



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PADOVA



DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA
DELL'INFORMAZIONE

DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE

CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

“METODI DI STUDIO DELL'ELETTROENCEFALOGRAMMA

E TONI BINEURALI”

Relatore: Prof. Mattia Veronese

Laureando: Giacomo Battistella

ANNO ACCADEMICO 2022/2023

Data di laurea: 21/11/2023

INDICE

ABSTRACT.....	5
INTRODUZIONE.....	6
CAPITOLO 1: EEG: Storiografia, Classificazione onde celerali, Applicazioni.....	7
1.1-Nascita dell'EEG.....	7
1.2-Cenni di Anatomia.....	7
1.3-Onde cerebrali.....	9
1.4-Applicazioni.....	12
CAPITOLO 2: METODI DI ACQUISIZIONE DELL'EEG.....	14
2.1-Elettrodi di registrazione.....	14
2.2-Posizionamento degli elettrodi.....	17
2.3-Amplificazione.....	18
CAPITOLO 3: ANALISI DELL'EEG.....	20
3.1 Conversione A/D.....	20
3.2-Campionamento.....	20
3.3-Analisi in Frequenza.....	21
3.4-Filtri digitali.....	22
3.5-Compressed Spectral Array.....	23
CAPITOLO 4: BINAURAL BEAT.....	24
4.1-Bineural Beat.....	24
4.2-Generazione di Binaural beats	25
4.3-Studi sull'influenza sulle onde cerebrali	26
4.4-Metodologie di studio dei Binaural Beat.....	29
CONCLUSIONI.....	30

BIBLIOGRAFIA DI RIFERIMENTO.....32

ABSTRACT

L'elettroencefalogramma (EEG) è la principale tecnica di registrazione dell'attività elettrica del cervello che, dalla sua introduzione nel 1929, ha rivoluzionato la neuroscienza e la medicina neurologica. L'EEG fornisce una finestra unica sulla funzione cerebrale, permettendo di studiarne l'attività elettrica in tempo reale. Tuttavia il segnale encefalografico non sempre risulta pulito subito dopo averlo registrato, ma presenta spesso artefatti o rumore. Nel corso degli anni sono stati sviluppati diversi metodi di rimozione di questi artefatti, ma la ricerca di nuovi metodi più efficaci rimane ancora aperta e in costante evoluzione. In questo elaborato andremo anche ad esplorare vari metodi di analisi per EEG, rimozione e filtraggio del rumore, oltre che metodi e applicazioni del segnale vero e proprio. Infine approfondiremo i Binaural Beat, ovvero un fenomeno che ha origine nel momento in cui a ciascun orecchio viene somministrata una frequenza diversa, a condizione che, entrambe le frequenze non differiscano di più di 30Hz l'una dall'altra. Quello che succede è che il nostro cervello produce un terzo suono che è il risultato della differenza tra le due frequenze ascoltate. Negli ultimi anni sempre più studi sono stati condotti su queste frequenze e sulle loro possibili implicazioni nell'uso terapeutico. Lo scopo di questo approfondimento sarà riassumere i risultati principali e fornire una visione generale del fenomeno.

