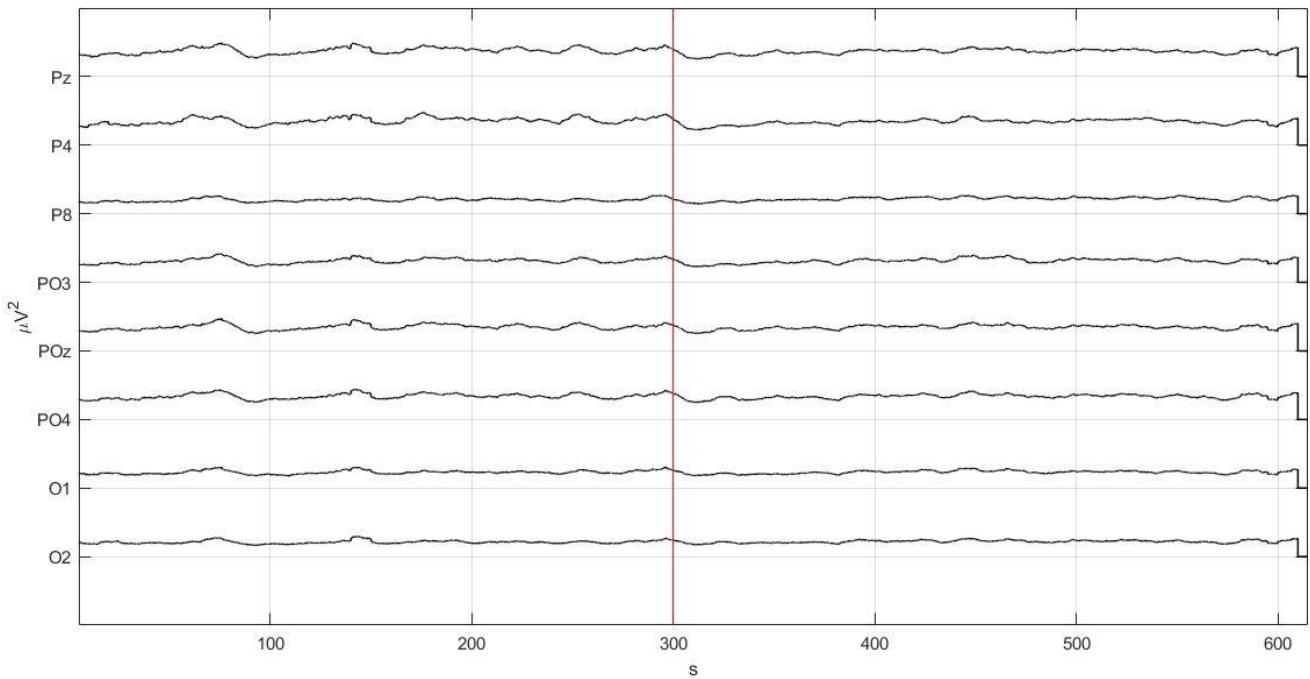


Figura 4.15:  $E_{M SI c, A, n}$ , andamento dell'energia in media mobile mediata su tutti i soggetti, relativa alla sessione SI, nella banda theta [4-8] Hz (scala  $j = 4$ ) e in 8 dei 32 canali. I segnali sono posti in ordine dai più frontali ai più posteriori (da Pz a O2). La linea rossa separa il segnale in due parti: i primi 300 s sono relativi alla fase di REST SI e tra 300 s e 600 s sono relativi alla fase di TASK SI.

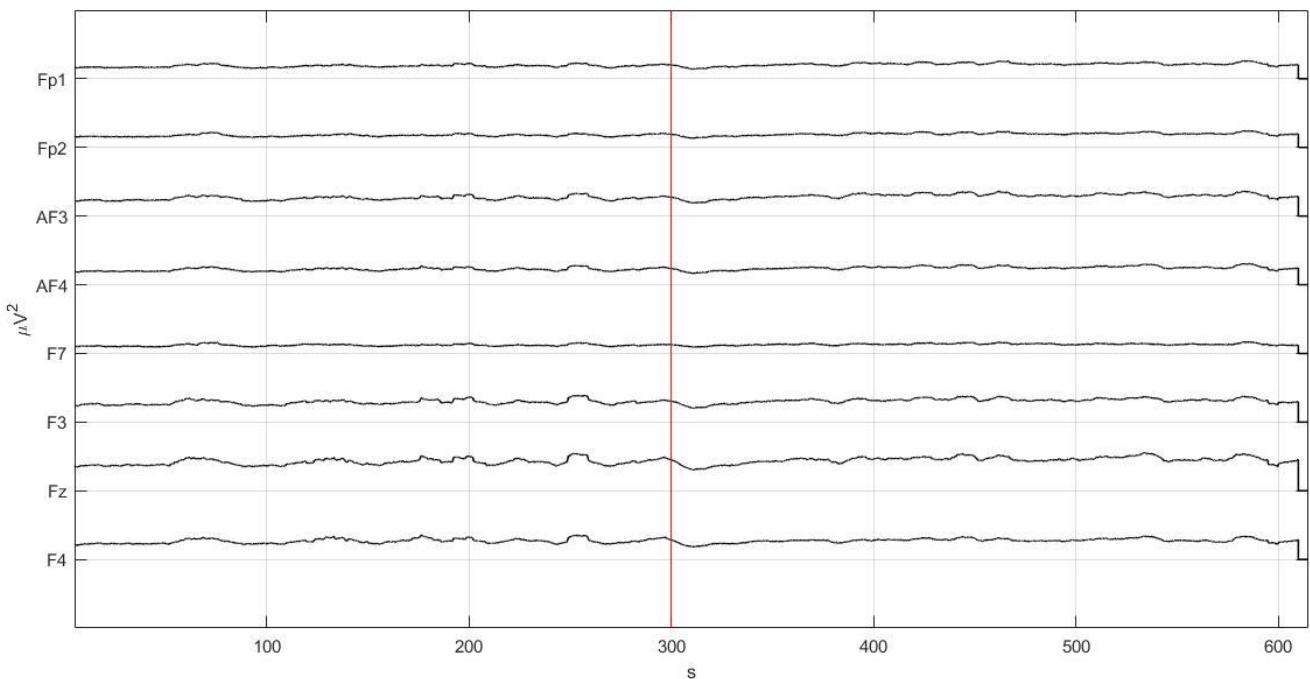


Figura 4.16:  $E_{M CI c, A, n}$ , andamento dell'energia in media mobile mediata su tutti i soggetti, relativa alla sessione CI, nella banda theta [4-8] Hz (scala  $j = 4$ ) e in 8 dei 32 canali. I segnali sono posti in ordine dai più frontali ai più posteriori (da Fp1 a F4). La linea rossa separa il segnale in due parti: i primi 300 s sono relativi alla fase di REST CI e tra 300 s e 600 s sono relativi alla fase di TASK CI.

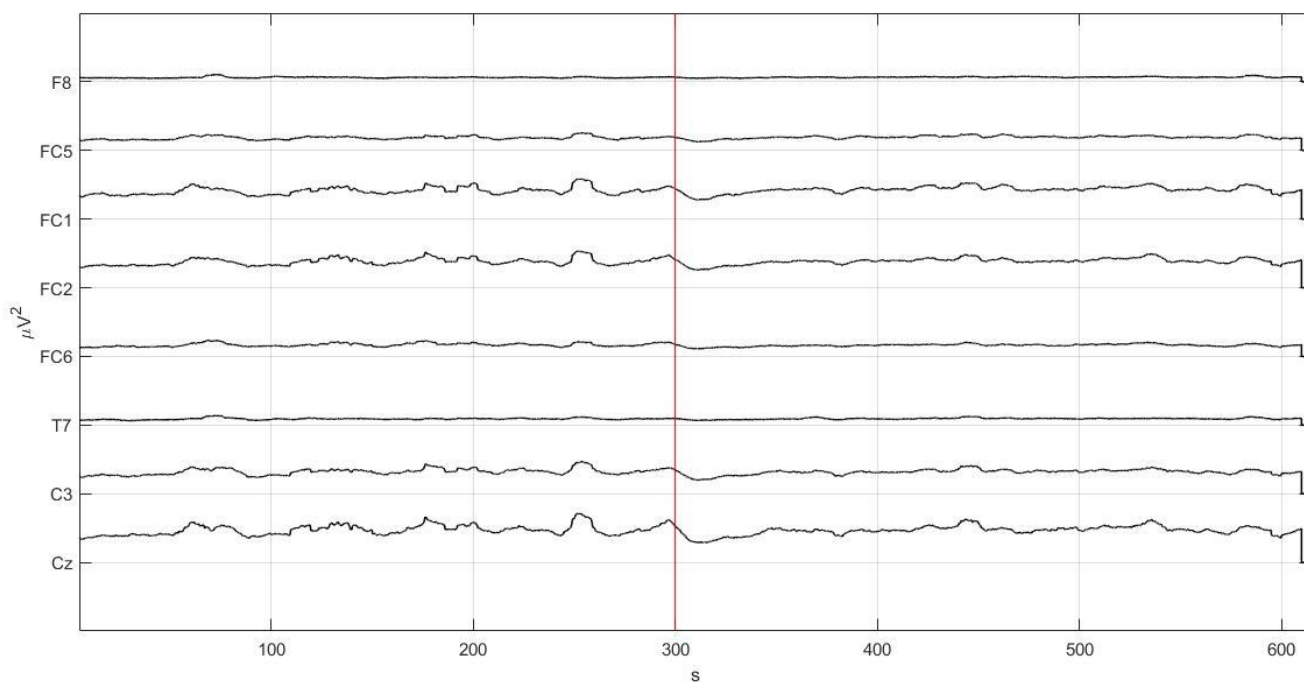


Figura 4.17:  $E_{MCIcA,n}$ , andamento dell'energia in media mobile mediata su tutti i soggetti, relativa alla sessione CI, nella banda theta [4-8] Hz (scala  $j = 4$ ) e in 8 dei 32 canali. I segnali sono posti in ordine dai più frontali ai più posteriori (da F8 a Cz). La linea rossa separa il segnale in due parti: i primi 300 s sono relativi alla fase di REST CI e tra 300 s e 600 s sono relativi alla fase di TASK CI.

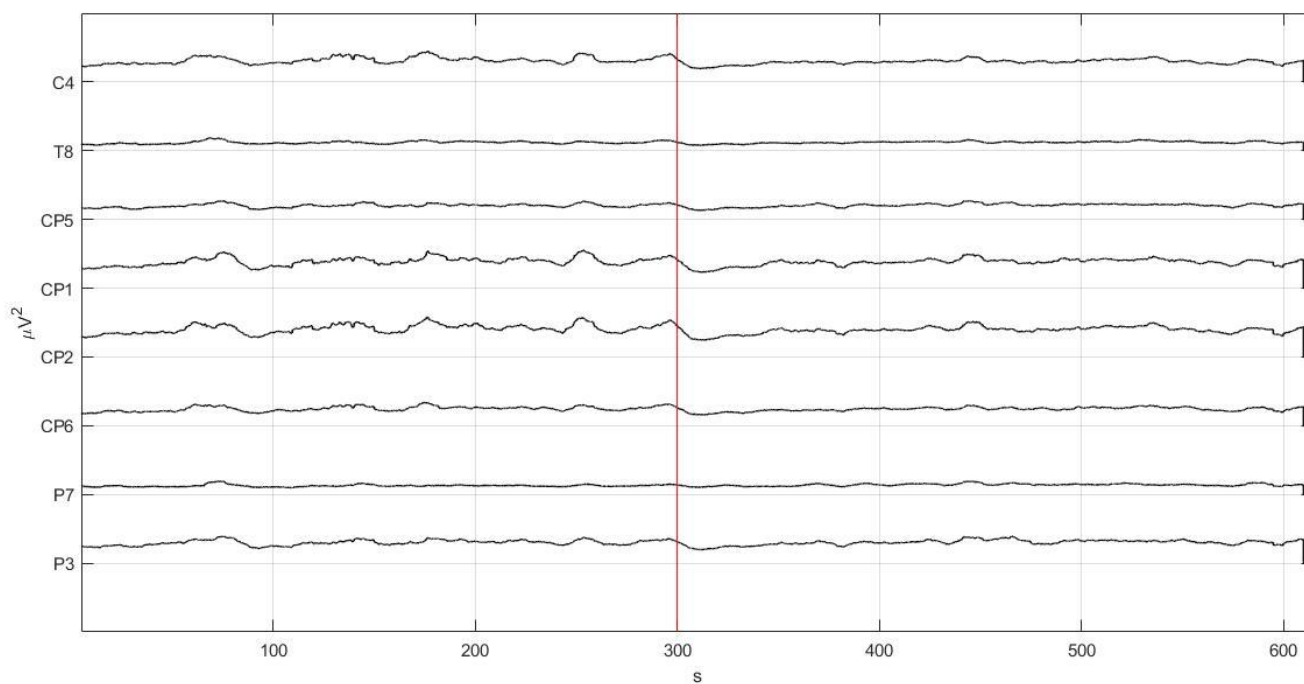


Figura 4.18:  $E_{MCIcA,n}$ , andamento dell'energia in media mobile mediata su tutti i soggetti, relativa alla sessione CI, nella banda theta [4-8] Hz (scala  $j = 4$ ) e in 8 dei 32 canali. I segnali sono posti in ordine dai più frontali ai più posteriori (da C4 a P3). La linea rossa separa il segnale in due parti: i primi 300 s sono relativi alla fase di REST CI e tra 300 s e 600 s sono relativi alla fase di TASK CI.

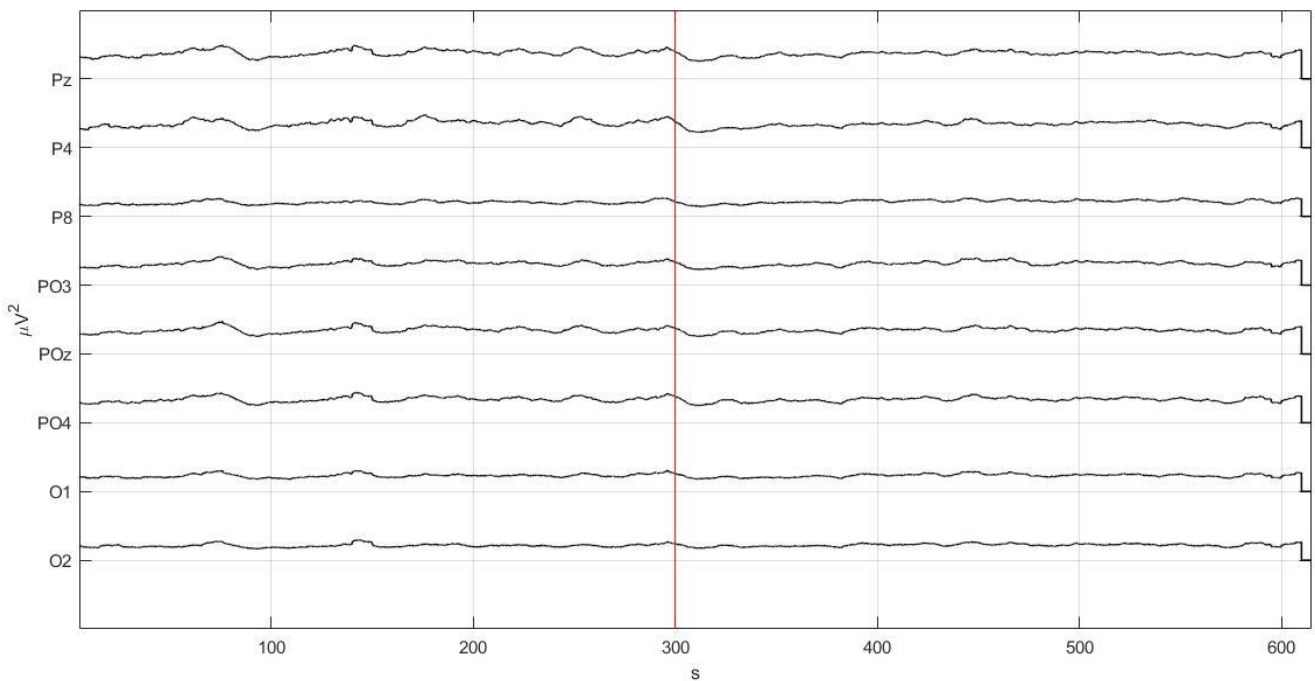


Figura 4.19:  $E_{M CI c,4,n}$ , andamento dell'energia in media mobile mediata su tutti i soggetti, relativa alla sessione CI, nella banda theta [4-8] Hz (scala  $j = 4$ ) e in 8 dei 32 canali. I segnali sono posti in ordine dai più frontali ai più posteriori (da Pz a P2). La linea rossa separa il segnale in due parti: i primi 300 s sono relativi alla fase di REST CI e tra 300 s e 600 s sono relativi alla fase di TASK CI.

Ora, invece, si osservi la figura 4.20, nella quale sono mostrate a confronto gli andamenti delle energie normalizzate 1 mediate fra i soggetti associate al ritmo theta di alcuni canali significativi per le diverse zone dello scalpo (gli stessi usati per la figura 4.9) in entrambe le sessioni (figura 4.20).

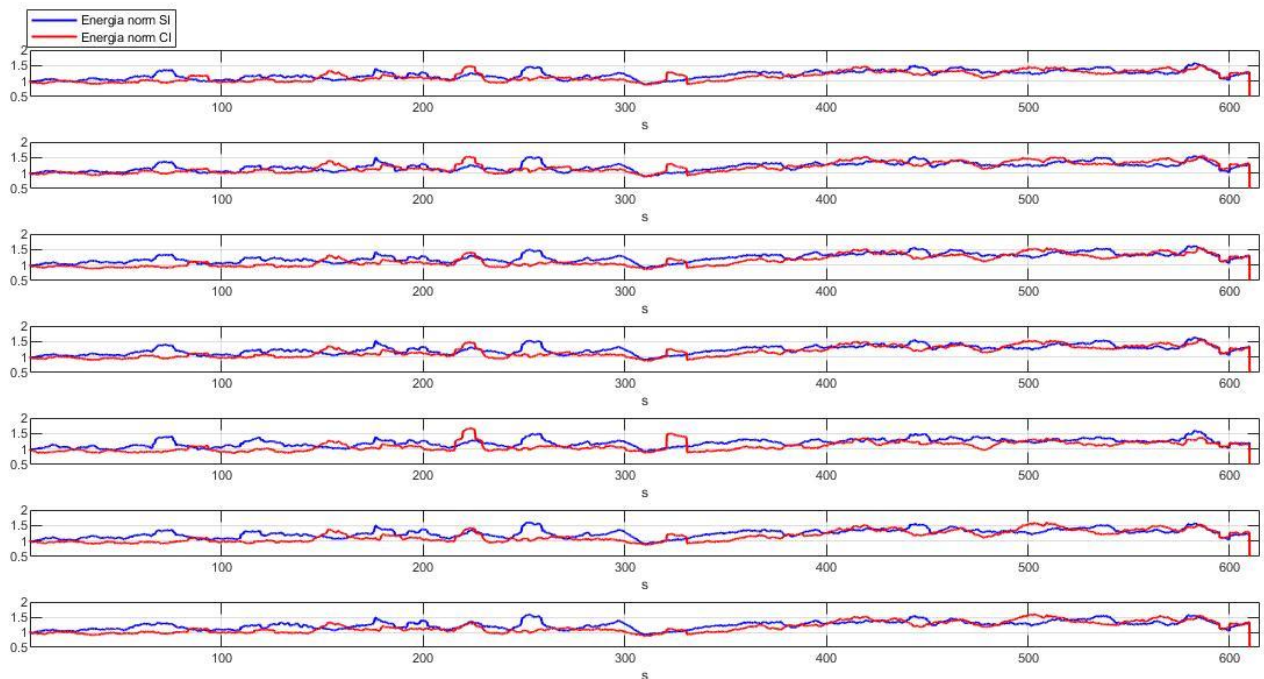


Figura 4.20:  $E_{M NORM1 SI c,4,n}$  (in blu) e  $E_{M NORM1 CI c,4,n}$  (in rosso), energie normalizzate 1 mediate fra i soggetti in sessione SI e CI del ritmo theta alla scala  $j = 4$  [4-8] Hz, in particolare dei canali FP1, F7, FC5, T7, CP5, P7 e PO3.



In generale, si conferma quanto già detto in precedenza, ma in tale rappresentazione si osserva meglio come in effetti fra la sessione SI e CI non vi siano particolari differenze fra le energie, infatti presentano pressappoco lo stesso andamento.

## 4.2 Wavelet Packet Decomposition

In questo paragrafo si faranno valutazioni sui contributi energetici dei vari ritmi cerebrali e le loro variazioni, soprattutto in corrispondenza delle bande alpha e theta, tramite i coefficienti e le matrici restituite da modwpt, ossia tramite la WPD.

Innanzitutto, si parte dal commentare i risultati relativi alle energie medie (valori mediati su tutti i soggetti, si veda il capitolo 3, paragrafo 3.2.1.2, formula 3.11)  $energy_{M REST SI c,j,x}$ ,  $energy_{M TASK SI c,j,x}$ ,  $energy_{M REST CI c,j,x}$  e  $energy_{M TASK CI c,j,x}$ . Ci si è concentrati in particolare, sulle energie del livello  $j = 4$  (quello in corrispondenza al quale i vari nodi consentono di separare le bande di frequenza in modo da ottenere una più fedele corrispondenza con i ritmi cerebrali theta e alpha), e concentrandosi sui nodi di maggiore interesse, ossia quelli associati al ritmo theta ([4-8] Hz) e al ritmo alpha low ([8-12] Hz) e al ritmo alpha high ([12-16] Hz). Tali bande sono anche quelle che contribuiscono maggiormente all'energia totale come si può evincere dalla figura 4.12.

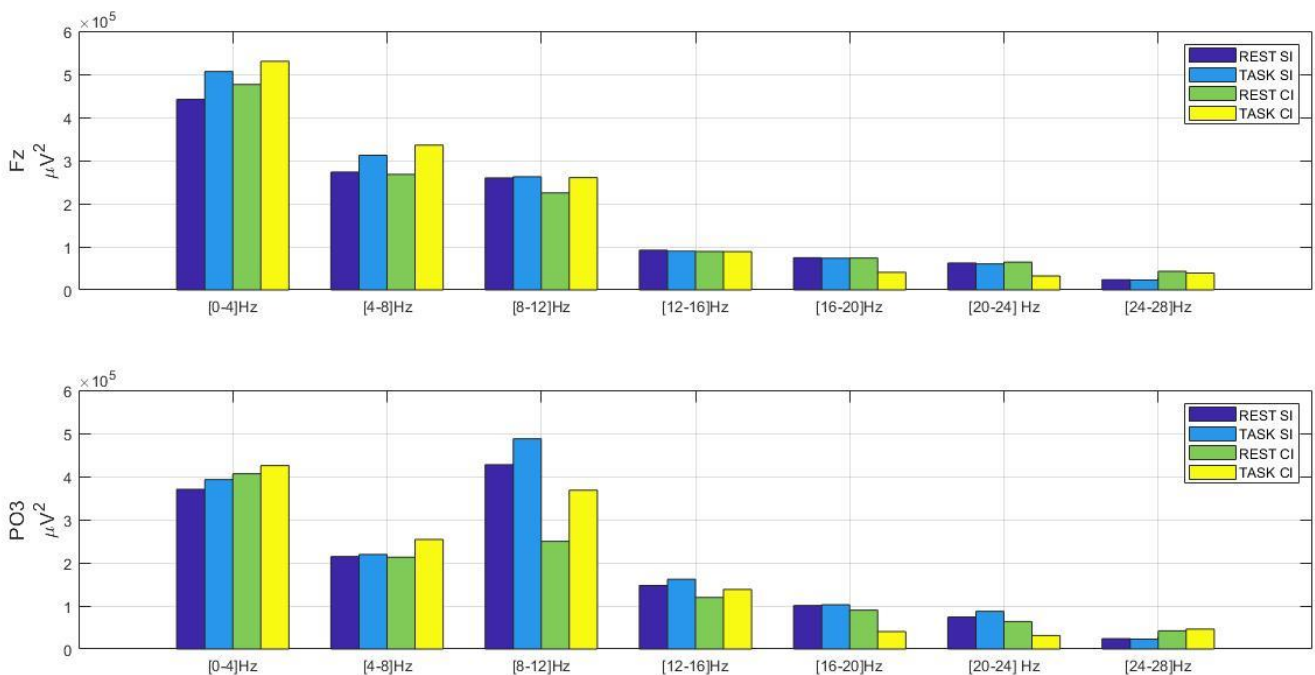


Figura 4.12: Grafico a barre in cui sono riportati, per ognuno dei nodi ( $x = 1, 2, 3, 4, 5, 6$  e  $7$ ) i contributi energetici dati da  $energy_{M REST SI c,4,x}$  (in blu),  $energy_{M TASK SI c,4,x}$  (in azzurro),  $energy_{M REST CI c,4,x}$  (in verde) e  $energy_{M TASK CI c,4,x}$  (in giallo). In figura le energie si riferiscono ai canali Fz e PO3.

La figura 4.12 riporta per due soli canali (per brevità), uno frontale e uno posteriore, l'energia totale (mediata su tutti i soggetti) ottenuta ad ogni nodo di quel livello; si può notare in entrambi i casi che l'energia dei tre nodi citati è superiore rispetto a quella degli altri nodi (ad eccezione del nodo 1, corrispondente al nodo 0-4 Hz, tuttavia frequenze così basse non sono di interesse in questi esperimenti ed inoltre, sebbene siano stati ridotti gli artefatti, tale banda risente della presenza di artefatti residui a bassa frequenza, in particolare movimenti oculari non completamente rimossi, nonché del rumore con densità spettrale di potenza  $1/f$ ). Pertanto, nelle figure seguenti (figure 4.13, 4.14, 4.15, 4.16, 4.17, 4.18, 4.19 e 4.20) sono riportate le energie (medie su tutti i soggetti) di questi tre nodi per tutti i 32 canali.

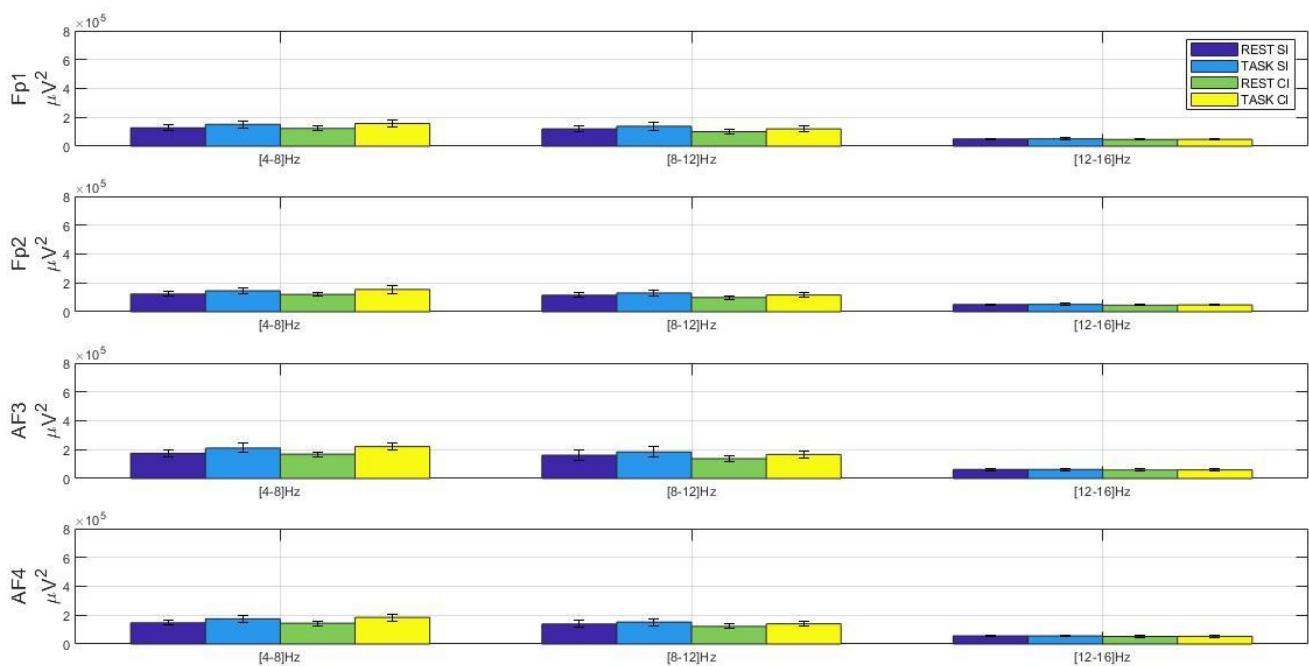


Figura 4.13: Grafico a barre in cui sono riportati, per ognuno dei nodi ( $x = 2, 3$  e  $4$ ) al livello  $j = 4$  (corrispondenti alle bande [4-8]Hz, [8-12]Hz e [12-16]Hz) i contributi energetici dati da  $energy_{M REST SI c, A, x}$  (in blu),  $energy_{M TASK SI c, A, x}$  (in azzurro),  $energy_{M REST CI c, A, x}$  (in verde) e  $energy_{M TASK CI c, A, x}$  (in giallo). In questa figura le energie si riferiscono ai canali FP1, FP2, AF3 e AF4. Da notare come in figura ogni barra rappresenta il valore medio  $\pm$  SEM (Standard Error of the Mean).

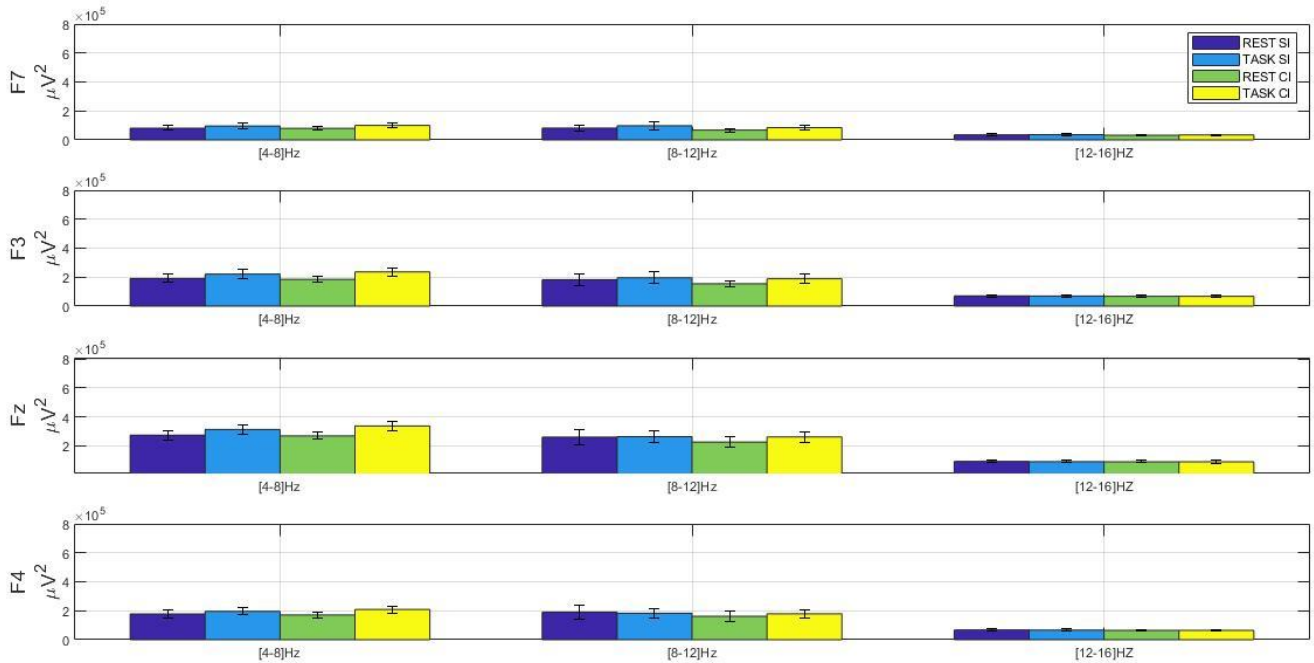


Figura 4.14: Grafico a barre in cui sono riportati, per ognuno dei nodi ( $x = 2, 3$  e  $4$ ) al livello  $j = 4$  (corrispondenti alle bande [4-8]Hz, [8-12]Hz e [12-16]Hz) i contributi energetici dati da  $energy_M REST SI_{c,4,x}$  (in blu),  $energy_M TASK SI_{c,4,x}$  (in azzurro),  $energy_M REST CI_{c,4,x}$  (in verde) e  $energy_M TASK CI_{c,4,x}$  (in giallo). In questa figura le energie si riferiscono ai canali F7, F3, Fz e F4. Da notare come in figura ogni barra rappresenta il valore medio  $\pm$  SEM (Standard Error of the Mean).

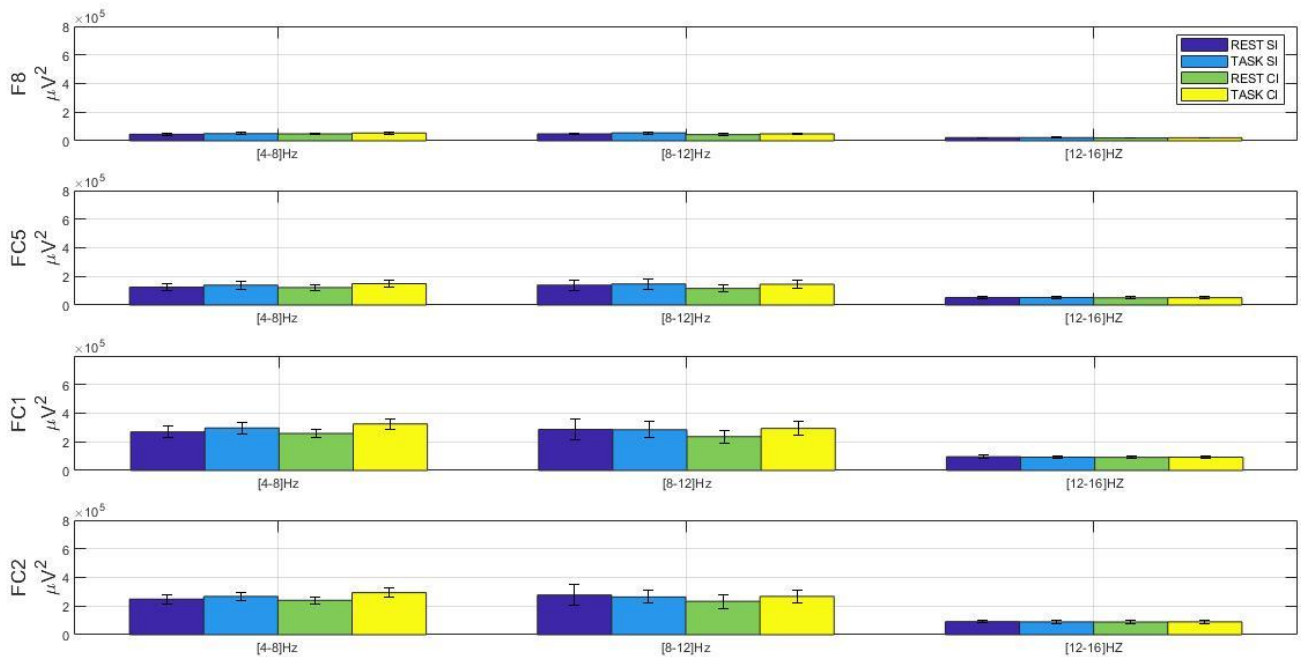


Figura 4.15: Grafico a barre in cui sono riportati, per ognuno dei nodi ( $x = 2, 3$  e  $4$ ) al livello  $j = 4$  (corrispondenti alle bande [4-8]Hz, [8-12]Hz e [12-16]Hz) i contributi energetici dati da  $energy_M REST SI_{c,4,x}$  (in blu),  $energy_M TASK SI_{c,4,x}$  (in azzurro),  $energy_M REST CI_{c,4,x}$  (in verde) e  $energy_M TASK CI_{c,4,x}$  (in giallo). In questa figura le energie si riferiscono ai canali F8, FC5, FC1 e FC2. Da notare come in figura ogni barra rappresenta il valore medio  $\pm$  SEM (Standard Error of the Mean).

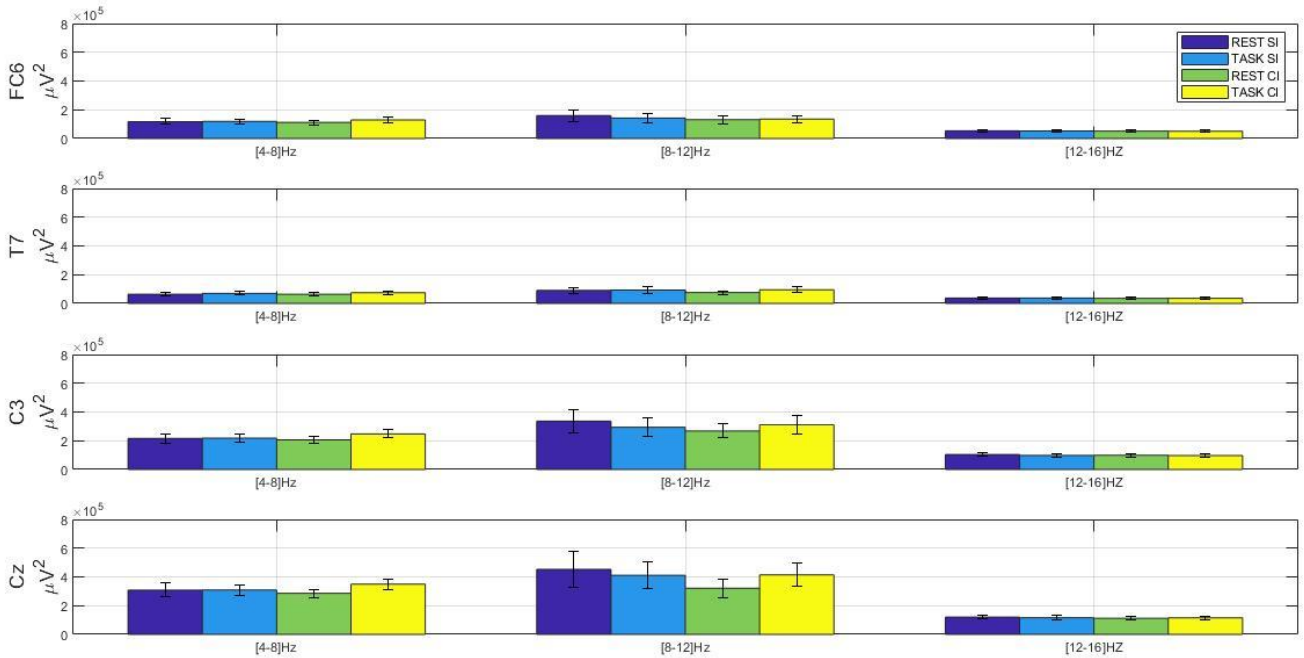


Figura 4.16: Grafico a barre in cui sono riportati, per ognuno dei nodi ( $x = 2, 3$  e  $4$ ) al livello  $j = 4$  (corrispondenti alle bande [4-8]Hz, [8-12]Hz e [12-16]Hz) i contributi energetici dati da  $energy_M REST SI_{c,A,x}$  (in blu),  $energy_M TASK SI_{c,A,x}$  (in azzurro),  $energy_M REST CI_{c,A,x}$  (in verde) e  $energy_M TASK CI_{c,A,x}$  (in giallo). In questa figura le energie si riferiscono ai canali FC6, T7, C3 e Cz. Da notare come in figura ogni barra rappresenta il valore medio  $\pm SEM$  (Standard Error of the Mean).

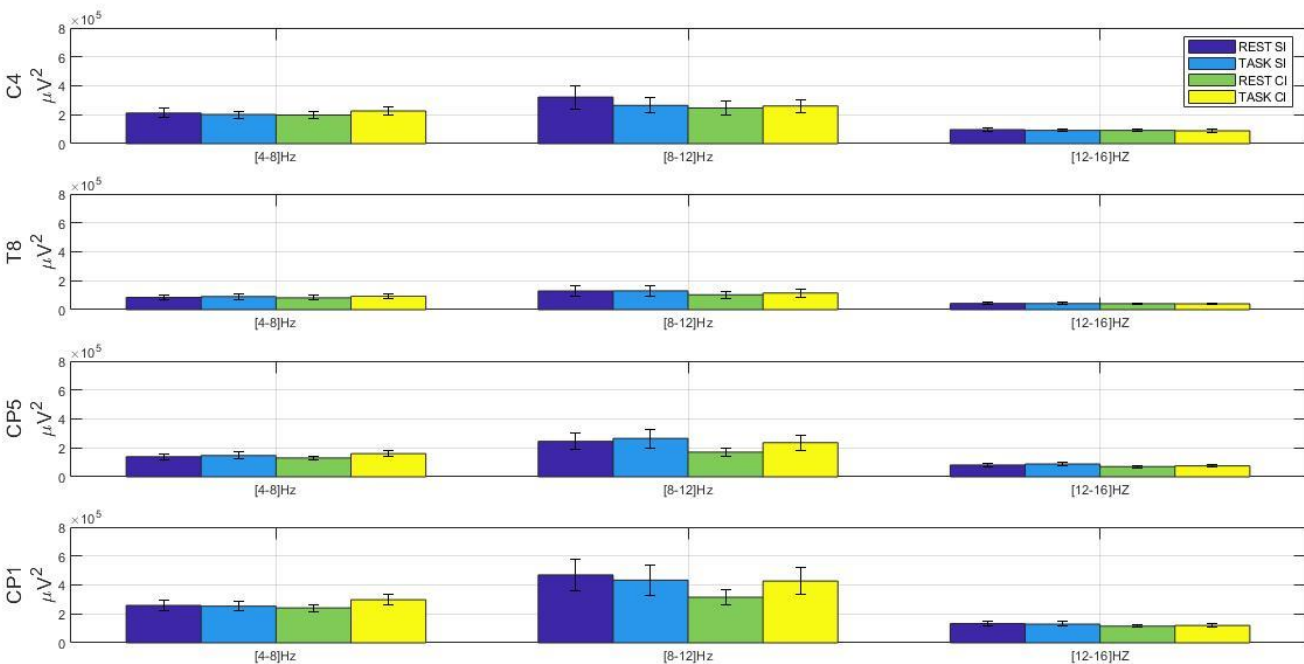


Figura 4.17: Grafico a barre in cui sono riportati, per ognuno dei nodi ( $x = 2, 3$  e  $4$ ) al livello  $j = 4$  (corrispondenti alle bande [4-8]Hz, [8-12]Hz e [12-16]Hz) i contributi energetici dati da  $energy_M REST SI_{c,A,x}$  (in blu),  $energy_M TASK SI_{c,A,x}$  (in azzurro),  $energy_M REST CI_{c,A,x}$  (in verde) e  $energy_M TASK CI_{c,A,x}$  (in giallo). In questa figura le energie si riferiscono ai canali C4, T8, CP5 e CP1. Da notare come in figura ogni barra rappresenta il valore medio  $\pm SEM$  (Standard Error of the Mean).

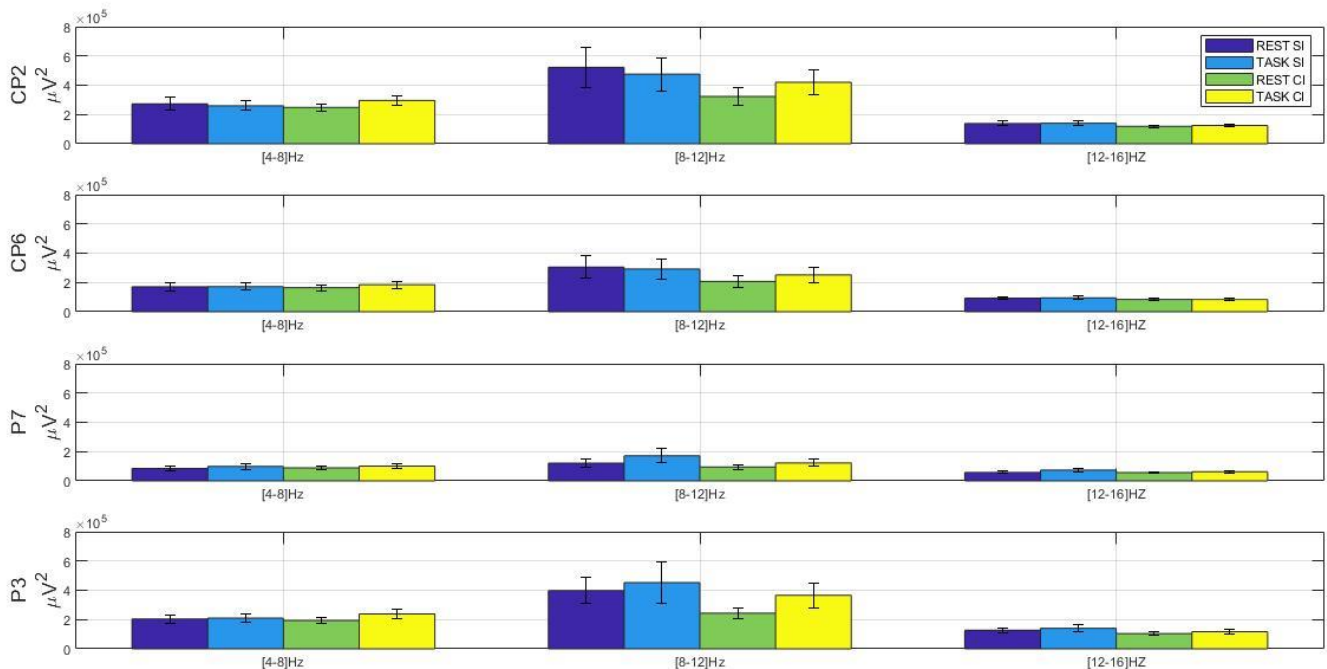


Figura 4.18: Grafico a barre in cui sono riportati, per ognuno dei nodi ( $x = 2, 3$  e  $4$ ) al livello  $j = 4$  (corrispondenti alle bande [4-8]Hz, [8-12]Hz e [12-16]Hz) i contributi energetici dati da  $energy_M REST SI_{c,4,x}$  (in blu),  $energy_M TASK SI_{c,4,x}$  (in azzurro),  $energy_M REST CI_{c,4,x}$  (in verde) e  $energy_M TASK CI_{c,4,x}$  (in giallo). In questa figura le energie si riferiscono ai canali CP2, CP6, P7 e P3. Da notare come in figura ogni barra rappresenta il valore medio  $\pm SEM$  (Standard Error of the Mean).

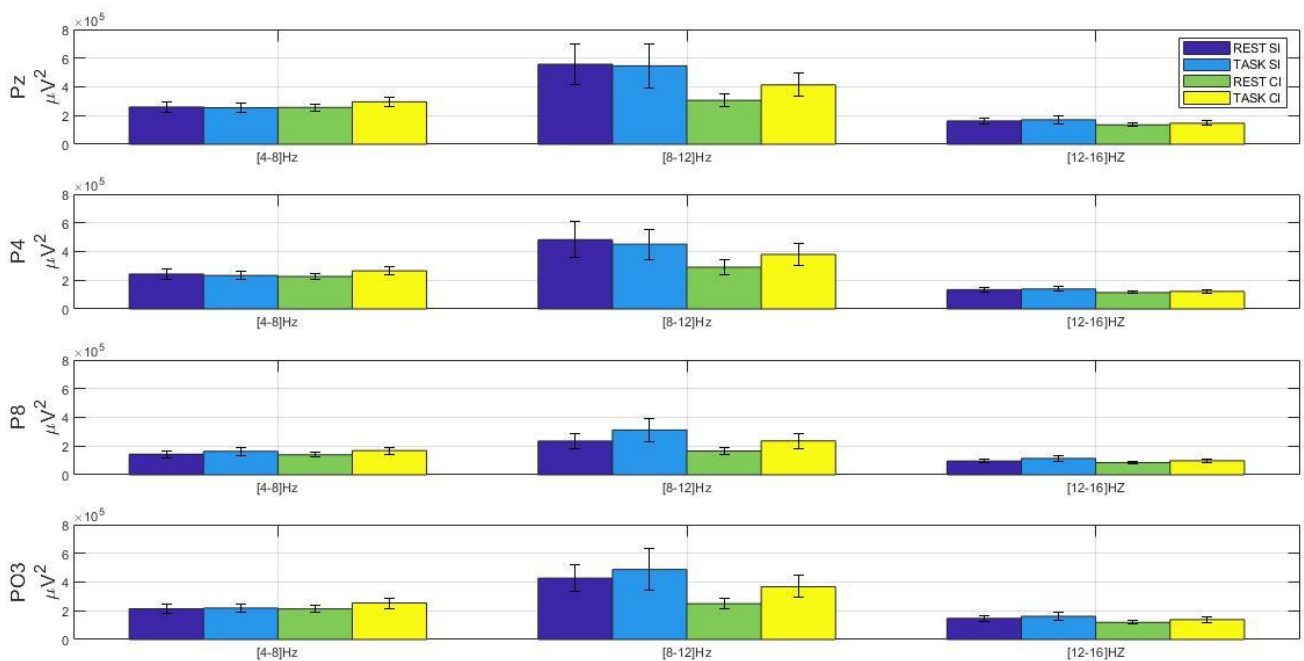


Figura 4.19: Grafico a barre in cui sono riportati, per ognuno dei nodi ( $x = 2, 3$  e  $4$ ) al livello  $j = 4$  (corrispondenti alle bande [4-8]Hz, [8-12]Hz e [12-16]Hz) i contributi energetici dati da  $energy_M REST SI_{c,4,x}$  (in blu),  $energy_M TASK SI_{c,4,x}$  (in azzurro),  $energy_M REST CI_{c,4,x}$  (in verde) e  $energy_M TASK CI_{c,4,x}$  (in giallo). In questa figura le energie si riferiscono ai canali Pz, P4, P8 e PO3. Da notare come in figura ogni barra rappresenta il valore medio  $\pm SEM$  (Standard Error of the Mean).

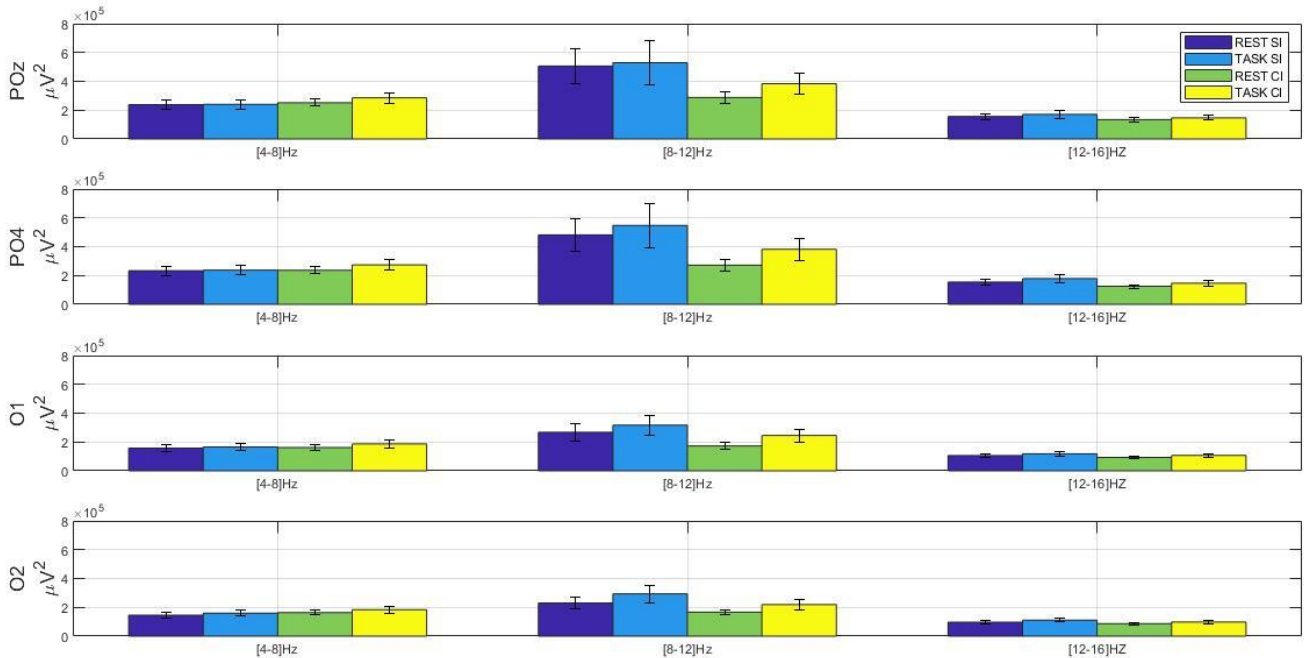


Figura 4.20: Grafico a barre in cui sono riportati, per ognuno dei nodi ( $x = 2, 3$  e  $4$ ) al livello  $j = 4$  (corrispondenti alle bande [4-8]Hz, [8-12]Hz e [12-16]Hz) i contributi energetici dati da  $energy_M REST SI_{c,A,x}$  (in blu),  $energy_M TASK SI_{c,A,x}$  (in azzurro),  $energy_M REST CI_{c,A,x}$  (in verde) e  $energy_M TASK CI_{c,A,x}$  (in giallo). In questa figura le energie si riferiscono ai canali POz, PO4, O1 e O2. Da notare come in figura ogni barra rappresenta il valore medio  $\pm SEM$  (Standard Error of the Mean).

Innanzitutto, da tali grafici, si evince come nello stesso ritmo alpha, ci siano range in frequenza (alpha low e alpha high) che contribuiscono diversamente; infatti è facile notare come l'energia del pacchetto relativo alla banda alpha low [8-12] Hz abbia un'entità maggiore rispetto a quella del pacchetto relativo alla banda alpha high [12-16] Hz.

Inoltre, si noti come, in generale, i contributi delle energie di entrambi i nodi relativi all'attività in banda alpha aumentino a partire dalle zone frontali fino a quelle più posteriori, in linea con quanto già asserito, ossia che il ritmo alpha sia maggiormente rilevabile nei canali posteriori.

Concentrandosi sull'energia relativa al nodo [8-12] Hz, che si è detto essere il range di frequenze più significativo del ritmo alpha, si possono estrarre informazioni riguardo l'andamento di quest'ultimo in funzione delle diverse fasi dell'esperimento, ossia, seguendo l'ordine riportato nelle figure, REST SI, TASK SI, REST CI e TASK CI. Infatti, in quasi tutti i canali, tranne in quelli centrali, è apprezzabile la tendenza ad avere, per entrambe le sessioni SI e CI, un contributo energetico maggiore durante la fase di TASK rispetto alla fase di REST. In particolare, nella sessione SI l'attività alpha rimane maggiore in confronto alla sessione CI.

Questo andamento dimostra come, appunto, l'attività in banda alpha aumenta durante la fase di TASK, perché in questa situazione il ritmo alpha deve maggiormente inibire zone del cervello che lo distraggono dall'esecuzione del compito. Ma in una situazione senza distrattori visivi il contributo si

attesta comunque su valori più alti, dal momento che è stato dimostrato da diversi studi come il ritmo alpha sia particolarmente in assenza o riduzione di stimoli visivi.

Per quanto riguarda il ritmo theta [4-8] Hz, che, anche se non come il ritmo alpha, ha un buon contributo in energia, si osserva come esso, sia di livello maggiore sui canali vicini alla linea mediale. Inoltre, in linea generale, tra fase di REST e di TASK presenta un incremento, più evidente sui canali frontali e centrali. Queste informazioni avvalorano l'ipotesi che il ritmo theta abbia un ruolo attivo nello svolgimento di compiti cognitivi, coinvolgendo più aree corticali (in particolare anteriori).

Per quanto riguarda le reenergy  $_{MVF S,C,4,x}$  (V = REST o TASK e F = SI o CI), si possono trarre indicativamente le stesse informazioni appena estratte dalle energy  $_{MVF S,C,4,x}$  (figure 4.21). In particolare, in figura 4.21 sono state rappresentate le reenergy  $_{MVF S,C,4,x}$  relative ad alcuni canali a titolo esemplificativo. Unico dettaglio, dalle energie relative appare meno evidente il fatto che il ritmo alpha nel range [8-12] Hz durante entrambe le sessioni SI e CI abbia un contributo maggiore in fase TASK, rispetto a quella di REST.

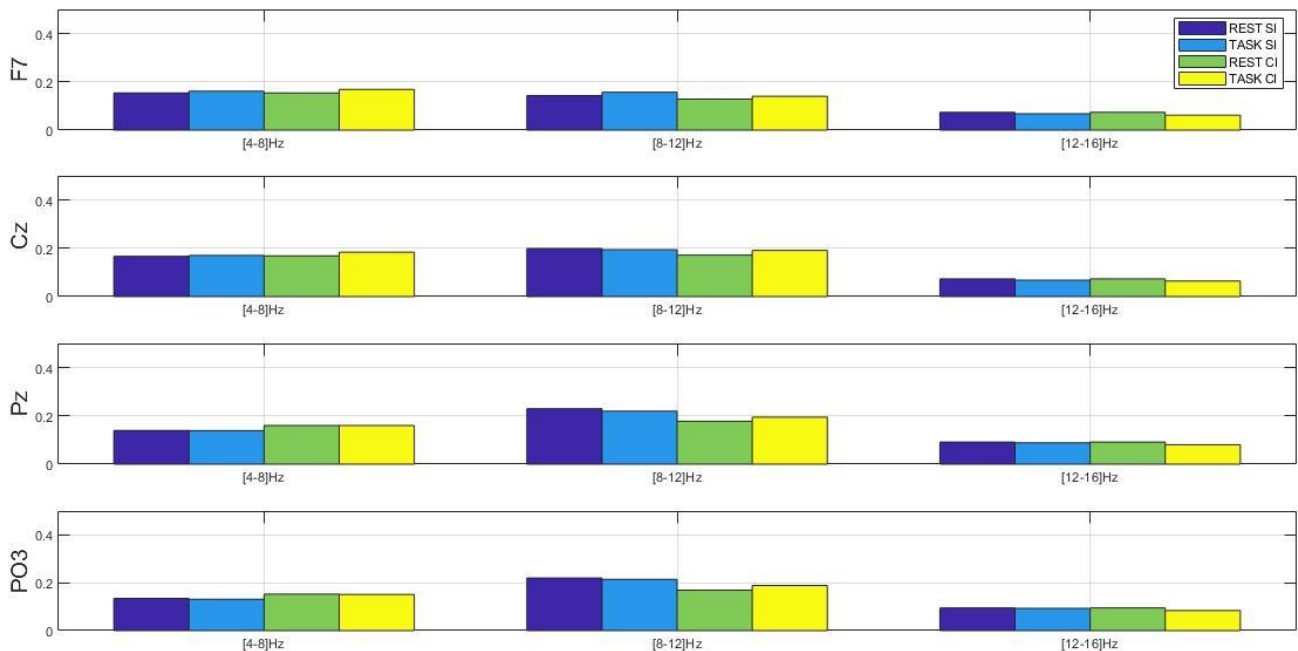


Figura 4.21: Grafico a barre in cui sono riportati, per ognuno dei nodi ( $x = 2, 3$  e  $4$ ) al livello  $j = 4$  (corrispondenti alle bande [4-8]Hz, [8-12]Hz e [12-16]Hz) i contributi energetici dati da  $reenergy_{M REST SI C,4,x}$  (in blu),  $reenergy_{M TASK SI C,4,x}$  (in azzurro),  $reenergy_{M REST CI C,4,x}$  (in verde) e  $reenergy_{M TASK CI C,4,x}$  (in giallo). In questa figura le energie si riferiscono ai canali Fz, Cz, Pz e PO3.

L'analisi delle sole energie restituite direttamente dalla funzione  $modwpt$  è utile per valutare l'energia totale associata a ciascun nodo della decomposizione (per le bande di interesse) all'interno dell'intera fase di acquisizione (SI rest, SI task, CI rest, CI task); ciò non permette, però, di valutare il loro andamento in funzione del tempo. Per questo si sono calcolate le energie a partire dai coefficienti

restituiti da *modwpt*, ottenendo le  $E_{MVFc,j,x,k}$ , le  $E_{MNORM1VFc,j,x,k}$  e le  $E_{MNORM2VCIc,j,x,k}$  (capitolo 3, paragrafo 3.2.1.2, formule 3.24, 3.25 e 3.26).

A titolo esemplificativo, dalle figure 4.22 e 4.23 è possibile valutare nel tempo come varia l'energia media associata al canale POz e alla banda di frequenza [8-12] Hz, ossia il ritmo alpha, sia in sessione SI che CI. In entrambe le figure, in blu viene riportata l'energia calcolata campione per campione; si osserva una notevole variazione di energia da un campione all'altro. Per questo motivo si è ritenuto utile effettuare una media mobile su 10 secondi (linea gialla). Partendo dalla Figura 4.22, ossia quella relativa alla sessione SI, si nota come, relativamente ai primi 300 secondi di tracciato, ossia la fase di rilassamento, l'energia tende progressivamente ad aumentare nel primo minuto, mantenendosi poi, pur con alcune oscillazioni al livello raggiunto; una brusca diminuzione si osserva subito dopo il tempo  $t = 300$  s, momento in cui si presenta la consegna sul monitor, per poi tornare ad aumentare durante gli ultimi 300 secondi di segnale. Comportamento simile, ma meno accentuato, si presenta durante la sessione CI (Figura 4.23), ma è più apprezzabile, come nella fase di TASK il ritmo alpha aumenti la sua attività rispetto alla fase di REST: in particolare si osserva un progressivo aumento di energia circa nel primo minuto e mezzo di tracciato (da 315 s a 410 s).

Come emerge chiaramente dalle figure appena esaminate (figure 4.22 e 4.23) appare evidente come sia necessario effettuare una media mobile per poter apprezzare meglio l'andamento delle energie. Di seguito, quindi, verranno riportate e commentate figure in cui saranno adottate le medie mobili delle energie.

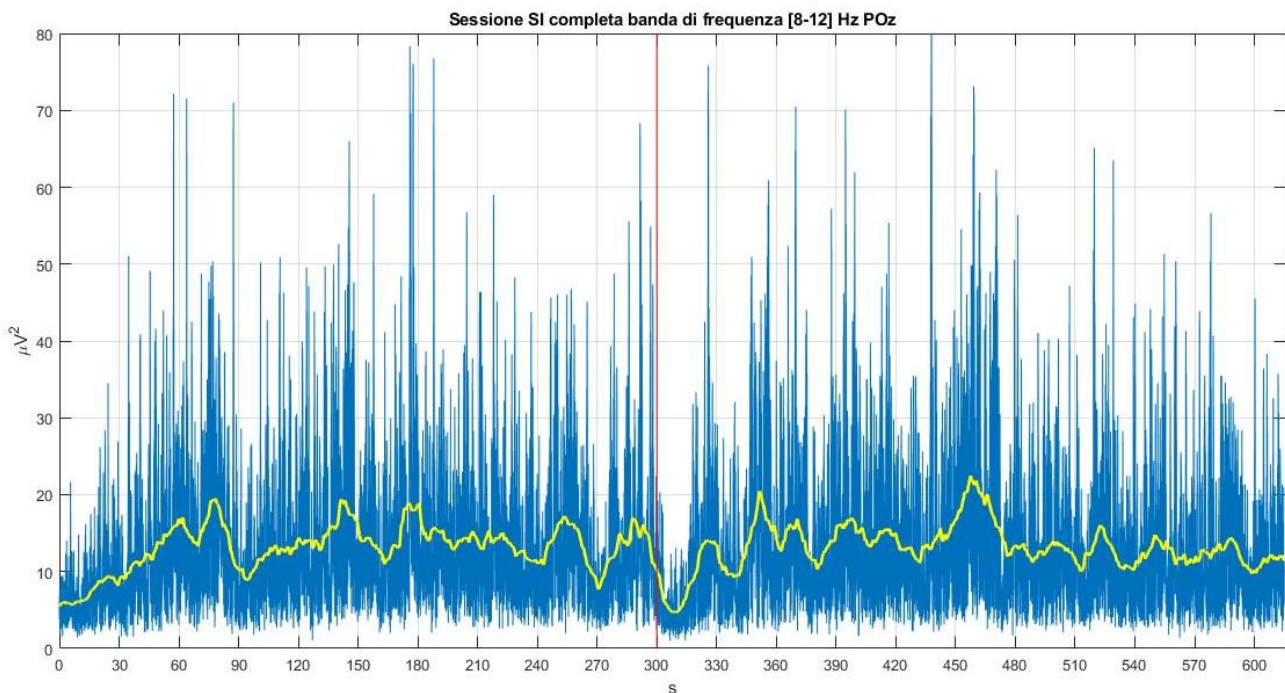


Figura 4.22: Concatenazione della  $E_{MRESTSIPOz,4,3,k}$  con la  $E_{MTASKSIPOz,4,3,k}$ , ossia l'energia (mediata su tutti i soggetti) relativa al canale POz, ricavata dai coefficienti di decomposizione nella sessione SI e alla banda di frequenza [8-12]Hz (livello 4, nodo 3). In blu è rappresentata l'energia campione per campione e in giallo la rispettiva media mobile. La linea rossa in corrispondenza dei 300 s, separa il segnale nelle fasi REST SI (a sinistra della linea) e TASK SI (a destra della linea).



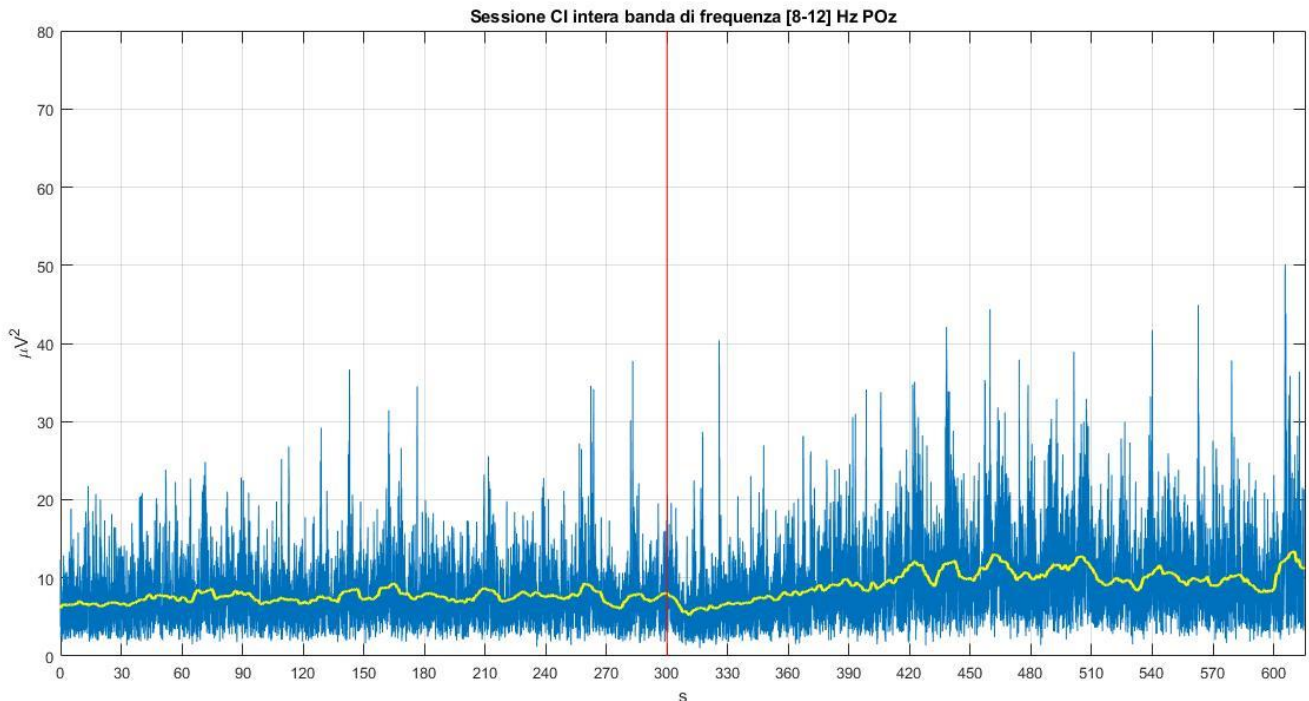


Figura 4.23: Concatenazione della  $E_{M REST CI POz,4,3,k}$  con la  $E_{M TASK CI POz,4,3,k}$ , ossia l'energia (mediata su tutti i soggetti) relativa al canale POz, ricavata dai coefficienti di decomposizione nella sessione CI e alla banda di frequenza [8-12]Hz (livello 4, nodo 3). In blu è rappresentata l'energia campione per campione e in giallo la rispettiva media mobile. La linea rossa in corrispondenza dei 300 s, separa il segnale nelle fasi REST CI (a sinistra della linea) e TASK CI (a destra della linea).

Nelle figure 4.24 e 4.25 sono riportate, rispettivamente le  $E_{M SI c,4,3,k}$  e le  $E_{M CI c,4,3,k}$ , quindi sempre relative alla banda in frequenza [8-12] Hz di tutti i 32 canali, questo per valutare complessivamente l'andamento dell'energia per uno specifico pacchetto di ogni canale. Per quanto riguarda la figura 4.24, si nota come i canali che abbiano un maggiore contributo energetico, quindi una maggiore attività in banda alpha, siano i canali più posteriori. Quest'ultimi sono anche quelli che presentano un calo decisamente più marcato in corrispondenza della transizione da fase di REST a quella di TASK. Inoltre, è apprezzabile come durante la fase di TASK si raggiungano dei picchi maggiori rispetto a quelli presenti durante la fase di REST, questo avvalorando ulteriormente l'ipotesi che il ritmo alpha abbia un ruolo attivo nel conseguimento di compiti cognitivi.

Per quanto riguarda la figura 4.25, ossia l'andamento delle energie medie del ritmo alpha durante la sessione con distrattori visivi (con immagini), anche in questo caso i canali posteriori sono maggiormente coinvolti nell'attività di tale ritmo, seppur in misura inferiore rispetto alla sessione SI (infatti nella figura 4.25 è rilevabile un picco appena sopra i  $15\mu V^2$ , mentre nella figura 4.24 i valori di energia si attestano su valori decisamente più alti). Anche qui si può osservare il calo immediatamente a valle del tempo  $t = 300$  secondi, sebbene meno evidente rispetto alla sessione SI. In questo caso, però, è più apprezzabile il fatto che durante la fase di TASK si abbia un incremento dell'attività alpha in confronto con la fase di REST, il che evidenzia come il ritmo alpha possa avere

un ruolo attivo, di inibizione delle regioni non coinvolte nello svolgimento del task (in questo caso le regioni posteriori visive, essendo le immagini irrilevanti).

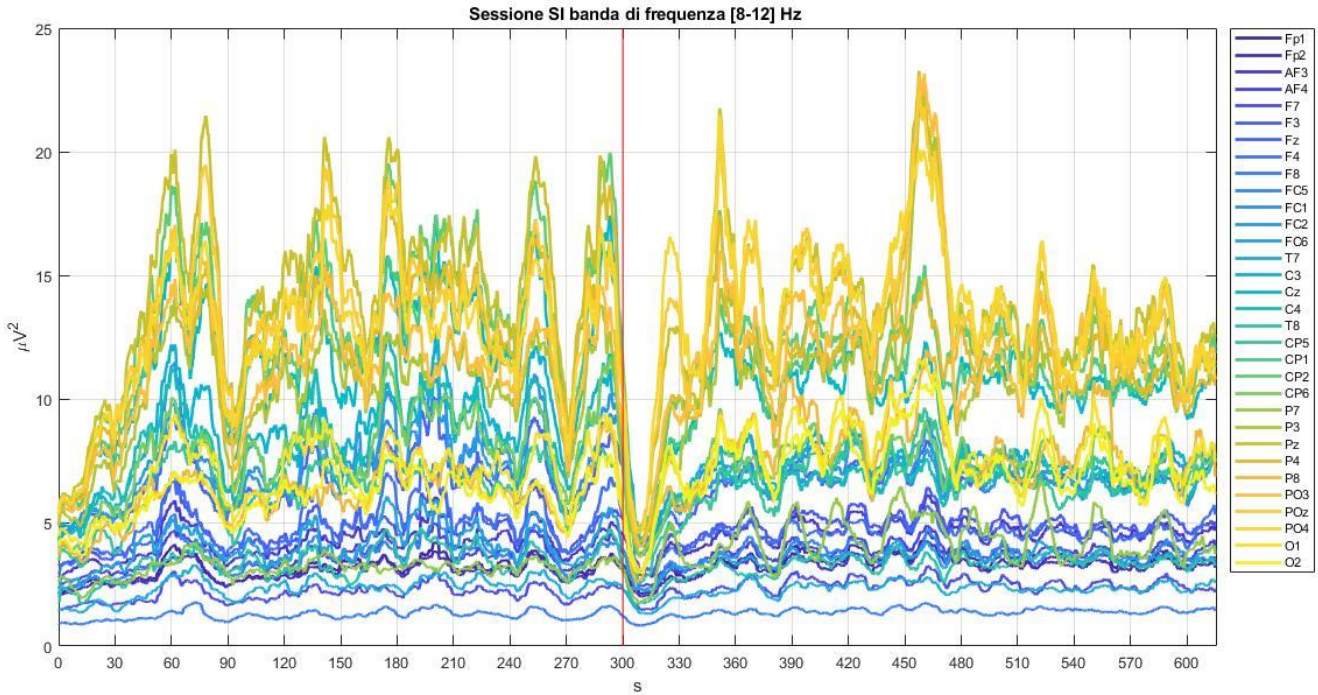


Figura 4.24: Sono riportate le energie in media mobile  $E_{M SI c,4,3,k}$  (mediate su tutti i soggetti) associate alla banda di frequenza [8-12] Hz (livello 4, nodo 3) dell'intera sessione SI per tutti i canali. La linea rossa in corrispondenza dei 300 s, separa il segnale nelle fasi REST SI (a sinistra della linea) e TASK SI (a destra della linea).

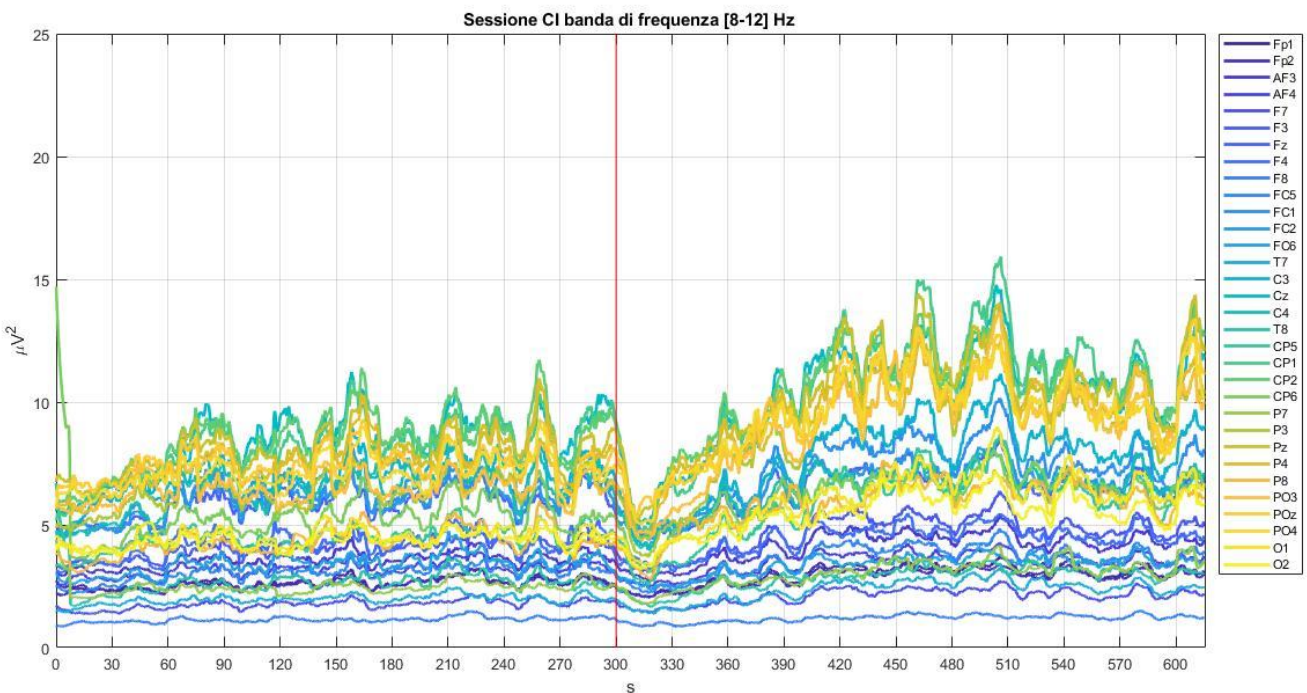


Figura 4.25: Sono riportate le energie in media mobile  $E_{M CI c,4,3,k}$  (mediate su tutti i soggetti) associate alla banda di frequenza [8-12] Hz (livello 4, nodo 3) dell'intera sessione CI per tutti i canali. La linea rossa in corrispondenza dei 300 s, separa il segnale nelle fasi REST CI (a sinistra della linea) e TASK CI (a destra della linea).

Nella figura 4.26 sono riportati, invece, la  $E_{M\text{NORM1}SI\text{POz},4,3,k}$  e la  $E_{M\text{NORM1}CI\text{POz},4,3,k}$  (capitolo 3, paragrafo 3.2.1.2, formula 3.25), ossia le energie normalizzate 1 del canale POz del pacchetto con range di frequenza [8-12] Hz, ossia il ritmo alpha, per entrambe le sessioni SI e CI. Si ricorda che, in generale, le energie normalizzate 1 sono state ottenute dividendo ciascun campione della energia  $E_{MVFC,j,x}$  per il primo campione della stessa, infatti, si noti dalla figura 4.26 come i tracciati partano entrambi da 1. Dall'osservazione di tale figura si evince come l'attività del ritmo alpha durante la sessione SI sia maggiore rispetto a quella durante la sessione CI, in accordo con il fatto che la presentazione delle immagini tende comunque a ridurre il ritmo alpha posteriore. Inoltre, in entrambe le sessioni si nota sempre il solito calo nella transizione tra fase di REST a quella di TASK. Da tale normalizzazione, si nota meglio come, per la sessione SI, vi sia una tendenza ad un aumento del contributo in energia durante la fase di TASK rispetto a quella di REST.

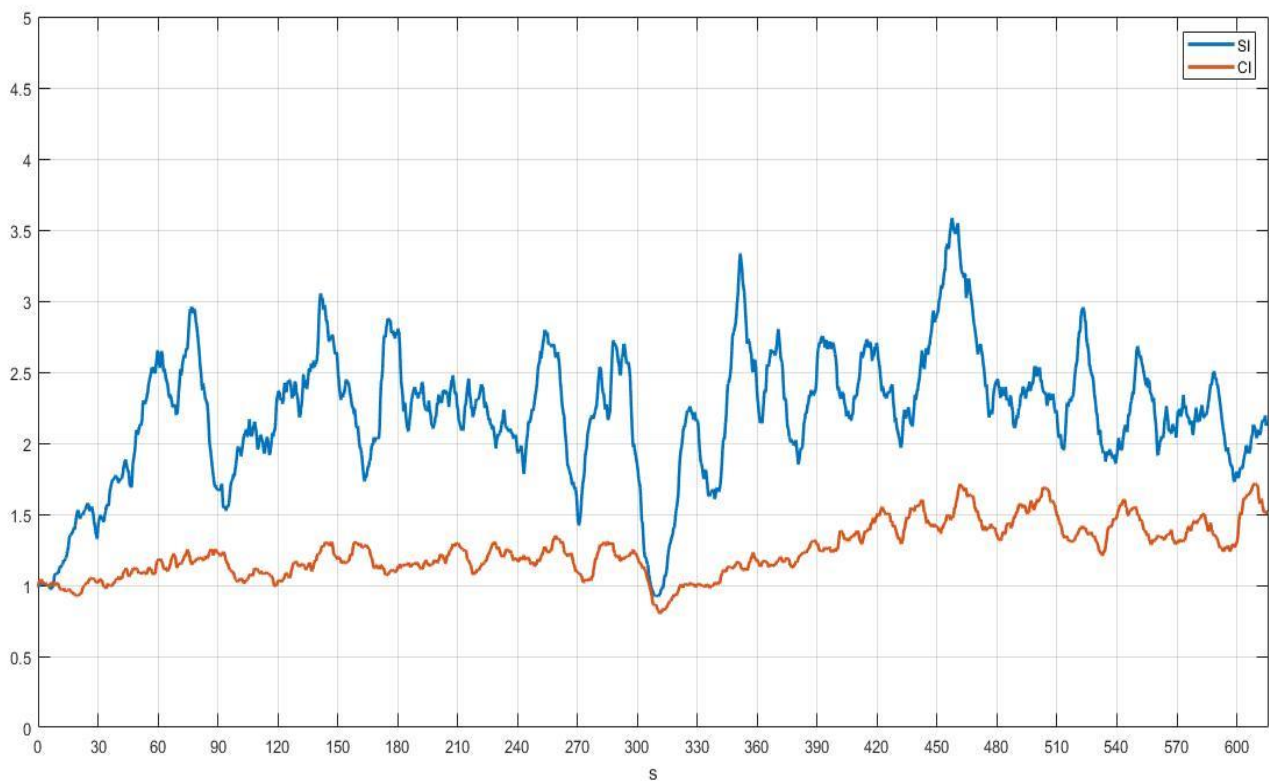


Figura 4.26:  $E_{M\text{NORM1}SI\text{POz},4,3}$  (in blu) e  $E_{M\text{NORM1}CI\text{POz},4,3}$  (in arancione) messe a confronto, entrambe ottenute dalla concatenazione delle rispettive energie normalizzate 1 in entrambe le fasi.

Nella figura 4.27 è riportato l'andamento dell'energia, associata al canale POz della banda alpha [8-12] Hz, normalizzata rispetto al primo campione della fase REST SI relativa all'intera durata dell'esperimento ( $[E_{M\text{NORM1}SI\text{POz},4,3}, E_{M\text{NORM2}CI\text{POz},4,3}]$ ). Questo permette di valutare complessivamente come vari l'energia in funzione dell'inizio della fase di REST SI, considerato come il riferimento, per tutta la durata dell'esperimento. Dunque, osservando il tracciato in figura 4.27, si nota che anche durante la sessione CI si ha un incremento dell'attività del ritmo alpha rispetto

alla condizione di inizio della fase SI. Ovviamente tale attività risulta ridotta rispetto alla sessione SI, ma, comunque, si riscontra un aumento del contributo del ritmo alpha in confronto alla rispettiva fase di REST.

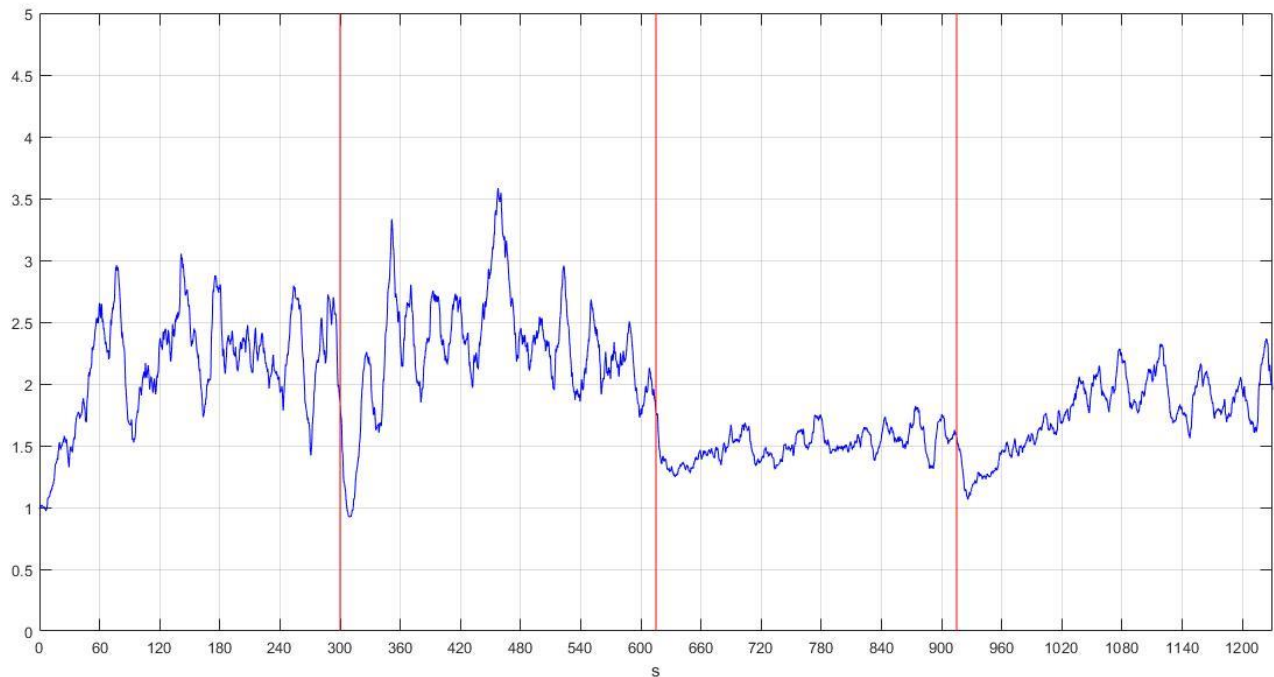


Figura 4.27: Concatenazione della  $E_{M NORM1 SI POz,4,3,k}$  e della  $E_{M NORM2 CI POz,4,3,k}$ , per valutare come il segnale intero (SI+CI) vari in funzione dell'inizio della fase di REST SI, considerata la condizione di riferimento. Le tre linee rosse separano il segnale in quattro parti: i primi 300 s sono di REST SI, tra 300 s e 615 s sono di TASK SI, tra 615 s e 915 s sono di REST CI e, infine, gli ultimi 315 s sono di TASK CI.

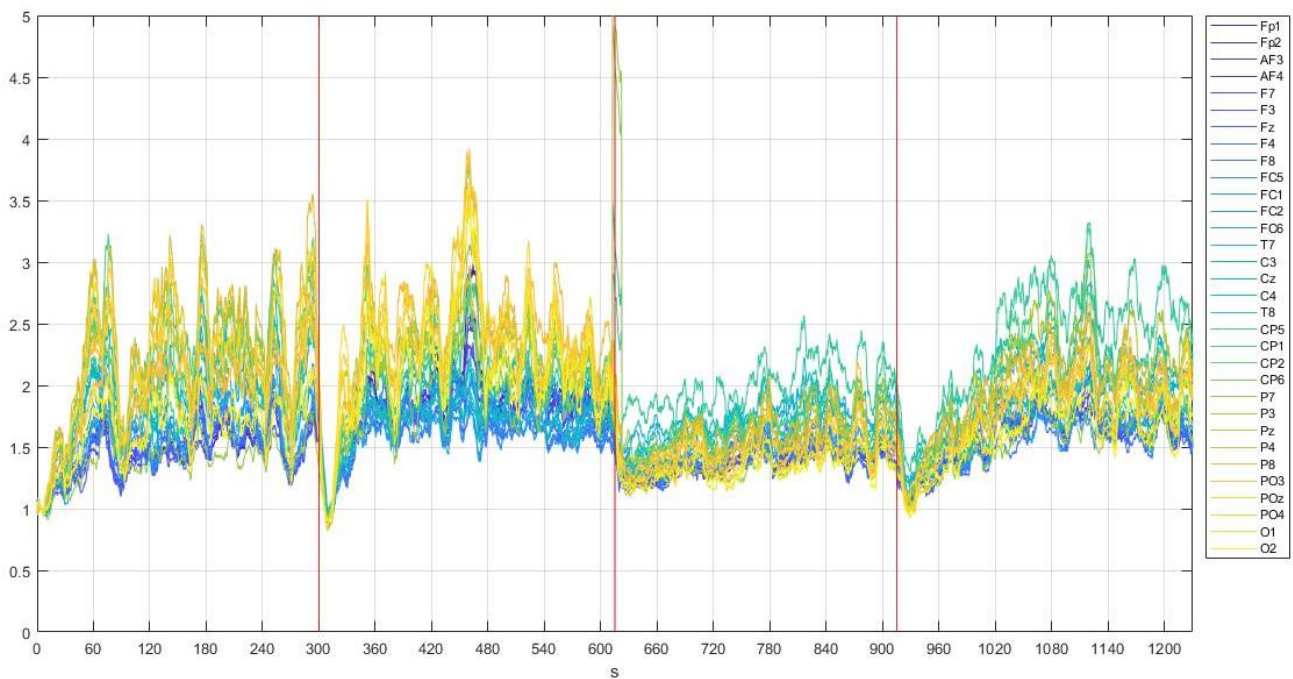


Figura 4.28: Concatenazione delle  $E_{M NORM1 SI c,4,3,k}$  e delle  $E_{M NORM2 CI c,4,3,k}$ , per valutare come il segnale intero (SI+CI) vari in funzione dell'inizio della fase di REST SI, considerata la condizione di riferimento, per tutti e 32 i canali.. Le tre linee rosse separano il segnale in quattro parti: i primi 300 s sono di REST SI, tra 300 s e 615 s sono di TASK SI, tra 615 s e 915 s sono di REST CI e, infine, gli ultimi 315 s sono di TASK CI.

Nella figura 4.28 sono riportati gli andamenti delle energie della banda alpha [8-12] Hz normalizzate rispetto al primo campione della fase REST SI relativa all'intera durata dell'esperimento ( $[E_{M\text{NORM1}SI\ c,4,3,k}, E_{M\text{NORM2}CI\ c,4,3,k}]$ ) per tutti e 32 i canali. Questo permette di valutare che complessivamente tutti gli elettrodi, presentano un andamento analogo, come appena descritto commentando la figura 4.27.

Terminata questa prima parte in cui ci si è concentrati sull'analisi delle energie associate alla banda alpha [8-12] Hz, ora si continui commentando i grafici analoghi per la banda theta [4-8] Hz.

Infatti, si parta osservando come varia l'energia media associata al canale Fz e alla banda di frequenza [4-8] Hz sia in sessione SI che CI, ossia le  $E_{MV\ Fz,4,2,k}$ . Nelle figure 4.29 e 4.30, in blu viene riportata l'energia calcolata campione per campione; si osserva una notevole variazione di energia da un campione all'altro. Per questo motivo si è ritenuto utile effettuare una media mobile su 10 secondi (linea gialla). Osservando la figura 4.29, ossia quella relativa alla sessione SI, si nota come nei primi 300 s di tracciato, ossia la fase di rilassamento, abbia un andamento pressoché piatto; una brusca diminuzione si osserva subito dopo i 300 s, momento in cui si presenta la consegna sul monitor, per poi aumentare leggermente durante gli ultimi 300 s di segnale, superando i valori assunti durante la fase di rest. Comportamento simile si riscontra osservando la figura 4.30, relativa alla sessione CI, infatti nei primi 300 s, l'andamento e i valori di energia sono praticamente uguali; ma, in questo caso, si nota come negli ultimi 300 s di tracciato l'attività in banda theta aumenti in misura maggiore, rispetto all'analogo sessione SI.

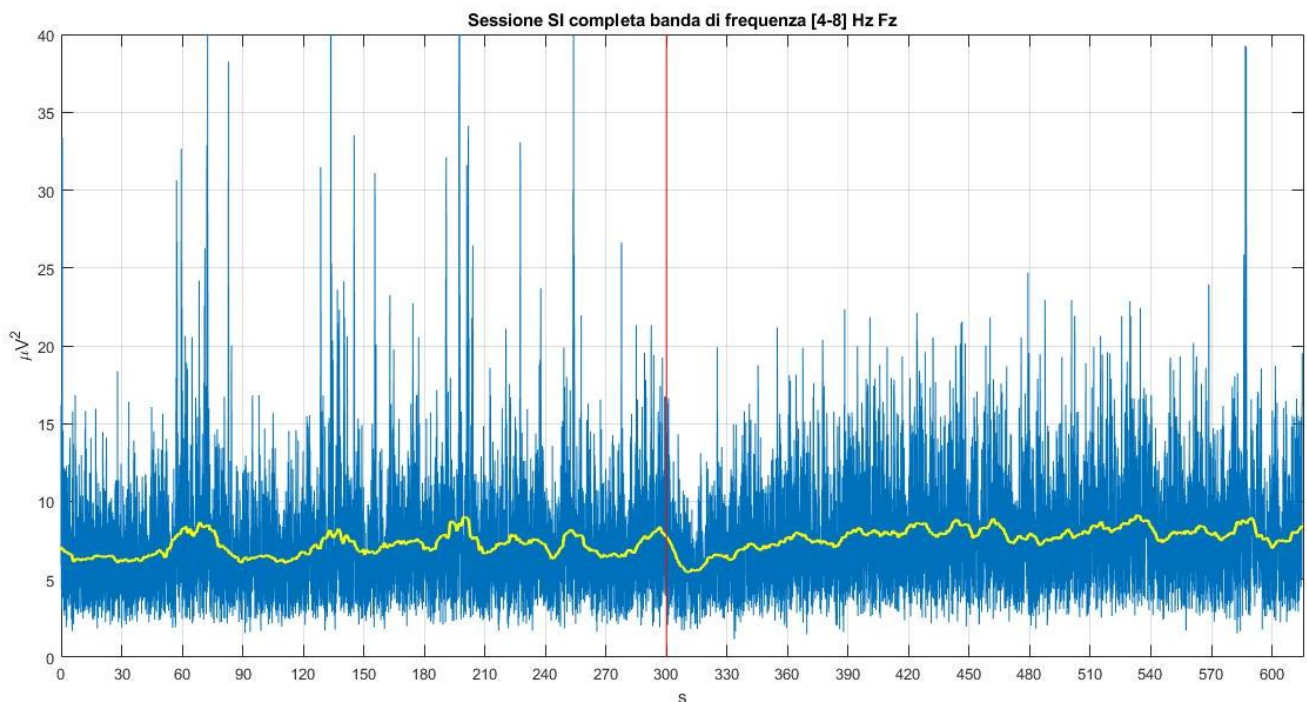


Figura 4.29: Concatenazione della  $E_{M\text{REST}SI\ Fz,4,2,k}$  con la  $E_{M\text{TASK}SI\ Fz,4,2,k}$ , ossia l'energia (mediata su tutti i soggetti) relativa al canale Fz, ricavata dai coefficienti di decomposizione nella sessione SI e alla banda di frequenza [4-8]Hz (livello 4, nodo 2). In blu è rappresentata l'energia campione per campione e in giallo la rispettiva media mobile. La linea rossa in corrispondenza dei 300 s, separa il segnale nelle fasi REST SI (a sinistra della linea) e TASK SI (a destra della linea).

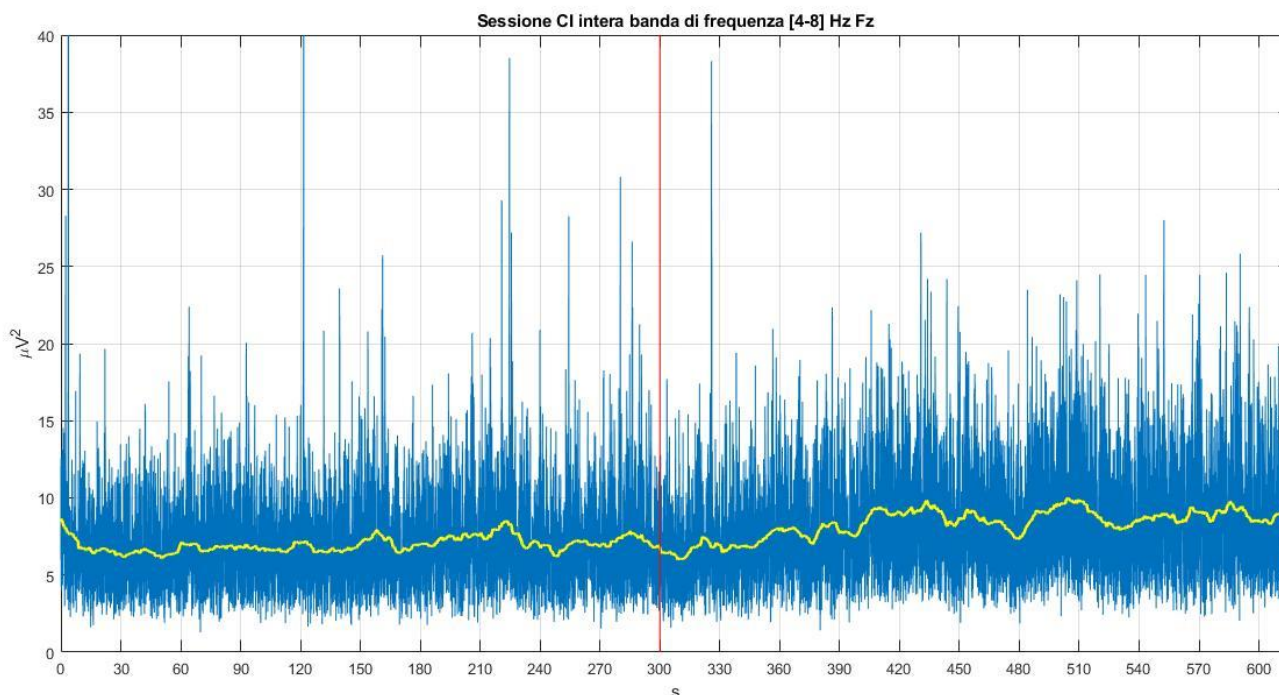


Figura 4.30: Concatenazione della  $E_{MREST CI Fz,4,2,k}$  con la  $E_{MTASK CI Fz,4,2,k}$ , ossia l'energia (mediata su tutti i soggetti) relativa al canale Fz, ricavata dai coefficienti di decomposizione nella sessione CI e alla banda di frequenza [4-8]Hz (livello 4, nodo 2). In blu è rappresentata l'energia campione per campione e in giallo la rispettiva media mobile. La linea rossa in corrispondenza dei 300 s, separa il segnale nelle fasi REST CI (a sinistra della linea) e TASK CI (a destra della linea).

Nelle figure 4.31 e 4.32 sono riportate, rispettivamente le  $E_{MSI c,4,2,k}$  e le  $E_{MCI c,4,2,k}$ , quindi sempre relative alla banda in frequenza [4-8] Hz di tutti i 32 canali, questo per valutare complessivamente l'andamento dell'energia per uno specifico pacchetto di ogni canale. Per quanto riguarda la figura 4.31, relativa alla sessione SI, si nota come i canali che abbiano un maggiore contributo energetico, quindi una maggiore attività in banda theta, siano i canali della zona fronto-centrale dello scalpo (Cz e Fz). Quest'ultimi sono anche quelli che presentano un calo decisamente più marcato in corrispondenza della transizione da fase di REST SI a quella di TASK SI. Inoltre, è apprezzabile come durante la fase di TASK SI vi sia un aumento progressivo dell'attività theta in seguito al calo. Dalla figura 4.32, relativa alla sessione CI, invece, si osserva come durante la fase di TASK CI l'attività di theta incrementi maggiormente, superando decisamente i valori assunti nella relativa fase di rest, la quale risulta simile a quella della sessione SI.

Da questi aspetti si può concludere che nella fase di rilassamento il ritmo theta non è influenzato dalla presenza o meno di distrattori visivi, dal momento che, in media presentano gli stessi valori di energia in entrambe le sessioni. Inoltre, il ritmo theta svolge un ruolo nei processi attentivi, dal momento che aumenta durante le fasi di task. In particolare, è nella fase di TASK CI che si attesta sui valori più alti in assoluto, probabilmente perché la presenza delle immagini implica che tale ritmo debba attivarsi maggiormente.

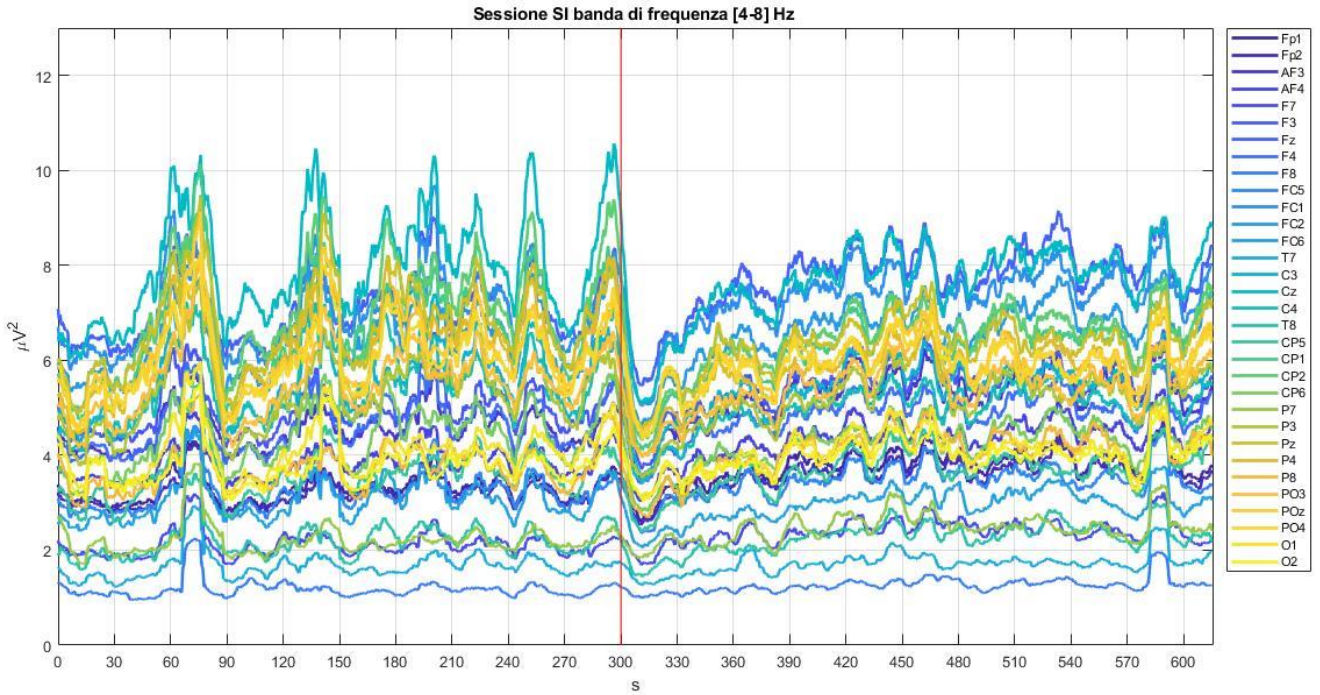


Figura 4.31: Sono riportate le energie in media mobile  $E_{M SI c,4,2,k}$  (mediate su tutti i soggetti) associate alla banda di frequenza [4-8] Hz (livello 4, nodo 2) dell'intera sessione SI per tutti i canali. La linea rossa in corrispondenza dei 300 s, separa il segnale nelle fasi REST SI (a sinistra della linea) e TASK SI (a destra della linea).