INTRODUZIONE

L'elettroencefalografia è una tecnica di imaging medico che legge l'attività elettrica del cuoio capelluto generata dalle strutture cerebrali. L'elettroencefalogramma (EEG) è definito come la misurazione dell'attività elettrica di tipo alternante registrata dalla superficie del cuoio capelluto dopo essere stata rilevata da elettrodi metallici e mezzi conduttivi. L'EEG misurato direttamente dalla superficie corticale è chiamato elettrocortigramma (trad. da electrocortigram), mentre quando si utilizzano sonde di profondità è chiamato elettrogramma (EGM). In questa trattazione, ci riferiremo solo all'EEG misurato dalla superficie della testa, di fatto una procedura completamente non invasiva che può essere applicata ripetutamente a pazienti, adulti normali e bambini con quasi nessun rischio o limitazione. Quando le cellule cerebrali (neuroni) vengono attivate, si generano flussi di corrente locali. L'EEG misura principalmente le correnti che fluiscono durante le eccitazioni sinaptiche nella corteccia cerebrale. Le differenze di potenziali elettrici sono causate da potenziali postsinaptici sommati dalle cellule piramidali che creano dipoli elettrici tra il soma (corpo del neurone) e i dendriti apicali (rami neurali). La corrente elettrica è composta principalmente da ioni Na^+ , K^+ , Ca^{++} e Cl^- che vengono pompati attraverso canali nelle membrane dei neuroni nella direzione governata dal potenziale di membrana. Solo grandi popolazioni di neuroni attivi possono generare attività elettrica registrabile sulla superficie della testa. Tra l'elettrodo e i livelli neuronali, la corrente penetra attraverso la pelle, il cranio e diverse altre strutture. I segnali elettrici deboli rilevati dagli elettrodi sul cuoio capelluto vengono amplificati massicciamente e poi visualizzati su carta o memorizzati nella memoria del computer. Grazie alla capacità di riflettere sia l'attività elettrica normale che anomala del cervello, l'EEG è diventato un potente strumento nel campo della neurologia e della neurofisiologia clinica. Dal punto di vista anatomico, il cervello può essere diviso in tre sezioni: il cervello, il cervelletto e il tronco cerebrale. Il cervello è composto da 2 emisferi: destro e sinistro, entrambi dotati di una superficie altamente convoluta chiamata corteccia cerebrale. La corteccia è la parte dominante del sistema nervoso centrale. Il cervello contiene centri per l'inizio dei movimenti, la consapevolezza cosciente delle sensazioni, l'analisi complessa, l'espressione delle emozioni e del comportamento. Il cervelletto coordina i movimenti volontari dei muscoli e il mantenimento dell'equilibrio. Il tronco cerebrale controlla la regolazione del battito cardiaco, la respirazione, i bioritmi, la secrezione di ormoni, e svariate altre funzioni. La componente di maggiore influenza sull'EEG proviene dall'attività elettrica della corteccia cerebrale per la sua posizione più superficiale.[1-2-3]

CAPITOLO 1: EEG: Storiografia, Classificazione onde celerali, Applicazioni

1.1-Nascita dell'EEG

L'esistenza delle correnti elettriche nel cervello è stata scoperta nel 1875 dal fisico inglese Richard Caton attraverso lo studio di rudimentali EEG ricavati dall'encefalo esposto di conigli e scimmie.

Tuttavia, solo nel 1924, il neurologo tedesco Hans Berger attraverso i suoi ordinari strumenti radio amplifica il segnale elettrico del cervello, misurato direttamente dallo scalpo di un essere umano, riuscendo per la prima volta a registrare il segnale senza dover ricorrere all'apertura del cranio. Logicamente questo comportò un'enorme facilitazione della pratica elettroencefalografica insieme ad un calo di rischi per il paziente che vi si sottoponeva.

Berger ha gettato le basi per molte delle attuali applicazioni dell'elettroencefalografia. Ha anche utilizzato la parola elettroencefalogramma come prima per descrivere i potenziali elettrici cerebrali nell'uomo. Successivamente, nel 1934, Adrian e Matthews pubblicarono un articolo che confermava il concetto delle "onde cerebrali umane" e identificarono il "ritmo alfa" ovvero delle oscillazioni regolari attorno ai 10-12 Hz [1-2-3].

1.2-Cenni di Anatomia

L'encefalo è la principale regione di controllo del nostro corpo, contiene infatti i centri di sensibilità (olfattiva, visiva, acustica e statica) e anche i centri associativi e integrativi. È contenuto nella scatola cranica, al suo interno si trovano circa 10^{12} neuroni e raggiunge un peso medio di circa 1400 grammi.

Le cellule neuronali, insieme alle cellule gliali, costituiscono il tessuto nervoso. Queste ultime hanno funzioni nutritive e di supporto e protezione per l'attività neuronale.

Anatomicamente l'encefalo è composto da 3 parti: tronco, cervelletto e prosencefalo (a sua volta diviso in telencefalo e diencefalo).

Il tronco encefalico comprende il bulbo, il ponte e il mesencefalo.

Il bulbo è la zona di collegamento tra encefalo e midollo spinale, viene infatti anche chiamato midollo allungato. Qui possiamo trovare le vie piramidali, ovvero sistemi di vie nervose che permettono lo svolgimento dei movimenti. Le vie piramidali originano dalla corteccia motoria.

Il ponte, detto anche ponte di Varolio, è una protuberanza del tronco encefalico che si trova in una posizione centrale rispetto alle altre due componenti dell'encefalo. Il suo compito principale è quello di smistare le informazioni provenienti dal cervelletto, e inoltre è anche adibito al compito di coordinare il movimento respiratorio insieme ai centri localizzati nel bulbo.

L'ultimo componente dell'encefalo è il mesencefalo. La sua funzione principale è quella di controllare i movimenti oculari e trasferire i segnali per i riflessi uditivi e visivi.

Il cervelletto è la seconda struttura più grande dell'encefalo, si trova alla base del prosencefalo, sopra la nuca. Le sue funzioni principali sono il controllo dei movimenti, della postura e l'elaborazione dei segnali provenienti dai nervi sensoriali.

Il prosencefalo, costituito da telencefalo e diencefalo, comprende la corteccia cerebrale, i gangli della base, l'ipotalamo, il talamo, l'epifisi e l'ipofisi.

Nel telencefalo è la parte più voluminosa ed è la sede delle funzioni cerebrali superiori. È costituito da due emisferi connessi tra loro dal corpo calloso, quest'ultimo costituito da assoni che passano da una parte all'altra dell'encefalo, e che funge da ponte per le comunicazioni tra i due emisferi.

Il diencefalo è localizzato tra tronco encefalico e telencefalo. È costituito da due parti principali, talamo e ipotalamo, contiene inoltre anche due ghiandole endocrine, ipofisi e epifisi.

Il talamo costituisce la parte maggiore del diencefalo e la sua funzione principale è quella di contenere le varie vie nervose sensoriali. In posizione inferiore rispetto al talamo c'è l'ipotalamo, che controlla movimenti istintivi ed eterogenei come sete, fame ed emozioni. L'ipotalamo riceve le informazioni da varie fonti, tra cui la corteccia cerebrale. Quest'ultima è la parte più esterna del telencefalo, dello spessore di pochi millimetri, è divisa in 6 strati:

- Strato molecolare,
- Strato granulare esterno o secondo strato,
- Strato piramidale o terzo strato,
- Strato granulare interno o quarto strato
- Strato ganglionare o quinto strato
- Strato multiforme o sesto strato

La corteccia svolge un ruolo molto importante dal punto di vista bioelettrico. Tra le varie cellule neuronali presenti, le principali sono sicuramente i neuroni corticali (circa i $\frac{3}{4}$ dei neuroni corticali) che presentano un corpo triangolare con la base rivolta verso l'interno e l'apice verso la superficie corticale. [4]

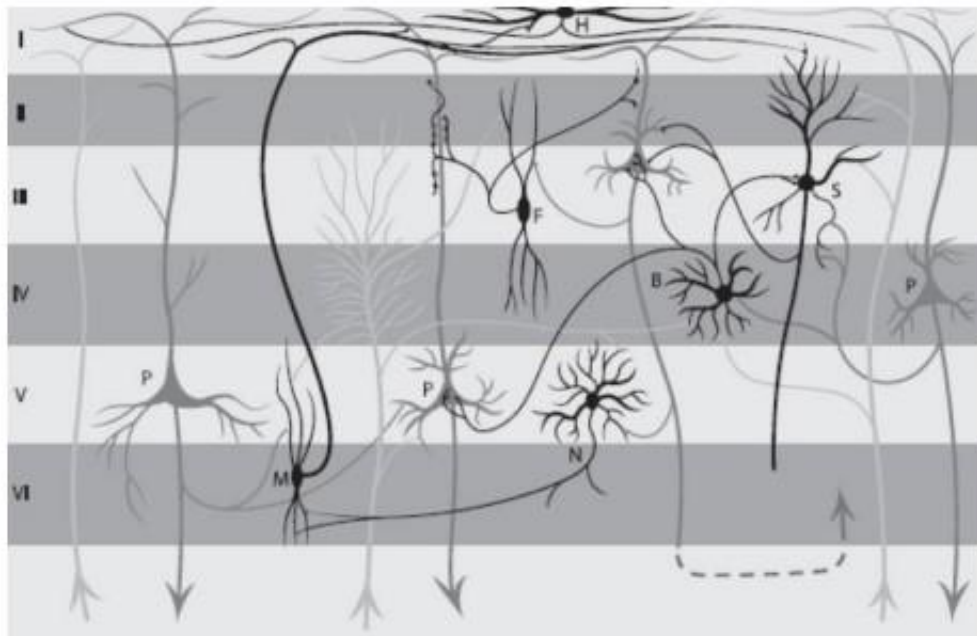


Figura 1.1: cellule piramidali negli strati della corteccia [6]