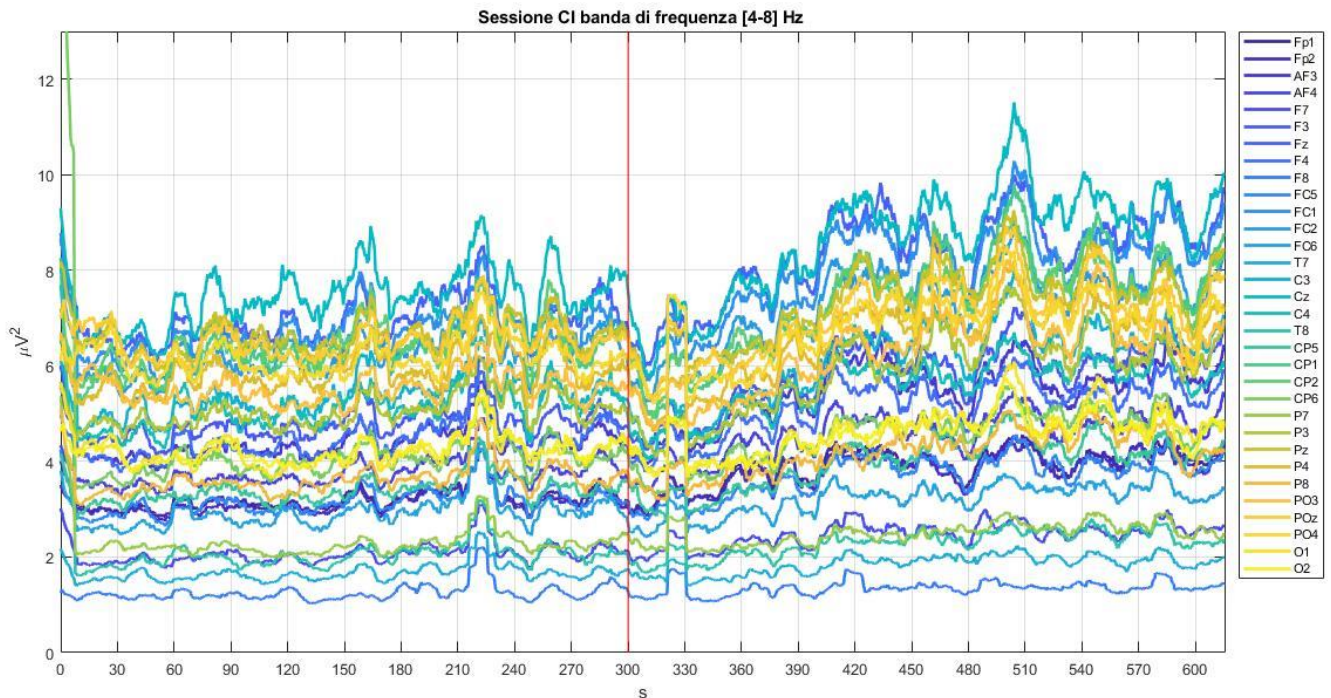


Figura 4.32: Sono riportate le energie in media mobile  $E_{M CI c,4,2,k}$  (mediate su tutti i soggetti) associate alla banda di frequenza [4-8] Hz (livello 4, nodo 2) dell'intera sessione CI per tutti i canali. La linea rossa in corrispondenza dei 300 s, separa il segnale nelle fasi REST CI (a sinistra della linea) e TASK CI (a destra della linea).

Nella figura 4.33 sono riportati gli andamenti delle energie della banda theta [4-8] Hz normalizzate rispetto al primo campione della fase REST SI relativa all'intera durata dell'esperimento ( $[E_{M\text{NORM}1\text{SI}c,4,2,k}, E_{M\text{NORM}2\text{CI}c,4,2,k}]$ ) per tutti e 32 i canali. Questo permette di valutare che complessivamente tutti gli elettrodi, presentano un andamento analogo: nella fase di TASK SI l'attività theta aumenta nel tempo, ma rimane in media circa sugli stessi livelli di quella registrata in REST SI; la fase TASK CI è quella in cui si registra il massimo dell'attività in theta; infine, la fase di REST CI, in media, ha valori simili e andamento analogo alla fase di REST SI, indicando che tale ritmo negli stati rilassati non è influenzato dalla presenza di stimoli visivi.

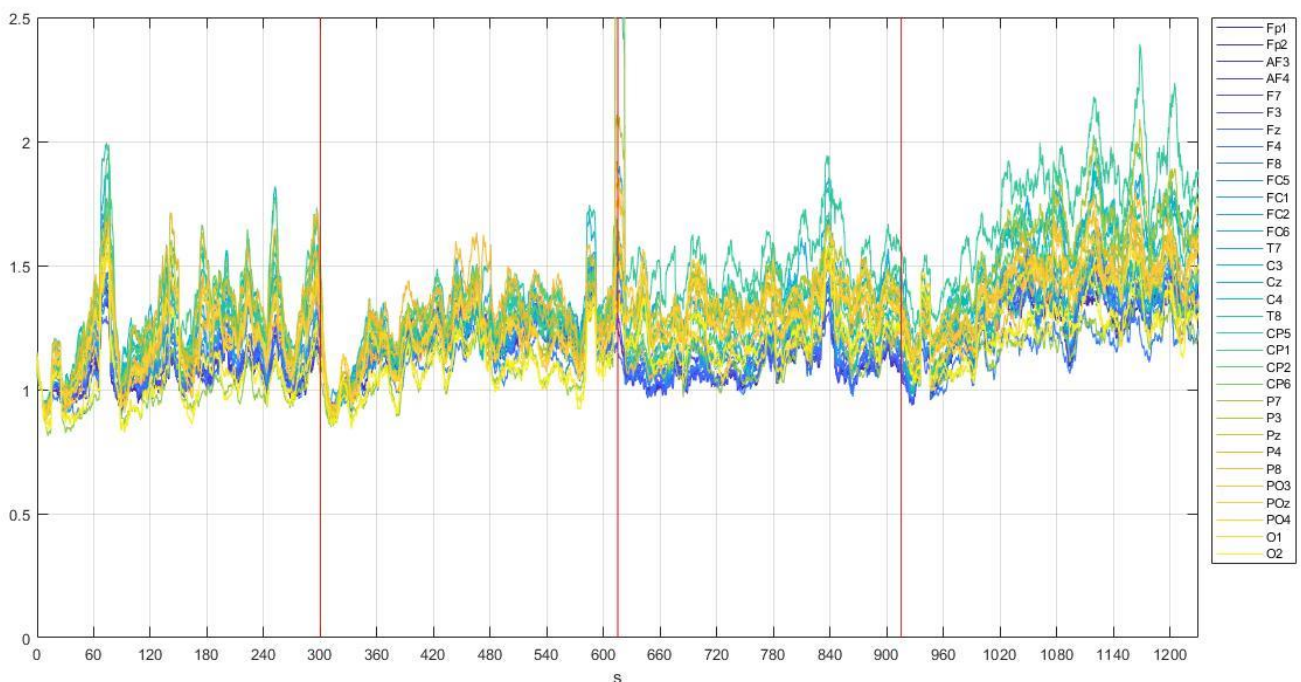


Figura 4.33: Concatenazione delle  $E_{M\text{NORM}1\text{SI}c,4,2,k}$  e delle  $E_{M\text{NORM}2\text{CI}c,4,2,k}$  per valutare come il segnale intero (SI+CI) vari in funzione dell'inizio della fase di REST SI, considerata la condizione di riferimento, per tutti e 32 i canali.. Le tre linee rosse separano il segnale in quattro parti: i primi 300 s sono di REST SI, tra 300 s e 615 s sono di TASK SI, tra 615 s e 915 s sono di REST CI e, infine, gli ultimi 315 s sono di TASK CI.

Un'ulteriore visualizzazione delle energie può essere effettuata non solo in funzione del tempo, ma anche delle frequenze ottenendo dei grafici tempo-frequenza. In essi, il valore dell'energia ad uno specifico istante di tempo e ad una determinata frequenza corrisponde ad una colorazione specifica, a seconda della *colormap* adottata.

Nelle figure 4.34 e 4.35 sono riportati due grafici tempo-frequenza rispettivamente delle  $E_{M\text{SI}POz,4,x}$  e delle  $E_{M\text{SI}POz,4,x}$ , ossia delle energie (medie su tutti i soggetti) in media mobile relative al canale POZ al quarto livello di profondità, per i nodi che coprono le frequenze da 0 Hz a 48 Hz (complessivamente 12 nodi). In entrambe le figure, 4.34 e 4.35, si nota come le frequenze in cui principalmente si concentrano i maggiori contributi energetici sono fra gli 0 Hz e i 20 Hz. Nella figura



4.34 L'energia si concentra soprattutto intorno ai 10 Hz, ossia indicativamente all'interno della banda alpha. Si nota una attività anche nell'intorno della banda theta per tutta la durata della sessione.

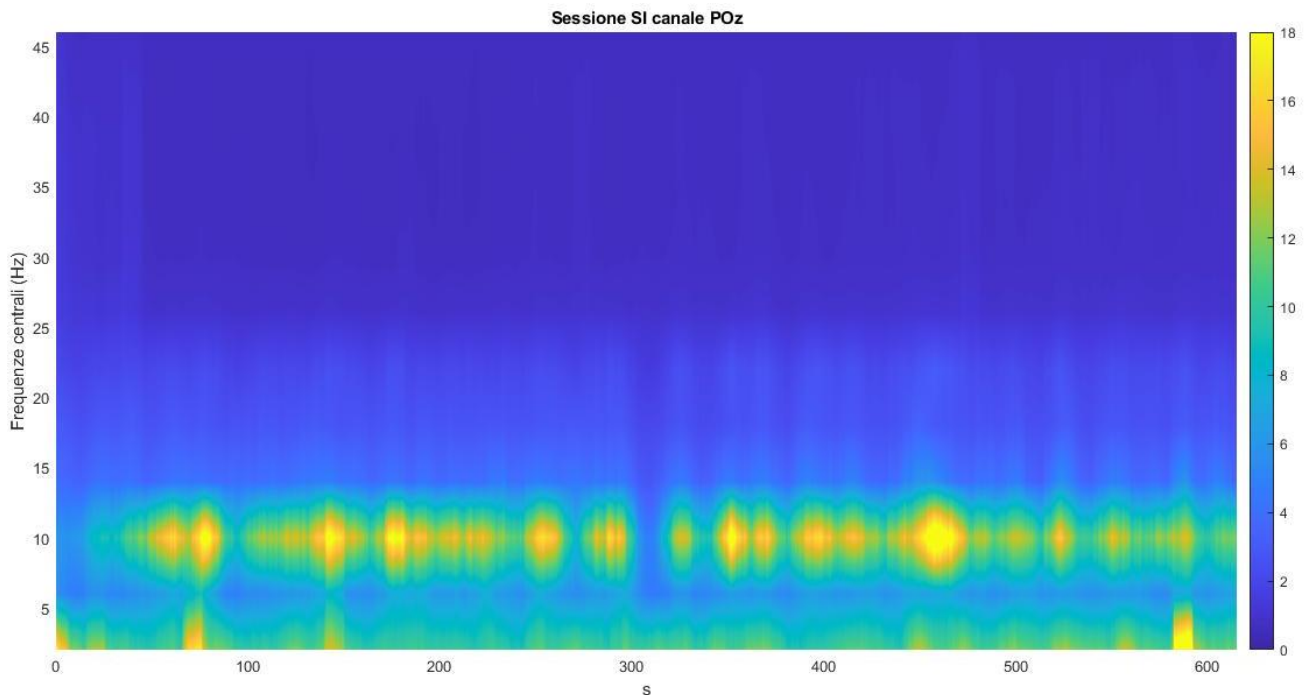


Figura 4.34: Grafico tempo-frequenza delle  $E_{M SI POz,4,x}$ , quindi delle energie durante la sessione SI al livello 4 del canale POz per 12 nodi (che coprono complessivamente le frequenze 0-48 Hz, con risoluzione di 4 Hz).

Per quanto riguarda la figura 4.35, il ritmo che ha maggiore rilevanza dal punto di vista energetico è quello theta, dal momento che presenta un'intensità di colori più marcata rispetto al ritmo alpha. Quest'ultimo, infatti, rispetto alla sessione SI è decisamente meno attivo, anche se si nota un leggero incremento dell'energia durante la fase di TASK.

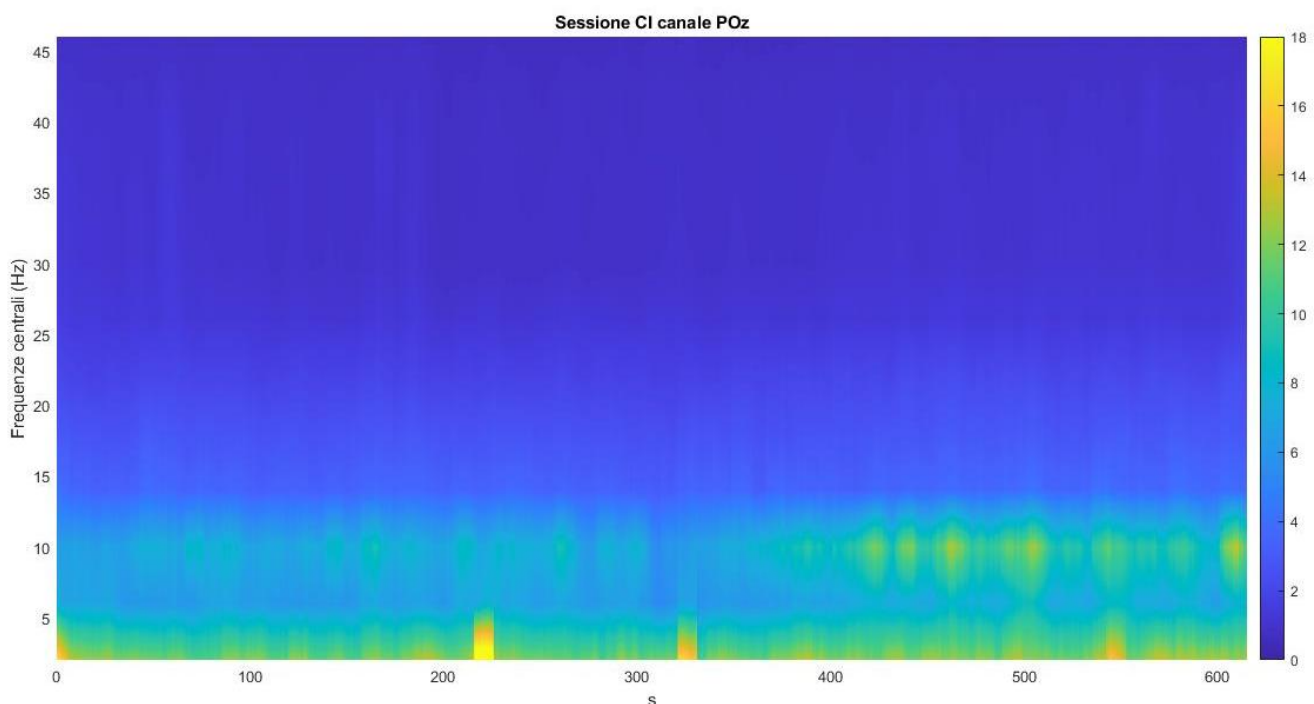


Figura 4.35: Grafico tempo-frequenza delle  $E_{M CI POz,4,x}$ , quindi delle energie durante la sessione CI al livello 4 del canale POz per 12 nodi (che coprono complessivamente le frequenze 0-48 Hz, con risoluzione di 4 Hz).

La visualizzazione in grafici tempo-frequenza può essere effettuata anche delle energie normalizzate, come mostrato nelle figure 4.36 e 4.37, le quali sono relative, rispettivamente, delle  $E_{M\text{NORM1 SI POz,4,x}}$  e delle  $E_{M\text{NORM1 CI POz,4,x}}$ , ossia le energie normalizzate 1 del canale POz, al quarto livello di profondità, per i nodi che coprono le frequenze da 0 Hz a 48 Hz.

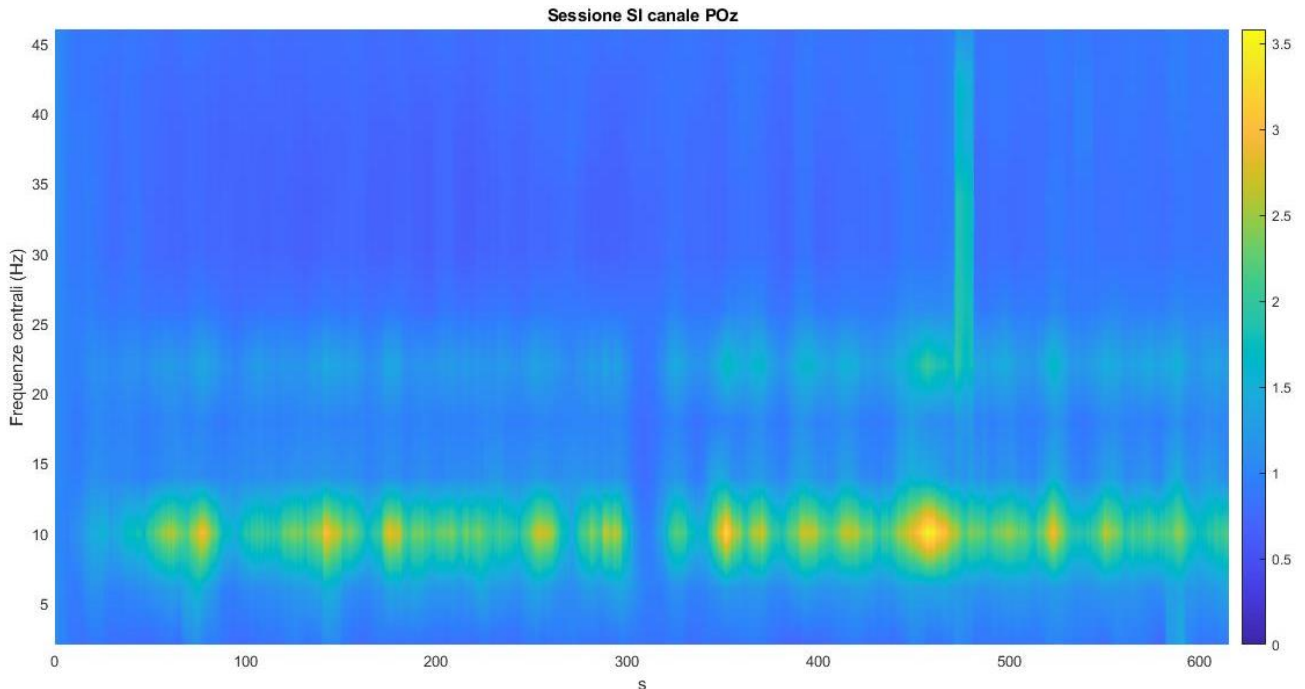


Figura 4.36: Grafico tempo-frequenza delle  $E_{M\text{NORM1 SI POz,4,x}}$ , quindi delle energie normalizzate 1 durante la sessione SI al livello 4 del canale POz per 12 nodi (che coprono complessivamente le frequenze 0-48 Hz, con risoluzione di 4 Hz).

Osservando figura 4.36 si nota come, anche in questo caso, l'energia normalizzata 1 sia maggiormente concentrata nell'intorno dei 10 Hz, con un andamento simile al caso precedente in figura 4.34.

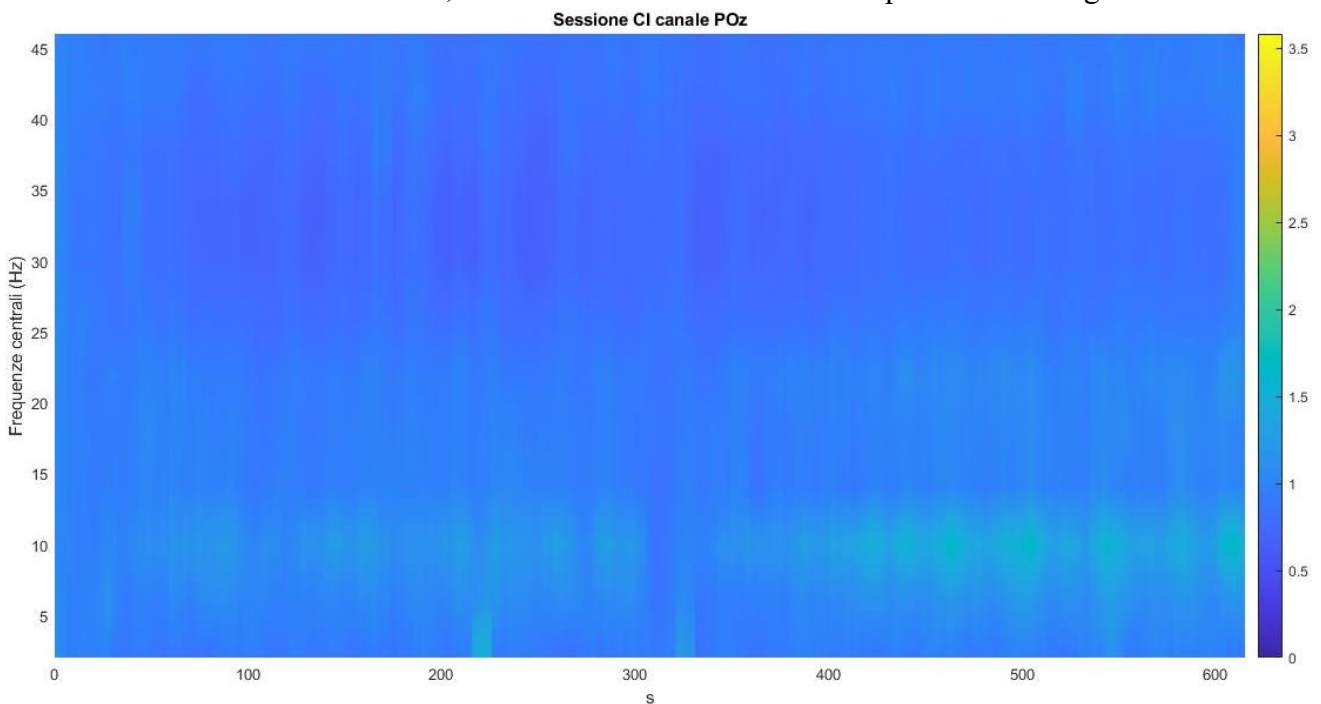


Figura 4.37: Grafico tempo-frequenza delle  $E_{M\text{NORM1 CI POz,4,x}}$ , quindi delle energie normalizzate 1 durante la sessione CI al livello 4 del canale POz per 12 nodi (che coprono complessivamente le frequenze 0-48 Hz, con risoluzione di 4 Hz).

Invece, nella figura 4.37, il grafico è abbastanza piatto ovunque, se non negli ultimi 200 secondi di in corrispondenza a 10 Hz, il che indica che comunque in fase di TASK il ritmo alpha presenta una maggiore attività rispetto alla fase di REST.

In figura 4.38, è riportato il grafico tempo-frequenza dell'energia, associata al canale POz per i nodi che coprono le frequenze da 0 Hz a 48 Hz (complessivamente 12 nodi), normalizzata rispetto al primo campione della fase di REST SI relativa all'intera durata dell'esperimento ( $[E_{M\ NORM1\ SI\ POz,4,x,k}, E_{M\ NORM2\ CI\ POz,4,x,k}]$ ). Si noti come la maggior parte dell'energia si concentri principalmente nell'intorno dei 10 Hz, ossia la banda alpha, e come essa rispecchi l'andamento dell'energia commentato dalla figura 4.27.

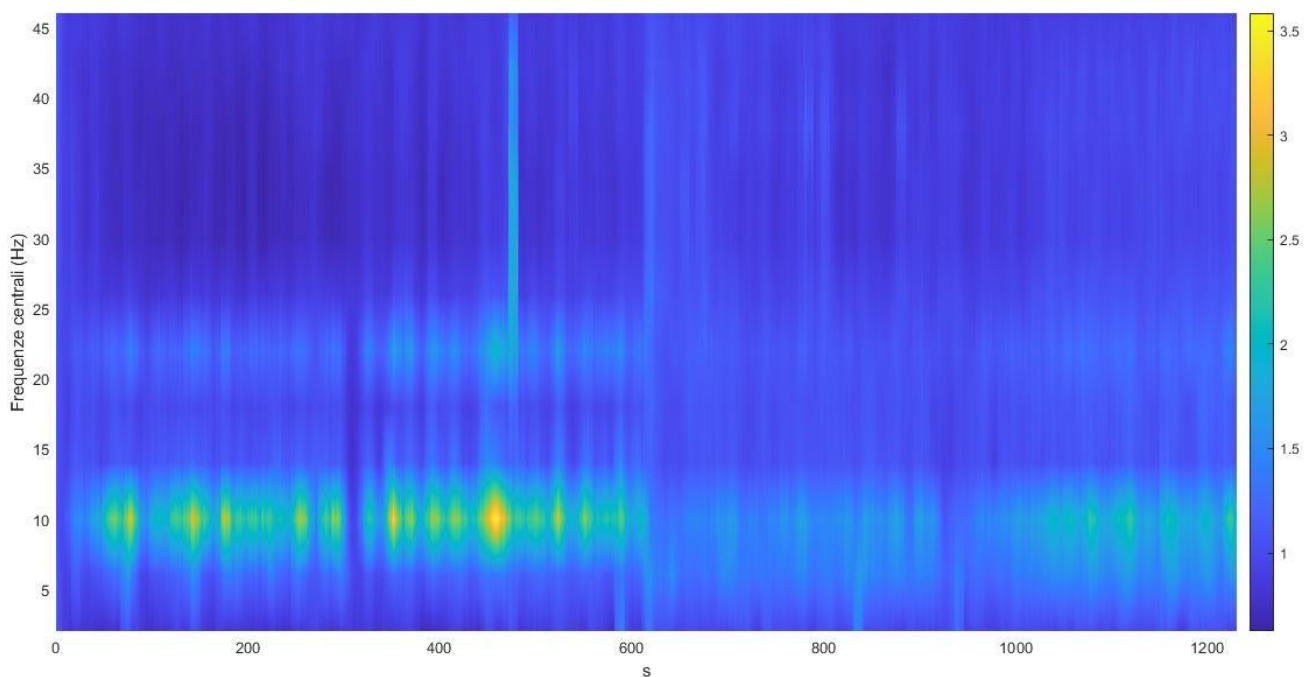


Figura 4.38: Grafico tempo-frequenza della concatenazione delle  $E_{M\ NORM1\ SI\ POz,4,x,k}$  e delle  $E_{M\ NORM2\ CI\ POz,4,x,k}$ , per valutare come i segnali interi (SI+CI) del canale POz per 12 nodi al livello 4 (che coprono complessivamente le frequenze fra 0-48 Hz, con risoluzione di 4 Hz) varino in funzione dell'inizio delle rispettive fasi di REST SI.

I grafici tempo-frequenza fin qui riportati si è utilizzato come canale di riferimento POz, dal momento che risulta essere il più indicativo dell'attività in banda alpha, dal momento che quest'ultima è maggiormente individuabile nelle zone posteriori della corteccia.

Quindi, poter effettuare dei commenti più pertinenti alla banda theta, si farà riferimento a grafici tempo-frequenza relativi al canale Fz.

Infatti, nelle figure 4.39 e 4.40 sono riportati due grafici tempo-frequenza rispettivamente delle  $E_{M\ SI\ Fz,4,x}$  e delle  $E_{M\ CI\ Fz,4,x}$ , ossia delle energie (medie su tutti i soggetti) in media mobile relative al canale Fz al quarto livello di profondità, per i nodi che coprono le frequenze da 0 Hz a 48 Hz (complessivamente 12 nodi).

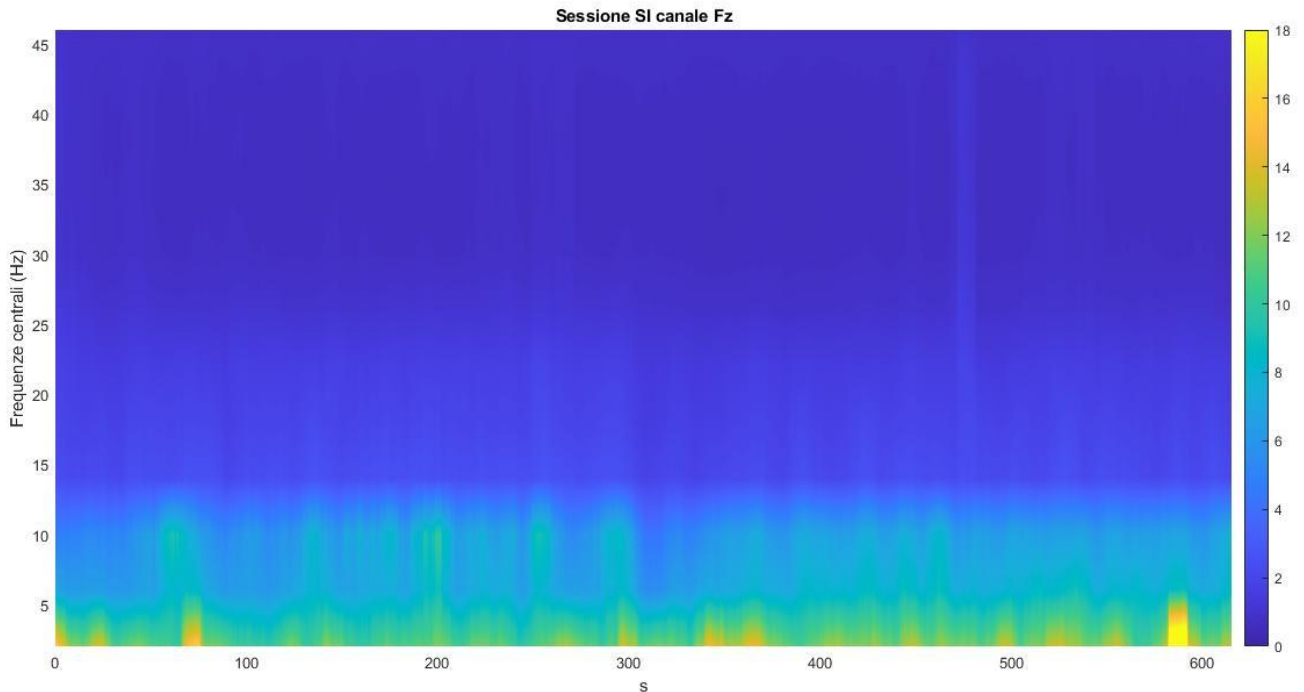


Figura 4.39: Grafico tempo-frequenza delle  $E_{M SI Fz, A, X}$ , quindi delle energie durante la sessione SI al livello 4 del canale Fz per 12 nodi (che coprono complessivamente le frequenze 0-48 Hz, con risoluzione di 4 Hz).

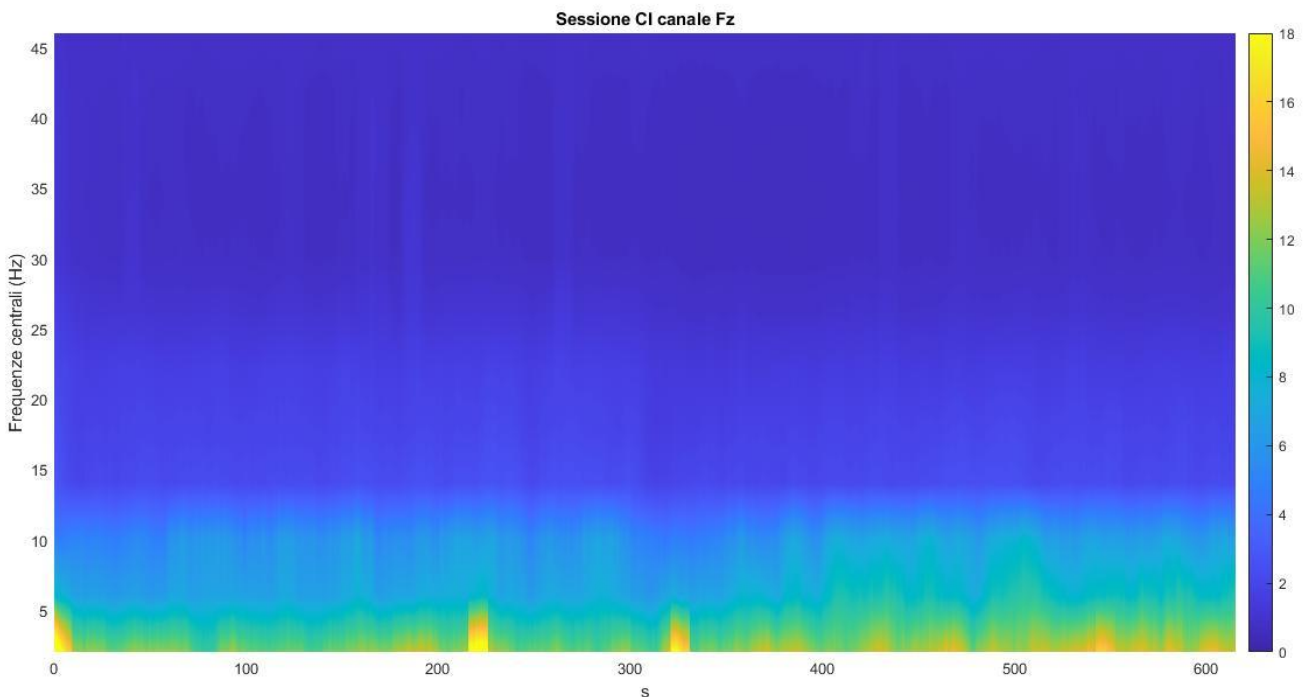


Figura 4.40: Grafico tempo-frequenza delle  $E_{M CI Fz, A, X}$ , quindi delle energie durante la sessione CI al livello 4 del canale Fz per 12 nodi (che coprono complessivamente le frequenze 0-48 Hz, con risoluzione di 4 Hz).

In entrambe le figure, 4.39 e 4.40, si noti come le frequenze in cui principalmente si concentrano i maggiori contributi energetici sono fra gli 0 Hz e i 15 Hz, concentrandosi principalmente all'altezza della banda theta.

### 4.3 Mappe topologiche

In questa sezione si commenteranno le mappe topologiche, le quali sono utili per ottenere una visione sintetica spazio-temporale del comportamento dei vari ritmi cerebrali (qui ci si concentrerà sui ritmi theta e alpha).

In una prima parte si riporteranno le mappe topologiche (mediate su tutti i soggetti) rappresentative delle energie confronto ricavate nel capitolo precedente. Tali mappe si riferiscono alla rappresentazione della differenza, elettrodo per elettrodo, tra l'energia totale (ad uno specifico livello e nodo) in una determinata fase dell'esperimento (TASK SI, REST CI, TASK CI) e l'energia totale nella fase REST SI. Per cui un valore positivo (negativo) in corrispondenza ad un dato elettrodo indica un incremento (una diminuzione) di energia (a quel livello e nodo), nella fase in esame rispetto alla fase REST SI.

Infatti, in figura 4.41 sono rappresentate le mappe topologiche in banda alpha [8-12] Hz (livello 4 nodo 3) delle energie confronto. Dalla prima mappa topologica, ossia quella a sinistra, quindi relativa alla  $energy_{CONF M TASK SI c,4,3}$ , si nota come complessivamente durante la fase di TASK SI si abbia un'attività maggiore in banda alpha, in particolare nella zona posteriore della corteccia. Ciò è coerente con quanto fino a qui osservato, ossia che il ritmo alpha ha un ruolo importante durante lo svolgimento di task di attenzione interna (calcolo mentale), in quanto si rileva che la sua attività aumenta rispetto ad una situazione di riposo.

Dalla mappa topologica centrale, quindi quella associata alla  $energy_{CONF M TASK CI c,4,3}$ , si osserva, come in questo caso, su tutto lo scalpo si abbiano valori negativi, il che indica che durante la fase di REST CI si hanno valori di energie più basse rispetto alla fase di REST SI. Questo significa che, nonostante il soggetto sia in una situazione analoga di REST (cioè non viene richiesto alcuna particolare compito al soggetto, ma deve restare rilassato), il ritmo alpha risulta influenzato dalla presenza di stimoli visivi, e ciò è in linea con quanto già detto.

Infine, l'ultima mappa topologica, rappresentativa delle  $energy_{CONF M TASK CI c,4,3}$ , si ha solo in una zona dello scalpo concentrata posteriormente in cui si hanno valori negativi di energia, mentre nel resto della corteccia si hanno valori pressoché nulli. Questo indica che durante la fase di TASK CI si registra, nei canali posteriori, un'attività del ritmo alpha minore rispetto agli stessi canali in fase REST SI. Ciò si giustifica dal fatto che, in generale, durante la sessione CI, il ritmo alpha è condizionato dalle immagini, che ne riducono l'attività. Tuttavia, è molto interessante osservare confrontando le ultime due mappe topologiche, che nella fase di TASK CI la diminuzione di ritmo alpha è nettamente inferiore rispetto alla fase REST SI, ovvero si ha un maggiore presenza di ritmo alpha rispetto alla

fase di REST CI, confermando il trend che, in ogni caso, durante lo svolgimento di compiti cognitivi, il ritmo alpha svolge un ruolo attivo.

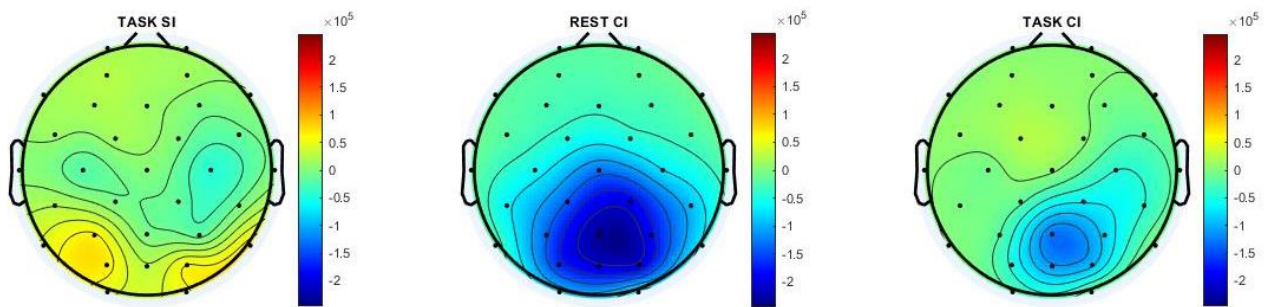


Figura 4.41: Mappe topologiche (medie su tutti i soggetti) in banda alpha [8-12] Hz (livello di decomposizione 4, nodo 3), rispettivamente in ordine da sinistra a destra  $energy_{CONF M TASK SI c,4,3}$ , delle  $energy_{CONF M REST CI c,4,3}$  e delle  $energy_{CONF M TASK CI c,4,3}$ , ossia le energie associate alle fasi TASK SI, REST CI e TASK CI confrontate con le energie in fase REST SI (viene mostrata la differenza tra i valori di energia in ciascuna delle tre fasi rispetto al REST SI). I valori sono in  $\mu V^2$ .

In figura 4.42, invece, sono rappresentate le mappe topologiche analoghe a quelle appena commentate, ma relative al ritmo theta [4-8] Hz. Incominciando dalla mappa topologica centrale, quindi quella associata alle  $energy_{CONF M TASK CI c,4,2}$ , si noti come, approssimativamente, in ogni zona della corteccia l'energia confronto sia pari a 0. Si nota solo un lieve incremento del ritmo theta nella zona posteriore. Ciò significa che, a differenza del ritmo alpha, il ritmo theta è meno influenzato dalla presenza di stimoli visivi..

Per quanto riguarda la prima mappa topologica a sinistra, in questo caso si nota che vi è un incremento dell'attività theta nella zona più frontale della corteccia, mentre nel resto dello scalpo l'attività rimane pressoché invariata. Al contrario, nell'ultima mappa, ossia relativa alle  $energy_{CONF M TASK CI c,4,2}$ , l'attività in banda theta aumenta considerevolmente in tutto lo scalpo in particolare nelle regioni frontali ma anche parieto-occipitali.

Il fatto che vi sia un aumento dell'attività in banda theta in entrambi i TASK, significa che tale ritmo è rilevante per i processi cognitivi e, soprattutto dalla mappa più a destra, si nota come esso coinvolga buona parte della corteccia. Infatti, probabilmente l'attività del ritmo theta aumenta considerevolmente in tutto lo scalpo durante la somministrazione del TASK CI, perché risulta più complicato conseguire il compito in presenza di distrattori, richiedendo quindi una maggiore integrazione fra le varie zone della corteccia.

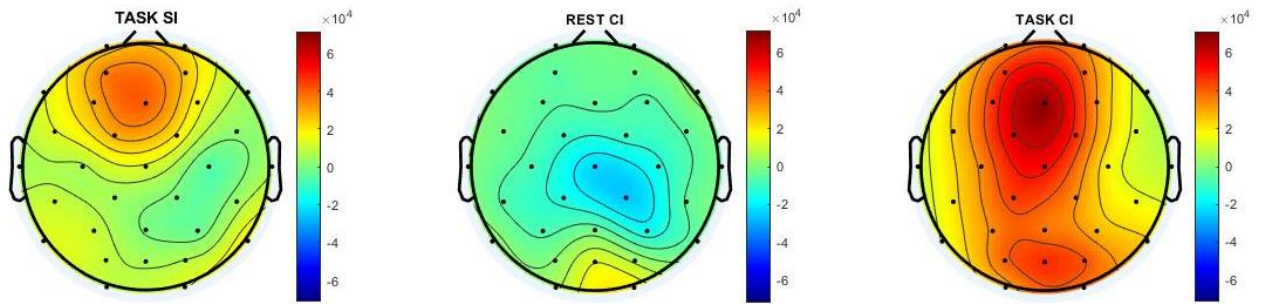


Figura 4.42: Mappe topologiche (mediate su tutti i soggetti) in banda theta [4-8] Hz (livello di decomposizione 4, nodo 2), rispettivamente in ordine da sinistra a destra  $energy_{CONF M TASK SI c,4,2}$ , delle  $energy_{CONF M REST CI c,4,2}$  e delle  $energy_{CONF M TASK CI c,4,2}$ , ossia le energie associate alle fasi TASK SI, REST CI e TASK CI confrontate con le energie in fase REST SI (viene mostrata la differenza tra i valori di energia in ciascuna delle tre fasi rispetto al REST SI). I valori sono in  $\mu V^2$ .

Dalle mappe topologiche è possibile estrarre informazioni sul come si distribuisce l'energia associata ad un determinato ritmo sullo scalpo in funzione del tempo, a tale scopo si usano, quindi, le  $E_{MVF c,j,x}$ .

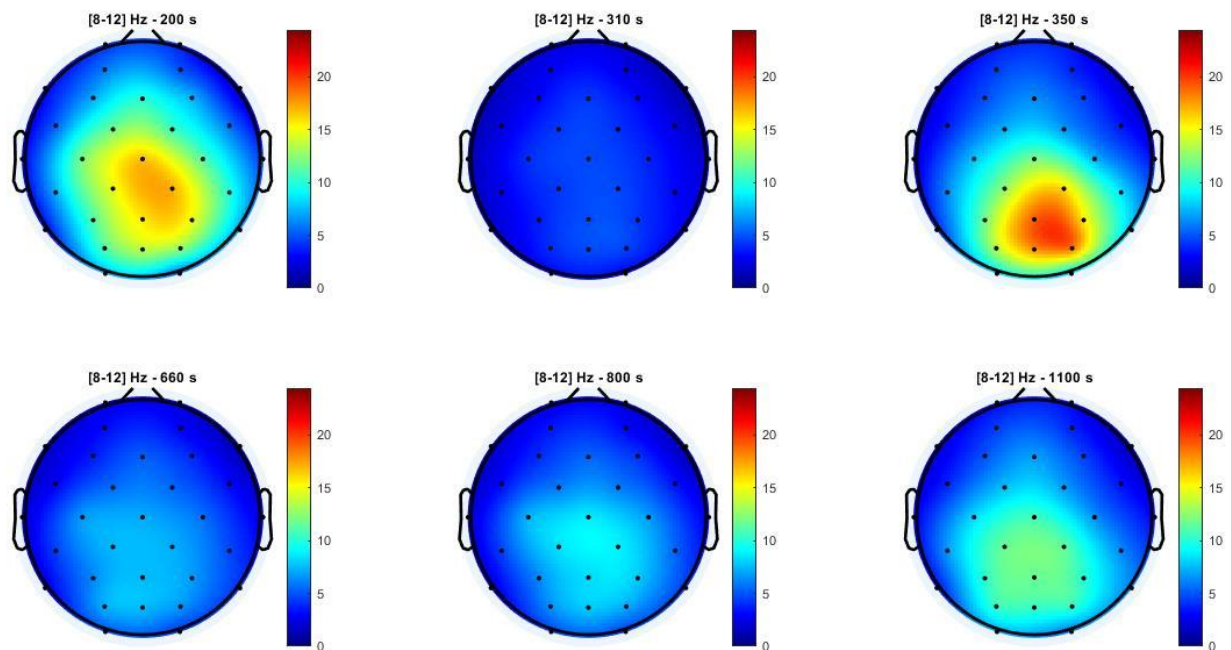


Figura 4.43: Evoluzione delle mappe topologiche della  $E_{M c,4,3}$  (corrispondente al ritmo alpha) fotografati in diversi istanti di tempo: in alto a sinistra a 200 s, ossia durante la fase di REST SI; in alto al centro a 310 s, ossia subito dopo l'inizio della fase di TASK SI; in alto a destra a 350 s, ossia durante la fase di TASK SI; in basso a sinistra a 660 s, ossia durante la fase di REST CI; in basso al centro a 800 s, sempre durante la fase di REST CI; infine, in basso a destra a 1100 s, ossia durante la fase di TASK CI.

In particolare, in figura 4.43, si osservano delle fotografie a diversi istanti di tempo dell'energia  $E_{M c,4,3}$ , ossia l'energia media del segnale intero ottenuta dai coefficienti del pacchetto [8-12] Hz, ovvero la banda alpha (livello 4 nodo 3).

Dalla osservazione delle mappe topologiche in figura 4.36, si nota come durante la fase di REST SI si rilevi una discreta attività del ritmo alpha nei canali posteriori della corteccia, cosa che si individua anche nella fotografia durante la fase di TASK SI, ma in quest'ultimo caso, si ha un'incremento

dell'attività. Inoltre, risulta evidente come nel passaggio fra la fase di REST SI e quella di TASK SI vi sia una brusca diminuzione del ritmo alpha.

Nelle fotografie selezionate durante la sessione CI, si ha sicuramente un decremento dell'attività del ritmo alpha, ma comunque in fase TASK è maggiore rispetto alla fase di REST nelle regioni-post centrali.

In figura 4.45, invece, si osservano delle fotografie a diversi istanti di tempo dell'energia  $E_{M c,4,2}$ , ossia l'energia media del segnale intero ottenuta dai coefficienti del pacchetto [4-8] Hz, ovvero la banda theta (livello 4 nodo 2). Dalla loro osservazione si ha conferma di quanto detto fino ad ora sull'andamento del ritmo theta e sulla sua localizzazione sullo scalpo nel tempo.

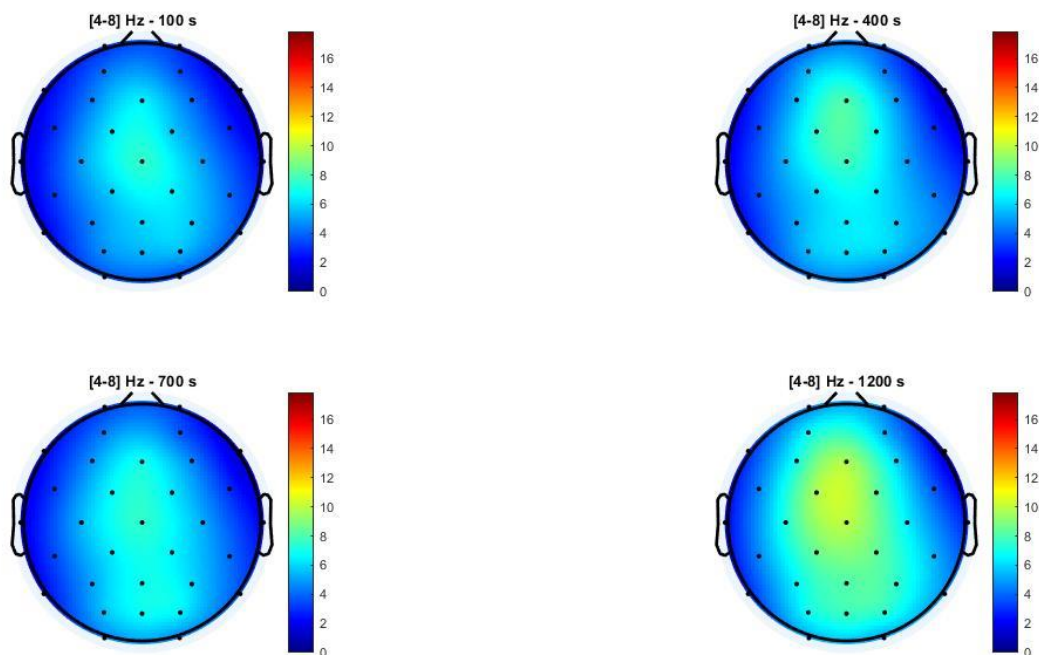


Figura 4.44: Evoluzione delle mappe topologiche della  $E_{M c,4,2}$  (corrispondente al ritmo theta) fotografati in diversi istanti di tempo: in alto a sinistra a 100 s, ossia durante la fase di REST SI; in alto a destra a 400 s, ossia durante la fase di TASK SI; in basso a sinistra a 700 s, ossia durante la fase di REST CI infine, in basso a destra a 1200 s, ossia durante la fase di TASK CI.