1.3-Onde cerebrali

Per ottenere i modelli cerebrali di base degli individui, i soggetti vengono istruiti a chiudere gli occhi e rilassarsi. I modelli cerebrali assumono forme d'onda comunemente sinusoidali. Di solito vengono misurati da picco a picco e normalmente hanno un'ampiezza che varia da 0,5 a 100 μV , circa 100 volte inferiore rispetto ai segnali dell'ECG (elettrocardiogramma). Mediante la trasformata di Fourier, si deriva lo spettro di potenza dal segnale EEG grezzo (trattato nel seguito). Nello spettro di potenza sono visibili contributi di onde sinusoidali con diverse frequenze. Le onde cerebrali sono state suddivise in quattro gruppi di base (Figura 1):

- delta (0,5-4 Hz),
- theta (4-8 Hz),
- alpha (8-13 Hz),
- beta (>13 Hz),

I pattern di queste onde con il passare del tempo creano un vero e proprio ritmo all'interno dei diagrammi elettroencefalografici. I ritmi principali sono stati identificati attraverso l'esperienza clinica e di ricerca, e gli intervalli di frequenza associati sono stati individuati

successivamente. Le bande di frequenza, quindi, descrivono la serie completa ma non la definiscono.

Infatti bisogna tenere conto di più fattori per la classificazione del ritmo e non solo della sua componente in frequenza, come ad esempio la posizione degli elettrodi e lo stato del paziente.

Delta è il più lento tra i ritmi cerebrali e solitamente presenta una frequenza di 1-3 Hz, è associato a stati di sonno non-REM o di incoscienza. La sua forma d'onda non è sinusoidale ed è associata a lesioni localizzate o traumi se in bassa presenza, se invece ve ne è un eccesso nel tracciato elettroencefalografico allora la si imputa a patologie generalizzate, problemi sistematici o invecchiamento.

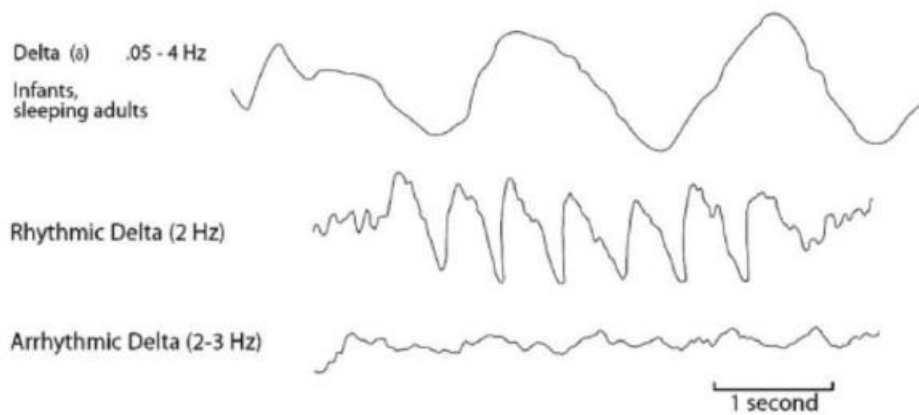


Figura 1.2: Esempi Onde Delta [9]

Il ritmo Theta si genera tipicamente attorno a una banda di 4-7Hz e come Delta tende ad avere una forma d'onda non sinusoidale. Una certa quantità di theta è normale, e viene associata a volontà e movimento. Tale ritmo è associato anche a pensiero interiorizzato, recupero della memoria e processi creativi. [6]



Figura 1.3: Onde Theta [9]

Il ritmo Alfa è classicamente descritto come un ritmo bilaterale posteriore di frequenza sostanzialmente costante nell'intervallo da 8 a 13 Hz, il quale viene potenziato durante il

rilassamento mentale e bloccato durante l'attenzione. Poiché è stato dimostrato che l'espressione completa del ritmo alfa si verifica in contemporanea con la pubertà, è possibile che l'instaurarsi del ritmo alfa sia soggetto a influenze neuroendocrine che regolano la maturazione psicosessuale.