#### 4.4 Analisi statistica

Con lo scopo di valutare la significatività statistica del confronto fra i valori di energia media ottenuti dalla WPD, si è effettuato il T-test. Il test è stato effettuato in due modalità differenti: la prima confrontando fra di loro le energie totali separate  $energy_{M REST SI c,j,x}$ ,  $energy_{M TASK SI c,j,x}$ ,  $energy_{M REST CI c,j,x}$  e  $energy_{M TASK CI c,j,x}$  per tutti gli elettrodi in diverse condizioni (confronto A);



la seconda effettuando il confronto delle energie  $E_{MVFC,j,x,k}$  mediate in determinati intervalli di tempo per due particolari canali (confronto B).

È importante precisare che, per entrambe le modalità di svolgimento dell'analisi statistica, non è stata applicata nessuna correzione per confronti multipli.

#### 4.4.1 Confronto A

Il test è stato effettuato per tutti i 32 elettrodi, svolgendo il confronto delle energie totali all'interno delle bande theta e alpha col seguente criterio:

- REST SI vs TASK SI;
- REST CI vs TASK CI;
- REST SI vs REST CI;
- TASK SI vs TASK CI;
- REST SI vs TASK CI.

Di seguito sono riportati i risultati in tabelle.

<b>REST SI vs TASK SI</b>	<b>T-test: H0</b>	<b>T-test : p-value</b>
'Fp1'	0	0.1319
'Fp2'	0	0.1257
'AF3'	0	0.1901
'AF4'	0	0.2836
'F7'	0	0.1041
'F3'	0	0.3664
'Fz'	0	0.6999
'F4'	0	0.9295
'F8'	0	0.1876
'FC5'	0	0.4300
'FC1'	0	0.7023
'FC2'	0	0.9681
'FC6'	0	0.4240
'T7'	0	0.5142
'C3'	0	0.5178

'Cz'	0	0.9787
'C4'	0	0.3122
'T8'	0	0.9654
'CP5'	0	0.3197
'CP1'	0	0.9237
'CP2'	0	0.8331
'CP6'	0	0.8879
'P7'	0	0.0729
'P3'	0	0.3546
'Pz'	0	0.9628
'P4'	0	0.8348
'P8'	0	0.1558
'PO3'	0	0.3487
'POz'	0	0.6208
'PO4'	0	0.4098
'O1'	0	0.3003
'O2'	0	0.1458

Tabella 4.1: T-test in banda alpha confrontando le fasi REST SI e TASK SI. In rosso vengono sottolineati gli elettrodi con significatività statistica ( $p < 0.05$ ).

Nella tabella 4.1 non risultano elettrodi che presentano una significatività statistica.

<b>REST CI vs TASK CI</b>	<b>T-test: H0</b>	<b>T-test : p-value</b>
'Fp1'	1	0.0212
'Fp2'	1	0.0164
'AF3'	1	0.0136
'AF4'	1	0.0312
'F7'	1	0.0174
'F3'	1	0.0179
'Fz'	0	0.0557
'F4'	0	0.1403
'F8'	0	0.0693

'FC5'	1	0.0157
'FC1'	1	0.0232
'FC2'	0	0.0725
'FC6'	0	0.3693
'T7'	0	0.0648
'C3'	0	0.1450
'Cz'	1	0.0284
'C4'	0	0.2801
'T8'	0	0.1979
'CP5'	1	0.0432
'CP1'	1	0.0336
'CP2'	1	0.0154
'CP6'	1	0.0441
'P7'	1	0.0390
'P3'	1	0.0296
'Pz'	1	0.0176
'P4'	1	0.0117
'P8'	1	0.0260
'PO3'	1	0.0185
'POz'	1	0.0229
'PO4'	1	0.0161
'O1'	1	0.0321
'O2'	1	0.0170

Tabella 4.2: T-test in banda alpha confrontando le fasi REST CI e TASK CI. In rosso vengono sottolineati gli elettrodi con significatività statistica ( $p < 0.05$ ).

Nella tabella 4.2 si riscontrano molti elettrodi, sia frontali che posteriori, con significatività statistica.

REST SI vs REST CI	T-test: H0	T-test : p-value
'Fp1'	0	0.1276
'Fp2'	0	0.1020
'AF3'	0	0.1578
'AF4'	0	0.1166

'F7'	0	0.1934
'F3'	0	0.1506
'Fz'	0	0.1422
'F4'	0	0.0729
'F8'	0	0.1345
'FC5'	0	0.1577
'FC1'	0	0.0954
'FC2'	0	0.0542
'FC6'	1	0.0456
'T7'	0	0.2642
'C3'	0	0.1066
'Cz'	1	0.0441
'C4'	1	0.0345
'T8'	0	0.0621
'CP5'	1	0.0451
'CP1'	1	0.0265
'CP2'	1	0.0185
'CP6'	1	0.0259
'P7'	0	0.1457
'P3'	1	0.0210
'Pz'	1	0.0194
'P4'	1	0.0197
'P8'	1	0.0201
'PO3'	1	0.0109
'POz'	1	0.0171
'PO4'	1	0.0091
'O1'	1	0.0234
'O2'	1	0.0103

*Tabella 4.3: T-test in banda alpha confrontando le fasi REST SI e REST CI. In rosso vengono sottolineati gli elettrodi con significatività statistica ( $p < 0.05$ ).*

In tabella 4.3 vi sono elettrodi significativi statisticamente e principalmente essi sono quelli associati a zone parieto-occipitali. Questo è giustificabile dal fatto che il ritmo alpha, come si è già discusso

nei paragrafi precedenti, è evidente che sia più attivo in tali zone della corteccia durante la fase di REST SI, piuttosto che in quella di REST CI.

<b>TASK SI vs TASK CI</b>	<b>T-test: H0</b>	<b>T-test : p-value</b>
'Fp1'	0	0.1787
'Fp2'	0	0.2016
'AF3'	0	0.3562
'AF4'	0	0.3615
'F7'	0	0.2321
'F3'	0	0.7204
'Fz'	0	0.9719
'F4'	0	0.8325
'F8'	0	0.0993
'FC5'	0	0.8644
'FC1'	0	0.7062
'FC2'	0	0.6847
'FC6'	0	0.5720
'T7'	0	0.8462
'C3'	0	0.5164
'Cz'	0	0.8990
'C4'	0	0.9945
'T8'	0	0.1041
'CP5'	0	0.3339
'CP1'	0	0.8019
'CP2'	0	0.2917
'CP6'	0	0.0655
'P7'	0	0.1272
'P3'	0	0.3248
'Pz'	0	0.1320
'P4'	0	0.1206
'P8'	0	0.0385
'PO3'	0	0.1884
'POz'	0	0.1131

'PO4'	0	0.0621
'O1'	0	0.1156
'O2'	0	0.0704

Tabella 4.4: T-test in banda alpha confrontando le fasi TASK SI e TASK CI. In rosso vengono sottolineati gli elettrodi con significatività statistica ( $p < 0.05$ ).

Nella tabella 4.4 non risultano elettrodi che presentano una significatività statistica.

<b>REST SI vs TASK CI</b>	<b>T-test: H0</b>	<b>T-test : p-value</b>
'Fp1'	0	0.7303
'Fp2'	0	0.6891
'AF3'	0	0.5001
'AF4'	0	0.6695
'F7'	0	0.5609
'F3'	0	0.4954
'Fz'	0	0.7047
'F4'	0	0.8506
'F8'	0	0.9197
'FC5'	0	0.5000
'FC1'	0	0.5297
'FC2'	0	0.8780
'FC6'	0	0.3157
'T7'	0	0.5405
'C3'	0	0.8693
'Cz'	0	0.9367
'C4'	0	0.3465
'T8'	0	0.3810
'CP5'	0	0.9098
'CP1'	0	0.8007
'CP2'	0	0.4348
'CP6'	0	0.2937
'P7'	0	0.8858

'P3'	0	0.6833
'Pz'	0	0.1122
'P4'	0	0.2832
'P8'	0	0.9844
'PO3'	0	0.3662
'POz'	0	0.1057
'PO4'	0	0.1216
'O1'	0	0.6366
'O2'	0	0.5956

Tabella 4.5: T-test in banda alpha confrontando le fasi REST SI e TASK CI. In rosso vengono sottolineati gli elettrodi con significatività statistica ( $p < 0.05$ ).

Nella tabella 4.5 non risultano elettrodi che presentano una significatività statistica.

<b>REST SI vs TASK SI</b>	<b>T-test: H0</b>	<b>T-test : p-value</b>
'Fp1'	0	0.1157
'Fp2'	0	0.1073
'AF3'	0	0.1716
'AF4'	0	0.2470
'F7'	0	0.0940
'F3'	0	0.3358
'Fz'	0	0.6678
'F4'	0	0.9757
'F8'	0	0.1442
'FC5'	0	0.4116
'FC1'	0	0.6819
'FC2'	0	0.9957
'FC6'	0	0.4456
'T7'	0	0.4817
'C3'	0	0.5335
'Cz'	0	0.9765
'C4'	0	0.3175

'T8'	0	0.9516
'CP5'	0	0.2991
'CP1'	0	0.9439
'CP2'	0	0.8493
'CP6'	0	0.8929
'P7'	0	0.0763
'P3'	0	0.3362
'Pz'	0	1.000
'P4'	0	0.8451
'P8'	0	0.1588
'PO3'	0	0.3331
'POz'	0	0.5815
'PO4'	0	0.4003
'O1'	0	0.3078
'O2'	0	0.1519

Tabella 4.6: T-test in banda theta confrontando le fasi REST SI e TASK SI. In rosso vengono sottolineati gli elettrodi con significatività statistica ( $p < 0.05$ ).

Nella tabella 4.5 non risultano elettrodi che presentano una significatività statistica.

<b>REST CI vs TASK CI</b>	<b>T-test: H0</b>	<b>T-test : p-value</b>
'Fp1'	1	0.0219
'Fp2'	1	0.0180
'AF3'	1	0.0133
'AF4'	1	0.0301
'F7'	1	0.0163
'F3'	1	0.0169
'Fz'	0	0.0555
'F4'	0	0.1320
'F8'	0	0.0634
'FC5'	1	0.0154
'FC1'	1	0.0238



'FC2'	0	0.0738
'FC6'	0	0.3613
'T7'	0	0.0632
'C3'	0	0.1452
'Cz'	1	0.0305
'C4'	0	0.2860
'T8'	0	0.1948
'CP5'	1	0.0428
'CP1'	1	0.0336
'CP2'	1	0.0158
'CP6'	1	0.0454
'P7'	1	0.0408
'P3'	1	0.0297
'Pz'	1	0.0178
'P4'	1	0.0120
'P8'	1	0.0266
'PO3'	1	0.0189
'POz'	1	0.0232
'PO4'	1	0.0165
'O1'	1	0.0334
'O2'	1	0.0183

Tabella 4.7: T-test in banda theta confrontando le fasi REST CI e TASK CI. In rosso vengono sottolineati gli elettrodi con significatività statistica ( $p < 0.05$ ).

Dalla tabella 4.7 si evince come un buon numero di elettrodi presenta significatività statistica, sia tra i canali più frontali che posteriori. Questo è giustificato dal fatto che il ritmo theta durante la fase di TASK CI aumenta considerevolmente, specialmente in tali zone della corteccia.

<b>REST SI vs REST CI</b>	<b>T-test: H0</b>	<b>T-test : p-value</b>
'Fp1'	0	0.1449
'Fp2'	0	0.1337
'AF3'	0	0.1709
'AF4'	0	0.1387

'F7'	0	0.2014
'F3'	0	0.1582
'Fz'	0	0.1535
'F4'	0	0.0788
'F8'	0	0.1899
'FC5'	0	0.1632
'FC1'	0	0.1016
'FC2'	0	0.0613
'FC6'	0	0.0482
'T7'	0	0.2669
'C3'	0	0.1101
'Cz'	1	0.0473
'C4'	1	0.0368
'T8'	0	0.0626
'CP5'	1	0.0477
'CP1'	1	0.0285
'CP2'	1	0.0203
'CP6'	1	0.0269
'P7'	0	0.1518
'P3'	1	0.0242
'Pz'	1	0.0221
'P4'	1	0.0210
'P8'	1	0.0201
'PO3'	1	0.0130
'POz'	1	0.0200
'PO4'	1	0.0102
'O1'	1	0.0252
'O2'	1	0.0114

Tabella 4.8: T-test in banda theta confrontando le fasi REST SI e REST CI. In rosso vengono sottolineati gli elettrodi con significatività statistica ( $p < 0.05$ ).

In tabella 4.8 vi sono numerosi elettrodi che hanno differenza statistica, in particolare, per quelli relativi a zone parieto-occipitali.

<b>TASK SI vs TASK CI</b>	<b>T-test: H0</b>	<b>T-test : p-value</b>
'Fp1'	0	0.1770
'Fp2'	0	0.2051
'AF3'	0	0.3450
'AF4'	0	0.3494
'F7'	0	0.2278
'F3'	0	0.6975
'Fz'	0	0.9483
'F4'	0	0.7998
'F8'	0	0.0986
'FC5'	0	0.8564
'FC1'	0	0.7228
'FC2'	0	0.7000
'FC6'	0	0.5560
'T7'	0	0.8621
'C3'	0	0.5240
'Cz'	0	0.8978
'C4'	0	0.9938
'T8'	0	0.1009
'CP5'	0	0.3301
'CP1'	0	0.8092
'CP2'	0	0.2975
'CP6'	0	0.0660
'P7'	0	0.1328
'P3'	0	0.3291
'Pz'	0	0.1366
'P4'	0	0.1234
'P8'	0	0.0393
'PO3'	0	0.1943
'POz'	0	0.1175
'PO4'	0	0.0642
'O1'	0	0.1229

'O2'	0	0.0754
------	---	--------

Tabella 4.9: T-test in banda theta confrontando le fasi TASK SI e TASK CI. In rosso vengono sottolineati gli elettrodi con significatività statistica ( $p < 0.05$ ).

REST SI vs TASK CI	T-test: H0	T-test : p-value
'Fp1'	1	0.0021
'Fp2'	1	0.0057
'AF3'	1	0.0016
'AF4'	1	0.0040
'F7'	1	0.0065
'F3'	1	0.0045
'Fz'	1	0.0058
'F4'	1	0.0429
'F8'	1	0.0222
'FC5'	1	0.0219
'FC1'	1	0.0177
'FC2'	1	0.0388
'FC6'	0	0.1611
'T7'	1	0.0358
'C3'	0	0.0804
'Cz'	0	0.1192
'C4'	0	0.3424
'T8'	0	0.0927
'CP5'	0	0.0529
'CP1'	0	0.0840
'CP2'	0	0.2696
'CP6'	0	0.2665
'P7'	1	0.0057
'P3'	0	0.0612
'Pz'	0	0.1186
'P4'	0	0.2558
'P8'	1	0.0285

'PO3'	1	0.0310
'POz'	1	0.0143
'PO4'	1	0.0383
'O1'	0	0.0753
'O2'	1	0.00069

Tabella 4.10: T-test in banda alpha confrontando le fasi REST SI e TASK CI. In rosso vengono sottolineati gli elettrodi con significatività statistica ( $p < 0.05$ ).

Dalla tabella 4.10 si nota come gli elettrodi posti frontalmente e posteriormente abbiano significatività statistica. Infatti, dalla figura 4.42, il ritmo theta nella fase di TASK CI aumenta la sua attività anche nelle zone della corteccia più posteriori, rispetto al TASK SI, durante il quale si ha un'attività in banda theta esclusivamente nelle zone frontali. Questo incremento di energia in banda theta (abbastanza generalizzato) può essere indicativo di un maggior sforzo attentivo e del reclutamento di maggiori funzioni cognitive/esecutive e di controllo per compiere il calcolo assegnato in presenza di distrattori.

#### 4.4.2 Confronto B

Dal momento che l'analisi wavelet permette di ottenere l'andamento temporale delle energie si vuole sfruttare questo aspetto per effettuare un'ulteriore analisi statistica. Innanzitutto, per effettuare questo confronto è necessario calcolare la media dell'energia data da  $E_{VFS,c,j,x,k}$ , in determinati intervalli di tempo, significativi per ciascuna fase di ogni esperimento. Nel dettaglio si calcola l'energia appena descritta secondo le seguenti formule:

$$\bar{E}_{REST SI s,c,j,x} = \frac{\sum_{k=120*Fs}^{210*Fs} E_{REST SI s,c,j,x,k}}{N_{camp}} \quad (4.1)$$

$$\bar{E}_{TASK SI s,c,j,x} = \frac{\sum_{k=435*Fs}^{525*Fs} E_{TASK SI s,c,j,x,k}}{N_{camp}} \quad (4.2)$$

$$\bar{E}_{REST CI s,c,j,x} = \frac{\sum_{k=735*Fs}^{825*Fs} E_{REST CI s,c,j,x,k}}{N_{camp}} \quad (4.3)$$

$$\bar{E}_{TASK CI s,c,j,x} = \frac{\sum_{k=930*Fs}^{1230*Fs} E_{TASK CI s,c,j,x,k}}{N_{camp}} \quad (4.4)$$

dove  $F_s$  è la frequenza di campionamento ed è 128 Hz e  $N_{camp}$  è il numero di campioni all'interno dell'intervallo di tempo adottato. Quindi,  $\bar{E}_{REST SI s,c,j,x}$  è il risultato della media sopra descritta nell'intervallo fra 120s-220s;  $\bar{E}_{TASK SI s,c,j,x}$  è il risultato della media sopra descritta nell'intervallo

fra 435s-525s;  $\bar{E}_{REST CI s,c,j,x}$  è il risultato della media sopra descritta nell'intervallo fra 735s-825s;  $\bar{E}_{TASK CI s,c,j,x}$  è il risultato della media sopra descitta nell'intervallo fra 1035s-1125s.

Ognuna di esse, dunque, è stata ottenuta effettuando la media dei campioni entro 1 minuto e mezzo di segnale, dopo che sono passati 2 minuti dall'inizio di ogni fase.

Una volta ottenuti tali valori medi, si può procedere con il test, il quale è stato effettuato svolgendo il confronto fra le energie medie appena descritte per due soli canali significativi Fz e POz all'interno delle bande theta ed alpha, seguendo il seguente criterio:

- REST SI vs TASK SI;
- REST CI vs TASK CI;
- REST SI vs REST CI;
- TASK SI vs TASK CI;
- REST SI vs TASK CI.

Di seguito sono riportati i risultati in tabelle.

<b>REST SI vs TASK SI</b>	<b>T-test: H0</b>	<b>T-test : p-value</b>
'Fz'	0	0.7280
'Poz'	0	0.8272

Tabella 4.11: T-test in banda alpha confrontando le fasi REST SI e TASK SI dei canali Fz e POz. In rosso vengono sottolineati gli elettrodi con significatività statistica ( $p < 0.05$ ).

<b>REST CI vs TASK CI</b>	<b>T-test: H0</b>	<b>T-test : p-value</b>
'Fz'	0	0.0768
'Poz'	1	0.0362

Tabella 4.12: T-test in banda alpha confrontando le fasi REST CI e TASK CI dei canali Fz e POz. In rosso vengono sottolineati gli elettrodi con significatività statistica ( $p < 0.05$ ).

<b>REST SI vs REST CI</b>	<b>T-test: H0</b>	<b>T-test : p-value</b>
'Fz'	0	0.1755
'Poz'	1	0.0127

Tabella 4.13: T-test in banda alpha confrontando le fasi REST SI e REST CI dei canali Fz e POz. In rosso vengono sottolineati gli elettrodi con significatività statistica ( $p < 0.05$ ).

<b>TASK SI vs TASK CI</b>	<b>T-test: H0</b>	<b>T-test : p-value</b>
'Fz'	0	0.5775
'Poz'	0	0.2299

Tabella 4.14: T-test in banda alpha confrontando le fasi TASK SI e TASK CI dei canali Fz e POz. In rosso vengono sottolineati gli elettrodi con significatività statistica ( $p < 0.05$ ).

<b>REST SI vs TASK CI</b>	<b>T-test: H0</b>	<b>T-test : p-value</b>
'Fz'	0	0.9363
'Poz'	0	0.1093

Tabella 4.15: T-test in banda alpha confrontando le fasi REST SI e TASK CI dei canali Fz e POz. In rosso vengono sottolineati gli elettrodi con significatività statistica ( $p < 0.05$ ).

I risultati riportati nelle tabelle 4.11, 4.12, 4.13, 4.14 e 4.15 coincidono con quelli del paragrafo precedente (si vedano le tabelle 4.1, 4.2, 4.3, 4.4 e 4.5).

<b>REST SI vs TASK SI</b>	<b>T-test: H0</b>	<b>T-test : p-value</b>
'Fz'	0	0.4405
'Poz'	0	0.7246

Tabella 4.16: T-test in banda theta confrontando le fasi REST SI e TASK SI dei canali Fz e POz. In rosso vengono sottolineati gli elettrodi con significatività statistica ( $p < 0.05$ ).

<b>REST CI vs TASK CI</b>	<b>T-test: H0</b>	<b>T-test : p-value</b>
'Fz'	1	0.0034
'Poz'	0	0.0541

Tabella 4.17: T-test in banda theta confrontando le fasi REST CI e TASK CI dei canali Fz e POz. In rosso vengono sottolineati gli elettrodi con significatività statistica ( $p < 0.05$ ).

<b>REST SI vs REST CI</b>	<b>T-test: H0</b>	<b>T-test : p-value</b>
'Fz'	0	0.5205
'Poz'	0	0.8552

Tabella 4.18: T-test in banda theta confrontando le fasi REST SI e REST CI dei canali Fz e POz. In rosso vengono sottolineati gli elettrodi con significatività statistica ( $p < 0.05$ ).

<b>TASK SI vs TASK CI</b>	<b>T-test: H0</b>	<b>T-test : p-value</b>
'Fz'	0	0.0543
'Poz'	1	0.0407

Tabella 4.19: T-test in banda theta confrontando le fasi TASK SI e TASK CI dei canali Fz e POz. In rosso vengono sottolineati gli elettrodi con significatività statistica ( $p < 0.05$ ).

<b>REST SI vs TASK CI</b>	<b>T-test: H0</b>	<b>T-test : p-value</b>
'Fz'	0	0.1054
'Poz'	0	0.0854

Tabella 4.20: T-test in banda theta confrontando le fasi REST SI e TASK CI dei canali Fz e POz. In rosso vengono sottolineati gli elettrodi con significatività statistica ( $p < 0.05$ ).

I risultati nelle 4.16, 4.17, 4.18, 4.19 e 4.20 non sono sempre esattamente in linea con quelli del paragrafo precedente (si vedano le tabelle 4.6, 4.7, 4.8, 4.9 e 4.10). Ciò può dipendere dalla scelta limitata di elettrodi con la quale è stata effettuato questo tipo di confronto.



## Capitolo 5 - Analisi dei risultati (segnali B)

Analogamente a quanto fatto nel Capitolo 4, l'obiettivo principale dell'analisi applicata ai segnali B è quello di valutare la variazione dei segnali cerebrali in diverse condizioni, prestando particolare attenzione ai ruoli del ritmo alpha e del ritmo theta. Per fare questo, si è osservato come variano i contributi energetici, calcolati nel terzo capitolo, in funzione dello stato mentale dei soggetti, ponendo attenzione al tipo di task a cui sono stati sottoposti.

### 5.1 Wavelet Packet Decomposition

In questo paragrafo si faranno valutazioni sui contributi energetici dei ritmi cerebrali alpha e theta e sulle loro variazioni analizzando i coefficienti e le matrici restituite da *modwpt*, ossia tramite la WPD. Si inizia l'analisi delle energie totali relative a ciascuna fase per ogni esperimento e mediate fra i soggetti,  $E_{M T O T E R E S T 1 c, j, x}$ ,  $E_{M T O T E T A S K c, j, x}$  e  $E_{M T O T E R E S T 2 c, j, x}$  (si veda capitolo 3, paragrafo 3.2.2.2 e formule 3.44, 3.45 e 3.46). Ci si è concentrati, in particolare, sui nodi di maggiore interesse, ossia quelli associati ai ritmi theta ([4-8] Hz), alpha low ([8-12] Hz) e alpha high ([12-16] Hz) presenti al livello  $j = 4$ . Infatti, osservando le figure 5.1, 5.2, 5.3 e 5.4, nelle quali sono riportate, in grafici a barre, le energie appena descritte relative ad alcuni nodi e, a titolo esplicativo di soli due canali, uno frontale e uno posteriore per ciascun esperimento, si evince come tali bande siano anche quelle che maggiormente contribuiscono all'energia totale. Un'eccezione è data dal nodo 1 (qui però non riportato), corrispondente alle frequenze 0-4 Hz. Tuttavia, frequenze così basse non sono di interesse in questi esperimenti ed inoltre, sebbene siano stati ridotti gli artefatti, tale banda risente della presenza di artefatti residui a bassa frequenza, in particolare movimenti oculari non completamente rimossi, nonché del rumore con densità spettrale di potenza  $1/f$ .

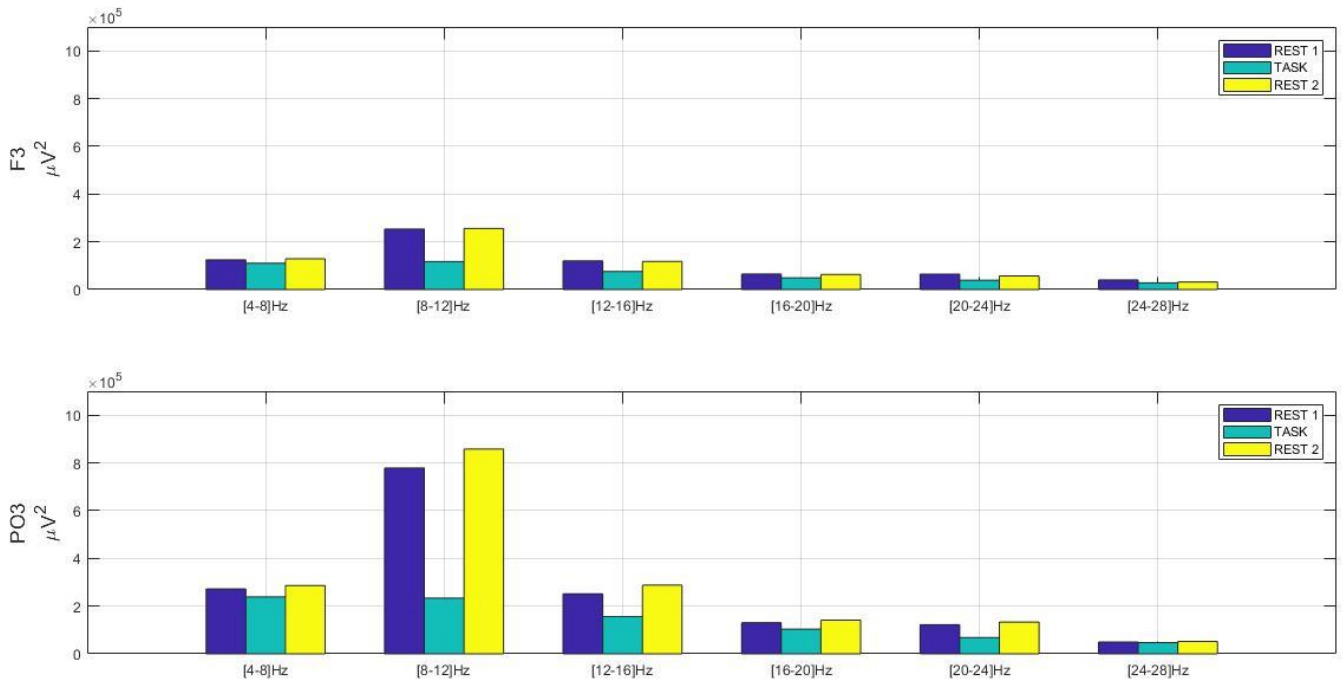


Figura 5.1: Grafico a barre in cui sono riportati, per ognuno dei nodi ( $x = 2, 3, 4, 5, 6$  e  $7$ ) i contributi energetici dati da  $E_{M\text{TOT}C\text{REST}1\text{c},\text{A},x}$  (in blu),  $E_{M\text{TOT}CTASK\text{c},\text{A},x}$  (in azzurro) e  $E_{M\text{TOT}C\text{REST}2\text{c},\text{A},x}$  (in giallo) durante l'esperimento corrispondente al task complete. In questa figura le energie si riferiscono ai canali F3 e PO3.

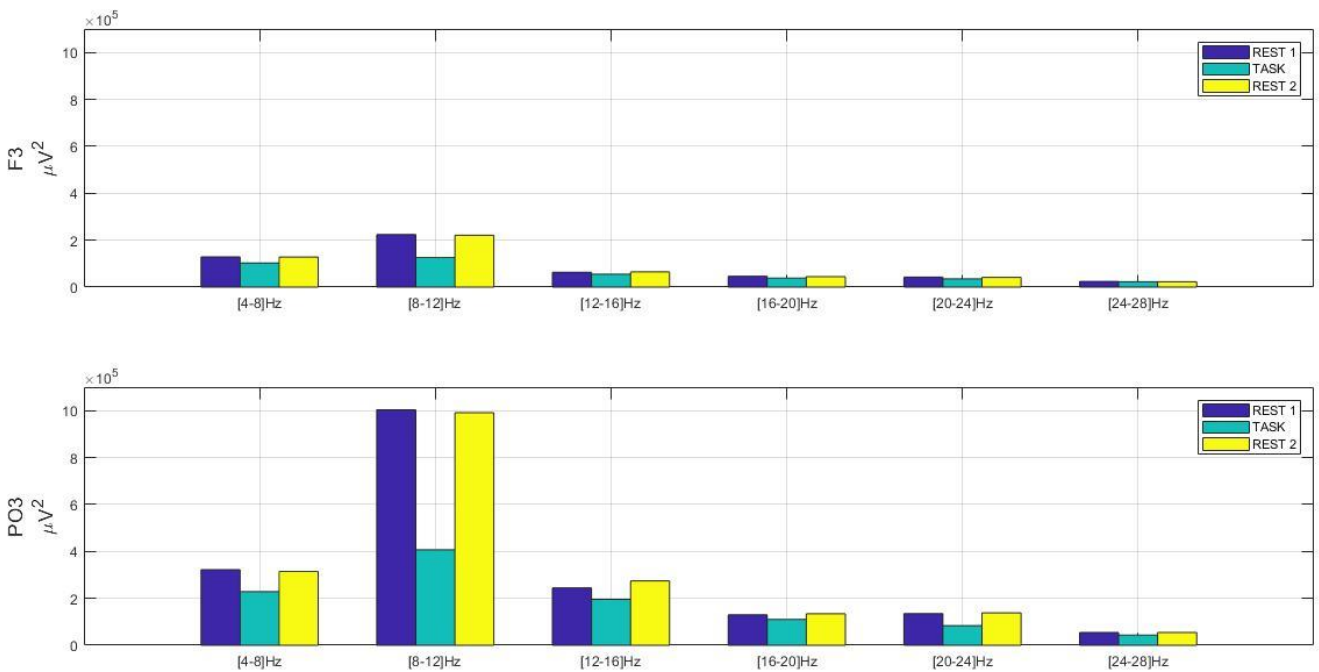


Figura 5.2: Grafico a barre in cui sono riportati, per ognuno dei nodi ( $x = 2, 3, 4, 5, 6$  e  $7$ ) i contributi energetici dati da  $E_{M\text{TOT}C\text{REST}1\text{c},\text{A},x}$  (in blu),  $E_{M\text{TOT}CTASK\text{c},\text{A},x}$  (in azzurro) e  $E_{M\text{TOT}C\text{REST}2\text{c},\text{A},x}$  (in giallo) durante l'esperimento corrispondente al task finger. In questa figura le energie si riferiscono ai canali F3 e PO3.

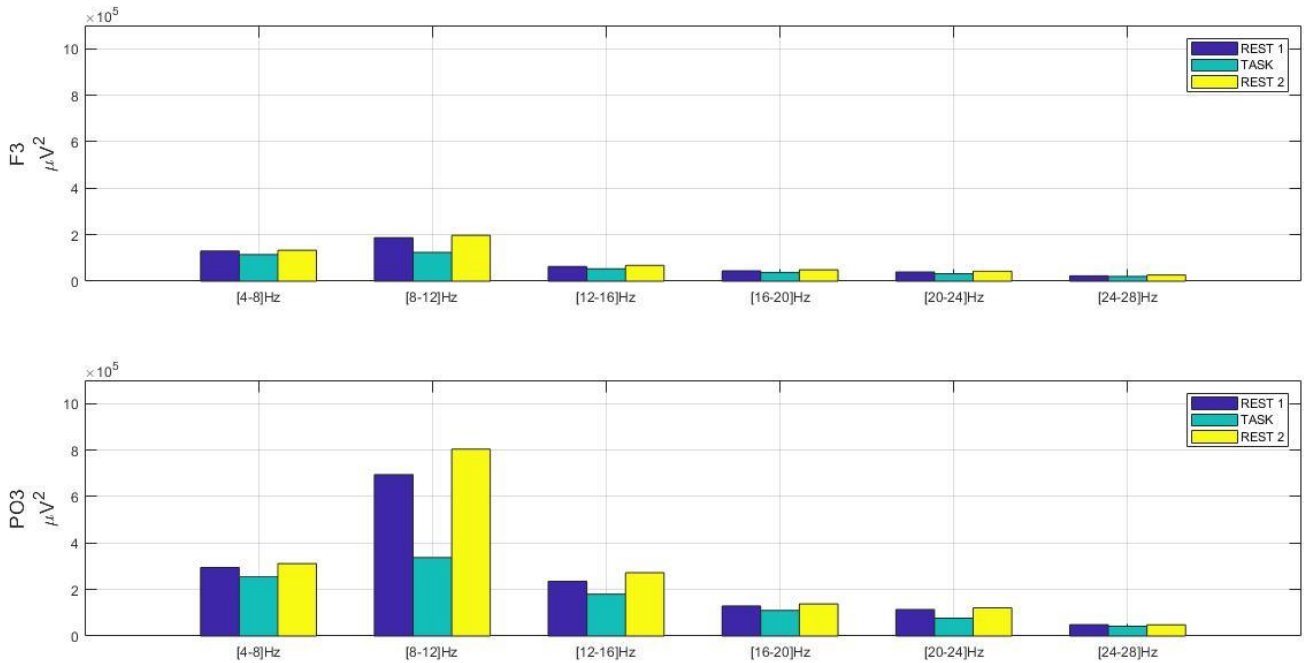


Figura 5.3: Grafico a barre in cui sono riportati, per ognuno dei nodi ( $x = 2, 3, 4, 5, 6$  e  $7$ ) i contributi energetici dati da  $E_{M TOT C REST1 c, A, x}$  (in blu),  $E_{M TOT C TASK c, A, x}$  (in azzurro) e  $E_{M TOT C REST2 c, A, x}$  (in giallo) durante l'esperimento corrispondente al task mental. In questa figura le energie si riferiscono ai canali F3 e PO3.

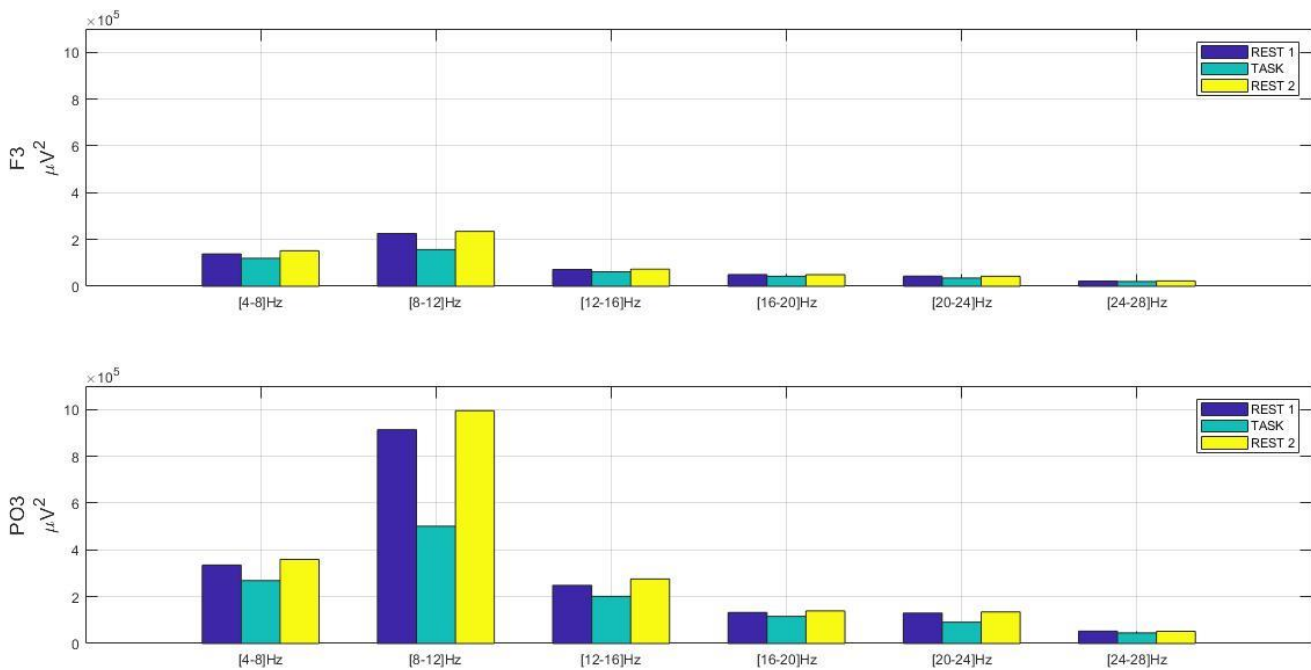


Figura 5.4: Grafico a barre in cui sono riportati, per ognuno dei nodi ( $x = 2, 3, 4, 5, 6$  e  $7$ ) i contributi energetici dati da  $E_{M TOT C REST1 c, A, x}$  (in blu),  $E_{M TOT C TASK c, A, x}$  (in azzurro) e  $E_{M TOT C REST2 c, A, x}$  (in giallo) durante l'esperimento corrispondente al task reading. In questa figura le energie si riferiscono ai canali F3 e PO3.

Pertanto, nelle figure seguenti saranno riportati i grafici a barre delle energie totali dei nodi corrispondenti ai ritmi theta, alpha low e alpha high per tutti i 13 canali per ogni esperimento (*complete*, figure 5.5, 5.6 e 5.7; *finger*, figure 5.8, 5.9 e 5.10; *finger*, figure 5.11, 5.12 e 5.13; *reading*, figure 5.14, 5.15 e 5.16).

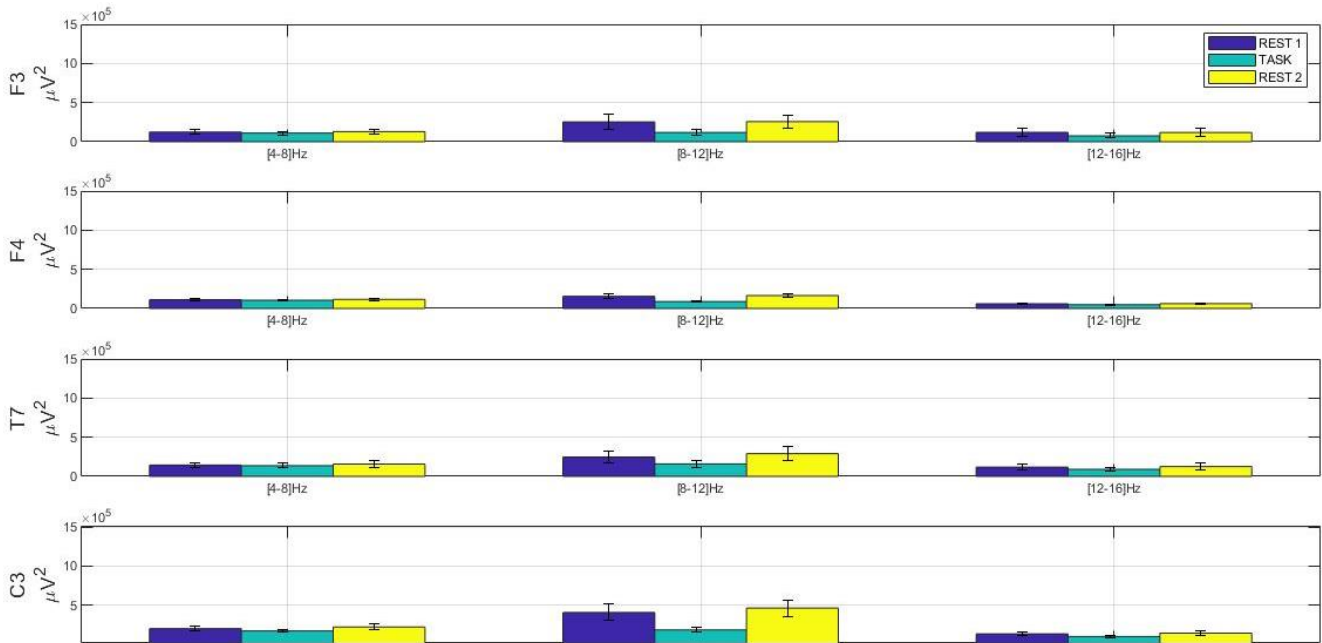


Figura 5.5: Grafico a barre in cui sono riportati, per ognuno dei nodi ( $x = 2, 3$  e  $4$ ) al livello  $j = 4$  (corrispondenti alle bande  $[4-8]$  Hz,  $[8-12]$  Hz e  $[12-16]$  Hz) i contributi energetici dati da  $E_{M\text{TOT}C\text{REST}1\ c,A,x}$  (in blu),  $E_{M\text{TOT}C\text{TASK}\ c,A,x}$  (in azzurro) e  $E_{M\text{TOT}C\text{REST}2\ c,A,x}$  (in giallo) durante l'esperimento corrispondente al task complete. In questa figura le energie si riferiscono ai canali F3, F4, T7 e C3. Da notare come in figura ogni barra rappresenta il valore medio  $\pm$  SEM (Standard Error of the Mean).

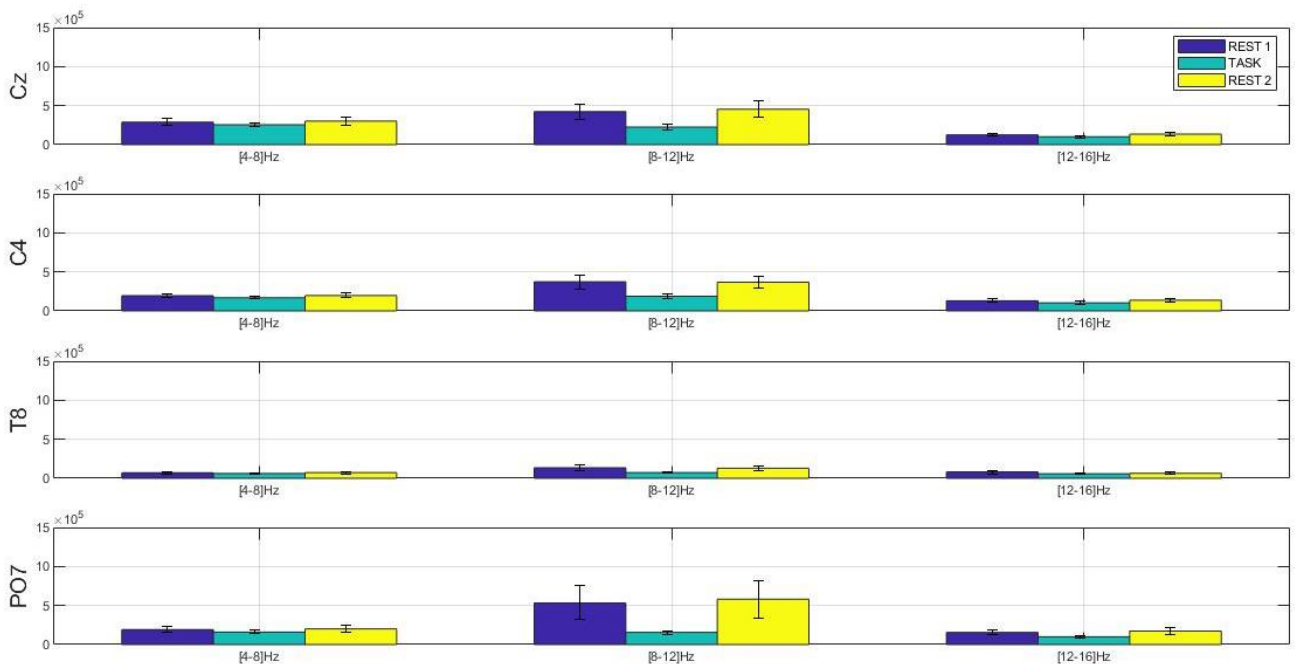


Figura 5.6: Grafico a barre in cui sono riportati, per ognuno dei nodi ( $x = 2, 3$  e  $4$ ) al livello  $j = 4$  (corrispondenti alle bande  $[4-8]$  Hz,  $[8-12]$  Hz e  $[12-16]$  Hz) i contributi energetici dati da  $E_{M\text{TOT}C\text{REST}1\ c,A,x}$  (in blu),  $E_{M\text{TOT}C\text{TASK}\ c,A,x}$  (in azzurro) e  $E_{M\text{TOT}C\text{REST}2\ c,A,x}$  (in giallo) durante l'esperimento corrispondente al task complete. In questa figura le energie si riferiscono ai canali Cz, C4, T8 e PO7. Da notare come in figura ogni barra rappresenta il valore medio  $\pm$  SEM (Standard Error of the Mean).

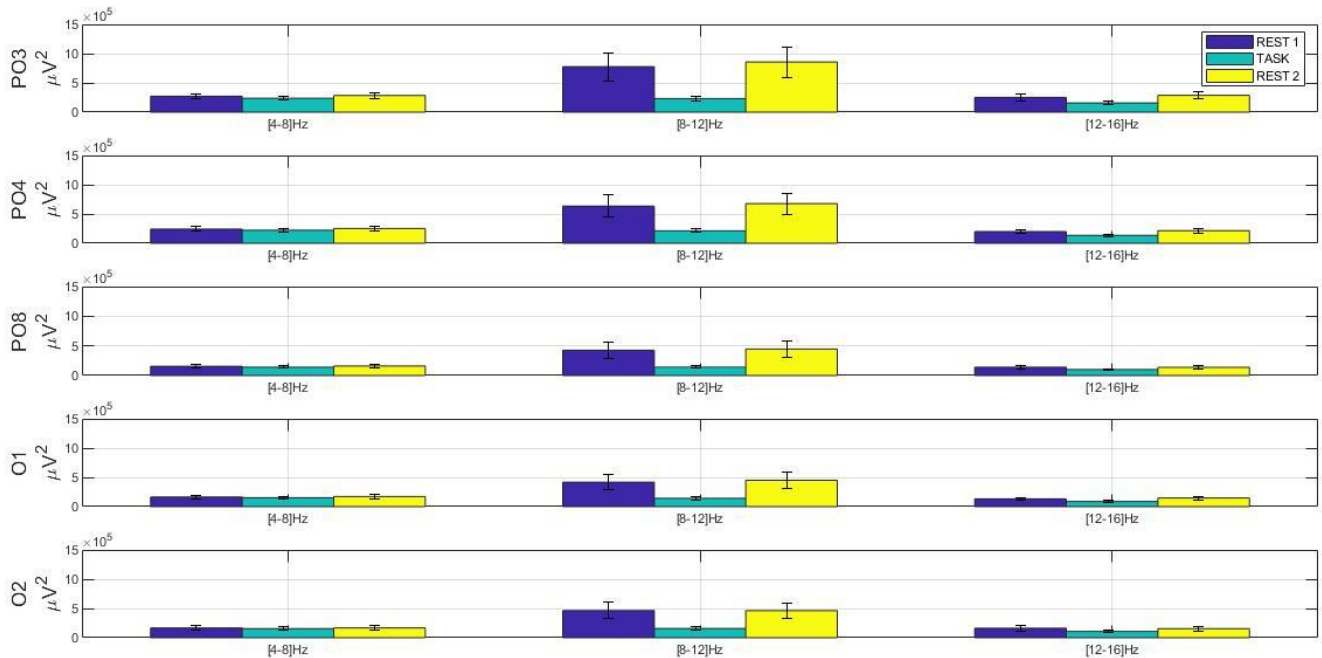


Figura 5.7: Grafico a barre in cui sono riportati, per ognuno dei nodi ( $x = 2, 3$  e  $4$ ) al livello  $j = 4$  (corrispondenti alle bande  $[4-8]$  Hz,  $[8-12]$  Hz e  $[12-16]$  Hz) i contributi energetici dati da  $\mathbf{E}_{M\,TOT\,C\,REST1\,c,A,x}$  (in blu),  $\mathbf{E}_{M\,TOT\,C\,TASK\,c,A,x}$  (in azzurro) e  $\mathbf{E}_{M\,TOT\,C\,REST2\,c,A,x}$  (in giallo) durante l'esperimento corrispondente al task complete. In questa figura le energie si riferiscono ai canali PO3, PO4, PO8, O1 e O2. Da notare come in figura ogni barra rappresenta il valore medio  $\pm$  SEM (Standard Error of the Mean).