Poiché è stato segnalato che l'assunzione di melatonina blocca il ritmo alfa, si ipotizza che il declino progressivo della secrezione di melatonina durante l'infanzia favorisca la maturazione del ritmo alfa. Di conseguenza, la presenza del ritmo alfa potrebbe essere utilizzata come marcatore neurofisiologico per l'attività della ghiandola pineale e i disturbi associati a una maturazione assente o ritardata del ritmo alfa, come l'autismo, la dislessia, i disturbi della personalità, l'epilessia, la sindrome di Tourette e la schizofrenia, potrebbero essere correlati a disturbi delle funzioni melatoniniche pineali nella prima infanzia. [5]

Le onde alfa sono solitamente attribuite ai potenziali dendritici sommati.

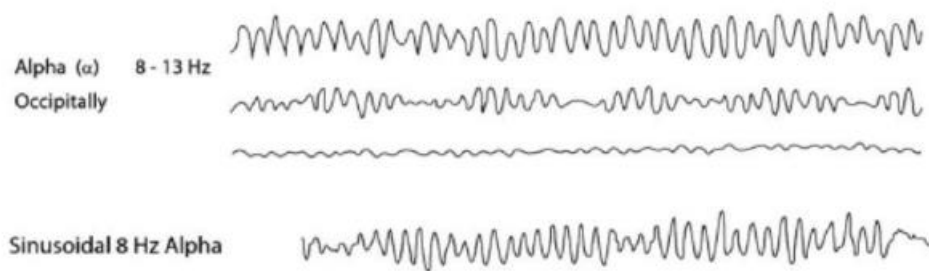


Figura 1.4: Onde Alpha [6]

Il ritmo beta lento (o SMR) è caratterizzato da frequenze di 12-15 Hz, ed è associato a stati di concentrazione, allerta o all'intenzione di rimanere fermi.

Durante lo stato di veglia tuttavia il pattern dominante è quello delle onde beta (15-20Hz), associato in maggior parte al pensiero cosciente ed intenzionale.

Le onde beta alte (20-30 Hz) sono prevalenti in stati ansiosi e agitazione. Le onde gamma sono onde veloci (35-45 Hz), scoperte in epoca più recente rispetto alle altre e quindi ad oggi studiate in modo non ancora approfondito; non sono infatti facili da registrare a causa della loro ridottissima ampiezza. Sono riconoscibili in momenti di profonda concentrazione.

Diverse regioni del cervello non emettono contemporaneamente la stessa frequenza di onde cerebrali. Un segnale EEG è composto da molte onde con caratteristiche diverse. I modelli delle onde cerebrali di ciascun individuo sono unici. In alcuni casi, è possibile distinguere diversi tipi di persone solo in base alla loro tipica attività cerebrale. Ad esempio, soggetti che si considerano di tipo intuitivo/razionale manifestano una certa maggiore attività nei rispettivi emisferi frontali sinistro e destro.[6]

1.4-Applicazioni

Il miglior vantaggio fornito dall'EEG è sicuramente la velocità di acquisizione, tuttavia rispetto ad altri metodi di imaging come MRI e PET, ha una risoluzione spaziale inferiore. Proprio per questo motivo le immagini elettroencefalografiche sono spesso accompagnate dalle scan a Risonanza Magnetica (MRI).

Secondo la ricerca di M.Teplan [7], le applicazioni cliniche e di ricerca dell'EEG in esseri umani e animali sono utilizzate per:

- (1) monitorare lo stato di veglia, il coma e la morte cerebrale;
- (2) individuare aree di danneggiamento a seguito di traumi cranici, ictus, tumori, ecc.;
- (3) testare le vie afferenti (tramite potenziali evocati);
- (4) monitorare l'impegno cognitivo (ritmo Alpha);
- (5) creare situazioni di biofeedback, ad esempio sfruttando il ritmo Alpha;
- (6) controllare la profondità dell'anestesia;
- (7) studiare l'epilessia e individuare l'origine delle crisi epilettiche;
- (8) testare gli effetti dei farmaci antiepilettici;
- (9) assistere nell'escissione corticale sperimentale del focolaio epilettico;
- (10) monitorare lo sviluppo cerebrale in esseri umani e animali;
- (11) testare gli effetti convulsivi dei farmaci;
- (12) studiare i disturbi del sonno e la fisiologia associata.