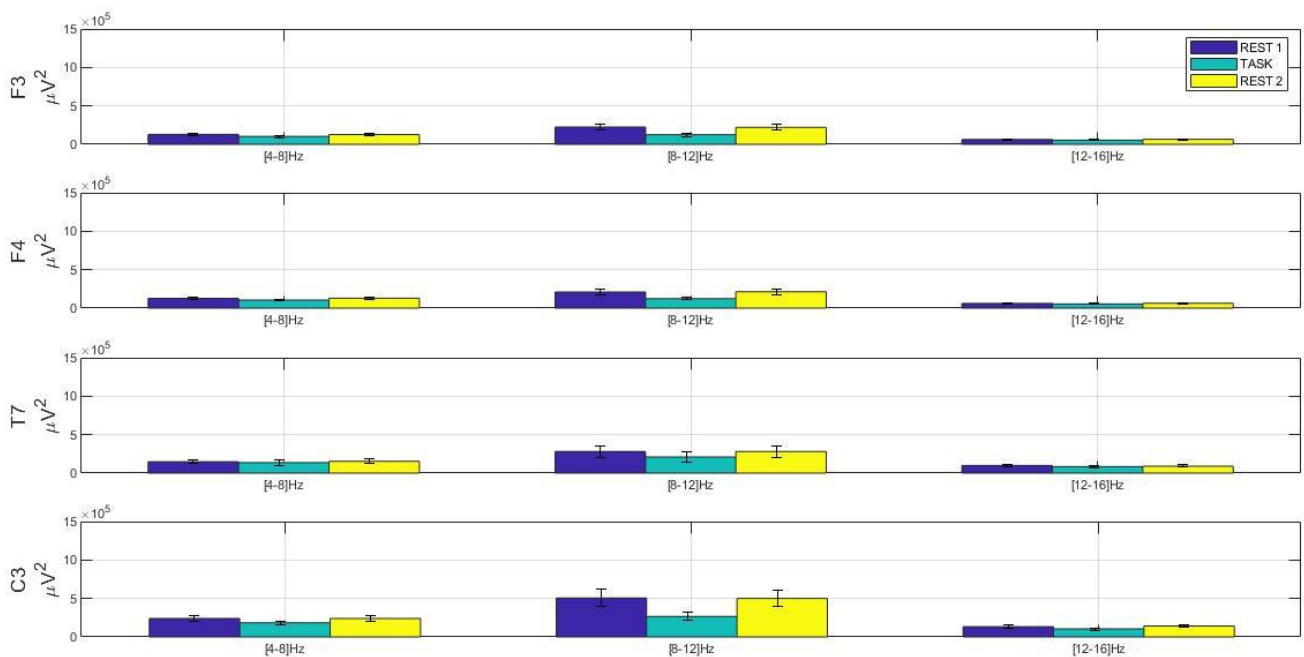


Figura 5.8: Grafico a barre in cui sono riportati, per ognuno dei nodi ( $x = 2, 3$  e  $4$ ) al livello  $j = 4$  (corrispondenti alle bande  $[4-8]$  Hz,  $[8-12]$  Hz e  $[12-16]$  Hz) i contributi energetici dati da  $\mathbf{E}_{M\,TOT\,F\,REST1\,c,A,x}$  (in blu),  $\mathbf{E}_{M\,TOT\,F\,TASK\,c,A,x}$  (in azzurro) e  $\mathbf{E}_{M\,TOT\,F\,REST2\,c,A,x}$  (in giallo) durante l'esperimento corrispondente al task finger. In questa figura le energie si riferiscono ai canali F3, F4, T7 e C3. Da notare come in figura ogni barra rappresenta il valore medio  $\pm$  SEM (Standard Error of the Mean).

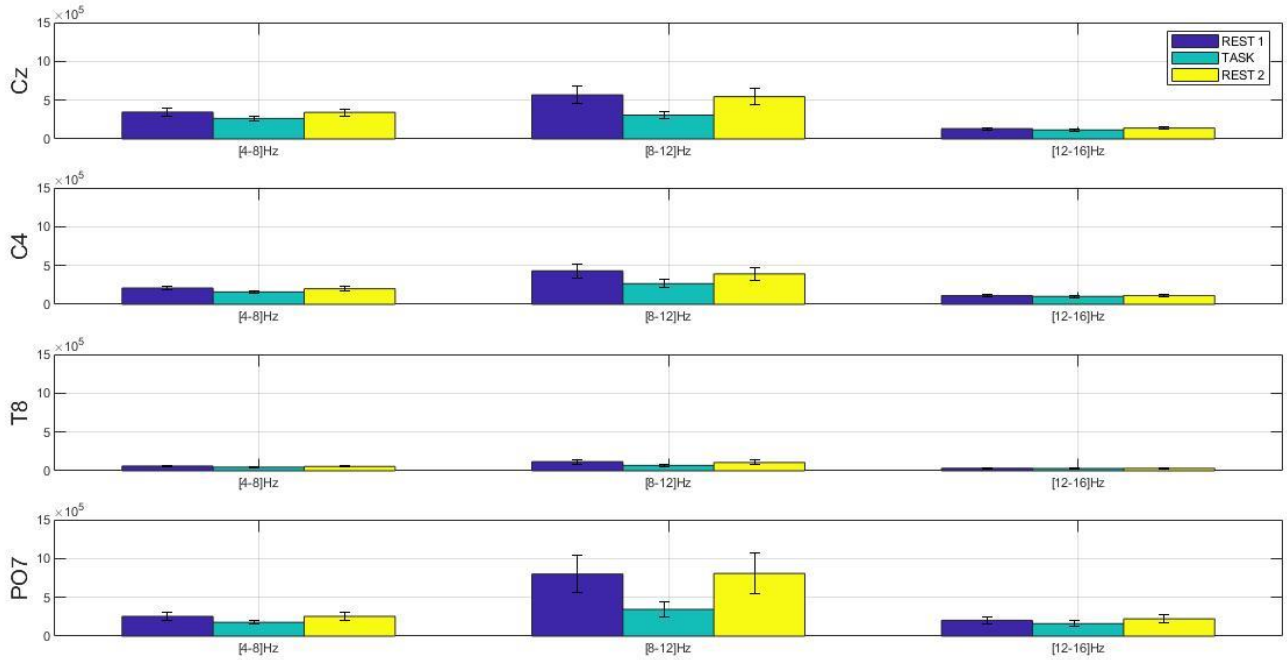


Figura 5.9: Grafico a barre in cui sono riportati, per ognuno dei nodi ( $x = 2, 3$  e  $4$ ) al livello  $j = 4$  (corrispondenti alle bande  $[4-8]$  Hz,  $[8-12]$  Hz e  $[12-16]$  Hz) i contributi energetici dati da  $\mathbf{E}_{M\text{TOT}F\text{REST}1\text{c},4,x}$  (in blu),  $\mathbf{E}_{M\text{TOT}F\text{TASK}\text{c},4,x}$  (in azzurro) e  $\mathbf{E}_{M\text{TOT}F\text{REST}2\text{c},4,x}$  (in giallo) durante l'esperimento corrispondente al task finger. In questa figura le energie si riferiscono ai canali Cz, C4, T8 e PO7. Da notare come in figura ogni barra rappresenta il valore medio  $\pm$  SEM (Standard Error of the Mean).

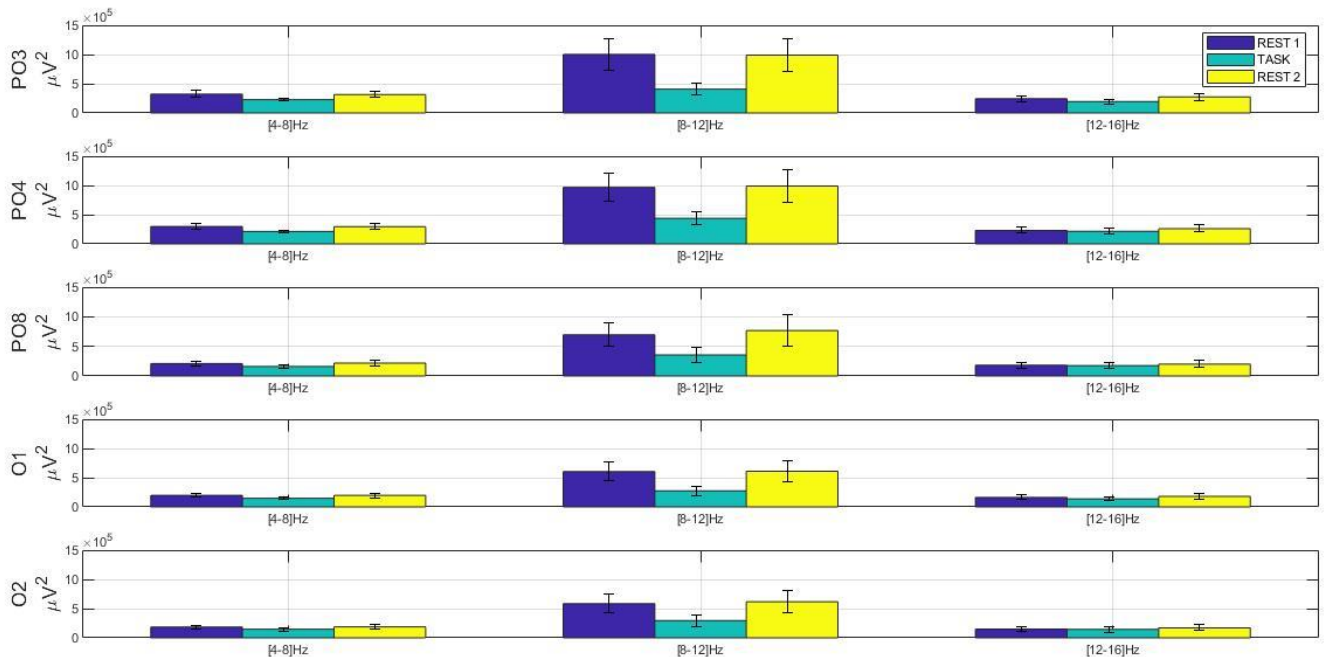


Figura 5.10: Grafico a barre in cui sono riportati, per ognuno dei nodi ( $x = 2, 3$  e  $4$ ) al livello  $j = 4$  (corrispondenti alle bande  $[4-8]$  Hz,  $[8-12]$  Hz e  $[12-16]$  Hz) i contributi energetici dati da  $\mathbf{E}_{M\text{TOT}F\text{REST}1\text{c},4,x}$  (in blu),  $\mathbf{E}_{M\text{TOT}F\text{TASK}\text{c},4,x}$  (in azzurro) e  $\mathbf{E}_{M\text{TOT}F\text{REST}2\text{c},4,x}$  (in giallo) durante l'esperimento corrispondente al task finger. In questa figura le energie si riferiscono ai canali PO3, PO4, PO8, O1 e O2. Da notare come in figura ogni barra rappresenta il valore medio  $\pm$  SEM (Standard Error of the Mean).

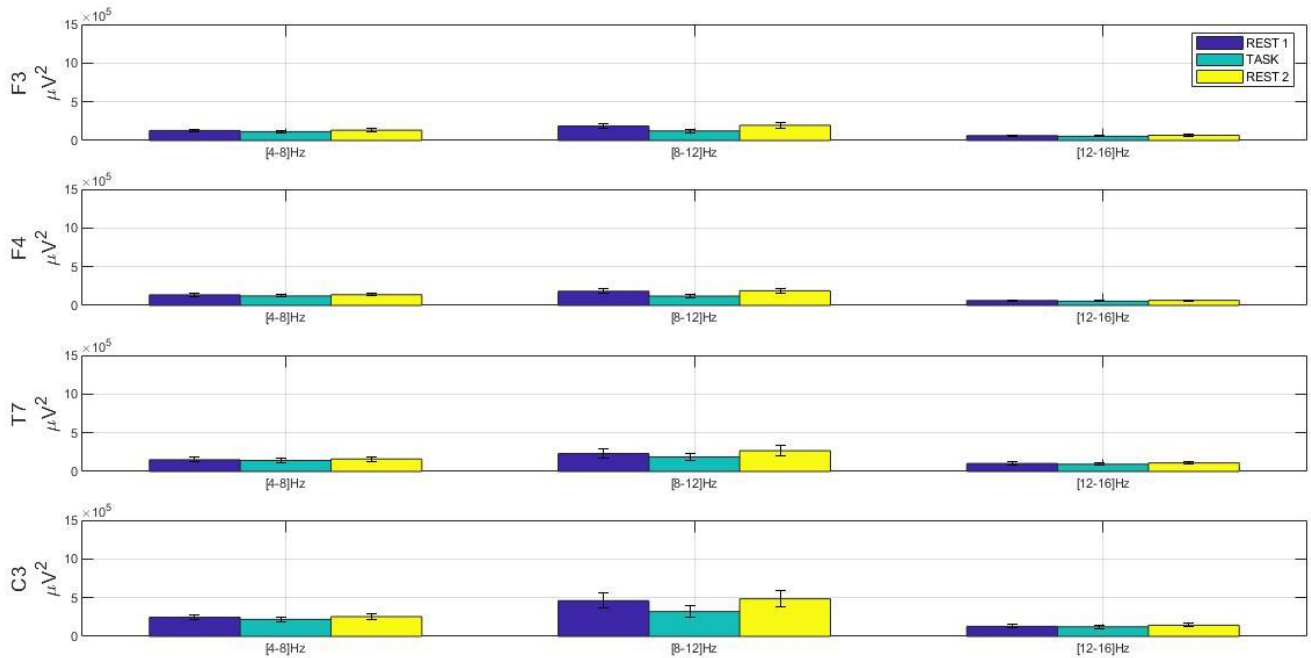


Figura 5.11: Grafico a barre in cui sono riportati, per ognuno dei nodi ( $x = 2, 3$  e  $4$ ) al livello  $j = 4$  (corrispondenti alle bande [4-8] Hz, [8-12] Hz e [12-16] Hz) i contributi energetici dati da  $\mathbf{E}_{M\text{TOT}M\text{REST}1\text{cA},x}$  (in blu),  $\mathbf{E}_{M\text{TOT}M\text{TASK}\text{cA},x}$  (in azzurro) e  $\mathbf{E}_{M\text{TOT}M\text{REST}2\text{cA},x}$  (in giallo) durante l'esperimento corrispondente al task mental. In questa figura le energie si riferiscono ai canali F3, F4, T7 e C3. Da notare come in figura ogni barra rappresenta il valore medio  $\pm$  SEM (Standard Error of the Mean).

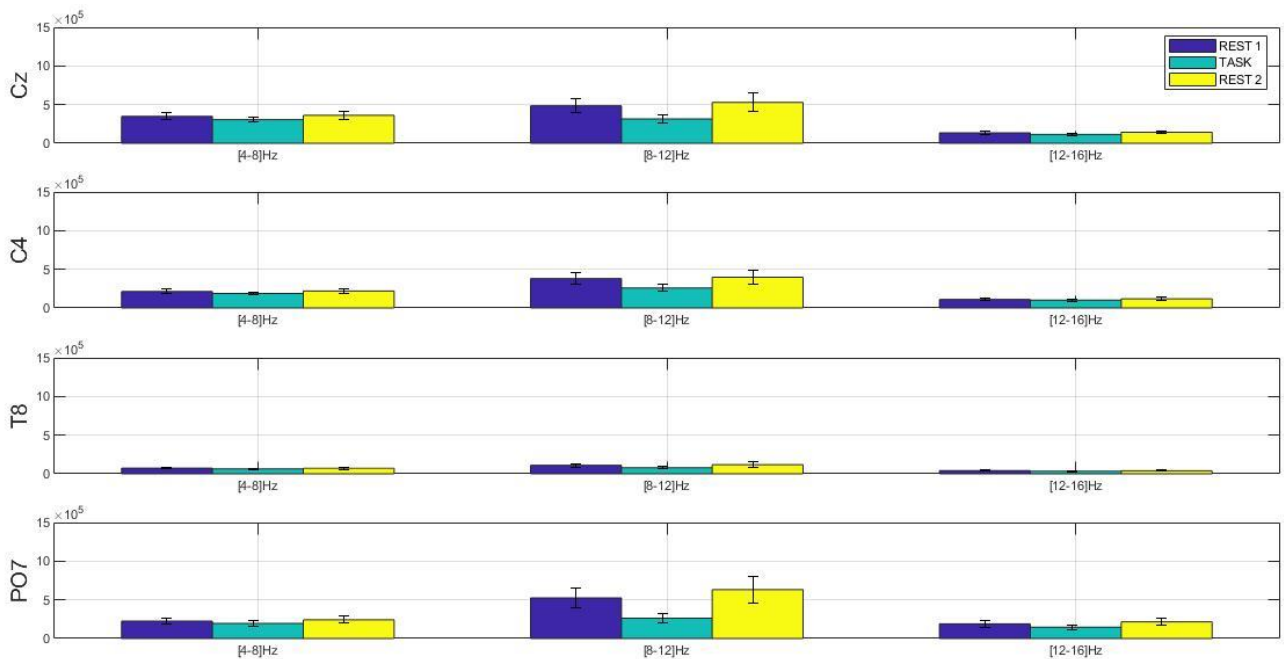


Figura 5.12: Grafico a barre in cui sono riportati, per ognuno dei nodi ( $x = 2, 3$  e  $4$ ) al livello  $j = 4$  (corrispondenti alle bande [4-8] Hz, [8-12] Hz e [12-16] Hz) i contributi energetici dati da  $\mathbf{E}_{M\text{TOT}M\text{REST}1\text{cA},x}$  (in blu),  $\mathbf{E}_{M\text{TOT}M\text{TASK}\text{cA},x}$  (in azzurro) e  $\mathbf{E}_{M\text{TOT}M\text{REST}2\text{cA},x}$  (in giallo) durante l'esperimento corrispondente al task mental. In questa figura le energie si riferiscono ai canali Cz, C4, T8 e PO7. Da notare come in figura ogni barra rappresenta il valore medio  $\pm$  SEM (Standard Error of the Mean).

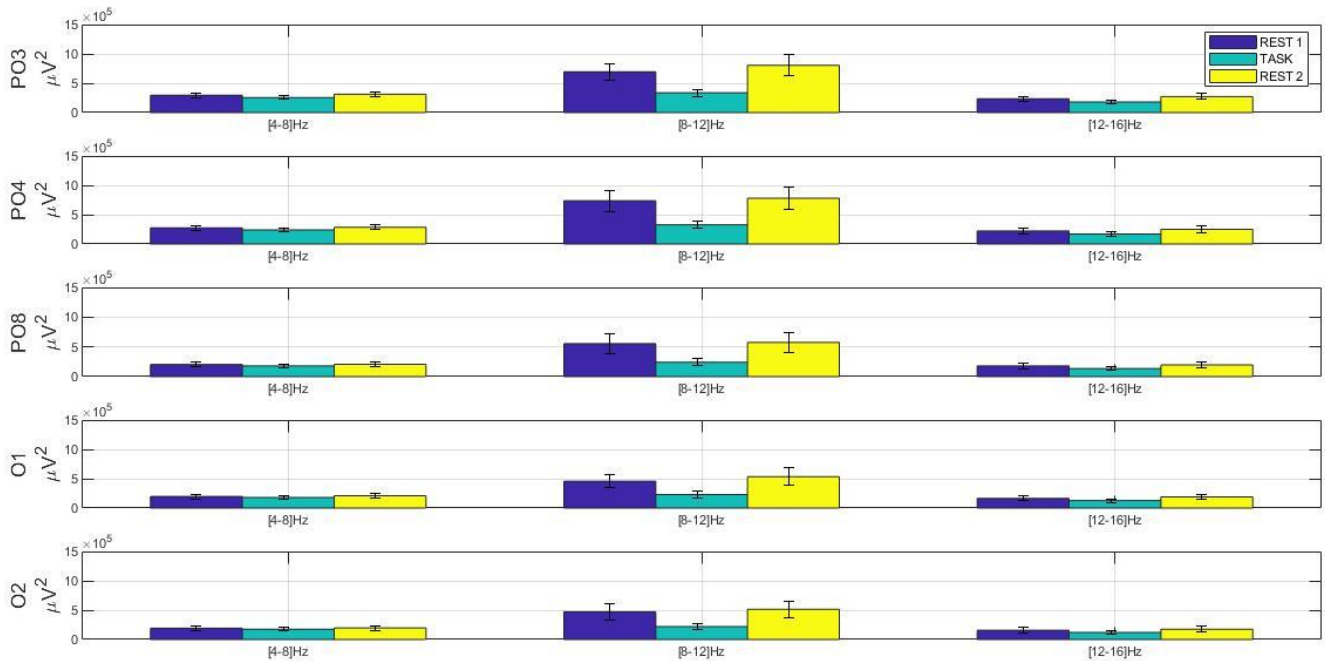


Figura 5.13: Grafico a barre in cui sono riportati, per ognuno dei nodi ( $x = 2, 3$  e  $4$ ) al livello  $j = 4$  (corrispondenti alle bande  $[4-8]$  Hz,  $[8-12]$  Hz e  $[12-16]$  Hz) i contributi energetici dati da  $\mathbf{E}_{M\text{TOT}M\text{REST}1\text{c},A,x}$  (in blu),  $\mathbf{E}_{M\text{TOT}M\text{TASK}\text{c},A,x}$  (in azzurro) e  $\mathbf{E}_{M\text{TOT}M\text{REST}2\text{c},A,x}$  (in giallo) durante l'esperimento corrispondente al task mental. In questa figura le energie si riferiscono ai canali PO3, PO4, PO8, O1 e O2. Da notare come in figura ogni barra rappresenta il valore medio  $\pm$  SEM (Standard Error of the Mean).

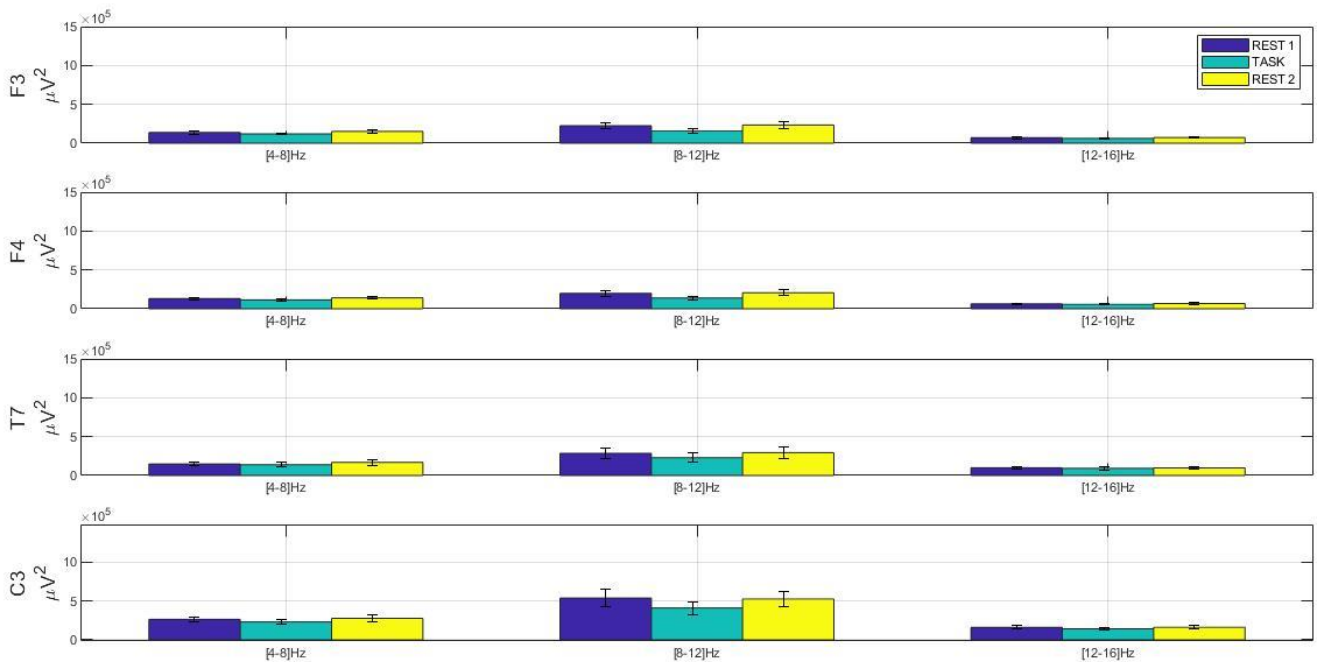


Figura 5.14: Grafico a barre in cui sono riportati, per ognuno dei nodi ( $x = 2, 3$  e  $4$ ) al livello  $j = 4$  (corrispondenti alle bande  $[4-8]$  Hz,  $[8-12]$  Hz e  $[12-16]$  Hz) i contributi energetici dati da  $\mathbf{E}_{M\text{TOT}R\text{REST}1\text{c},A,x}$  (in blu),  $\mathbf{E}_{M\text{TOT}R\text{TASK}\text{c},A,x}$  (in azzurro) e  $\mathbf{E}_{M\text{TOT}R\text{REST}2\text{c},A,x}$  (in giallo) durante l'esperimento corrispondente al task reading. In questa figura le energie si riferiscono ai canali F3, F4, T7 e C3. Da notare come in figura ogni barra rappresenta il valore medio  $\pm$  SEM (Standard Error of the Mean).



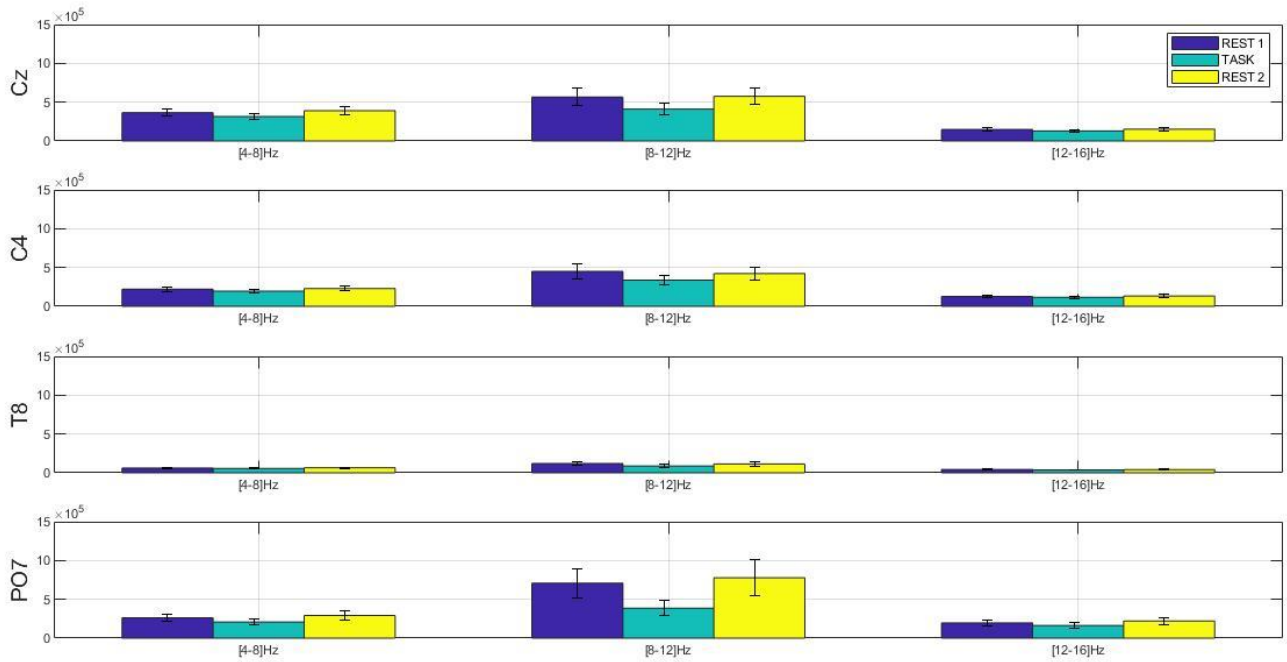


Figura 5.15: Grafico a barre in cui sono riportati, per ognuno dei nodi ( $x = 2, 3$  e  $4$ ) al livello  $j = 4$  (corrispondenti alle bande [4-8] Hz, [8-12] Hz e [12-16] Hz) i contributi energetici dati da  $E_{M TOT R REST1 c4,x}$  (in blu),  $E_{M TOT R TASK c4,x}$  (in azzurro) e  $E_{M TOT R REST2 c4,x}$  (in giallo) durante l'esperimento corrispondente al task reading. In questa figura le energie si riferiscono ai canali Cz, C4, T8 e PO7. Da notare come in figura ogni barra rappresenta il valore medio  $\pm$  SEM (Standard Error of the Mean).

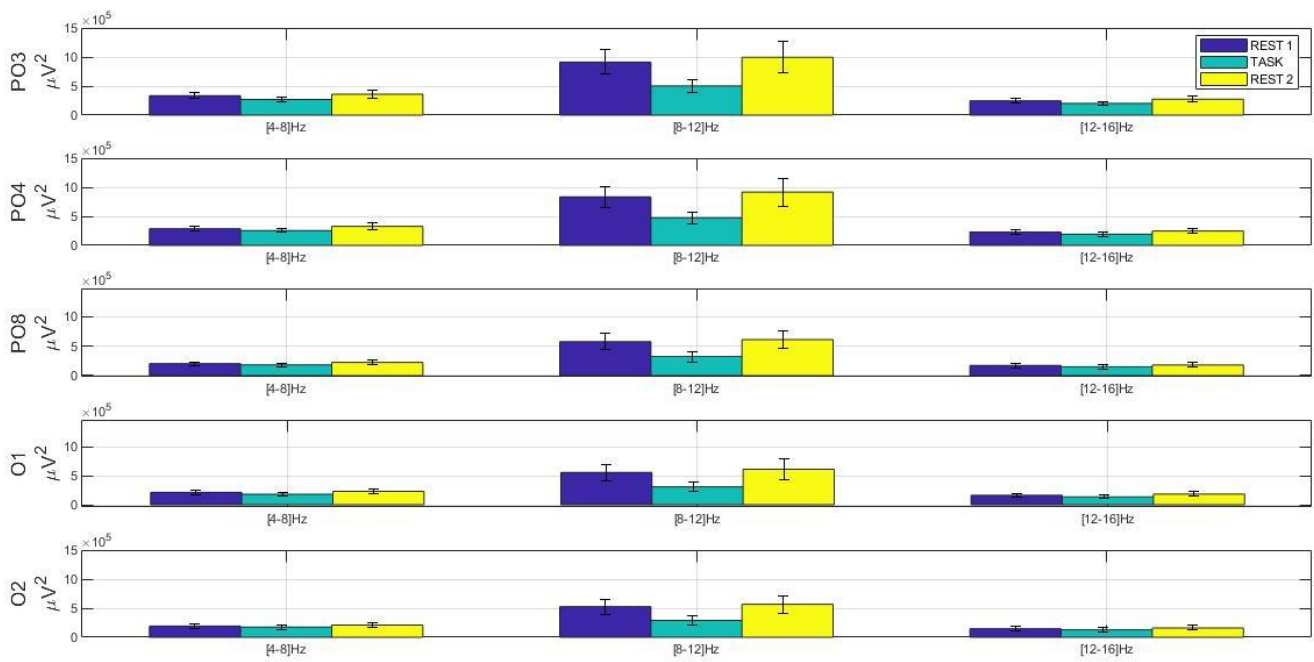


Figura 5.16: Grafico a barre in cui sono riportati, per ognuno dei nodi ( $x = 2, 3$  e  $4$ ) al livello  $j = 4$  (corrispondenti alle bande [4-8] Hz, [8-12] Hz e [12-16] Hz) i contributi energetici dati da  $E_{M TOT R REST1 c4,x}$  (in blu),  $E_{M TOT R TASK c4,x}$  (in azzurro) e  $E_{M TOT R REST2 c4,x}$  (in giallo) durante l'esperimento corrispondente al task reading. In questa figura le energie si riferiscono ai canali PO3, PO4, PO8, O1 e O2. Da notare come in figura ogni barra rappresenta il valore medio  $\pm$  SEM (Standard Error of the Mean).

Dunque, osservando la totalità delle figure sopra riportate, si può notare, innanzitutto, come all'interno dello stesso ritmo alpha, ci siano range in frequenza (alpha low e alpha high) che contribuiscono diversamente; infatti è facile notare come l'energia del pacchetto relativo alla banda alpha low [8-12] Hz abbia un'entità maggiore rispetto a quella del pacchetto relativo alla banda alpha high [12-16] Hz. Inoltre, si noti come, in generale, i contributi delle energie di entrambi i nodi relativi all'attività in banda alpha aumentino a partire dalle zone frontali fino a quelle più posteriori, arrivando ad un picco in corrispondenza del canale PO3, in linea con quanto già asserito, ossia che il ritmo alpha sia maggiormente rilevabile nei canali posteriori.

Ora, concentrandosi sul nodo [8-12] Hz, che si è rivelato essere il range di frequenze più significativo del ritmo alpha, si può osservare come durante la fase di svolgimento di un task attentivo, indipendentemente dalla tipologia dell'esperimento, esso presenti un calo significativo. Ciò si giustifica col fatto che il ritmo alpha è tipico degli stati di rilassamento, per cui al presentarsi di un compito da svolgere, che quindi distoglie i soggetti dallo stato di inattività, tale ritmo presenti un brusco crollo.

Per quanto riguarda le due fasi di rest si nota come, indipendentemente dal tipo di esperimento e dal canale, la fase di REST 2 presenti in genere un contributo in energia del ritmo alpha low un po' più elevato rispetto alla fase di REST 1. Questo aspetto non dipende dalle modalità con le quali sono state svolte le due fasi, dal momento che sono identiche, ma probabilmente dipende dal fatto che i soggetti, dopo avere eseguito il compito attentivo tendono a rilassarsi di più rispetto alla fase di REST 1, nella quale il soggetto deve ancora svolgere il task.

Il nodo relativo all'alpha high, presenta tutti gli aspetti appena descritti della banda alpha low, ma in entità ridotta, dal momento che, come si è già detto, quest'ultimo è quello che comprende la maggior parte dell'energia dell'intero ritmo alpha.

Poniamo ora attenzione alle barre relative al nodo [4-8] Hz, ossia al ritmo theta. Si nota come, in questo caso, si abbia una maggiore uniformità nel contenuto energetico in questa banda tra i vari canali. Vi è però un canale che spicca, fra tutti gli esperimenti, per avere il maggior contributo in energia, ed è il canale Cz. Inoltre, si nota come, analogamente con quanto accadeva col ritmo alpha, anche in questo caso, vi è un decremento dell'attività in theta durante la fase di task, indipendentemente dal tipo di esperimento svolto, sebbene tale calo sia inferiore rispetto a quanto si osserva per il ritmo alpha. Questo risultato potrebbe apparire in contraddizione con quanto visto nel capitolo precedente, ovvero che il ritmo theta incrementa durante un compito cognitivo. In realtà, questa differenza può essere giustificata dal fatto che, questi esperimenti prevedono un'interazione diretta con l'esterno, specialmente per alcune tipologie. Ciò può influenzare le variazioni del ritmo theta, il quale, secondo diversi studi, risulta essere preponderante nello svolgimento di task attentivi

interiori e che coinvolga lo sfruttamento della memoria (tra cui la memoria a breve termine, working memory), come accadeva per il compito mentale eseguito dai soggetti relativi ai segnali A. Inoltre, per l'acquisizione di questi segnali non sono stati utilizzati elettrodi frontali come, per esempio Fz, dove di solito si registra una maggiore attività di theta.

Per quanto riguarda le fasi di rest, i contributi energetici relativi al ritmo theta si equivalgono in entrambe le fasi di rest.

Interessante sarebbe poter confrontare direttamente fra di loro i contributi di energia in fase di TASK per ciascun esperimento, sia in banda theta che alpha. Per fare ciò, si utilizzino le energie totali normalizzate  $E_{M\,TOT\,NORM\,E\,TASK\,c,4,x}$  (capitolo 3, paragrafo 3.2.2.2, formula 3.51). In particolare, in figura 5.17 vengono riportati i contributi energetici restituiti da  $E_{M\,TOT\,NORM\,E\,TASK\,c,4,x}$  di ciascun esperimento relativi alla banda alpha low e alla banda theta per i soli canali più significativi, rispettivamente, PO3 e Cz.

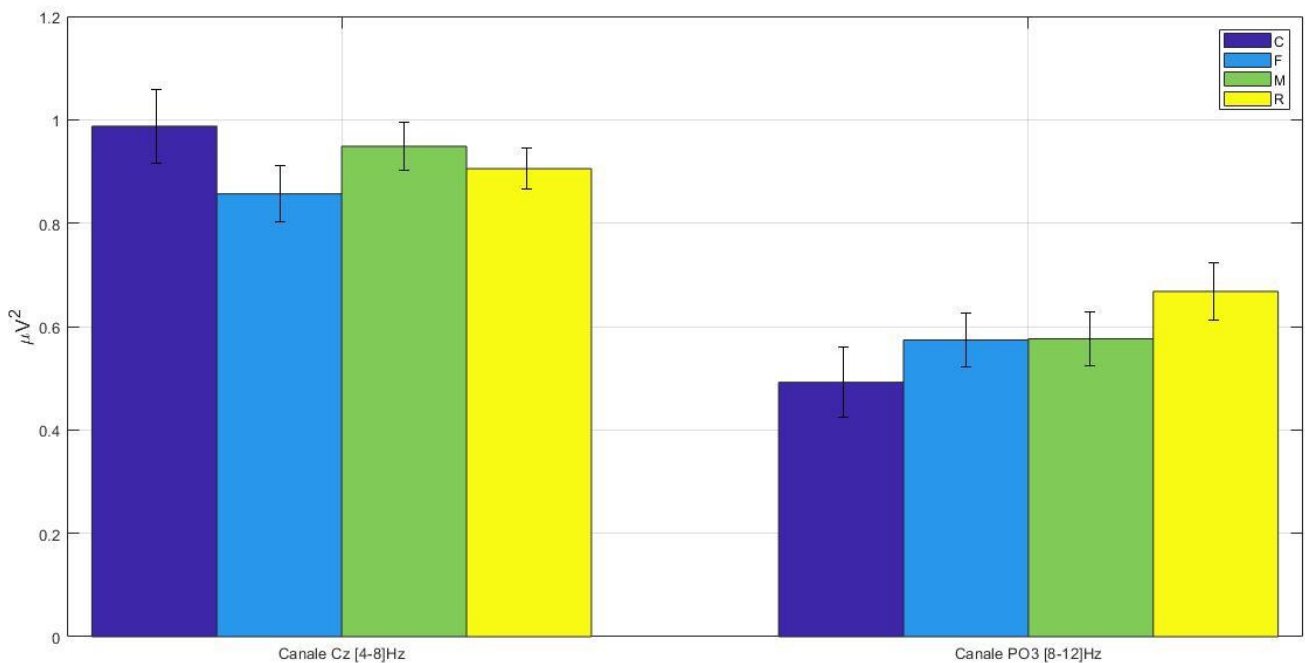


Figura 5.17: Grafico a barre in cui sono riportati: per il nodo 2, ossia [4-8] Hz (barre a sinistra), i contributi in energia del solo canale cz durante le fasi di task per tutti gli esperimenti,  $E_{M\,TOT\,NORM\,C\,TASK\,c,4,2}$  (in blu),  $E_{M\,TOT\,NORM\,F\,TASK\,c,4,2}$  (in azzurro),  $E_{M\,TOT\,NORM\,M\,TASK\,c,4,2}$  (in verde) e  $E_{M\,TOT\,NORM\,R\,TASK\,c,4,2}$  (in giallo); per il nodo 3, ossia [8-12] Hz (barre a destra), i contributi in energia del solo canale PO3 durante le fasi di task per tutti gli esperimenti,  $E_{M\,TOT\,NORM\,C\,TASK\,c,4,3}$  (in blu),  $E_{M\,TOT\,NORM\,F\,TASK\,c,4,3}$  (in azzurro),  $E_{M\,TOT\,NORM\,M\,TASK\,c,4,3}$  (in verde) e  $E_{M\,TOT\,NORM\,R\,TASK\,c,4,3}$  (in giallo). Da notare come in figura ogni barra rappresenta il valore medio  $\pm$  SEM (Standard Error of the Mean).

Osservando le barre associate al ritmo alpha low, si noti come esse abbiano, appunto, contributi differenti a seconda del tipo di esperimento che è stato condotto. In particolare, l'esperimento completo è quello a cui è associata la minore attività in tale banda, poiché è la situazione in cui al

soggetto è richiesto il maggiore sforzo cognitivo. Al contrario, si evince che la componente di lettura, sia quella che influisce di meno sul ritmo alpha, il quale si attesta su valori più alti rispetto alle altre condizioni. La componente mentale e del movimento del dito hanno valori simili. Infatti, il task *mental* rappresenta un task più interiore, ma necessita comunque di un'interazione visiva; mentre, il task *finger* prevede sia la componente motoria che attenzione a stimoli visivi. Questi ultimi, sono tutti aspetti che portano ad una diminuzione dell'attività alpha.

Per quanto riguarda il ritmo theta, invece, l'esperimento corrispondente al task *complete* è quello che presenta maggiore attività, il che torna con il fatto che il ritmo theta aumenti in corrispondenza di situazioni nella quale vi sia maggiore stress cognitivo. Inoltre, nella finalità di capire quale sia la componente che maggiormente influenza tale ritmo, si noti come l'esperimento associato al task *mental*, sia quello che maggiormente si avvicina alla barra associata all'esperimento completo. Ciò indica che la componente mentale sia quella che maggiormente induce uno sforzo cognitivo. Al contrario, il task *finger* è quello che si attesta sui valori più bassi, fra tutte le componenti, ciò significa che è la componente che produce il minore sforzo cognitivo. Ad essere più precisi, nell'esperimento associato a tale componente, è prevista un'interazione con stimoli esterni ed è necessario eseguire movimenti. Secondo alcuni studi l'esecuzione di un movimento è associata ad una diminuzione di attività in banda theta [27].

Dal momento che dalle  $E_{M\,TOT\,E\,REST1\,c,j,x}$ ,  $E_{M\,TOT\,E\,TASK\,c,j,x}$  e  $E_{M\,TOT\,E\,REST2\,c,j,x}$  non è possibile fare una valutazione nel tempo di come variano le energie, l'analisi successiva ha riguardato i coefficienti di energia ottenuti nei singoli istanti di tempo (canale per canale) e mediati su tutti i soggetti ovvero  $E_{MEc,j,x}$  (si veda capitolo 3, paragrafo 3.2.2.2 e formula 3.37). In particolare, le figure 5.18, 5.19, 5.20 e 5.21 riportano l'andamento nel tempo delle energie in banda [8-12] Hz (nodo 3 del livello  $j = 4$ ), che rappresenta il ritmo alpha low, per ogni canale e mediate su tutti i soggetti: ogni grafico fa riferimento ad un esperimento diverso ovvero, *complete*, *finger*, *mental* e *reading*. Viene mostrata la variazione dell'energia dei segnali per l'intera durata dell'esperimento, comprensiva dei 5 minuti di rilassamento iniziale, dei 5 minuti centrali di task e dei 5 minuti di rilassamento finale.

Per tutte le figure si nota come i canali maggiormente coinvolti nell'attività alpha in fase di rilassamento siano i canali posteriori (in particolare i parieto-occipitali), confermando, appunto, che il ritmo alpha sia preponderante in tali zone della corteccia. Inoltre, si nota come tutti gli esperimenti siano accomunati dal fatto di avere una brusca diminuzione dell'energia in banda alpha, non, appena inizia la fase di task, ossia subito dopo l'istante di tempo  $t = 300$  s. Inoltre, il ritmo alpha torna a incrementare in maniera evidente appena termina la fase di task e iniziano gli ultimi 5 minuti di rilassamento, quindi appena oltre i 600s. Questo è giustificabile dal fatto che il ritmo alpha è tipico

degli stati di rilassamento mentale, per cui, quando si presenta un compito da svolgere o l'interruzione di un'elaborazione cognitiva, tale ritmo, rispettivamente, diminuisce o aumenta.

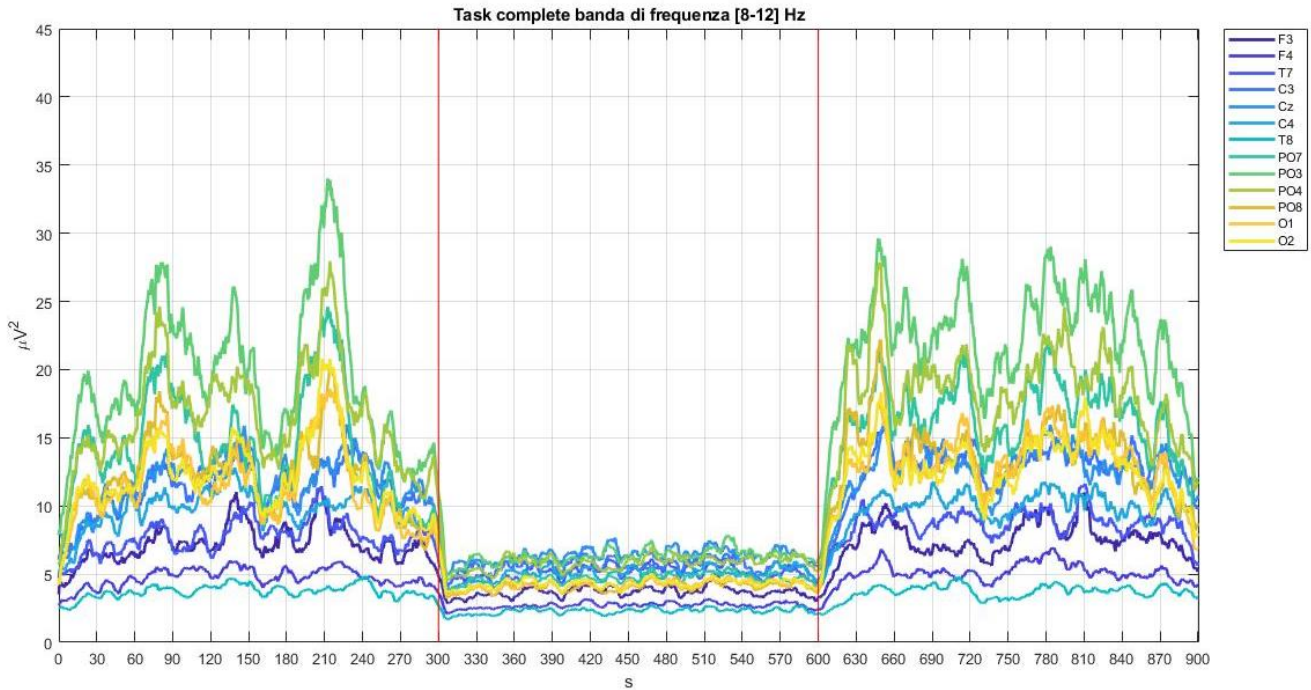


Figura 5.18:  $E_{MC,3}$ , andamento delle energie in banda alpha low [8-12] Hz per ogni canale (mediate su tutti i soggetti) durante l'intero esperimento complete. Le linee rosse verticali separano le varie fasi dell'esperimento: i primi 300 s sono relativi al REST 1, i secondi tra 300 s e 600 s sono relativi al TASK e gli ultimi 300 secondi, da 600 s a 900 s sono relativi al REST 2.

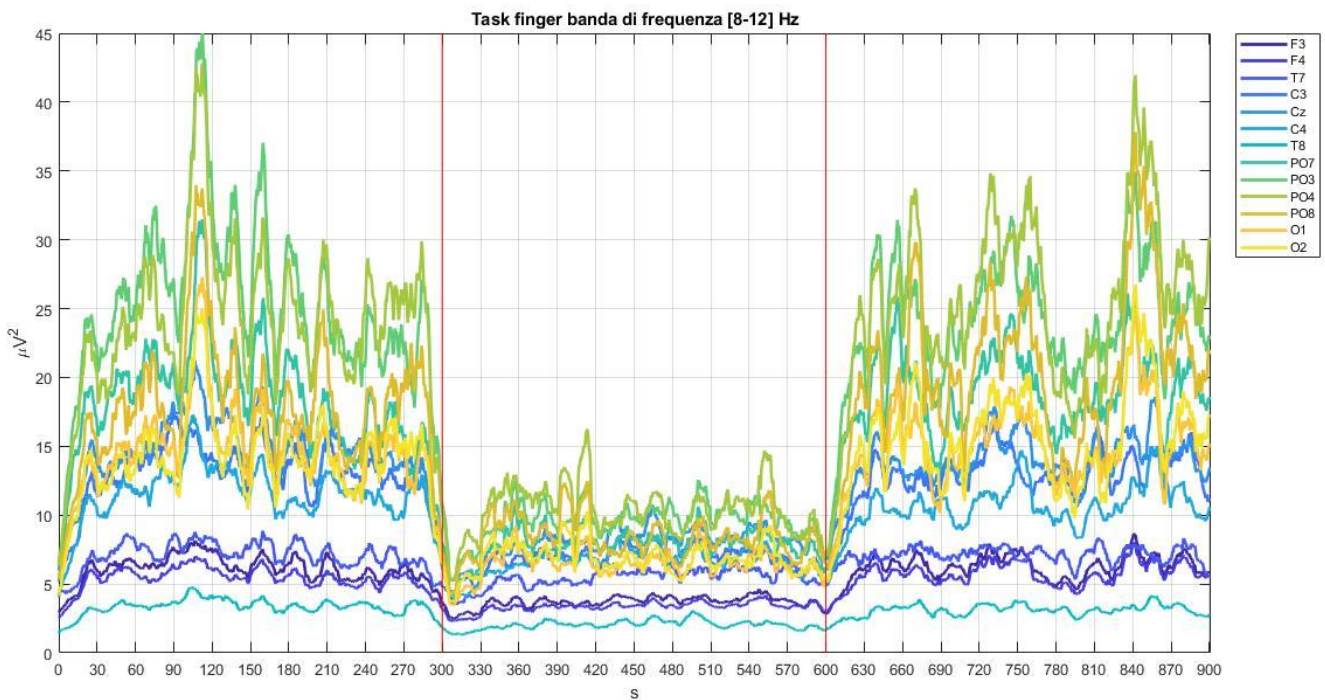


Figura 5.19:  $E_{MF,3}$ , andamento delle energie in banda alpha low [8-12] Hz per ogni canale (mediate su tutti i soggetti) durante l'intero esperimento finger. Le linee rosse verticali separano le varie fasi dell'esperimento: i primi 300 s sono relativi al REST 1, i secondi tra 300 s e 600 s sono relativi al TASK e gli ultimi 300 secondi, da 600 s a 900 s sono relativi al REST 2.