Poiché la procedura dell'EEG è non invasiva e indolore, essa viene ampiamente utilizzata per studiare l'organizzazione cerebrale dei processi cognitivi come percezione, memoria, attenzione, linguaggio ed emozione in adulti e bambini normali. A tale scopo, l'applicazione più utile della registrazione EEG è la tecnica delle ERP (event related potential, potenziali correlati agli eventi). [7]

CAPITOLO 2: METODI DI ACQUISIZIONE DELL'EEG

Il sistema di misurazione dei potenziali bioelettrici cerebrali svolge un ruolo fondamentale nella registrazione e nell'analisi dell'attività elettrica del cervello. Ecco alcuni dettagli sui compiti chiave del sistema:

1. Prelevare il segnale elettrico: Il cervello produce segnali elettrici molto deboli che vengono rilevati tramite elettrodi posizionati sullo scalpo. Questi segnali sono dell'ordine di microvolt (μV) e richiedono una sensibilità elevata per essere registrati in modo accurato.
2. Aumentare l'ampiezza: Dato che i segnali cerebrali sono molto deboli, è necessario amplificarli per renderli più facili da rilevare e analizzare. L'amplificatore dell'EEG amplifica il segnale senza aggiungere rumore significativo.
3. Elaborazione del segnale: I segnali acquisiti possono contenere interferenze o rumore provenienti da fonti esterne come la rete elettrica o il movimento muscolare. Il sistema deve essere in grado di filtrare queste interferenze e di applicare eventuali elaborazioni matematiche o algoritmi per ottenere i parametri desiderati, come le frequenze delle onde cerebrali.
4. Registrazione o visualizzazione: Una volta elaborato, il segnale può essere registrato per l'analisi futura o visualizzato in tempo reale. La visualizzazione in tempo reale è particolarmente importante in applicazioni come il neurofeedback, dove il paziente può ricevere un feedback immediato sull'attività cerebrale.

Ovviamente poiché tale sistema operi in condizioni ottimali, servono dei requisiti specifici, come ad esempio le specifiche dell'amplificatore relative all'impedenza d'ingresso, alla reiezione di modo comune e al guadagno che saranno approfondite nel seguito.[8]

2.1-Elettrodi di registrazione

Solitamente la registrazione con elettrodi per biopotenziali avviene direttamente sullo scalpo del paziente o nelle orecchie. Tuttavia siccome gli strati più esterni di queste regioni sono cattivi conduttori è necessaria una preparazione attraverso l'uso di gel o soluzione elettrolita, che migliora il contatto elettrodo-cute e favorisce la conduzione del segnale, riducendo eventuali artefatti da movimento.

La presenza della soluzione elettrolita è molto importante, in quanto per le cariche elettriche non è possibile muoversi da un tessuto biologico ad un metallo, quindi la coppia di elettrodi funge da trasduttore tra un mezzo a conduzione elettronica (metallo) e uno a conduzione ionica (la soluzione elettrolitica).

Un elettrodo ideale dovrebbe equivalere, come caratteristiche, a un cavo di metallo, ovvero in grado di far passare tutte le correnti del cervello presenti all'interfaccia senza limitazioni di frequenza e di direzione. Tuttavia nella pratica questo non è possibile e i valori dei componenti del circuito equivalente dipendono dall' elettrolita, dalla densità di corrente che passa attraverso la giunzione e dal materiale di costruzione dell'elettrodo.

Per la costruzione degli elettroliti è impiegata una grande varietà di materiali, tra i più comuni vi sono, l'argento, l'oro, lo stagno e l'acciaio inossidabile, solitamente non vengono combinati e se ne usa un solo tipo per elettrodo e per i cavi attivi. La mescolanza di materiali diversi potrebbe provocare una reazione elettronica generando un potenziale di offset DC sovrapposto al segnale.

Tutti i materiali per sensori, ad eccezione del cloruro d'argento (AgCl), forniscono una connessione metallica entrando in contatto con la soluzione elettrolitica, e vengono quindi detti non polarizzabili. Poiché gli ioni non possono fisicamente attraversare il materiale del sensore, si accumulano all'interfaccia, creando uno strato capacitivo che impedisce il passaggio della corrente continua e delle basse frequenze. Questo genera un problema in quanto, mentre vari sensori sono accettati e frequentemente utilizzati nell'EEG clinica, nessuno di essi ha le adeguate caratteristiche per il lavoro a basse frequenze, fatta eccezione per il cloruro d'argento.

Ciò lo rende il materiale per sensore ideale, non polarizzabile, in quanto è l'unico che riesce a scambiare ioni continuamente (teoricamente possiede una costante di tempo infinita), permettendo quindi la registrazione di potenziali lenti senza distorcere il segnale.