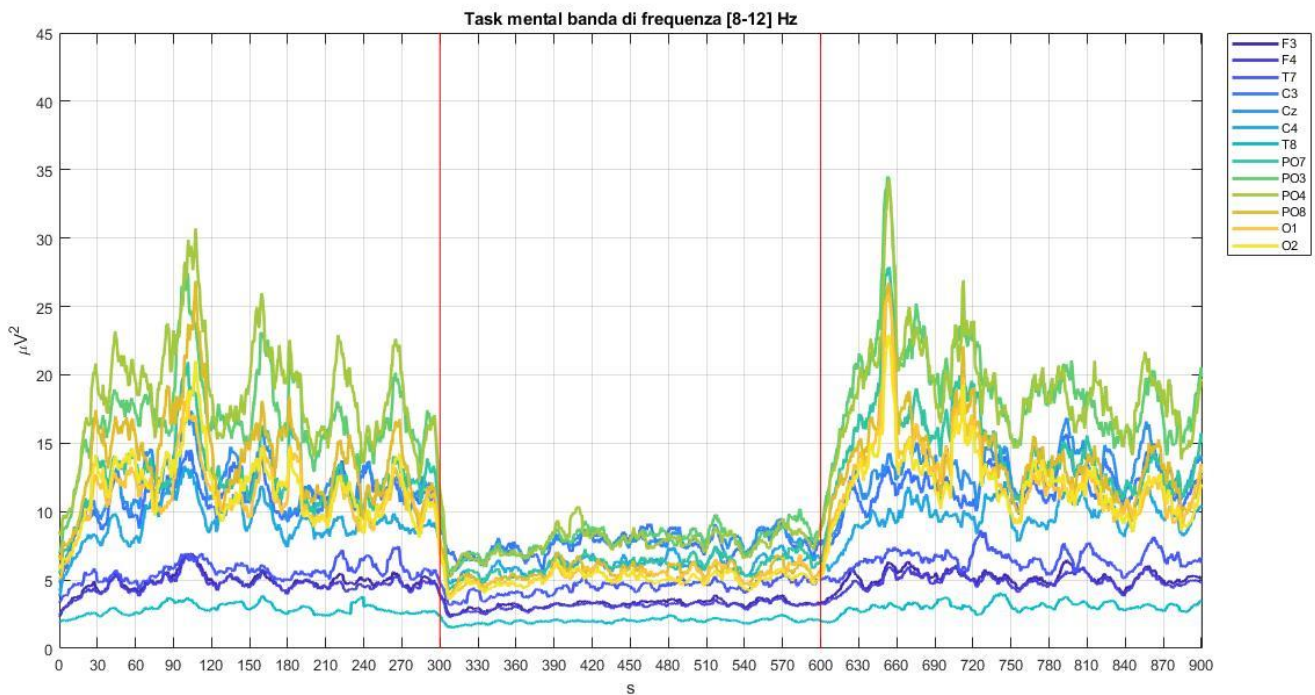


Figura 5.20:  $E_{MRC,3}$ , andamento delle energie in banda alpha low [8-12] Hz per ogni canale (mediate su tutti i soggetti) durante l'intero esperimento mental. Le linee rosse verticali separano le varie fasi dell'esperimento: i primi 300 s sono relativi al REST 1, i secondi tra 300 s e 600 s sono relativi al TASK e gli ultimi 300 secondi, da 600 s a 900 s sono relativi al REST 2.

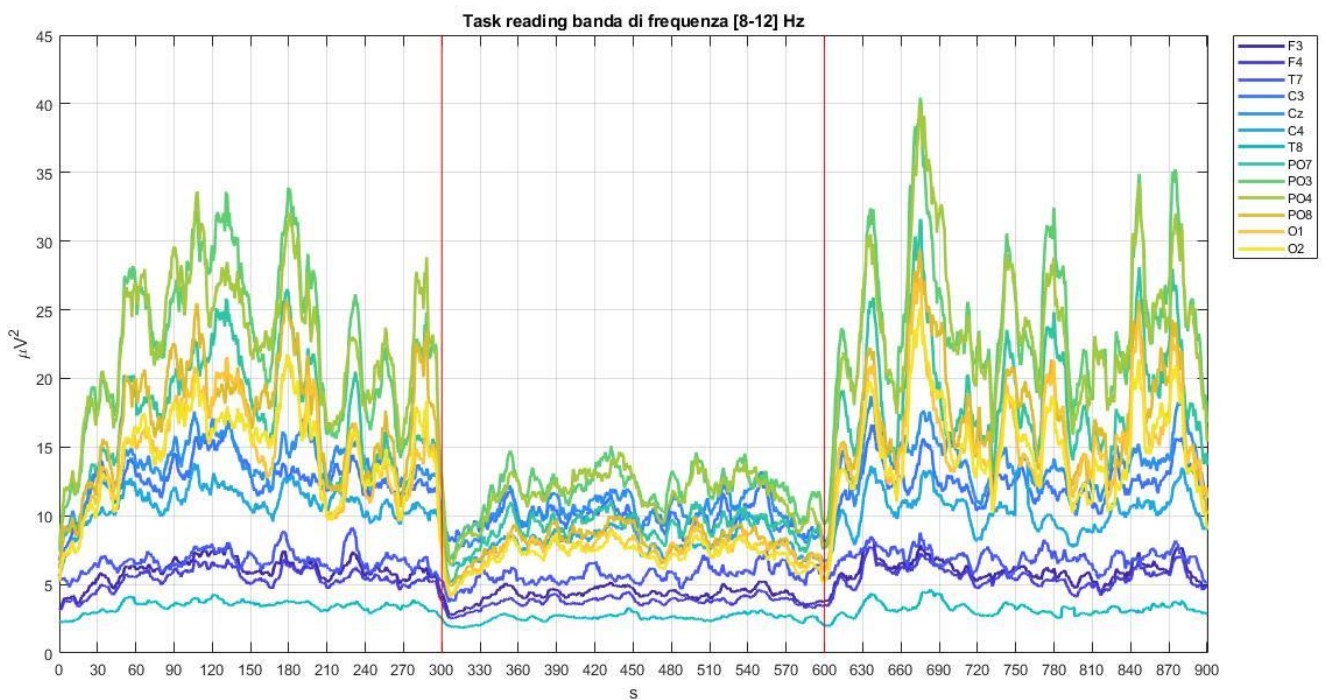


Figura 5.21:  $E_{MRC,3}$ , andamento delle energie in banda alpha low [8-12] Hz per ogni canale (mediate su tutti i soggetti) durante l'intero esperimento reading. Le linee rosse verticali separano le varie fasi dell'esperimento: i primi 300 s sono relativi al REST 1, i secondi tra 300 s e 600 s sono relativi al TASK e gli ultimi 300 secondi, da 600 s a 900 s sono relativi al REST 2.

Da tali grafici si estrapola che i canali maggiormente coinvolti nell'attività alpha in fase di rest sono i canali parieto-occipitali (PO7, PO3, PO4, PO8). Pertanto, nel seguito uno di questi canali, in particolare il canale, PO3, verrà considerato nelle successive analisi.

Infatti, nelle figure seguenti, per meglio confrontare l'evoluzione temporale dell'energia nelle tre fasi, si andranno a porre a confronto le energie separate  $E_{M REST 1 E PO3,4,3}$ ,  $E_{M TASK E PO3,4,3}$  e  $E_{M REST 2 E PO3,4,3}$ , mediate su tutti i soggetti (si veda capitolo 3, paragrafo 3.2.2.2 e formule 3.38, 3.39 e 3.40), ognuna relativa ad una specifica fase dell'esperimento, per ciascuno degli esperimenti considerati (figure 5.22, 5.23, 5.24 e 5.25).

Nelle figure seguenti si può notare come per ogni esperimento le fasi di rilassamento REST 1 e REST2 abbiano pressappoco lo stesso andamento, seppur la fase REST 2 sia leggermente superiore alla fase REST 1. Questo perché, come espresso in precedenza, l'aver già eseguito il task attentivo tende a rendere più rilassati i soggetti nell'ultima fase di relax.

Invece, l'energia media associata alla fase di TASK presenta un andamento decisamente differente. In generale si attesta nettamente di sotto degli andamenti relativi alle energie medie delle fasi REST 1 e REST 2. Questo aspetto indica che il ritmo alpha è maggiormente rilevabile in stati di rilassamento mentale. Inoltre, si può notare come per l'esperimento corrispondente al task *reading* il ritmo alpha mostra un chiaro incremento durante il task dopo i primi 30 s dall'inizio del task, probabilmente per il minore sforzo attentivo richiesto in questo caso. Un incremento più ridotto e più graduale del ritmo alpha si osserva anche durante il compito mentale, forse per l'assenza del coinvolgimento di meccanismi motori e visuo-spaziali, non essendo richiesta la selezione di alcun pulsante di risposta a monitor durante questo task, diversamente da quanto avviene nel task completo e di movimento del dito.

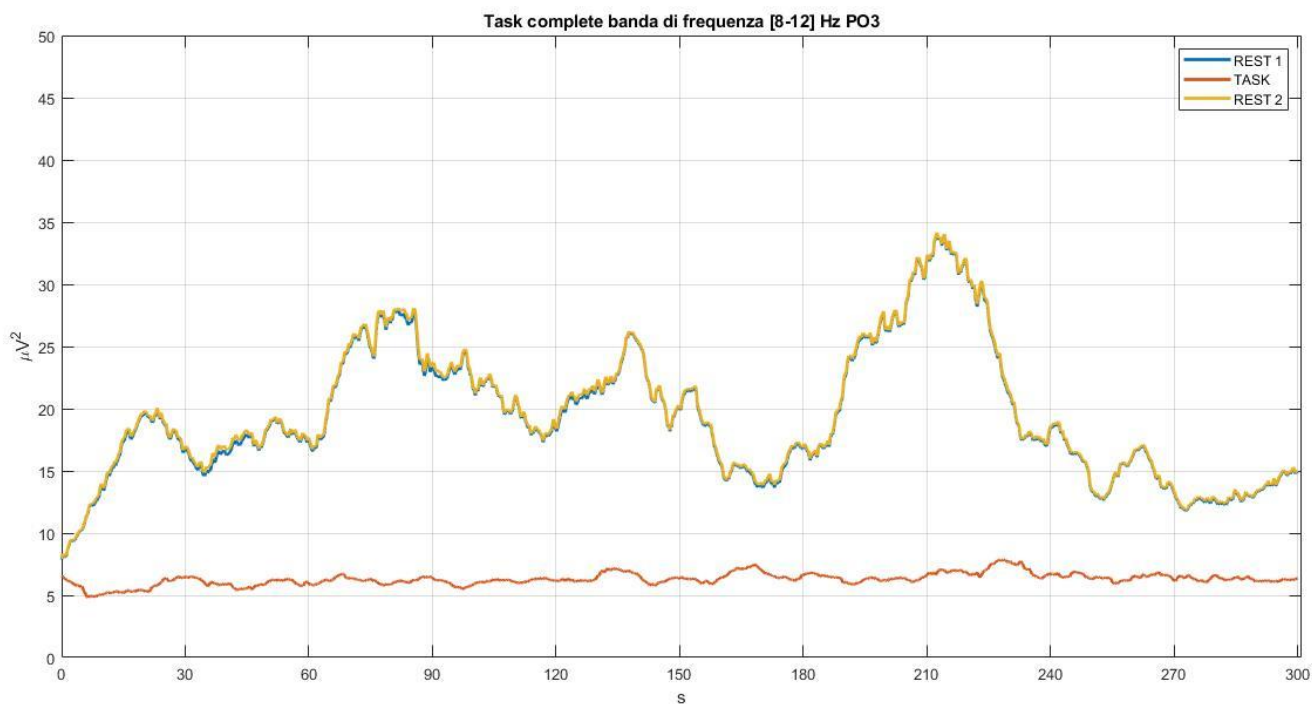


Figura 5.22:  $E_{MREST1CP03,3}$  (in blu),  $E_{MTASKCP03,3}$  (in arancione) e  $E_{MREST2CP03,3}$  (in giallo), ossia le energie separate (mediate su tutti i soggetti) dell'esperimento complete al canale PO3 e alla banda alpha low [8-12] Hz.

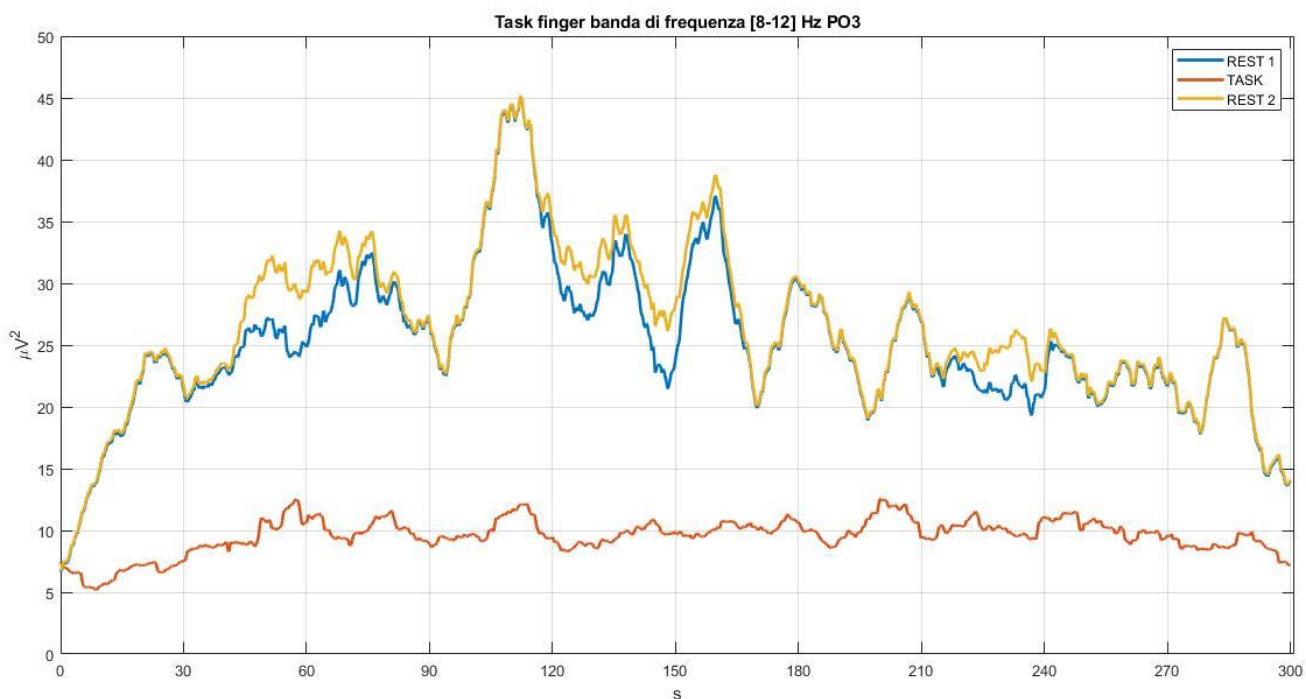


Figura 5.23:  $E_{MREST1FP03,3}$  (in blu),  $E_{MTASKFP03,3}$  (in arancione) e  $E_{MREST2FP03,3}$  (in giallo), ossia le energie separate (mediate su tutti i soggetti) dell'esperimento finger al canale PO3 e alla banda alpha low [8-12] Hz.



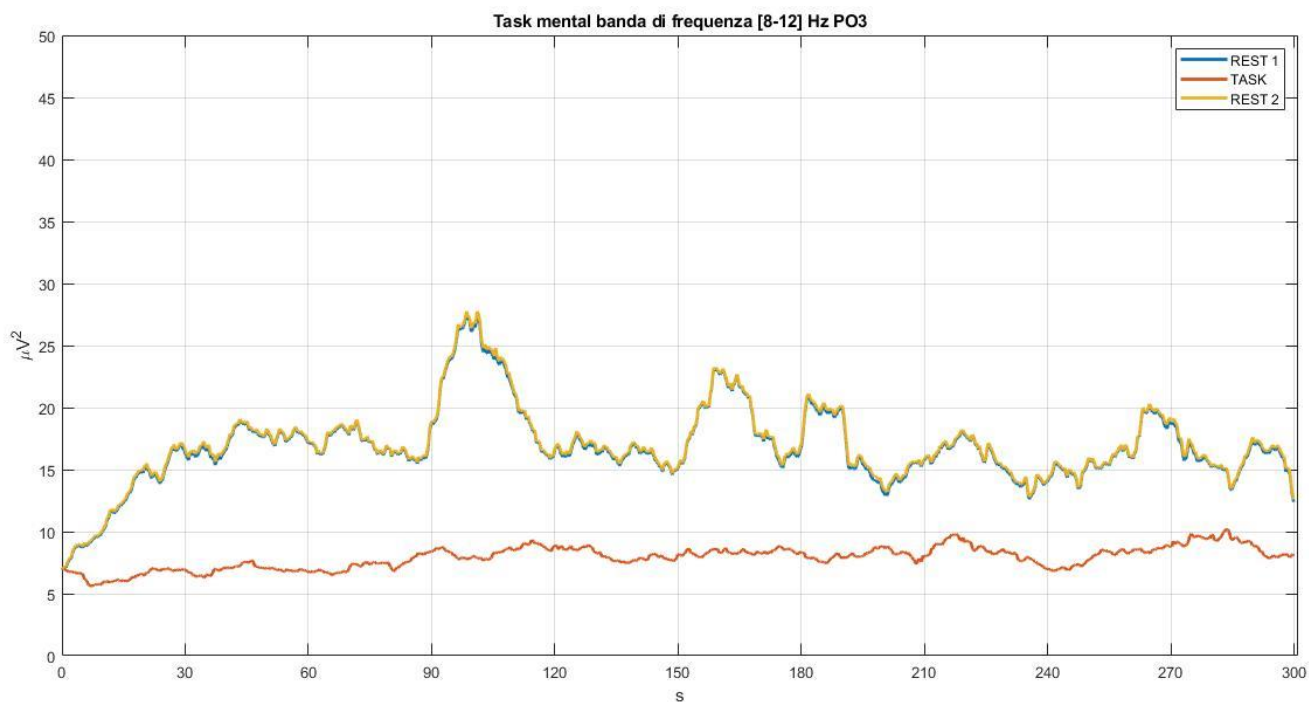


Figura 5.24:  $E_{MREST1MP03,3}$  (in blu),  $E_{MTASKMP03,3}$  (in arancione) e  $E_{MREST2MP03,3}$  (in giallo), ossia le energie separate (mediate su tutti i soggetti) dell'esperimento mental al canale PO3 e alla banda alpha low [8-12] Hz.

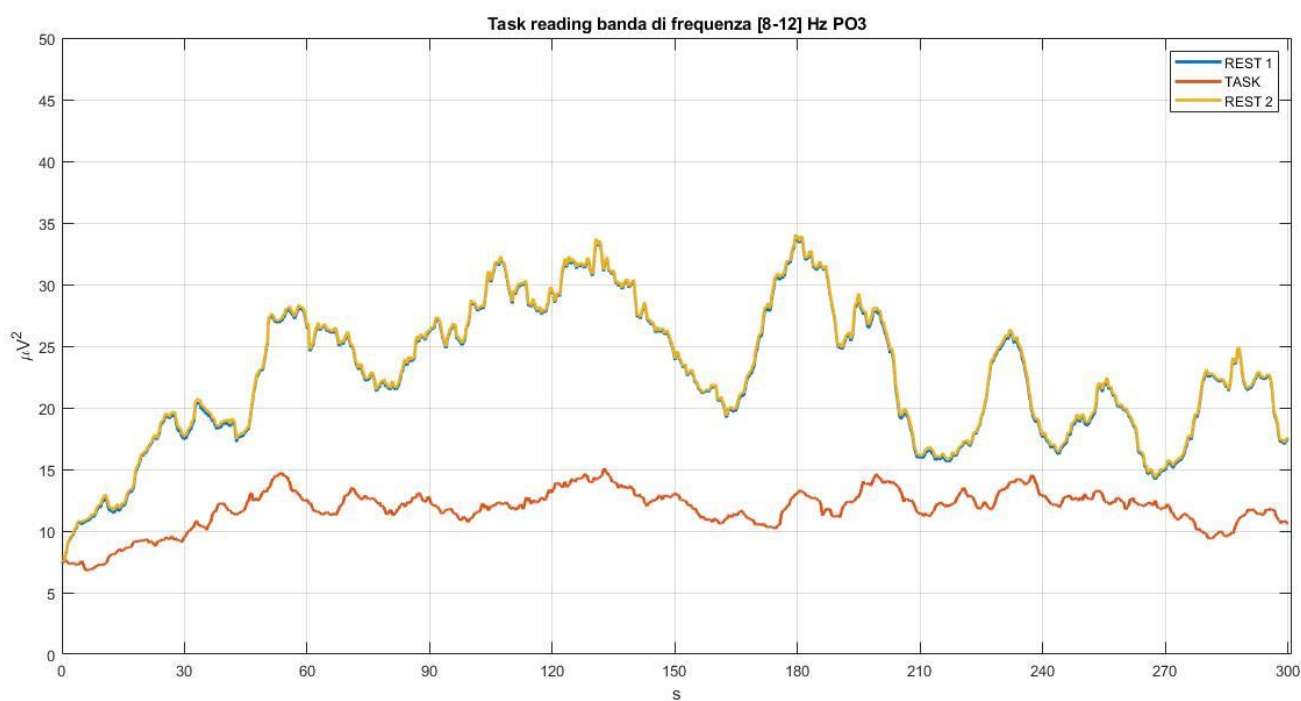


Figura 5.25:  $E_{MREST1RP03,3}$  (in blu),  $E_{MTASKRP03,3}$  (in arancione) e  $E_{MREST2RP03,3}$  (in giallo), ossia le energie separate (mediate su tutti i soggetti) dell'esperimento reading al canale PO3 e alla banda alpha low [8-12] Hz.

Dal momento che gli andamenti delle energie separate medie in fase di rilassamento differiscono poco fra di loro, si pongono a confronto le energie separate medie  $E_{M_{TASK}E_{PO3,3}}$  del ritmo alpha low e del solo canale PO3 per ciascun esperimento durante la sola fase di TASK.

Osservando la figura 5.26 si osservi come l'energia media associata all'esperimento *complete* sia decisamente quella che si attesta su valori più bassi, questo perché, appunto, è l'esperimento che prevede l'insieme di tutte le componenti di sforzo cognitivo e quindi comporta una maggiore riduzione dell'attività del ritmo alpha.

Dalla figura 5.26 si nota come l'energia media associata all'esperimento *mental* abbia un andamento più simile rispetto a quella associata all'esperimento *complete*, nel senso che rispetto agli esperimenti *finger* e *reading* si ha un'energia minore. Per cui si può concludere che tale componente è quella che maggiormente influenzi lo stato di attenzione. Al contrario, le componenti di lettura e di movimento del dito influiscono di meno sullo sforzo cognitivo, soprattutto per quanto riguarda la componente di lettura.

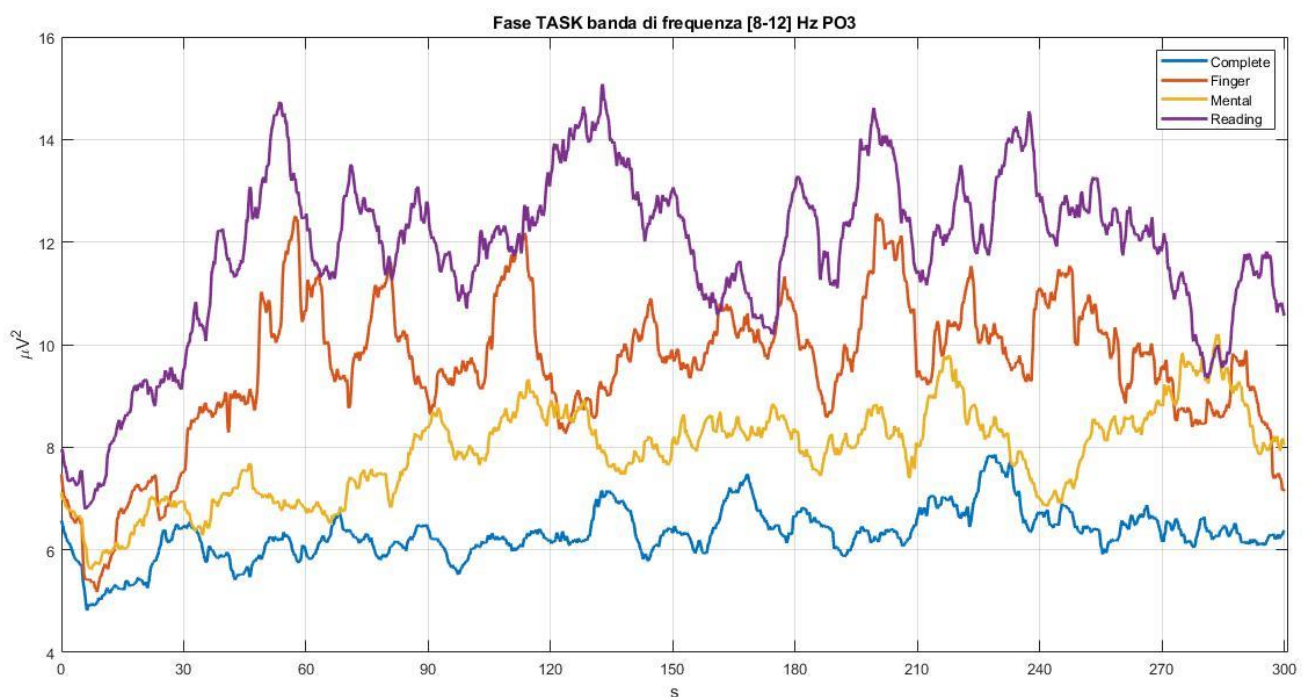


Figura 5.26:  $E_{M_{TASK}E_{PO3,3}}$ , andamento delle energie (mediata su tutti i soggetti) della fase di TASK del canale PO3 della banda alpha low [8-12] Hz per ogni esperimento (blu = complete; arancione = finger; giallo = mental; viola = reading).

Ora analizziamo le energie medie  $E_{MEC,2}$ , le quali rappresentano il contributo energetico della banda theta [4-8] Hz. In particolare, si possono osservare le figure 5.27, 5.28, 5.29 e 5.30, ognuna delle quali rappresenta l'andamento della energia (mediata su tutti i soggetti) della banda [4-8] Hz per ogni canale. Ogni figura si riferisce ad uno dei 4 esperimenti, quindi *complete*, *finger*, *mental* e *reading*. Viene mostrata la variazione dell'energia dei segnali per l'intera durata dell'esperimento,

comprensiva dei 5 minuti di rilassamento iniziale, dei 5 minuti centrali di task e dei 5 minuti di rilassamento finale.

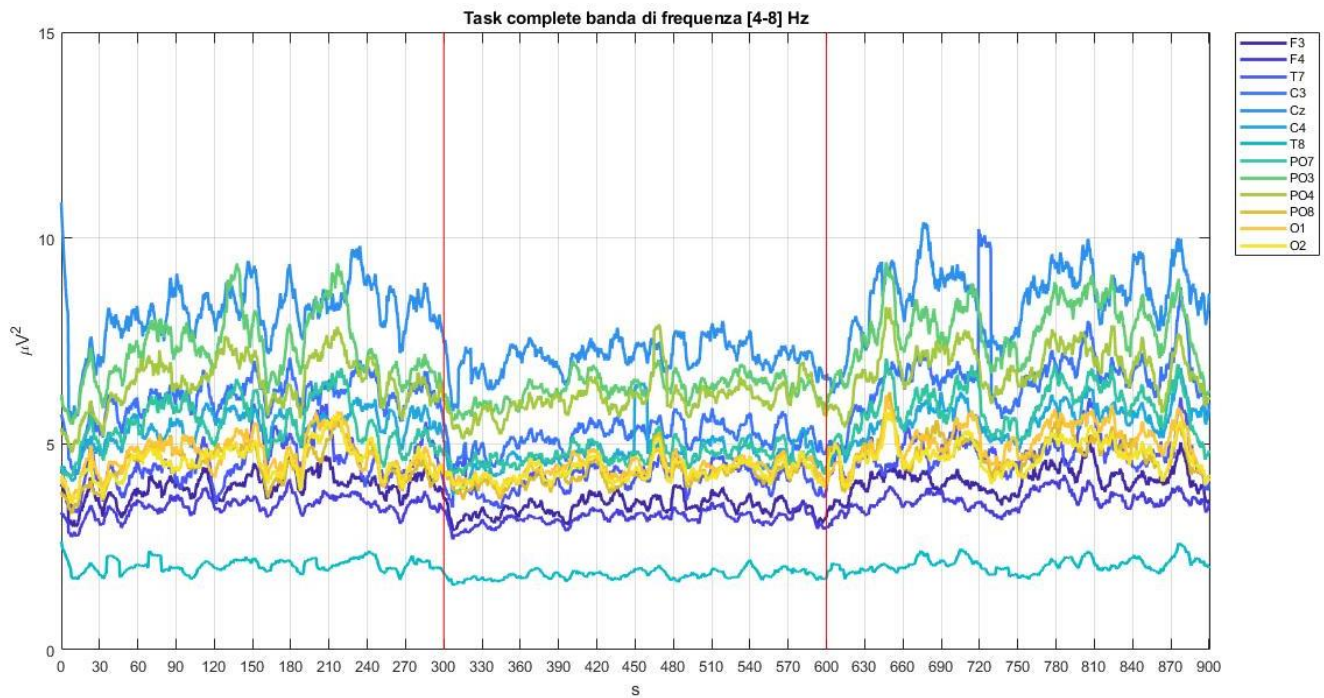


Figura 5.27:  $E_{MCc,2}$ , andamento delle energie (medie su tutti i soggetti) per la banda theta [4-8] Hz per ogni canale durante l'intero esperimento complete. Con due linee rosse sono separate le varie fasi dell'esperimento: i primi 300 s sono relativi al REST 1, tra 300 s e 600 s sono relativi al TASK e dopo i 600 s sono relativi al REST 2.

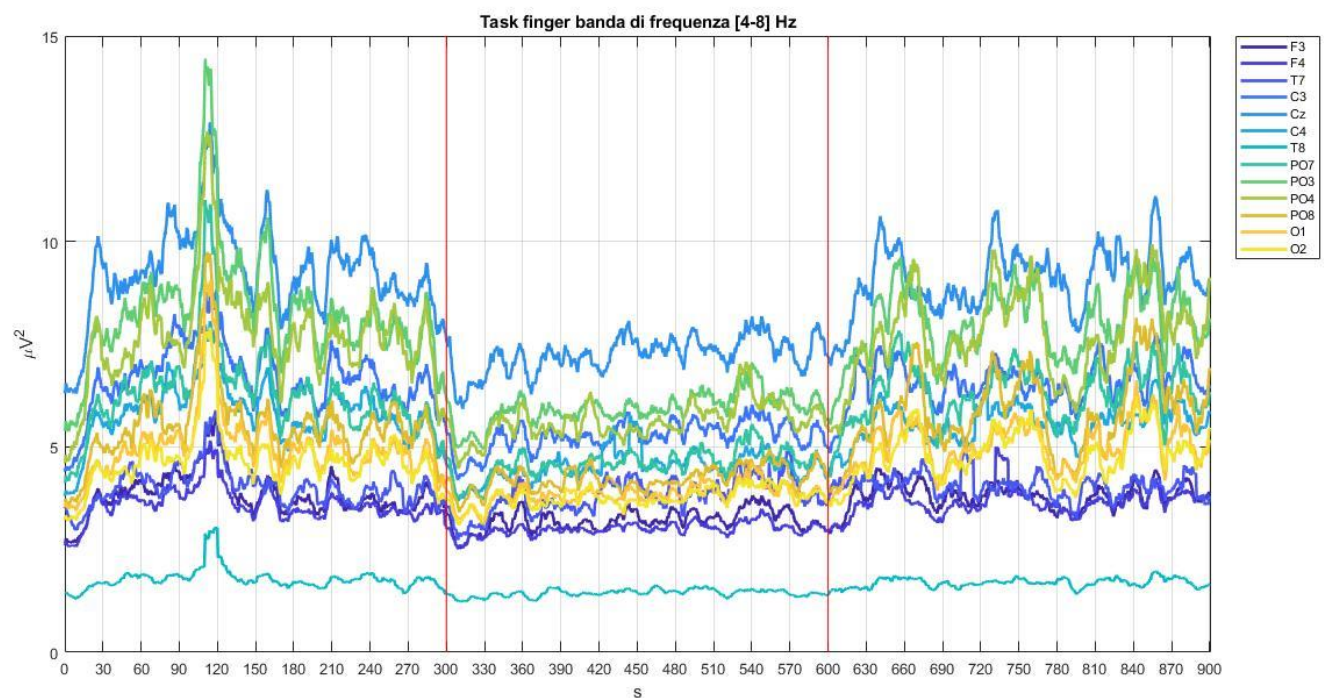


Figura 5.28:  $E_{Mfc,2}$ , andamento delle energie (medie su tutti i soggetti) per la banda theta [4-8] Hz per ogni canale durante l'intero esperimento finger. Con due linee rosse sono separate le varie fasi dell'esperimento: i primi 300 s sono relativi al REST 1, tra 300 s e 600 s sono relativi al TASK e dopo i 600 s sono relativi al REST 2.

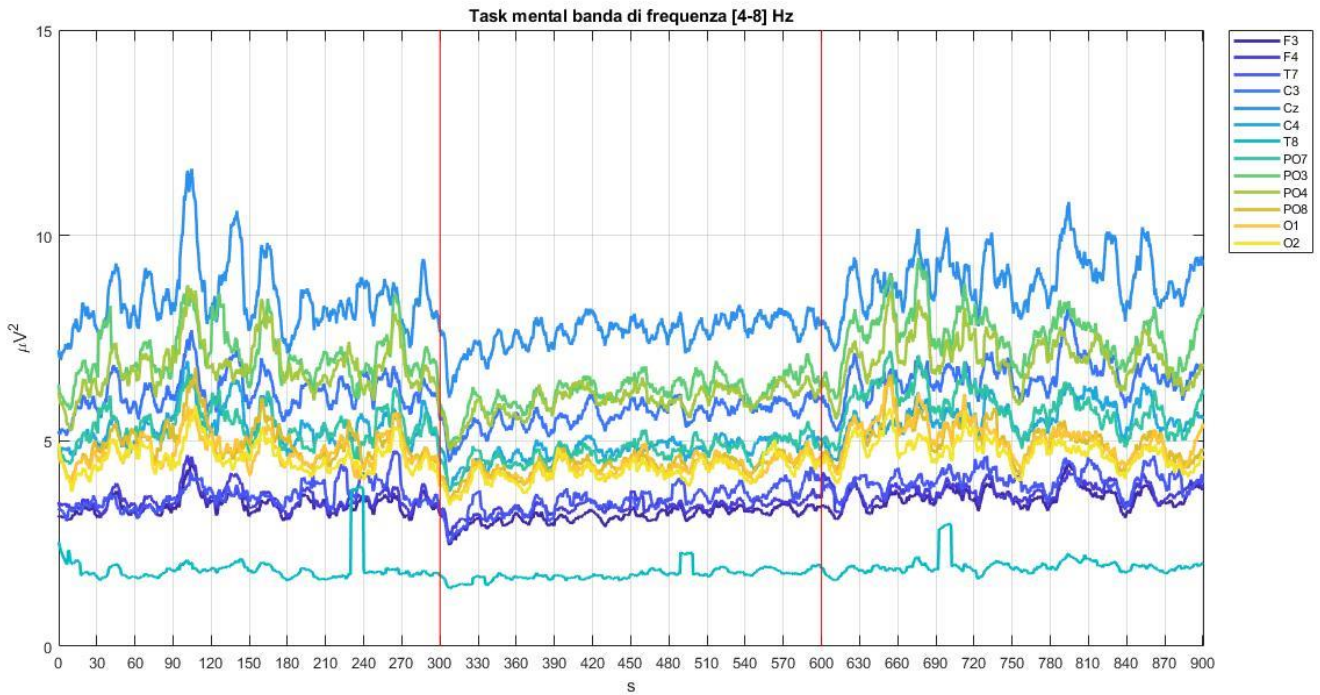


Figura 5.29:  $E_{M M c,2}$ , andamento delle energie (mediate su tutti i soggetti) per la banda theta [4-8] Hz per ogni canale durante l'intero esperimento mental. Con due linee rosse sono separate le varie fasi dell'esperimento: i primi 300 s sono relativi al REST 1, tra 300 s e 600 s sono relativi al TASK e dopo i 600 s sono relativi al REST 2.

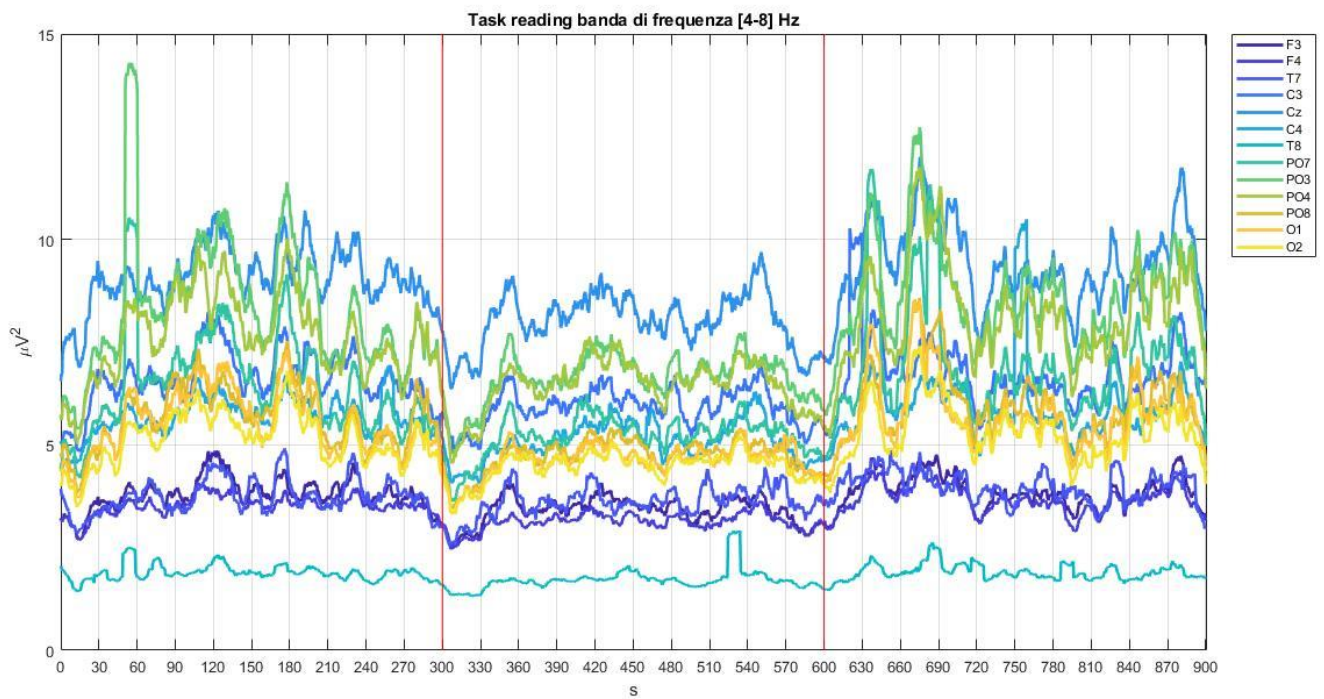


Figura 5.30:  $E_{M R c,2}$ , andamento delle energie (mediate su tutti i soggetti) per la banda theta [4-8] Hz per ogni canale durante l'intero esperimento reading. Con due linee rosse sono separate le varie fasi dell'esperimento: i primi 300 s sono relativi al REST 1, tra 300 s e 600 s sono relativi al TASK e dopo i 600 s sono relativi al REST 2.

Dai grafici sopra riportati si nota come, in tutti gli esperimenti, durante la fase di TASK, ossia fra i 300 s e i 600 s, si ha un calo dell'attività in banda theta, ma che esso non risulta così drastico come per il ritmo alpha. I motivi imputabili a questo calo sono già stati descritti in precedenza. Inoltre, si nota che, sempre durante la fase di TASK, il contributo energetico aumenta leggermente in media al progredire dell'esperimento. Infine, da tutte e quattro le figure si constata che, in questo caso è soprattutto il canale centrale maggiormente coinvolto nel ritmo theta.

Infatti, ora si porranno a confronto le energie separate nelle tre fasi del task (mediate su tutti i soggetti), concentrandosi su quelle della sola fase di TASK, dal momento che è quella che maggiormente distingue i vari esperimenti del solo canale Cz. Quindi, si confrontano le  $E_{MTASK Cz,2}$ , ossia le energie separate (mediate su tutti i soggetti) associate alla fase di TASK del canale Cz del pacchetto [4-8] Hz, nei diversi esperimenti (Figura 5.31).

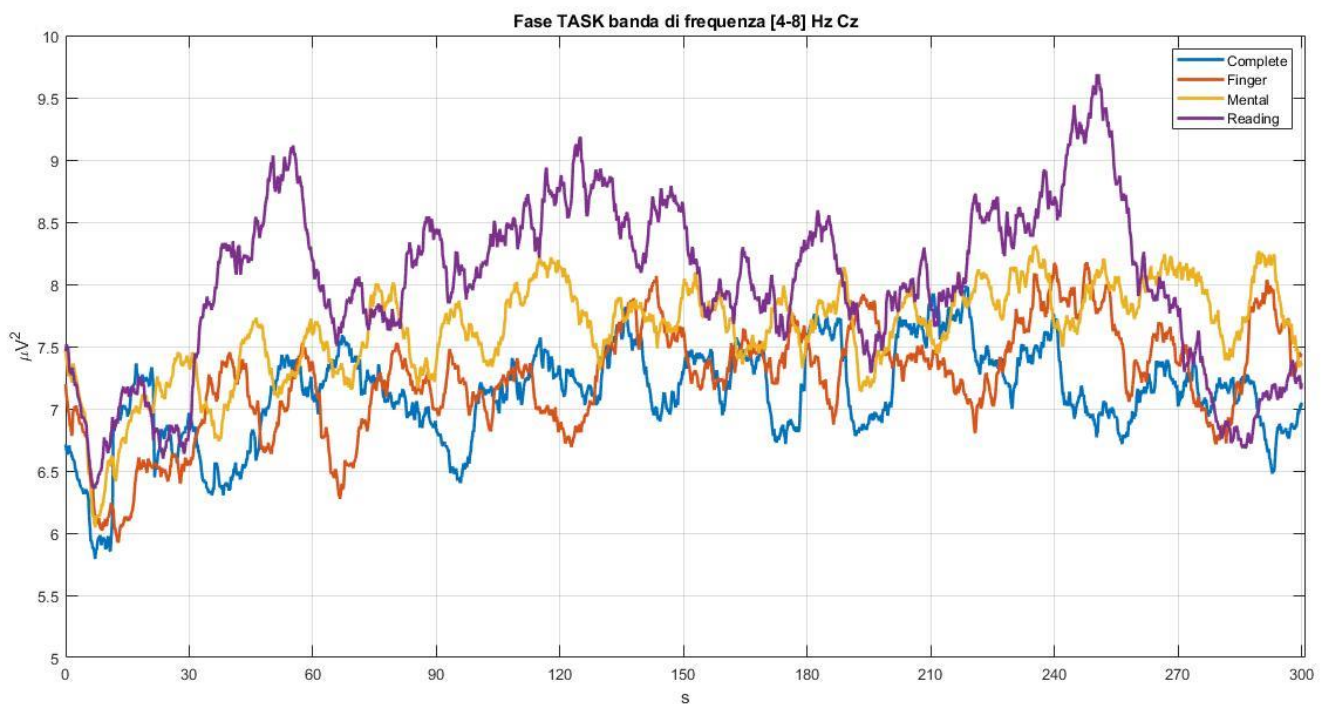


Figura 5.31:  $E_{MTASK Cz,2}$ , andamento delle energie medie della fase di TASK del canale Cz della banda theta [4-8] Hz per ogni esperimento (blu = complete; arancione = finger; giallo = mental; viola = reading).

Osservando la figura 5.31, dunque, si apprezza come l'energia in banda theta tenda ad aumentare durante i primi 30-60 secondi della fase di TASK.

Da questa visualizzazione si nota come l'esperimento in modalità di lettura sia quello che registra un contributo in energia maggiore di theta, forse perché consente al soggetto di isolarsi maggiormente e di lavorare più interiormente. Infatti, anche il task *mental* mostra una maggiore energia in banda theta. Gli altri due esperimenti (*complete* e *finger*) sono invece caratterizzati da un maggior decremento in

banda theta forse dovuta alla maggiore interazione richiesta con l'esterno attraverso la risposta motoria esplicita.

Come si è visto nel capitolo precedente, è possibile effettuare una visualizzazione delle energie sia in funzione del tempo che delle frequenze, ottenendo dei grafici tempo-frequenza. Anche in questo caso, il valore dell'energia ad uno specifico istante di tempo e ad una determinata frequenza corrisponde ad una colorazione specifica, a seconda della *colormap* adottata.

Ci si concentra in particolare modo sui grafici tempo-frequenza delle  $E_{MEPO3,4,x,k}$  delle  $E_{MECz,4,x,k}$ , ossia delle energie separate (medie su tutti i soggetti), rispettivamente, del canale PO3 (che si ricorda essere riconosciuto come il più significativo della banda alpha) e del canale Cz (che si ricorda essere riconosciuto come il più significativo della banda theta) per i nodi che coprono le frequenze fra 4 Hz e 28 Hz al livello  $j = 4$  (complessivamente 6 nodi) per ciascun esperimento.

Dalle figure 5.32, 5.33, 5.34 e 5.35, oltre alle osservazioni già discusse nelle altre figure, si può notare come tramite questa visualizzazione emerga chiaramente che l'energia del segnale sia contenuta principalmente sotto i 15 Hz, per tutti e quattro gli esperimenti.

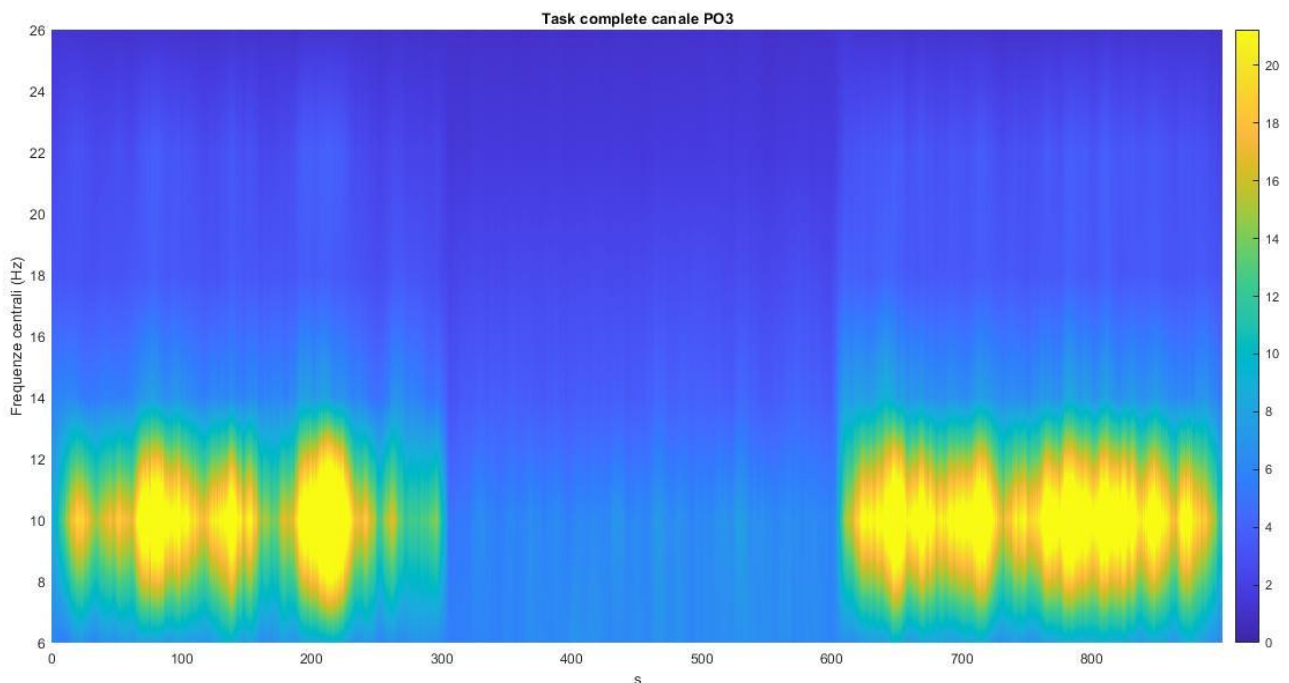


Figura 5.32: Grafico tempo-frequenza delle  $E_{MECPO3,x,k}$ , quindi delle energie (medie su tutti i soggetti) durante l'esperimento complete del canale PO3. L'intensità di colori è espressa in  $\mu V^2$ .

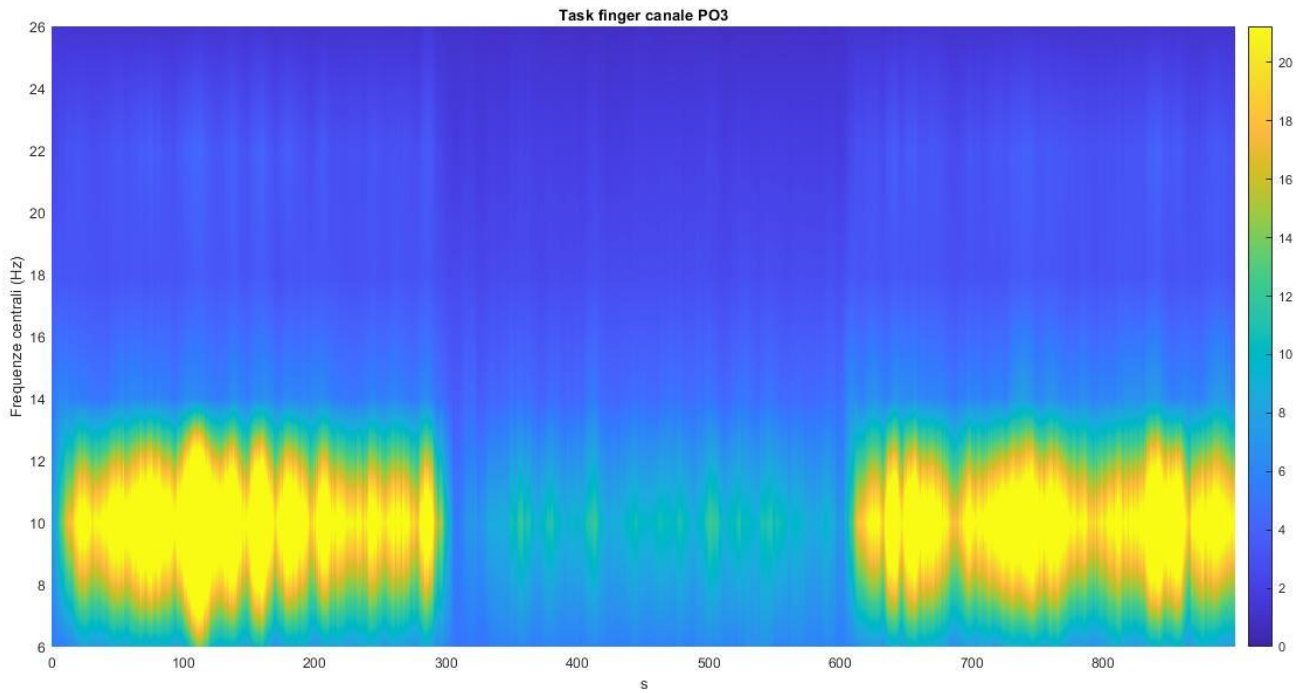


Figura 5.33: Grafico tempo-frequenza delle  $E_{MFPO3,x,k}$ , quindi delle energie (mediate su tutti i soggetti) durante l'esperimento finger del canale PO3. L'intensità di colori è espressa in  $\mu V^2$ .

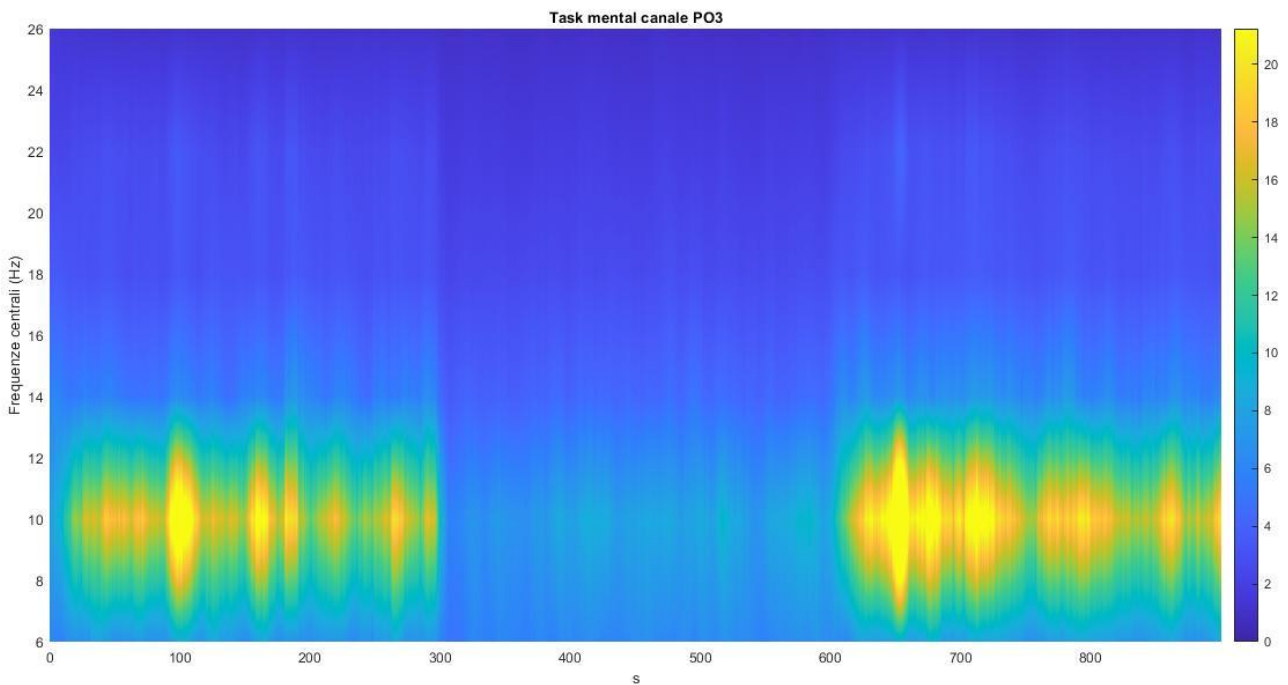


Figura 5.34: Grafico tempo-frequenza delle  $E_{MMP03,x,k}$ , quindi delle energie (mediate su tutti i soggetti) durante l'esperimento finger del canale PO3. L'intensità di colori è espressa in  $\mu V^2$ .

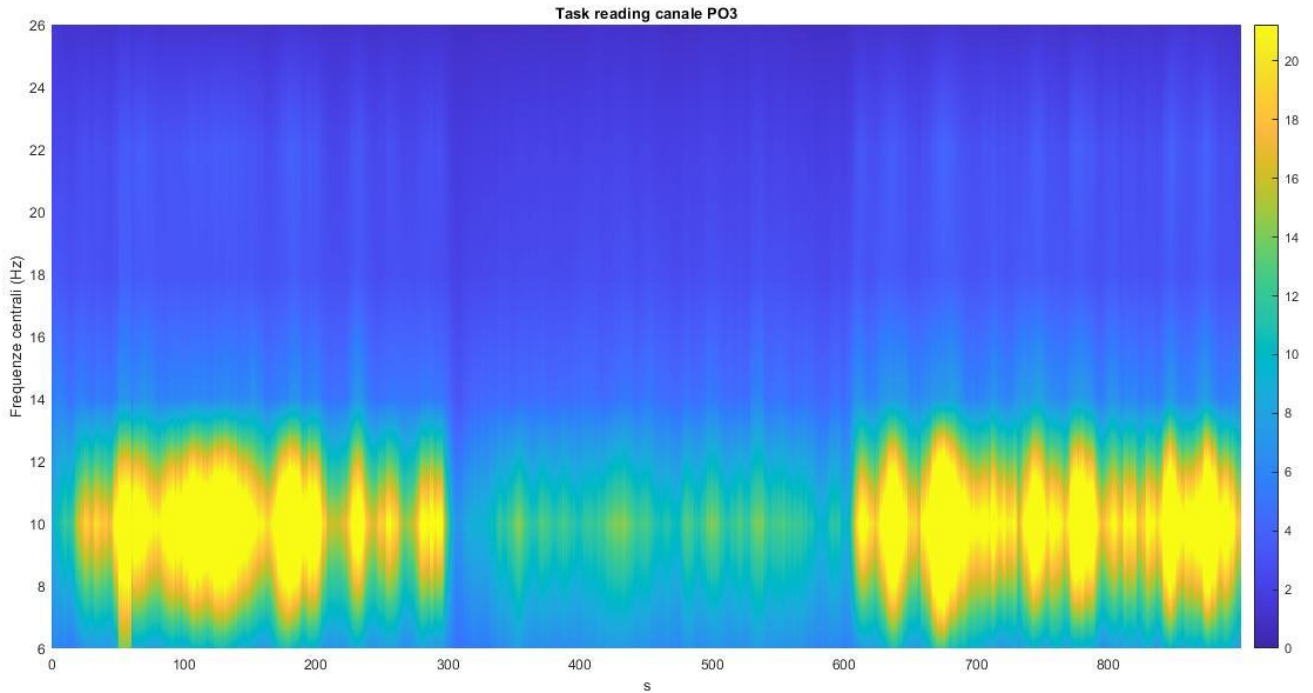


Figura 5.35: Grafico tempo-frequenza delle  $E_{MRPO3,x,k}$ , quindi delle energie (mediate su tutti i soggetti) durante l'esperimento finger del canale PO3. L'intensità di colori è espressa in  $\mu V^2$ .

Per quanto riguarda la sola banda theta, invece, si fa riferimento alle figure 5.36, 5.37, 5.38 e 5.39, nelle quali sono riportati i grafici relativi al canale Cz, quindi ci si concentra ad osservare l'andamento poco sopra dei 0 Hz. Infatti, anche in questo caso l'energia del segnale è contenuta principalmente sotto i 15 Hz, per tutti e quattro gli esperimenti.

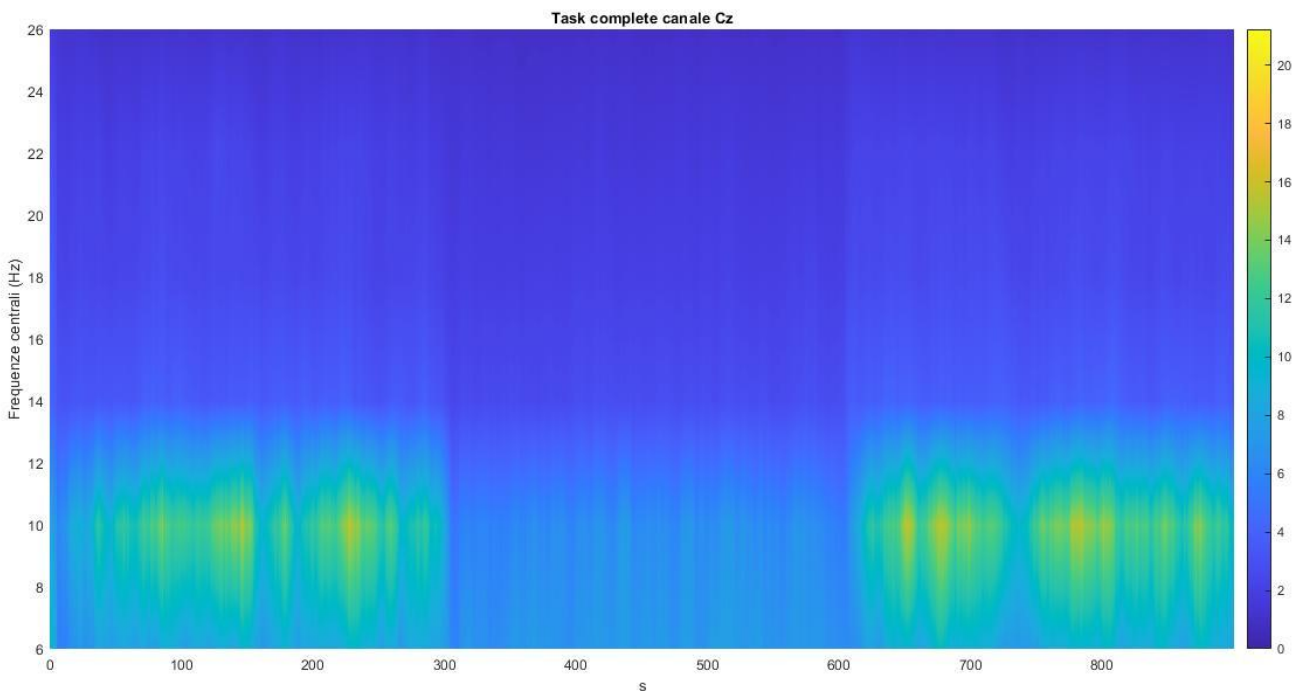


Figura 5.36: Grafico tempo-frequenza delle  $E_{MCz,x,k}$ , quindi delle energie (mediate su tutti i soggetti) durante l'esperimento complete del canale Cz. L'intensità di colori è espressa in  $\mu V^2$ .



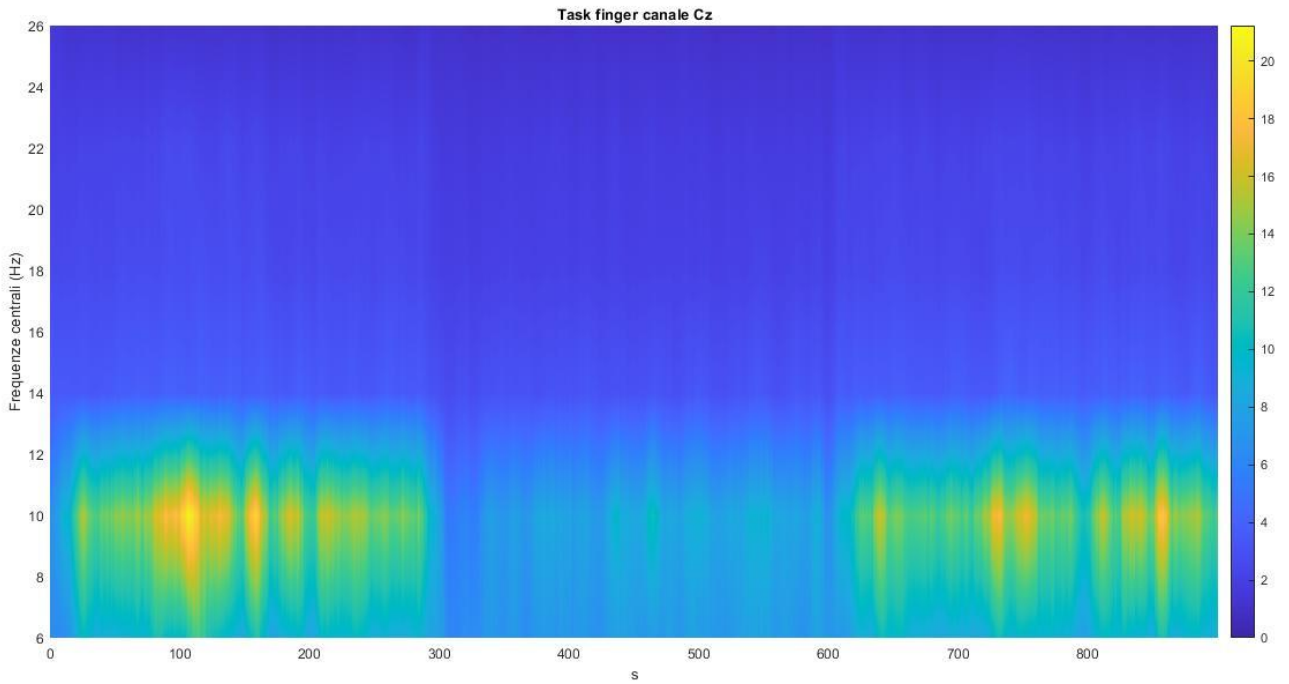


Figura 5.37: Grafico tempo-frequenza delle  $E_{MF_{Cz,x,k}}$  quindi delle energie (mediate su tutti i soggetti) durante l'esperimento finger del canale Cz. L'intensità di colori è espressa in  $\mu V^2$ .

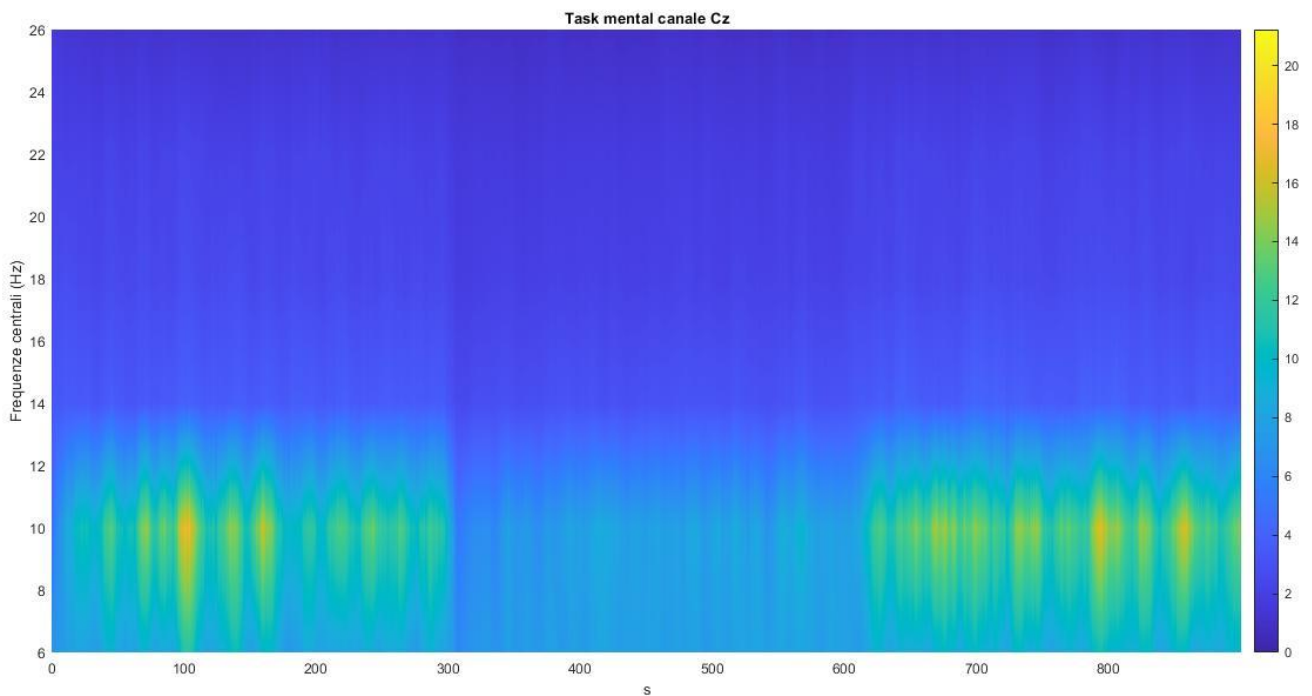


Figura 5.38: Grafico tempo-frequenza delle  $E_{MM_{Cz,x,k}}$  quindi delle energie (mediate su tutti i soggetti) durante l'esperimento mental del canale Cz. L'intensità di colori è espressa in  $\mu V^2$ .

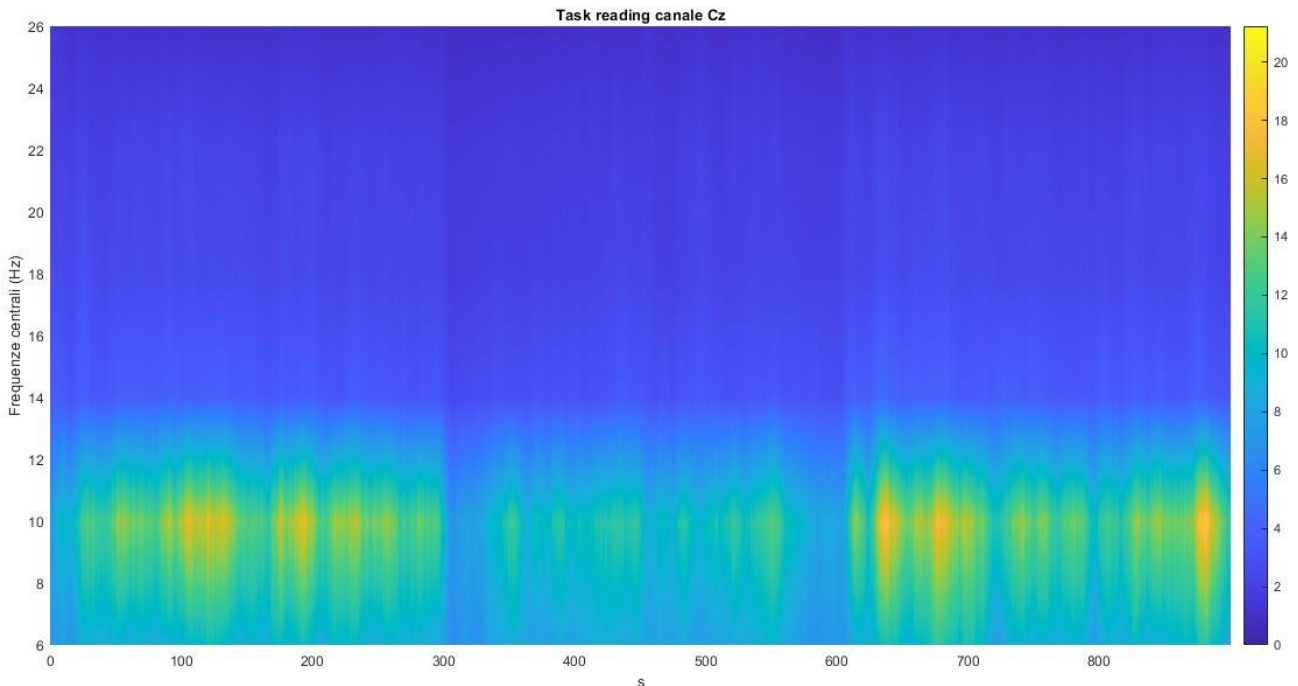


Figura 5.39: Grafico tempo-frequenza delle  $E_{MRCz,x,k}$ , quindi delle energie (mediate su tutti i soggetti) durante l'esperimento reading del canale Cz. L'intensità di colori è espressa in  $\mu V^2$ .

Quindi, partenedo dal ritmo alpha, si può concludere che, fra le varie componenti di sforzo cognitivo, le quali erano complessivamente racchiuse nell'esperimento in modalità completa, quella che maggiormente influenza l'attività in alpha è quella mentale. Quindi essa è la componente che in più larga misura comporta uno stress cognitivo, al contrario della componente di lettura, che si è rilevata quella che meno influenza l'attività in alpha, dal momento che risulta un calo meno drastico durante la fase di TASK, rispetto a quelle di rilassamento.

Infine, per quanto riguarda il ritmo theta si è osservato un decremento durante la fase di task rispetto alle fasi di rest in tutti gli esperimenti, a differenza di quanto osservato nel capitolo 3 per il task puramente interiore. Questo non deve stupire data la diversità dei task qui esaminati rispetto al task dei segnali del capitolo precedente: i task infatti qui esaminati richiedono una attenzione esterna, un minor uso della memoria di lavoro, e un risposta motoria tutti fattori che possono contrubuire al diverso comportamento del ritmo theta.

## 5.2 Mappe topologiche

In questa sezione si commenteranno le mappe topologiche, le quali sono utili per ottenere una visione sintetica spazio-temporale del comportamento dei vari ritmi cerebrali, in particolare il theta e l'alpha.

In una prima parte si riporteranno le mappe topologiche (mediate su tutti i soggetti) rappresentative delle energie confronto ricavate nel capitolo precedente (paragrafo 3.2.2.3, formule 3.47 e 3.48). Tali mappe si riferiscono alla rappresentazione della differenza, elettrodo per elettrodo, tra l'energia totale (ad uno specifico livello e nodo di un determinato esperimento) in una determinata fase dell'esperimento (REST 1, TASK e REST 2) e l'energia totale nella fase REST 1. Per cui un valore positivo (negativo) in corrispondenza ad un dato elettrodo indica un incremento (una diminuzione) di energia (a quel livello e nodo), nella fase in esame rispetto alla fase REST 1.

Infatti, in figura 5.40 sono rappresentate le mappe topologiche in banda alpha low [8-12] Hz (livello 4, nodo 3) delle energie confronto per tutte le tipologie di esperimento.

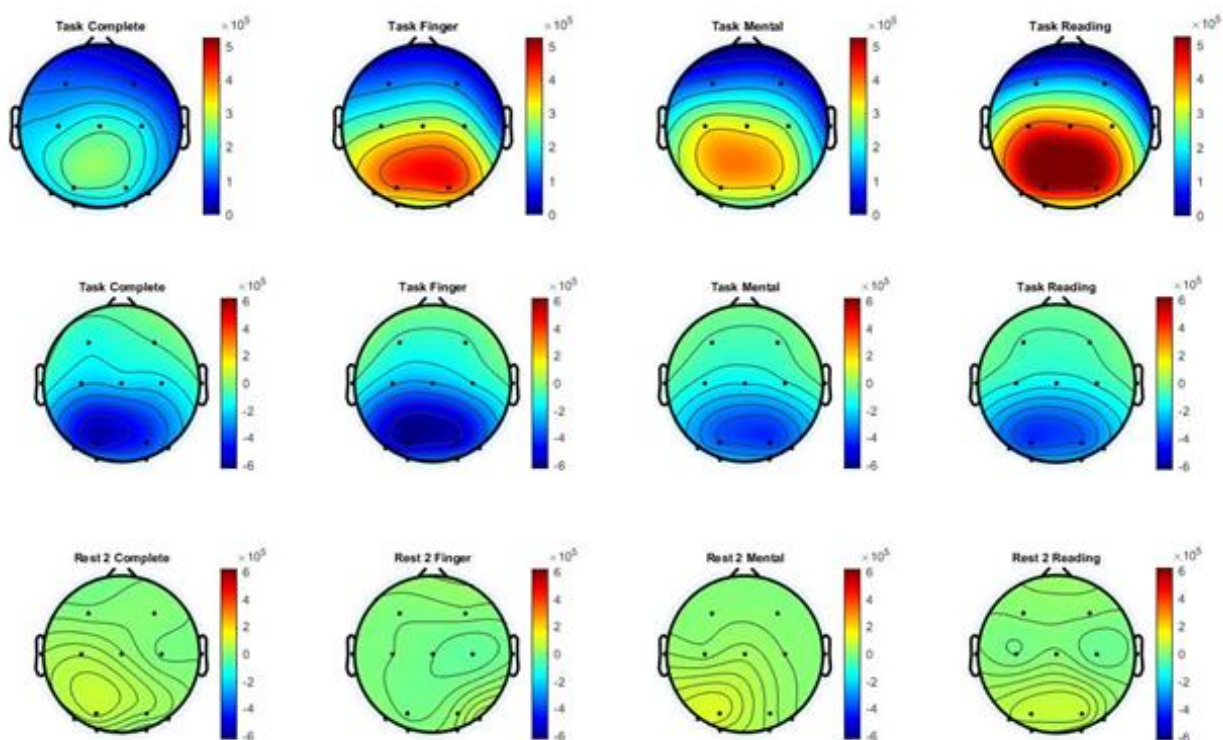


Figura 5.40: Mappe topologiche (mediate su tutti i soggetti) in banda alpha low [8-12] Hz (livello di decomposizione 4, nodo 3): nella prima riga, rispettivamente in ordine da sinistra a destra, delle  $E_{M TOT CTASK c,4,3}$ , delle  $E_{M TOT FTASK c,4,3}$ ,  $E_{M TOT MTASK c,4,3}$  e delle  $E_{M TOT RTASK c,4,3}$ , ossia delle energie totali associate alla fase TASK; nella seconda riga, rispettivamente in ordine da sinistra a destra, delle  $E_{M CONF CTASK c,4,3}$ , delle  $E_{M CONF FTASK c,4,3}$ ,  $E_{M CONF MTASK c,4,3}$ ; infine, nell'ultima riga, rispettivamente da sinistra a destra delle  $E_{M CONF C REST2 c,4,3}$ , delle  $E_{M CONF F REST2 c,4,3}$ ,  $E_{M CONF M REST2 c,4,3}$ . Quindi, nelle ultime due righe, si trattano delle energie associate alle fasi TASK e REST 2 confrontate con le energie in fase REST 1 (viene mostrata la differenza tra i valori di energia in ciascuna delle tre fasi rispetto al REST 1), per ciascun esperimento. I valori sono in  $\mu V^2$ .

La terza riga della figura 5.40 contiene le mappe topologiche, relative, da sinistra a destra rispettivamente, alle  $E_{M CONF C REST2 c,4,3}$ , alle  $E_{M CONF F REST2 c,4,3}$ , alle  $E_{M CONF M REST2 c,4,3}$  e alle  $E_{M CONF R REST2 c,4,3}$ . Come si può notare, le energie confronto, indipendentemente dal tipo di esperimento svolto, presentano valori prossimi allo zero, il ché significa che le due fasi di rilassamento, REST 1 e REST 2 hanno un contributo in energia simile in tutto lo scalpo. Tuttavia, è

interessante notare un lieve incremento di energia in banda alpha nei canali posteriori, probabilmente legato – come già detto in precedenza – a un maggiore stato di rilassamento dovuto all’aver già eseguito il task.

La seconda riga delle mappe topologiche in figura 5.40, quindi quelle associate, rispettivamente da sinistra a destra, alle  $E_{MCONFCTASK\ c,4,3}$ , alle  $E_{MCONFFTASK\ c,4,3}$ , alle  $E_{MCONFMTASK\ c,4,3}$  e alle  $E_{MCONFRTASK\ c,4,3}$ , presentano una distribuzione di energia significativamente negativa in particolare nelle regioni posteriori. Questo perché, come si è già visto con le analisi precedenti, durante la fase di TASK vi è un crollo dell’attività alpha, per cui essa è sicuramente molto minore rispetto a quella durante la fase di rilassamento REST 1.

Dalle mappe topologiche è possibile estrarre informazioni sul come si distribuisce l’energia associata ad un determinato ritmo sullo scalpo in funzione del tempo, a tale scopo si usano, quindi, le  $E_{MEc,j,x}$ . In particolare, nelle figure 5.41, 5.42, 5.43 e 5.44, si osservano delle fotografie delle energie  $E_{MEc,4,3}$  per ogni esperimento. Tali fotografie sono state prese a diversi istanti di tempo, ma uguali fra i diversi esperimenti.

In particolare, interessano i bruschi cali o aumenti in corrispondenza del passaggio durante l’esperimento dalla fase di rilassamento a quella di task e viceversa.

In particolare, si osservi la figura 5.41, la quale rappresenta  $E_{MCc,4,3}$ , dalla quale si nota come, appunto, a 310 s, ossia subito dopo l’inizio della fase di TASK, si ha un brusco calo del ritmo alpha. Invece, in corrispondenza dei 610 s, ossia qualche secondo dopo l’inizio dell’ultima fase di rilassamento, si ha un aumento dell’energia in banda alpha. Inoltre, è evidente come le energie durante entrambi le fasi di rilassamento, siano decisamente più elevate rispetto a quella fotografata in pieno svolgimento del task.

Osservando le figure 5.42, 5.43 e 5.44, le quali rappresentano, rispettivamente le  $E_{MFC,4,3}$ , le  $E_{MMC,4,3}$  e le  $E_{MRC,4,3}$  si possono trarre le analoghe conclusioni dall’analisi della figura 5.41.

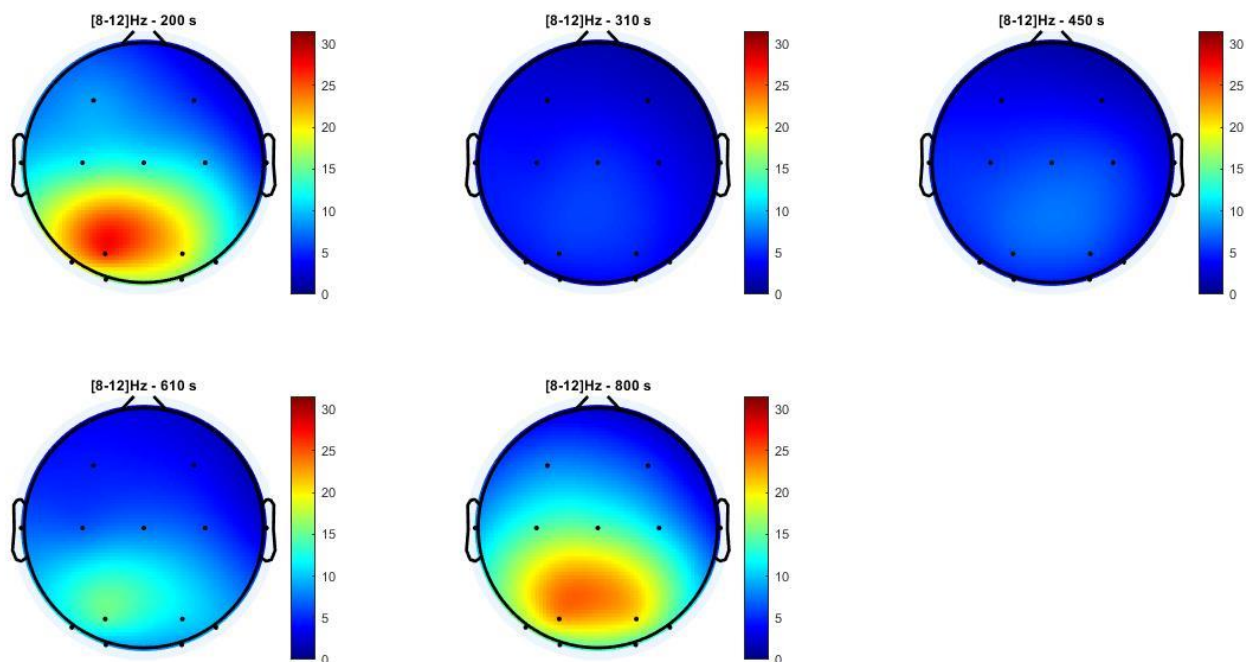


Figura 5.41: Evoluzione delle mappe topologiche della  $E_{MC,4,3}$  (corrispondente al ritmo alpha low) fotografate in diversi istanti di tempo: in alto a sinistra a 200 s, ossia durante la fase di REST 1; in alto al centro a 310 s, ossia subito dopo la fine della fase di REST 1; in alto a destra a 450 s, ossia durante a fase di TASK; in basso a sinistra a 610 s, ossia subito dopo la fine della fase di TASK; infine, in basso al centro a 800 s, ossia durante la fase di REST 2. I valori sono in  $\mu V^2$ .

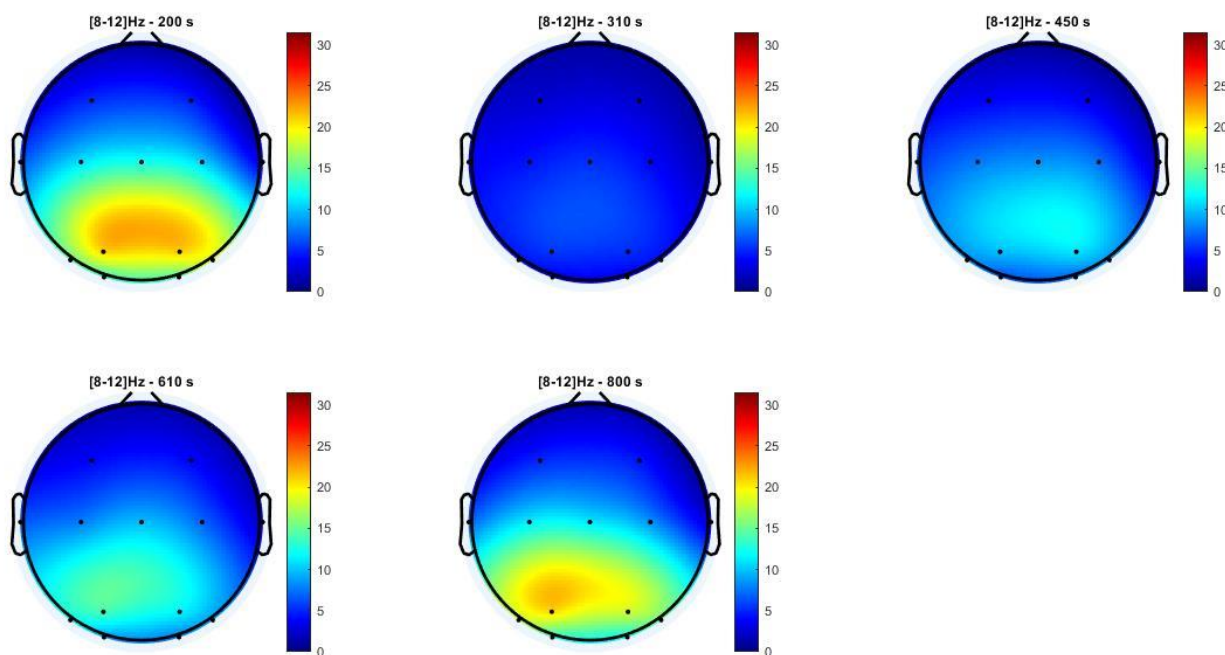


Figura 5.42: Evoluzione delle mappe topologiche della  $E_{MF,4,3}$  (corrispondente al ritmo alpha low) fotografate in diversi istanti di tempo: in alto a sinistra a 200 s, ossia durante la fase di REST 1; in alto al centro a 310 s, ossia subito dopo la fine della fase di REST 1; in alto a destra a 450 s, ossia durante a fase di TASK; in basso a sinistra a 610 s, ossia subito dopo la fine della fase di TASK; infine, in basso al centro a 800 s, ossia durante la fase di REST 2. I valori sono in  $\mu V^2$ .

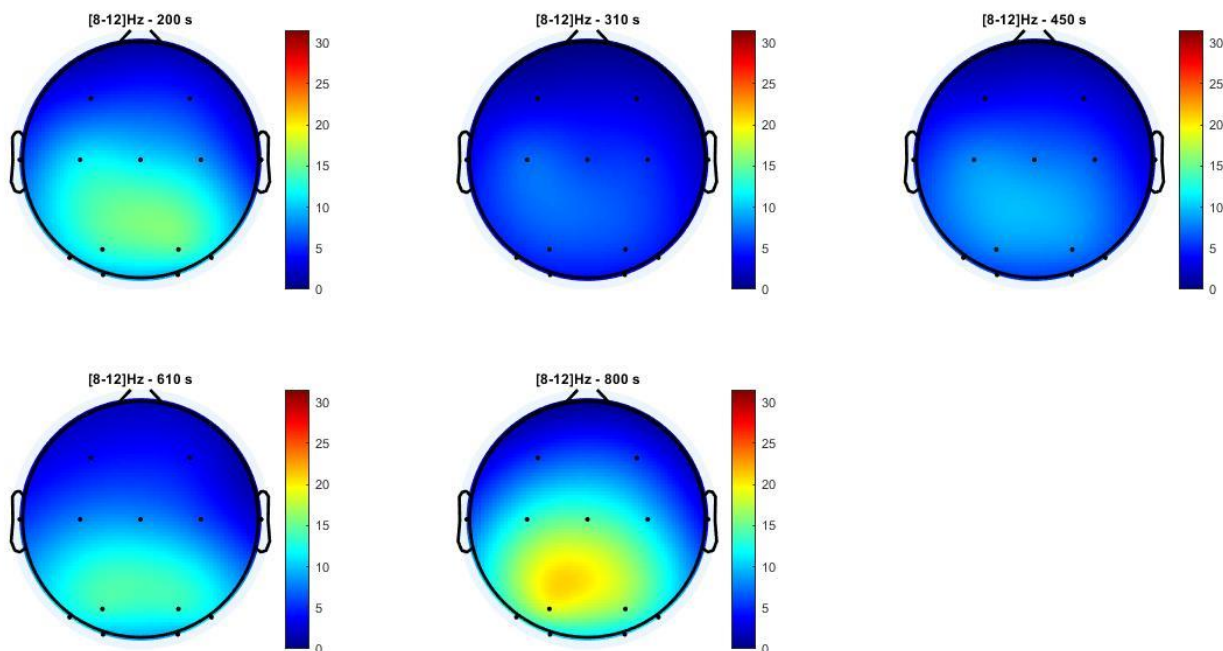


Figura 5.43: Evoluzione delle mappe topologiche della  $E_{MMc,4,3}$  (corrispondente al ritmo alpha low) fotografate in diversi istanti di tempo: in alto a sinistra a 200 s, ossia durante la fase di REST 1; in alto al centro a 310 s, ossia subito dopo la fine della fase di REST 1; in alto a destra a 450 s, ossia durante a fase di TASK; in basso a sinistra a 610 s, ossia subito dopo la fine della fase di TASK; infine, in basso al centro a 800 s, ossia durante la fase di REST 2. I valori sono in  $\mu V^2$ .

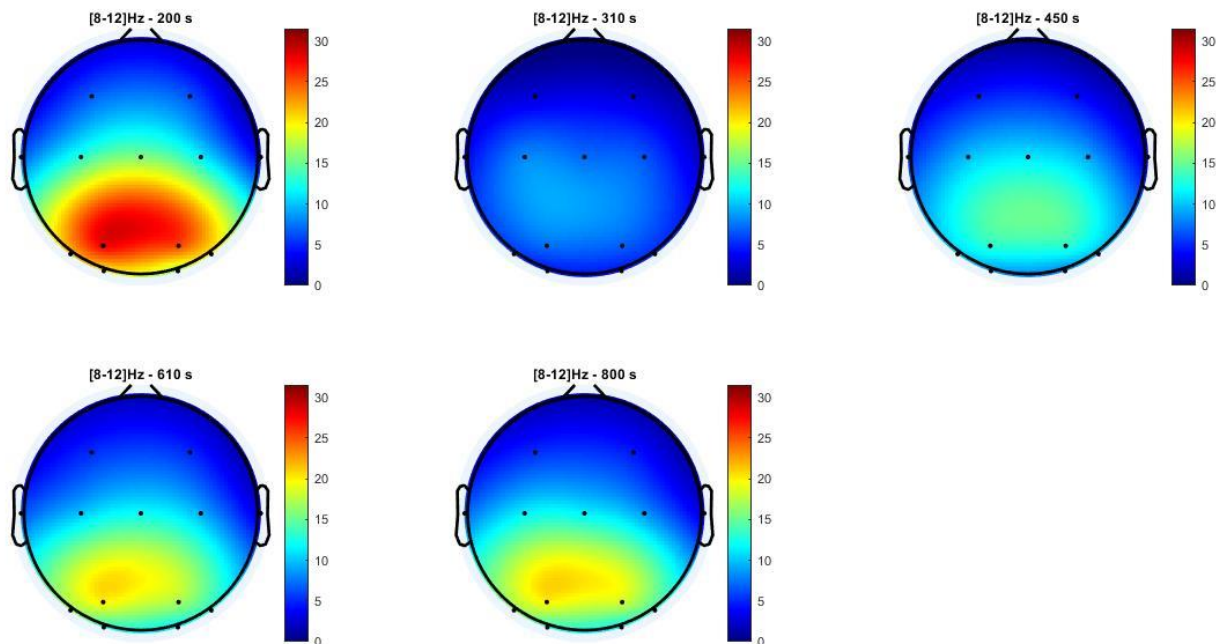


Figura 5.44: Evoluzione delle mappe topologiche della  $E_{MRc,4,3}$  (corrispondente al ritmo alpha low) fotografate in diversi istanti di tempo: in alto a sinistra a 200 s, ossia durante la fase di REST 1; in alto al centro a 310 s, ossia subito dopo la fine della fase di REST 1; in alto a destra a 450 s, ossia durante a fase di TASK; in basso a sinistra a 610 s, ossia subito dopo la fine della fase di TASK; infine, in basso al centro a 800 s, ossia durante la fase di REST 2. I valori sono in  $\mu V^2$ .

Ma è interessante notare come, prendendo a confronto le mappe topologiche in alto a destra relativamente a tutti gli esperimenti, si possa anche in questo confermare come l'esperimento completo presenti il minore contributo in energia del ritmo alpha. Inoltre, si evince che l'esperimento in lettura è quello che presenta la massima attività di alpha, avvalorando ulteriormente che la componente di lettura sia quella che crea meno sforzo cognitivo, al contrario della componente mentale, la quale corrisponde a valori di energia più simili all'esperimento completo. Infine, in tutte le figure e in tutte le mappe topologiche l'attività in banda alpha si riscontra principalmente nelle zone posteriori della corteccia.

Per concludere, si presti ora attenzione alle figure 5.45, 5.46, 5.47 e 5.48 riportate di seguito, nelle quali sono rappresentate fotografie a diversi istanti di tempo delle energie, rispettivamente,  $E_{M C c,4,2}$ ,  $E_{M F c,4,2}$ ,  $E_{M M c,4,2}$  e  $E_{M R c,4,2}$ , ossia delle energie medie ricavate dai coefficienti associate al ritmo theta ([4-8] Hz).

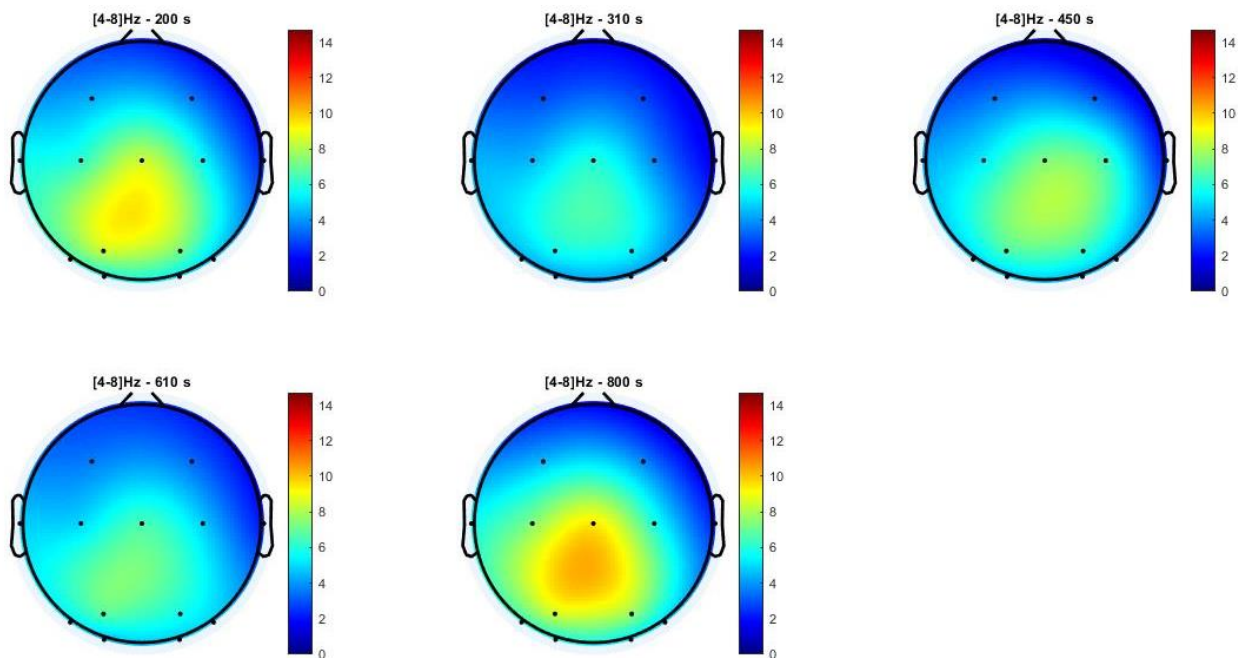


Figura 5.45: Evoluzione delle mappe topologiche della  $E_{M C c,4,2}$  (corrispondente al ritmo theta) fotografate in diversi istanti di tempo: in alto a sinistra a 200 s, ossia durante la fase di REST 1; in alto al centro a 310 s, ossia subito dopo la fine della fase di REST 1; in alto a destra a 450 s, ossia durante a fase di TASK; in basso a sinistra a 610 s, ossia subito dopo la fine della fase di TASK; infine, in basso al centro a 800 s, ossia durante la fase di REST 2. I valori sono in  $\mu V^2$ .

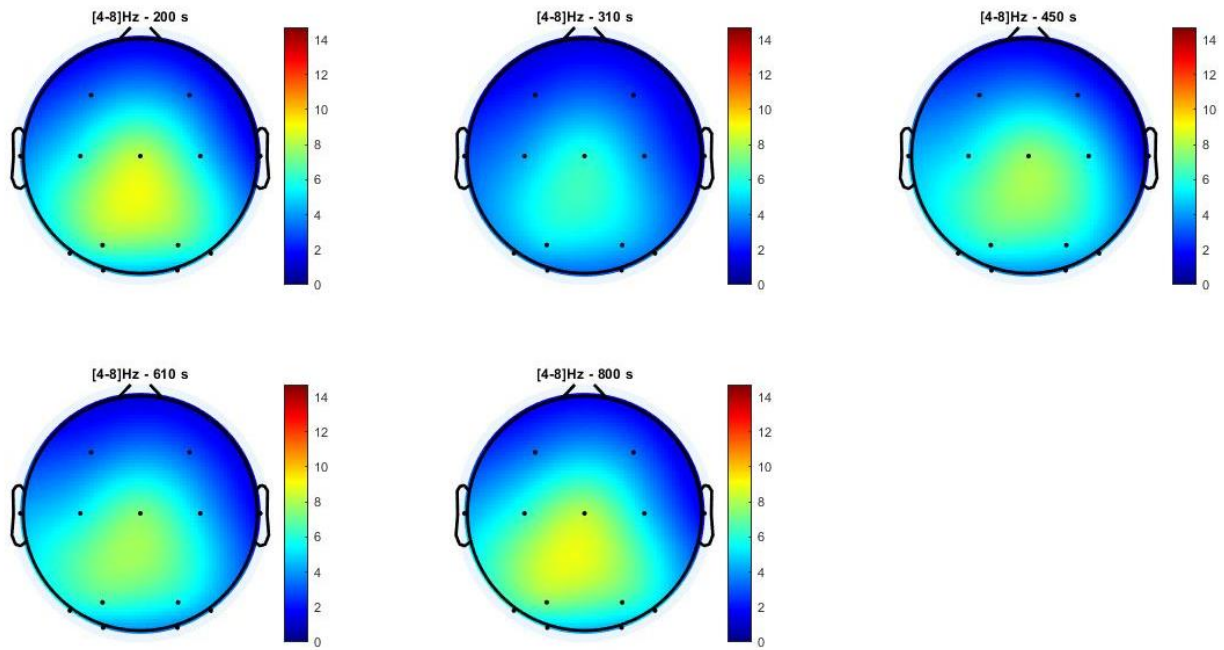


Figura 5.46: Evoluzione delle mappe topologiche della  $E_{M F c,4,2}$  (corrispondente al ritmo theta) fotografate in diversi istanti di tempo: in alto a sinistra a 200 s, ossia durante la fase di REST 1; in alto al centro a 310 s, ossia subito dopo la fine della fase di REST 1; in alto a destra a 450 s, ossia durante a fase di TASK; in basso a sinistra a 610 s, ossia subito dopo la fine della fase di TASK; infine, in basso al centro a 800 s, ossia durante la fase di REST 2. I valori sono in  $\mu V^2$ .

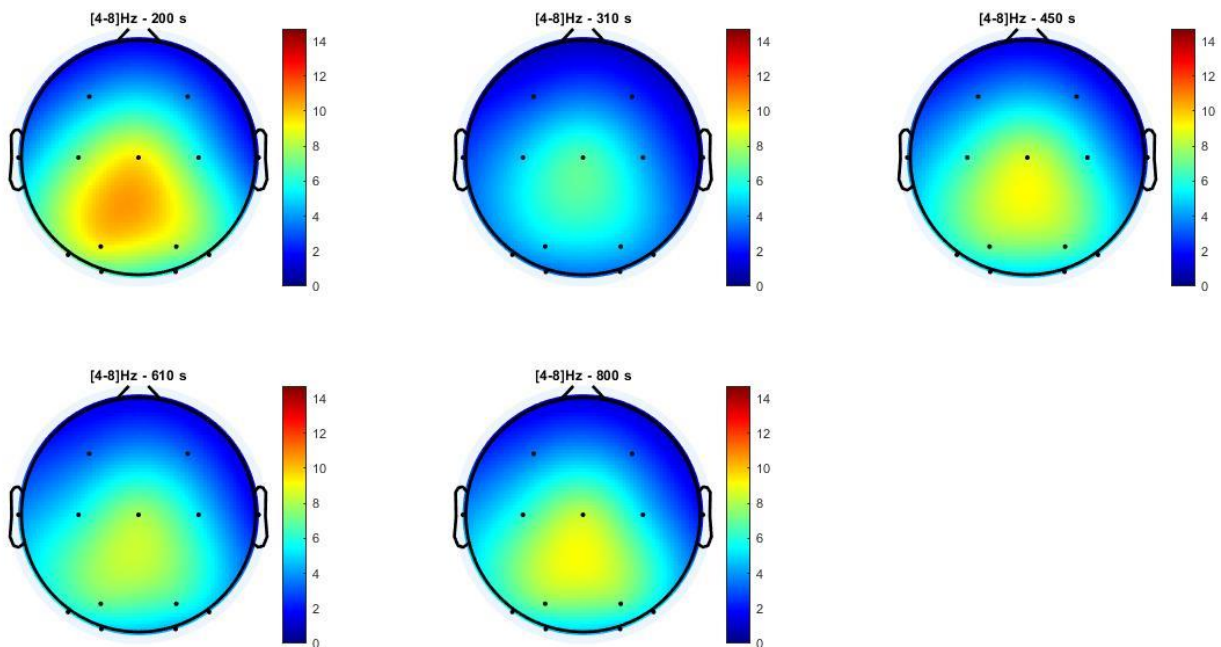


Figura 5.47: Evoluzione delle mappe topologiche della  $E_{M M c,4,2}$  (corrispondente al ritmo theta) fotografate in diversi istanti di tempo: in alto a sinistra a 200 s, ossia durante la fase di REST 1; in alto al centro a 310 s, ossia subito dopo la fine della fase di REST 1; in alto a destra a 450 s, ossia durante a fase di TASK; in basso a sinistra a 610 s, ossia subito dopo la fine della fase di TASK; infine, in basso al centro a 800 s, ossia durante la fase di REST 2. I valori sono in  $\mu V^2$ .



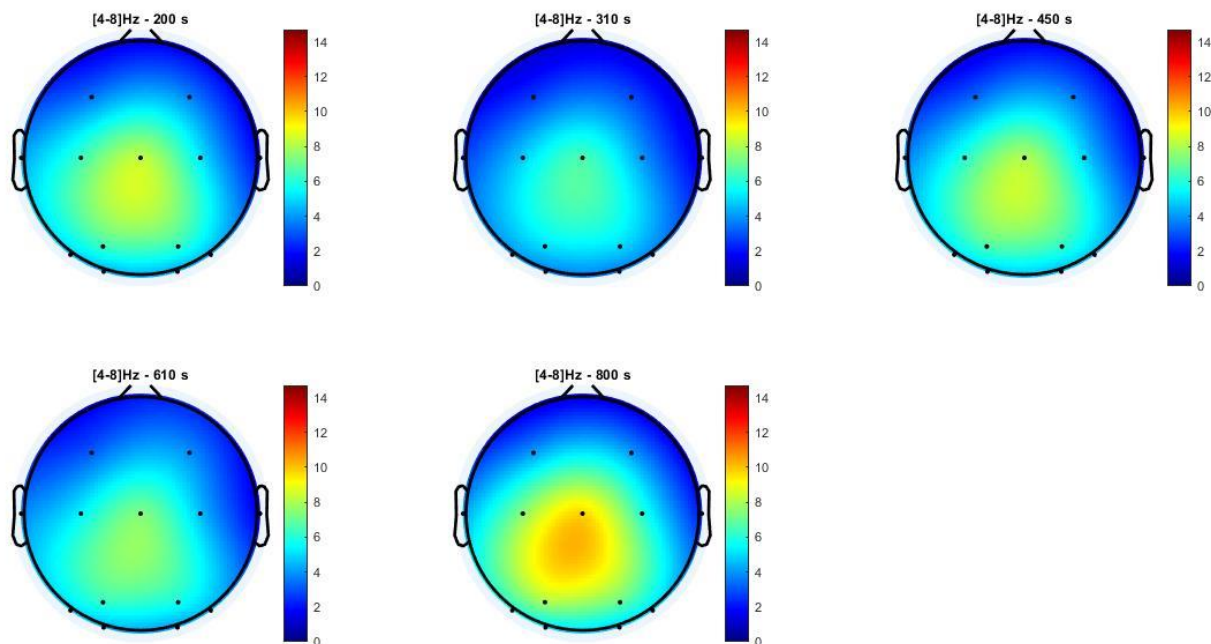


Figura 5.49: Evoluzione delle mappe topologiche della  $E_{MRC,4,2}$  (corrispondente al ritmo theta) fotografate in diversi istanti di tempo: in alto a sinistra a 200 s, ossia durante la fase di REST 1; in alto al centro a 310 s, ossia subito dopo la fine della fase di REST 1; in alto a destra a 450 s, ossia durante a fase di TASK; in basso a sinistra a 610 s, ossia subito dopo la fine della fase di TASK; infine, in basso al centro a 800 s, ossia durante la fase di REST 2. I valori sono in  $\mu V^2$ .

Prestando attenzione alla totalità delle figure sopra riportate, si possono notare degli aspetti in comune. Il primo è che i canali maggiormente coinvolti nell'attività theta sono quelli nelle zone più centrali e posteriori. Inoltre, nel passaggio dalla fase di REST 1 ai primi istanti della fase di TASK, vi sia un brusco calo del contributo in energia associato al ritmo theta. Al contrario, a 610 s, ossia subito dopo l'inizio della fase di REST 2, non risulta evidente un aumento dell'attività theta, anzi sembra che subisca un certo calo. Comunque, il ritmo theta aumenta dal momento che nelle ultime fotografie a 800 s di tutte le figure, si presentano dei valori di energia superiori rispetto a quelli durante le rispettive fasi di TASK. Ciò significa che, a differenza della banda alpha, il ritmo theta tende ad assumere un lieve calo in condizioni di transizione da fasi di stress cognitivo a quelle di rilassamento, cosa che si era apprezzata anche nelle figure 5.27, 5.28, 5.29 e 5.30.

Infine, ponendo a confronto le mappe topologiche estratte da ciascuna figura in posizione in alto a destra, quindi quelle relative ai 450 s, ossia durante la fase di TASK, si nota come sicuramente quelle associate agli esperimenti in lettura e mentale presentino valori più alti di energia.

## 5.3 Analisi statistica

Con lo scopo di valutare la significatività statistica del confronto fra i valori di energia media ottenuti dalla WPD, si è effettuato il T-test. Il test è stato effettuato in due modalità differenti: la prima confrontando fra di loro le energie totali separate  $E_{TOT E REST1 s,c,j,x}$ ,  $E_{TOT E TASK s,c,j,x}$  e  $E_{TOT E REST2 s,c,j,x}$  per tutti gli elettrodi in diverse condizioni (confronto A); la seconda effettuando il confronto delle energie  $E_{E s,c,j,x,k}$  mediate in determinati intervalli di tempo per due particolari canali (confronto B).

È importante precisare che, per entrambe le modalità di svolgimento dell'analisi statistica, non è stata applicata nessuna correzione per confronti multipli

### 5.3.1 Confronto A

In questo caso il t-test è stato effettuato in due ulteriori modalità (confronto energie totali e confronto energie totali normalizzate):

1. La prima è consistito nel confrontare le  $E_{TOT E REST1 s,c,j,x}$ ,  $E_{TOT E TASK s,c,j,x}$  e  $E_{TOT E REST2 s,c,j,x}$  per tutti i 13 canali all'interno delle bande alpha e theta col seguente criterio:
  - REST 1 vs REST 2
  - REST 1 vs TASK
  - TASK vs REST 2

Ciascuno di questi confronti è stato effettuato all'interno dello stesso esperimento.

2. La seconda modalità ha previsto di confrontare le energie totali relative alle fasi di TASK normalizzate rispetto alle energie totali relative alle fasi di REST1,  $E_{TOT NORM E TASK s,c,j,x}$ , (capitolo 3, paragrafo 3.2.2.2, formule 3.47, 3.48, 3.49 e 3.50) dei singoli esperimenti per tutti e 13 i canali all'interno delle bande alpha e theta col seguente criterio:
  - TASK C vs TASK F
  - TASK C vs TASK M
  - TASK C vs TASK R
  - TASK F vs TASK M
  - TASK F vs TASK R
  - TASK M vs TASK R

La normalizzazione è stata necessaria per poter considerare confrontabili fra di loro le energie totali relative all fasi di task.

### 5.3.1.1 Confronto energie totali

Di seguito sono riportate le tabelle coi risultati relativi al confronto delle energie totali per ciascun esperimento.

REST 1 vs REST 2	Esperimento C		Esperimento F		Esperimento M		Esperimento R	
	H0	p-value	H0	p-value	H0	p-value	H0	p-value
'F3'	0	0.8929	0	0.8132	0	0.4842	0	0.3660
'F4'	0	0.1188	0	0.8331	0	0.6474	0	0.4521
'T7'	0	0.0768	0	0.9865	0	0.1898	0	0.3542
'C3'	0	0.2524	0	0.8813	0	0.5367	0	0.6540
'Cz'	0	0.0819	0	0.6701	0	0.4015	0	0.8102
'C4'	0	0.7944	0	0.2528	0	0.6547	0	0.2839
'T8'	0	0.4159	0	0.2804	0	0.6277	0	0.3756
'PO7'	0	0.2214	0	0.9143	0	0.2004	0	0.2525
'PO3'	0	0.1769	0	0.9135	0	0.2716	0	0.3758
'PO4'	0	0.3342	0	0.8756	0	0.6589	0	0.4535
'PO8'	0	0.4905	0	0.5310	0	0.7634	0	0.4982
'O1'	0	0.2156	0	0.9450	0	0.2266	0	0.2935
'O2'	0	0.9058	0	0.6896	0	0.4452	0	0.3710

Tabella 5.1: T-test in banda alpha confrontando le fasi REST 1 e REST 2 di tutti gli esperimenti (complete, finger, mental e reading). In rosso vengono sottolineati gli elettrodi con significatività statistica ( $p < 0.05$ ).

Il fatto che per tutti e quattro gli esperimenti (tabella 5.1) non risultino elettrodi significativi dal punto di vista statistico, indica, come, terminato l'esperimento il soggetto si riporti allo stessa condizione pre-esperimento (il lieve incremento di potenza alpha in fase rest 2 osservato nelle figure non è risultato dunque significativo).

REST 1 vs TASK	Esperimento C		Esperimento F		Esperimento M		Esperimento R	
	H0	p-value	H0	p-value	H0	p-value	H0	p-value
'F3'	0	0.0544	1	0.0028	1	0.0052	1	0.0074
'F4'	1	0.0013	1	0.0044	1	0.0050	1	0.0064
'T7'	0	0.0690	0	0.0681	1	0.0234	1	0.0109
'C3'	1	0.0108	1	0.0039	1	0.0033	1	0.0194
'Cz'	1	0.0181	1	0.0050	1	0.0069	1	0.0220
'C4'	1	0.0086	1	0.0050	1	0.0038	1	0.0234
'T8'	1	0.0120	1	0.0072	1	0.0021	1	0.0295
'PO7'	0	0.0771	1	0.0204	1	0.0028	1	0.0327
'PO3'	1	0.0236	1	0.0149	1	0.000658	1	0.0154
'PO4'	1	0.0247	1	0.0090	1	0.0062	1	0.0124
'PO8'	1	0.0272	1	0.0060	1	0.0253	1	0.0246
'O1'	1	0.0401	1	0.0100	1	0.0039	1	0.0230
'O2'	1	0.0190	1	0.0064	1	0.0084	1	0.0253

Tabella 5.2: T-test in banda alpha confrontando le fasi REST 1 e TASK di tutti gli esperimenti (complete, finger, mental e reading). In rosso vengono sottolineati gli elettrodi con significatività statistica ( $p < 0.05$ ).

Osservando la tabella 5.2 si noti come nel confronto fra la fase REST 1 e TASK tutti gli elettrodi, o quasi, mostrano una differenza statisticamente significativa. Questo è facilmente giustificabile osservando le figure 5.18, 5.19, 5.20 e 5.21, nelle quali si è potuto apprezzare come, in ogni esperimento, vi sia un decremento netto dell'attività in banda alpha nel passaggio dalla fase di REST 1 a quella di TASK.

TASK vs REST 2	Esperimento C		Esperimento F		Esperimento M		Esperimento R	
	H0	p-value	H0	p-value	H0	p-value	H0	p-value
'F3'	1	0.0170	1	0.0033	1	0.0070	1	0.0034
'F4'	1	0.0015	1	0.0030	1	0.0056	1	0.0025
'T7'	1	0.0339	0	0.0694	0	0.0546	1	0.0082
'C3'	1	0.0022	1	0.0050	1	0.0313	1	0.0073
'Cz'	1	0.0095	1	0.0030	1	0.0219	1	0.0086
'C4'	1	0.0026	1	0.0163	1	0.0271	1	0.0142

'T8'	1	0.0314	1	0.0308	0	0.1070	1	0.0251
'PO7'	0	0.0690	1	0.0135	1	0.0145	1	0.0386
'PO3'	1	0.0187	1	0.0084	1	0.0057	1	0.0253
'PO4'	1	0.0104	1	0.0084	1	0.0067	1	0.0158
'PO8'	1	0.0184	1	0.0249	1	0.0129	1	0.0289
'O1'	1	0.0364	1	0.0145	1	0.0142	1	0.0297
'O2'	1	0.0128	1	0.0129	1	0.0080	1	0.0265

Tabella 5.3: T-test in banda alpha confrontando le fasi TASK e REST 2 di tutti gli esperimenti (complete, finger, mental e reading). In rosso vengono sottolineati gli elettrodi con significatività statistica ( $p < 0.05$ ).

Osservando la tabella 5.3 si noti come nel confronto fra la fase TASK e REST 2 tutti gli elettrodi, o quasi, mostrano una differenza statisticamente significativa. Questo è facilmente giustificabile sempre osservando le figure 5.18, 5.19, 5.20 e 5.21, nelle quali si è potuto apprezzare come, in ogni esperimento, vi sia un aumento decisivo dell'attività in banda alpha nel passaggio dalla fase di TASK a quella di REST 2.

REST 1 vs REST 2	Esperimento C		Esperimento F		Esperimento M		Esperimento R	
	H0	p-value	H0	p-value	H0	p-value	H0	p-value
'F3'	0	0.3351	0	0.9292	0	0.5254	1	0.0089
'F4'	0	0.1363	0	0.7441	0	0.5887	0	0.0727
'T7'	0	0.1261	0	0.6796	0	0.2870	1	0.0373
'C3'	1	0.0379	0	0.9585	0	0.5879	0	0.0807
'Cz'	0	0.0763	0	0.8709	0	0.5305	0	0.1230
'C4'	0	0.7644	0	0.4127	0	0.6780	0	0.2999
'T8'	0	0.5828	0	0.1686	0	0.9571	0	0.1720
'PO7'	0	0.3087	0	0.9937	0	0.3458	0	0.0736
'PO3'	0	0.2625	0	0.8192	0	0.3759	0	0.3721
'PO4'	0	0.2870	0	0.9508	0	0.6195	0	0.2177
'PO8'	0	0.3739	0	0.7153	0	0.8515	0	0.1931
'O1'	0	0.2257	0	0.9995	0	0.3697	0	0.2154
'O2'	0	0.7700	0	0.8882	0	0.5905	0	0.1275

Tabella 5.4: T-test in banda theta confrontando le fasi REST 1 e REST 2 di tutti gli esperimenti (complete, finger, mental e reading). In rosso vengono sottolineati gli elettrodi con significatività statistica ( $p < 0.05$ ).

Osservando la tabella 5.4 si nota come per tutti e quattro gli esperimenti non si abbiano differenze significative, ad eccezione di pochissimi elettrodi.

REST 1 vs TASK	Esperimento C		Esperimento F		Esperimento M		Esperimento R	
	H0	p-value	H0	p-value	H0	p-value	H0	p-value
'F3'	0	0.1178	1	0.0428	0	0.1341	0	0.0617
'F4'	0	0.3848	1	0.0315	0	0.1681	0	0.0521
'T7'	0	0.5721	0	0.5114	0	0.3215	0	0.1746
'C3'	0	0.1945	1	0.0344	0	0.0954	0	0.0672
'Cz'	0	0.3213	1	0.0288	0	0.1296	0	0.0664
'C4'	0	0.1936	1	0.0129	0	0.0557	0	0.0689
'T8'	0	0.1264	1	0.0081	0	0.0551	0	0.1104
'PO7'	0	0.2783	1	0.0365	0	0.0658	1	0.0308
'PO3'	0	0.3606	0	0.0602	0	0.0688	1	0.0221
'PO4'	0	0.5062	0	0.0564	0	0.1621	0	0.1040
'PO8'	0	0.4434	1	0.0339	0	0.1870	0	0.1692
'O1'	0	0.5164	1	0.0402	0	0.1527	0	0.0526
'O2'	0	0.4690	1	0.0470	0	0.1843	0	0.2729

Tabella 5.5: T-test in banda theta confrontando le fasi REST 1 e TASK di tutti gli esperimenti (complete, finger, mental e reading). In rosso vengono sottolineati gli elettrodi con significatività statistica ( $p < 0.05$ ).

Osservando nella tabella 5.5 le colonne relative agli esperimenti corrispondenti ai task *complete* e *mental* si noti come nessun elettrodo mostri una variazione statisticamente significativa.

TASK vs REST 2	Esperimento C		Esperimento F		Esperimento M		Esperimento R	
	H0	p-value	H0	p-value	H0	p-value	H0	p-value
'F3'	0	0.0843	1	0.0233	0	0.1179	1	0.0186
'F4'	0	0.2276	1	0.0091	0	0.1262	1	0.0258
'T7'	0	0.2537	0	0.1969	0	0.2406	1	0.0161
'C3'	0	0.0574	1	0.0154	0	0.1688	1	0.0314
'Cz'	0	0.2243	1	0.0162	0	0.1374	1	0.0290
'C4'	0	0.1801	1	0.0082	0	0.1110	1	0.0202

'T8'	0	0.1588	1	0.0220	0	0.1941	1	0.0307
'PO7'	0	0.2298	1	0.0180	0	0.0880	1	0.0167
'PO3'	0	0.2408	1	0.0168	0	0.0717	1	0.0256
'PO4'	0	0.3169	1	0.0213	0	0.1187	0	0.0540
'PO8'	0	0.2984	1	0.0448	0	0.1531	0	0.0695
'O1'	0	0.3618	1	0.0158	0	0.1582	1	0.0425
'O2'	0	0.4178	1	0.0233	0	0.1751	0	0.0803

Tabella 5.6: T-test in banda theta confrontando le fasi TASK e REST 2 di tutti gli esperimenti (complete, finger, mental e reading). In rosso vengono sottolineati gli elettrodi con significatività statistica ( $p < 0.05$ ).

#### 4.2.1.2 Confronto energie totali normalizzate

Di seguito sono riportate le tabelle coi risultati relativi al confronto delle energie totali in fase TASK normalizzate rispetto alle energie totali in fase REST 1, come in accordo con le formule 3.47, 3.48, 3.49 e 3.50 (si veda capitolo 3, paragrafo 3.2.2.2), per ciascun esperimento.

TASK vs TASK	C vs F		C vs M		C vs R		F vs M		F vs R		M vs R	
	H0	p-value	H0	p-value	H0	p-value	H0	p-value	H0	p-value	H0	p-value
'F3'	0	0.1265	1	0.0092	1	0.00066	0	0.2072	0	0.0595	0	0.1669
'F4'	0	0.3526	1	0.0338	1	0.00082	0	0.6317	0	0.2755	0	0.0976
'T7'	0	0.4940	0	0.1361	0	0.2999	0	0.3423	0	0.5437	0	0.7185
'C3'	0	0.5927	1	0.0077	1	0.00074	1	0.0112	1	0.0045	0	0.0746
'Cz'	0	0.8844	0	0.0900	1	0.0085	0	0.0681	1	0.0270	0	0.1097
'C4'	0	0.2850	1	0.0238	1	0.0031	0	0.3392	0	0.1091	0	0.0690
'T8'	0	0.4798	0	0.1178	1	0.0206	0	0.4827	0	0.1559	0	0.1300
'PO7'	0	0.3340	0	0.1995	1	0.0060	0	0.9613	0	0.3078	0	0.0956
'PO3'	0	0.2404	0	0.0896	1	0.0018	0	0.9669	0	0.2265	0	0.0582
'PO4'	0	0.1891	0	0.2652	1	0.0048	0	0.5579	0	0.4231	0	0.0501
'PO8'	0	0.1394	0	0.3796	1	0.0162	0	0.3780	0	0.7559	0	0.0811
'O1'	0	0.3013	0	0.1893	1	0.0130	0	0.8843	0	0.3742	0	0.0913
'O2'	0	0.2975	0	0.5642	1	0.0494	0	0.4438	0	0.6647	0	0.1016

Tabella 5.7: T-test in banda alpha confrontando a coppie le fasi TASK di ciascun esperimento. In rosso vengono sottolineati gli elettrodi con significatività statistica ( $p < 0.05$ ).

Osservando la tabella 5.7 si nota come per la banda alpha l'unico confronto che risulta avere un gran numero di elettrodi significativi statisticamente è quello fra il TASK dell'esperimento completo e il TASK dell'esperimento in lettura. In effetti, torna con quanto in precedenza asserito, ossia che l'energia associata al ritmo alpha durante l'esperimento in lettura sia quella che più si discosta da quella raggiunta durante l'esperimento completo.

Negli altri casi non risulta esserci significatività statistica o, comunque, se presente lo è per un numero molto basso di elettrodi.

TASK vs TASK	C vs F		C vs M		C vs R		F vs M		F vs R		M vs R	
	H0	p-value	H0	p-value	H0	p-value	H0	p-value	H0	p-value	H0	p-value
'F3'	0	0.1327	0	0.5998	0	0.3240	0	0.1423	0	0.4735	0	0.5074
'F4'	1	0.0378	0	0.3041	0	0.1220	0	0.0720	0	0.5106	0	0.3432
'T7'	0	0.4458	0	0.6839	0	0.6872	0	0.2544	0	0.6527	0	0.3717
'C3'	0	0.0852	0	0.7464	0	0.4992	1	0.0195	0	0.2062	0	0.5294
'Cz'	1	0.0424	0	0.4905	0	0.1956	1	0.0040	0	0.2368	0	0.2375
'C4'	0	0.0609	0	0.7077	0	0.5715	1	0.0089	0	0.1086	0	0.7207
'T8'	0	0.0713	0	0.9412	0	0.9266	0	0.0615	0	0.0690	0	0.8485
'PO7'	0	0.1801	0	0.5766	0	0.0714	0	0.1096	0	0.8536	0	0.1697
'PO3'	0	0.2129	0	0.4671	0	0.1012	0	0.1545	0	0.9566	0	0.1213
'PO4'	0	0.0916	0	0.2170	0	0.1184	0	0.1172	0	0.6077	0	0.4197
'PO8'	0	0.0859	0	0.1161	1	0.0480	0	0.1986	0	0.7281	0	0.3717
'O1'	0	0.1957	0	0.5473	0	0.0822	0	0.1307	0	0.9512	0	0.1010
'O2'	0	0.1187	0	0.1705	1	0.0454	0	0.2458	0	0.8084	0	0.4168

Tabella 5.8: T-test in banda theta confrontando a coppie le fasi TASK di ciascun esperimento. In rosso vengono sottolineati gli elettrodi con significatività statistica ( $p < 0.05$ ).

Osservando la tabella 5.8 si nota come per la banda theta vi siano pochissimi elettrodi che risultano significativi statisticamente, questo perché, come si può osservare dalla figura 5.17, l'energia totale per le fasi di task per ogni esperimento differiscono di poco l'una dall'altra.



### 5.3.2 Confronto B

Dal momento che l'analisi wavelet permette di ottenere l'andamento temporale delle energie si vuole sfruttare questo aspetto per effettuare un'ulteriore analisi statistica. Innanzitutto, per effettuare questo confronto è necessario calcolare la media dell'energia data da  $E_{E_{S,C,j,x,k}}$  in determinati intervalli di tempo, significativi per ciascuna fase di ogni esperimento. Nel dettaglio si calcola l'energia appena descritta secondo le seguenti formule:

$$\bar{E}_{REST1 E_{S,C,j,x}} = \frac{\sum_{k=120*Fs}^{210*Fs} E_{E_{S,C,j,x,k}}}{N_{camp}} \quad (5.1)$$

$$\bar{E}_{TASK E_{S,C,j,x}} = \frac{\sum_{k=435*Fs}^{525*Fs} E_{E_{S,C,j,x,k}}}{N_{camp}} \quad (5.2)$$

$$\bar{E}_{REST2 E_{S,C,j,x}} = \frac{\sum_{k=735*Fs}^{825*Fs} E_{E_{S,C,j,x,k}}}{N_{camp}} \quad (5.3)$$

dove  $F_s$  è la frequenza di campionamento ed è 128 Hz e  $N_{camp}$  è il numero di campioni all'interno dell'intervallo di tempo adottato. Quindi,  $\bar{E}_{REST1 E_{S,C,j,x}}$  è il risultato della media sopra descritta nell'intervallo fra 120s-220s;  $\bar{E}_{TASK E_{S,C,j,x}}$  è il risultato della media sopra descritta nell'intervallo fra 435s-525s;  $\bar{E}_{REST2 E_{S,C,j,x}}$  è il risultato della media sopra descritta nell'intervallo fra 735s-825s. Ognuna di esse, dunque, è stata ottenuta effettuando la media dei campioni entro 1 minuto e mezzo di segnale, dopo che sono passati 2 minuti dall'inizio di ogni fase.

Una volta ottenute tali valori medi, si può procedere con il test, il quale è stato effettuato in due modalità, analogamente per il confronto A (confronto energie medie e confronto energie medie normalizzate), ma per due soli canali significativi Cz e PO3:

---

1. La prima è consistito nel confrontare le  $\bar{E}_{REST1 E_{S,C,j,x}}$ ,  $\bar{E}_{TASK E_{S,C,j,x}}$  e  $\bar{E}_{REST2 E_{S,C,j,x}}$  per i due canali all'interno delle bande alpha e theta col seguente criterio:

- 
- REST 1 vs REST 2
  - REST 1 vs TASK
  - TASK vs REST 2

Ciascuno di questi confronti è stato effettuato all'interno dello stesso esperimento.

2. La seconda modalità ha previsto di confrontare le  $\bar{E}_{TASK E_{S,C,j,x}}$  dei singoli esperimenti per tutti e 2 i canali all'interno delle bande alpha e theta col seguente criterio:

- TASK C vs TASK F
- TASK C vs TASK M

- TASK C vs TASK R
- TASK F vs TASK M
- TASK F vs TASK R
- TASK M vs TASK R

Prima di procedere con il test si è dovuto prima effettuare la normalizzazione delle  $\bar{E}_{TASK E s,c,j,x}$  con le rispettive  $\bar{E}_{REST1 E s,c,j,x}$ , in modo tale poter considerare confrontabili fra di loro tali grandezze. In particolare le grandezze che si è andato a confrontare sono state ottenute in accordo con tale formule:

$$\bar{E}_{NORM TASK C s,c,j,x} = \frac{\bar{E}_{TASK C s,c,j,x}}{\bar{E}_{REST1 C s,c,j,x}} \quad (5.3)$$

$$\bar{E}_{NORM TASK F s,c,j,x} = \frac{\bar{E}_{TASK F s,c,j,x}}{\bar{E}_{REST1 F s,c,j,x}} \quad (5.4)$$

$$\bar{E}_{NORM TASK M s,c,j,x} = \frac{\bar{E}_{TASK M s,c,j,x}}{\bar{E}_{REST1 M s,c,j,x}} \quad (5.5)$$

$$\bar{E}_{NORM TASK R s,c,j,x} = \frac{\bar{E}_{TASK R s,c,j,x}}{\bar{E}_{REST1 R s,c,j,x}} \quad (5.6)$$

### 5.3.2.1 Confronto energie medie

Di seguito sono riportate le tabelle coi risultati relativi al confronto delle energie medie ottenute in accordo con le formule 5.1, 5.2 e 5.3, per ciascun esperimento.

REST 1 vs REST 2	Esperimento C		Esperimento F		Esperimento M		Esperimento R	
	H0	p-value	H0	p-value	H0	p-value	H0	p-value
<b>'Cz'</b>	0	0.7623	0	0.8155	0	0.2921	0	0.0994
<b>'PO3'</b>	0	0.2793	0	0.7941	0	0.5719	0	0.0998

Tabella 5.9: T-test in banda alpha confrontando le fasi REST 1 e REST 2 dei canali Cz e PO3 di tutti gli esperimenti (complete, finger, mental e reading). In rosso vengono sottolineati gli elettrodi con significatività statistica ( $p < 0.05$ ).

Il fatto che per tutti e quattro gli esperimenti (tabella 5.9) non risultino elettrodi significativi dal punto di vista statistico è in linea con quanto già detto precedentemente circa le due fasi di rest.

REST 1 vs TASK	Esperimento C		Esperimento F		Esperimento M		Esperimento R	
	H0	p-value	H0	p-value	H0	p-value	H0	p-value
'Cz'	1	0.0267	1	0.0042	1	0.0062	1	0.0103
'PO3'	1	0.0078	1	0.0189	1	0.0015	1	0.0229

Tabella 5.10: T-test in banda alpha confrontando le fasi REST 1 e TASK dei canali Cz e PO3 di tutti gli esperimenti (complete, finger, mental e reading). In rosso vengono sottolineati gli elettrodi con significatività statistica ( $p < 0.05$ ).

Osservando la tabella 5.10 si nota come entrambi gli elettrodi, per tutti gli esperimenti, risultino significativi dal punto di vista statistico, questo perché, nella fase di TASK i valori di energia sono decisamente inferiori rispetto alle relative fasi di REST 1.

TASK vs REST 2	Esperimento C		Esperimento F		Esperimento M		Esperimento R	
	H0	p-value	H0	p-value	H0	p-value	H0	p-value
'Cz'	1	0.0039	1	0.0057	1	0.0220	0	0.1127
'PO3'	1	0.0099	1	0.0147	1	0.00068	1	0.0527

Tabella 5.11: T-test in banda alpha confrontando le fasi TASK e REST 2 dei canali Cz e PO3 di tutti gli esperimenti (complete, finger, mental e reading). In rosso vengono sottolineati gli elettrodi con significatività statistica ( $p < 0.05$ ).

Osservando la tabella 5.11 si nota come entrambi gli elettrodi, per gli esperimenti in modalità completa, movimento del dito e mentale, mostrino una variazione significativa dal punto di vista statistico, questo perché, nella fase di REST 2 i valori di energia sono decisamente più elevati rispetto alle relative fasi di TASK. Per quanto riguarda l'esperimento di lettura, invece, il canale Cz non risulta statisticamente significativo.

REST 1 vs REST 2	Esperimento C		Esperimento F		Esperimento M		Esperimento R	
	H0	p-value	H0	p-value	H0	p-value	H0	p-value
'Cz'	0	0.9288	0	0.6848	0	0.1538	0	0.4048
'PO3'	0	0.9412	0	0.8769	0	0.3863	0	0.2003

Tabella 5.12: T-test in banda theta confrontando le fasi REST 1 e REST 2 dei canali Cz e PO3 di tutti gli esperimenti (complete, finger, mental e reading). In rosso vengono sottolineati gli elettrodi con significatività statistica ( $p < 0.05$ ).

Il fatto che per tutti e quattro gli esperimenti (tabella 5.12) non risultino elettrodi significativi dal punto di vista statistico, è in linea con quanto già osservato per le fasi di rest.

REST 1 vs TASK	Esperimento C		Esperimento F		Esperimento M		Esperimento R	
	H0	p-value	H0	p-value	H0	p-value	H0	p-value
'Cz'	0	0.6163	1	0.0375	0	0.1655	1	0.0245
'PO3'	0	0.5300	0	0.0861	0	0.1778	1	0.0219

Tabella 5.13: T-test in banda theta confrontando le fasi REST 1 e TASK dei canali Cz e PO3 di tutti gli esperimenti (complete, finger, mental e reading). In rosso vengono sottolineati gli elettrodi con significatività statistica ( $p < 0.05$ ).

Osservando nella tabella 5.13 le colonne relative agli esperimenti corrispondenti ai task *complete* e *mental* si noti come nessun elettrodo mostri una variazione statisticamente significativa.

TASK vs REST 2	Esperimento C		Esperimento F		Esperimento M		Esperimento R	
	H0	p-value	H0	p-value	H0	p-value	H0	p-value
'Cz'	0	0.5859	1	0.0181	0	0.1032	0	0.1295
'PO3'	0	0.5229	1	0.0138	0	0.0656	0	0.1028

Tabella 5.14: T-test in banda theta confrontando le fasi TASK e REST 2 dei canali Cz e PO3 di tutti gli esperimenti (complete, finger, mental e reading). In rosso vengono sottolineati gli elettrodi con significatività statistica ( $p < 0.05$ ).

Osservando la tabella 5.14 si nota l'assenza di significatività statistica (in accordo anche con le figure 5.27, 5.29 e 5.30 dove non compare una variazione pronunciata fra la fase di TASK e REST 2, all'interno degli intervalli considerati per il calcolo delle energie medie). Per quanto riguarda la tabella 5.57, invece, entrambi i canali sono significativi dal punto di vista statistico. Ciò è giustificabile osservando la figura 5.28, nella quali si nota come nella fase di REST 2 vi sia, in media, maggiore differenza di energia fra le fasi di TASK e quelle di REST 2, sempre all'interno degli intervalli considerati per il calcolo delle energie medie.

### 5.3.2.2 Confronto energie medie normalizzate

Di seguito sono riportate le tabelle coi risultati relativi al confronto delle energie medie in fase di task normalizzate rispetto alle energie medie in fase di REST 1, ottenute in accordo con le formule 5.8, 5.9, 5.10 e 5.11, per ciascun esperimento.

TASK vs TASK	C vs F		C vs M		C vs R		F vs M		F vs R		M vs R	
	H0	p-value	H0	p-value	H0	p-value	H0	p-value	H0	p-value	H0	p-value
'Cz'	0	0.8023	0	0.2119	0	0.1361	1	0.0153	0	0.0828	0	0.9598
'PO3'	0	0.3388	0	0.1184	1	0.0451	0	0.6150	0	0.5950	0	0.8115

Tabella 5.15: T-test in banda alpha confrontando a coppie le fasi TASK di ciascun esperimento. In rosso vengono sottolineati gli elettrodi con significatività statistica ( $p < 0.05$ ).

Osservando la tabella 5.15 si nota come in generale non risulta esserci significatività statistica. Nel caso di confronto TASK C e TASK R, risulta che l'elettrodo PO3 è statisticamente significativo e coincide con quanto detto in precedenza. Infatti, l'elettrodo che risulta essere più interessato dalla banda alpha è proprio l'elettrodo PO3. Inoltre, per il ritmo alpha l'energia associata durante l'esperimento in lettura è quella che maggiormente differisce da quella raggiunta durante l'esperimento completo.

TASK vs TASK	C vs F		C vs M		C vs R		F vs M		F vs R		M vs R	
	H0	p-value	H0	p-value	H0	p-value	H0	p-value	H0	p-value	H0	p-value
'Cz'	0	0.1465	0	0.4713	0	0.1662	1	0.0230	0	0.9231	0	0.0613
'PO3'	0	0.3038	0	0.7268	0	0.2089	1	0.0230	0	0.8725	1	0.0396

Tabella 5.16: T-test in banda theta confrontando a coppie le fasi TASK di ciascun esperimento. In rosso vengono sottolineati gli elettrodi con significatività statistica ( $p < 0.05$ ).

Osservando la tabella 5.16 si nota come, in generale per la banda theta vi siano pochi casi in cui le variazioni ai due elettrodi esaminati risultano significative statisticamente, questo perché, le energie per le fasi di task per ogni esperimento differiscono di poco l'una dall'altra.

## Conclusioni

Lo scopo di questo lavoro di tesi è stato quello di mettere in luce le variazioni dei segnali EEG in due principali bande di frequenza, la banda alpha (8-14 Hz) e la banda theta (4-8 Hz), quando il soggetto era sottoposto ad un compito attentivo, rispetto ad una condizione di rilassamento mentale. Per fare tali valutazioni, sono stati elaborati due diversi set di segnali EEG, acquisiti da altrettanti esperimenti, in cui i soggetti sono stati sottoposti a diversi stati di attenzione: un compito di attenzione puramente interna e che coinvolge la memoria di lavoro e compiti che coinvolgono componenti sensorimotorie di attenzione esterna.

L'analisi si è incentrata principalmente sullo studio dei ritmi alpha e theta, dal momento che entrambi, pur essendo in passato considerati rilevanti solo in stati, rispettivamente, di inattività cerebrale e di sonno, negli ultimi anni sono stati riconosciuti avere un ruolo attivo nello svolgimento di compiti attentivi e cognitivi.

Nel dettaglio, il ritmo alpha, che si genera principalmente nelle zone posteriori della corteccia, ha la peculiarità di rispondere ai compiti attentivi sia con un aumento che una diminuzione della sua potenza. In generale, durante lo svolgimento di un task, si rileva una diminuzione dell'attività in banda alpha, a causa della maggiore eccitazione corticale. Ciò nonostante, in alcune regioni corticali e in alcune condizioni, è possibile, al contrario rilevare un aumento di tale attività. Infatti, il ritmo alpha ha un ruolo nell'inibire regioni corticali che risultano essere irrilevanti ai fini dello svolgimento del task, risultando, quindi, fondamentale, per ottimizzare le risorse e aumentare le performance.

Il ritmo theta presenta anch'esso un ruolo nello svolgimento di compiti attentivi, in particolare in quelli che prevedono lo svolgimento di task più interiori e che attivano processi mnemonici. Infatti, in tali condizioni, si rileva un aumento dell'attività in banda theta.

Per effettuare l'analisi dei segnali è stata utilizzata la trasformata wavelet discreta, poiché, a differenza della trasformata wavelet continua, rende la computazione più veloce e riduce fortemente la ridondanza nei coefficienti restituiti dalla trasformata. Questo è stato un aspetto decisivo per la scelta di tale metodica, dal momento che i segnali da processare erano di una lunghezza abbastanza considerevole. In particolare, per la maggior parte delle analisi si è usata la Wavelet Packet Decomposition. Essa deriva direttamente dalla DWT (Discrete Wavelet Transform), ma permette di ottenere una decomposizione più raffinata anche in funzione degli scopi dell'analisi. Infatti, nello studio di questi tesi ha permesso di effettuare la decomposizione estraendo i coefficienti esattamente alle due bande di frequenze di interesse (alpha e theta). Inoltre, avendo utilizzato un metodo di decomposizione Wavelet Packet senza decimazione si è sfruttato il vantaggio che i coefficienti estratti

da ciascun pacchetto (quindi ciascuna banda di frequenza) sono in numero pari al numero di campioni del segnale da cui sono stati estratti, (a differenza della DWT utilizzata, nella quale il numero dei campioni viene dimezzato al crescere del parametro di scala, secondo il fenomeno del *downsampling*). La decomposizione wavelet per sua natura è una decomposizione tempo-scala (ovvero tempo-frequenza), e attraverso la decomposizione Wavelet packet si è potuto seguire l'andamento nel tempo dei coefficienti (quindi delle energie, dal momento che derivano direttamente dai coefficienti) allineati con i campioni del segnale originale. Questo ha consentito di localizzare in maniera precisa eventuali incrementi o decrementi dell'attività alpha e theta, anche associati a brevi intervalli di tempo. Infine, per ciascun canale, si è potuta effettuare una visualizzazione complessiva della distribuzione degli atomi di energia, non solo in funzione del tempo ma anche delle frequenze.

Nel primo set di segnali EEG, lo scopo è stato quello di rilevare se il ritmo alpha e theta mostrino la tendenza ad aumentare la loro attività quando viene richiesta una maggiore attenzione interiore. In particolare, l'aumento in banda alpha dovrebbe in tal caso avere il ruolo di inibire possibili stimoli esterni irrilevanti per la risoluzione del task assegnato. L'esperimento prevedeva due differenti sessioni per ciascun soggetto, entrambe comprensive di una fase di rest e una di compito attentivo interno con componenti di memoria di lavoro (entrambe di 5 minuti), nella quale veniva richiesto lo svolgimento di un calcolo matematico ricorsivo a mente. La natura del compito prevedeva l'isolamento da stimoli esterni, al fine di migliorare la concentrazione e quindi ottenere buone performance nello svolgimento del suddetto compito. L'unica differenza tra le due sessioni è consistita nell'introduzione o meno di stimoli visivi, rappresentati dallo scorrimento continuo di immagini sullo schermo. Tali stimoli visivi, essendo del tutto irrilevanti per il task, costituivano dei distrattori.

Per quanto riguarda l'energia dei segnali in banda alpha nelle varie fasi dell'esperimento, tramite la visualizzazione nel tempo degli atomi di energia ottenuti dalla decomposizione wavelet packet si sono potute fare diverse osservazioni. La prima è stata che durante la sessione CI, i valori dell'energia in banda alpha sono minori rispetto a quelli durante la sessione senza immagini. Questo è in linea con il fatto che il ritmo alpha riduce la sua attività in presenza di stimoli visivi. Inoltre, in entrambe le sessioni, si è verificato un brusco calo di ritmo alpha nei 15 secondi immediatamente successivi alla fase di relax, relativi alla comparsa a monitor delle istruzioni per lo svolgimento del task. Un aspetto particolarmente interessante emerso tramite la visualizzazione nel tempo dell'energia in banda alpha è che successivamente alla diminuzione associata alla lettura delle istruzioni del task, in entrambe le fasi di task (sia con immagini che senza immagini), con il procedere del compito attentivo, il ritmo alpha torna progressivamente ad aumentare, fino a raggiungere valori maggiori di quelli registrati nelle rispettive fasi di rilassamento. Tale comportamento è maggiormente

apprezzabile nella fase di task con immagini. Ciò sembrerebbe riflettere il ruolo attivo del ritmo alpha nello svolgimento di compiti attentivi, attraverso l'inibizione di regioni non rilevanti per l'esecuzione del compito, nel tentativo di isolarsi dalla presenza dei distrattori esterni. Questi ultimi aspetti sono stati apprezzati particolarmente tramite la visualizzazione nel tempo dell'energia normalizzata, nella quale ciascun campione di energia è stato diviso per il valore all'inizio della fase di rilassamento nella sessione senza immagini, considerato come riferimento. Per cui, si è potuto visualizzare come evolve nel tempo l'energia di tutto il segnale in funzione di tale punto di riferimento.

Per quanto riguarda la banda theta, sempre tramite la visualizzazione nel tempo degli atomi di energia ottenuti dai coefficienti wavelet, si è rilevato un aumento progressivo dell'attività theta durante i task di entrambe le sessioni (senza e con immagini), superando i valori raggiunti nelle rispettive fasi di rilassamento. Nel caso di task senza immagini, tale incremento è localizzato principalmente nelle zone più frontali dello scalpo, mentre nel task con immagini l'attività di theta ha coinvolto anche regioni più posteriori. Il fatto che l'attività in banda theta aumenti durante la fase di memoria di lavoro sembra confermare le teorie più recenti che hanno collegato tale ritmo a processi associati alla memoria. Il fatto che nello svolgimento del task con immagini siano state coinvolte più regioni corticali, potrebbe essere indicativa di un maggior coinvolgimento di funzioni cognitive, esecutive e di controllo per consentire lo svolgimento del compito nonostante la presenza dei distrattori.

Per quanto riguarda il secondo set di segnali, lo scopo è stato quello di valutare come varino i ritmi alpha e theta in funzione del task a cui sono impegnati a rispondere. A tale scopo i soggetti sono stati sottoposti a quattro prove: *complete* (soluzione di un calcolo matematico presentato a monitor e risposta selezionata con il mouse), *mental* (solo soluzione del calcolo matematico senza conferimento della risposta), *reading* (solo lettura dei numeri) e *finger* (solo movimento del mouse che simula la selezione della risposta).

Tramite la visualizzazione degli atomi di energia ottenuti dalla WPD in funzione del tempo in ognuna delle quattro prove, si osserva una riduzione significativa dell'attività in banda alpha in pochissimi secondi nel passaggio dalla fase di rilassamento a quella di task. Tale attività, con il progredire del task, si attesta sempre su valori decisamente inferiori a quelli raggiunti nelle fasi di rilassamento. In seguito, si osserva come altrettanto rapidamente l'attività alpha torni a crescere appena termina la fase di task. Nel dettaglio, tale riduzione si è riscontrata essere maggiore nel caso del task *complete*, infatti ad esso è associato il maggiore sforzo cognitivo. Per valutare la principale causa della riduzione dell'attività dovuta allo stato di attenzione, il test *complete* è stato confrontato con le altre tre prove. Dal confronto si evince che la riduzione di energia durante il task *mental* si avvicina maggiormente a quella misurata durante il task *complete*, mentre il task *reading* e il task *finger* presentano minore riduzione di energia in banda alfa (probabilmente indicando un minor sforzo cognitivo richiesto).



Il discorso è più articolato, invece, per quanto riguarda la banda theta. Infatti, in questo esperimento tutti i task si caratterizzano per la presenza di una forte componente attentiva esterna e la necessità di utilizzare informazioni sensorimotorie, in quanto richiedono di avvalersi di informazioni presentate a video ed eventualmente di fornire una risposta esplicita muovendo il dito (per premere il pulsante del mouse). In questo caso, visualizzando i campioni di energia ottenuti dalla WPD in funzione del tempo si è registrato sempre un calo repentino dell'attività theta in corrispondenza al passaggio fra la fase di rilassamento e di task; i valori raggiunti dal decremento, seppur meno pronunciato rispetto a quanto osservato in alpha, si mantengono per tutta la durata del task. Infine, l'attività torna ad aumentare rapidamente appena terminata la fase di task. Comunque, tale riduzione è minore nel caso del task *complete*, infatti ad esso è associato il maggiore sforzo cognitivo insieme al task *mental*, poiché è quella che richiede il maggior carico attentivo, dopo il *complete*. Questo risultato è coerente con quanto trovato per la banda alpha. Infine, per la banda theta si è osservato che l'energia si riduce maggiormente in corrispondenza al task *finger*. Questo risultato può essere dovuto al fatto che il task *finger* prevede un minor carico cognitivo e assenza di processi di attenzione interna, ma esclusivamente, appunto, l'esecuzione di movimento.

In conclusione, l'analisi wavelet, in particolare la WPD, in questo studio ha consentito di fare valutazioni, non solo sull'andamento delle energie totali associate a ciascuna fase degli esperimenti per ciascuna banda di frequenza, ma anche sulle variazioni dei singoli campioni di energia nel tempo, seppur molto rapide (ad esempio, in entrambi i set di segnali si è potuto apprezzare il calo brusco dell'attività in alpha, in corrispondenza dei pochi secondi nel passaggio fra la fase di rilassamento e di task). L'analisi wavelet si rivela, quindi, uno strumento molto utile per effettuare elaborazione su segnali che presentano una complessa dinamica temporale e spaziale, come gli stessi segnali elettroencefalografici.

Possibili lavori futuri potrebbero essere svolti calcolando l'entropia dei segnali EEG in specifiche bande di frequenza a partire dai coefficienti della decomposizione wavelet. L'entropia, infatti, può essere utilizzata come parametro per valutare il grado di ordine/disordine dei segnali, fornendo informazioni sui processi neurali sottostanti (quali processi di sincronizzazione) in funzione del tipo di compito svolto; inoltre il calcolo dell'entropia a partire dalla decomposizione wavelet (piuttosto che basata sulla tradizionale FFT) permetterebbe di quantificare in maniera più precisa nel tempo e in frequenza il passaggio tra stati di ordine/disordine.

## Bibliografia

- [1] *Strumentazione biomedica. Progetto e impiego dei sistemi di misura*, Guido Avanzolini, Elisa Magosso, 2015
- [2] Elettroencefalografia (EEG). [Online] <http://www.neuroscienzedipendenze.it/eeg.html>
- [3] [Online] <https://it.wikipedia.org/wiki/Neurone>
- [4] [Online] [https://www.researchgate.net/figure/Cerebral-cortex-layers-and-the-most-frequent-types-of-neo-cortical-neurons-connections\\_fig1\\_288725728](https://www.researchgate.net/figure/Cerebral-cortex-layers-and-the-most-frequent-types-of-neo-cortical-neurons-connections_fig1_288725728)
- [5] [Online] [https://amslaurea.unibo.it/18556/1/Sicbaldi\\_Marcello\\_Tesi.pdf](https://amslaurea.unibo.it/18556/1/Sicbaldi_Marcello_Tesi.pdf)
- [6] [Online] <https://instrumentationforum.com/t/electrode-10-20-system/5486>
- [7] [Online]  
[https://amslaurea.unibo.it/11307/1/Effetti\\_della\\_tDCS\\_sui\\_pattern\\_ERS\\_ERD\\_indotti\\_da\\_immaginazione\\_motoria:\\_stato\\_dell\\_arte](https://amslaurea.unibo.it/11307/1/Effetti_della_tDCS_sui_pattern_ERS_ERD_indotti_da_immaginazione_motoria:_stato_dell_arte)
- [8] *EEG alpha and theta oscillations reflect cognitive and memory performance: a review and analysis*, Wolfgang Klimesch, Brain Research Reviews, Volume 29, Issues 2-3, p. 169-195, 1999
- [9] *Operational principles of neurocognitive networks*, Steven L. Bressler, Emmanuelle Tognoli, International Journal of Psychophysiology, Volume 60, Issue 2, p. 139-148, 2006
- [10] *Shaping functional architecture by oscillatory alpha activity: gating by inhibition*, Jensen O, Mazaheri A., Frontiers in human neuroscience, Volume 4-186, novembre 2010
- [11] *Alpha-band oscillations, attention, and controlled access to stored information*, Wolfgang Klimesch, Trends Cogn Sci., p. 606–617, 2012
- [12] *Frontal theta as a mechanism for cognitive control*, James F. Cavanagh, Michael J. Frank, Trends in cognitive sciences, Volume 18, 2014
- [13] *Event-related potential: An overview*, Shravani Sur, V. K. Sinha, Ind Psychiatry Journal, 2009
- [14] *From Fourier Transform to Wavelet Transform: A Historical Perspective*, Gao, Robert & Yan, Ruqiang, 2011
- [15] *Comparison of Wavelet Transform and FFT Methods in the Analysis of EEG Signals*, Akin M., Journal of Medical Systems, Volume 26, No. 3, giugno 2002
- [16] [Online] [https://www.researchgate.net/figure/Comparison-of-resolution-obtained-by-STFT-and-WT\\_fig5\\_335045093](https://www.researchgate.net/figure/Comparison-of-resolution-obtained-by-STFT-and-WT_fig5_335045093)
- [17] *Wavelet Toolbox™ Getting Started Guide*, Michel Misiti, Yves Misiti, Georges Oppenheim, Jean-Michel Poggi, settembre 2019

- [18] *A wavelet-based energetic approach for the analysis of biomedical signals: Application to the electroencephalogram and electro-oculogram*, Elisa Magosso, Mauro Ursino, Anna Zaniboni, Elena Gardella, Applied Mathematics and Computation, Volume 207, Issue 1, p. 42-62, 2009
- [19] *A really friendly guide to wavelets*, C.Valens, 1999
- [20] *Wavelet Toolbox™ User's Guide*, Michel Misiti, Yves Misiti, Georges Oppenheim, Jean-Michel Poggi, settembre 2019
- [21] *An approach based on wavelet packet decomposition and Hilbert–Huang transform (WPD–HHT) for spindle bearings condition monitoring*, Leh-Sung Law, Jong Hyun Kim, Willey Y.H. Liew, Sun-Kyu Lee, Mechanical Systems and Signal Processing, Volume 33, p. 197-211, 2012
- [22] *Modulation of EEG Theta and Alpha Power by an Internal Attention Task with and Without Visual Distractors*, Elisa Magosso, Giulia Ricci, Mauro Ursino, 2019
- [23] *Modulation of brain alpha rhythm and heart rate variability by attention-related mechanisms*, Elisa Magosso, Giulia Ricci, Mauro Ursino, AIMS Neuroscience, Volume 6, p. 1-24, 2019
- [24] [Online] <https://it.mathworks.com/help/wavelet/ref/wavedec.html>
- [25] [Online] [https://it.mathworks.com/help/wavelet/ref/modwpt.html#bu2\\_qza-lev](https://it.mathworks.com/help/wavelet/ref/modwpt.html#bu2_qza-lev)
- [26] *A tutorial of Independent Component Analysis*, Jonathon Shlens, aprile 2014  
[Online] arXiv:1404.2986
- [27] *Investigation of Theta Rhythm Effect in Detection of Finger Movement*, Seniha Ketenci, Temel Kayikcioglu, Journal of Experimental Neuroscience. 2019