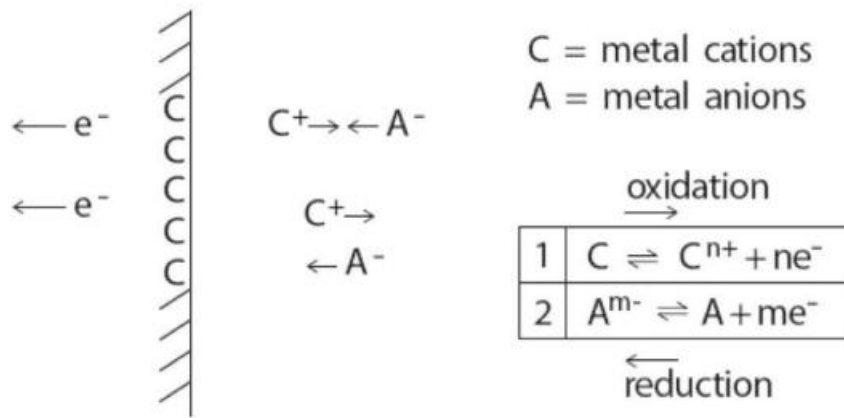


Figura 2.1: Chimica all'interfaccia sensore elettrolita con elettrodi Ag-AgCl [8]

La relazione tra tensione e corrente che descrive i fenomeni all'interfaccia elettrodo-elettrolita è funzione dalla frequenza e rimane costante indipendentemente dalla densità di corrente, a condizione che quest'ultima rimanga al di sotto di un valore di soglia (0,5 mA/cm² per gli elettrodi in acciaio inossidabile). Questa relazione tensione-corrente può essere descritta mediante un'impedenza di elettrodo del tipo:

$$Z(j\omega) = A \frac{1+j\omega\tau_2}{1+j\omega\tau_1}$$

Che equivale alla serie tra una resistenza R_s dell'elettrolita ed il parallelo tra R_d capacità e C_d resistenza dell'interfaccia. Lo schema circuitale equivalente è: [8]

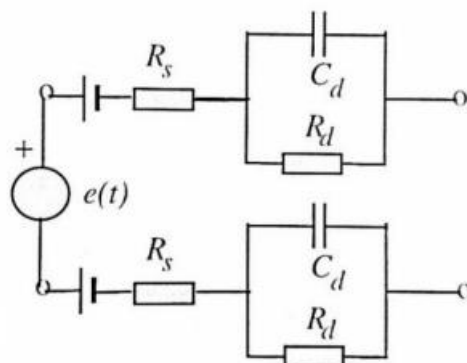


Figura 2.2: Analogo circuitale dell'EEG [8]

2.2-Posizionamento degli elettrodi

L'esatta posizione degli elettrodi sullo scalpo segue il sistema internazionale 10/20, che è un metodo standardizzato sviluppato alla fine degli anni '40. Questo sistema 10-20 prevede il posizionamento degli elettrodi lungo linee ideali, tra cui la linea sagittale antero-posteriore, mediale-laterale, la linea coronale frontale, centrale e parietale.

Queste linee vengono tracciate in modo preciso partendo da punti di riferimento fissi, come l'inion (la protuberanza esterna dell'osso occipitale) e il nasion (una piccola depressione immediatamente sopra il ponte del naso) e i punti preauricolari.[9]

Questo sistema deriva il suo nome dal fatto che la distanza tra un elettrodo e l'altro è sempre il 10% o il 20% della linea sulla quale sono posizionati.

A ciascuna linea in base alla regione della corteccia sottostante viene associata ad una o più lettere dell'alfabeto, in totale sono 6:

- Fp=frontopolare,
- F = frontale,
- C = centrale,
- T = temporale,
- P = parietale,
- O = occipitale.

I numeri invece indicano la lateralizzazione. [8-9-10]

I segnali prelevati dallo scalpo vengono poi inviati tramite elettrodi ad amplificatori differenziali, con un ingresso invertente e uno non invertente, ciò spiega il perché ogni elettrodo debba essere utilizzato in coppia.

Perciò esistono due derivazioni di utilizzo degli elettrodi, una monopolare, ovvero con un elettrodo posto sulla zona di interesse e l'altro in un sito neutro; e una bipolare in cui entrambi gli elettrodi sono posti su siti attivi dell'area di interesse.[8-9]

2.3-Amplificazione

I segnali devono essere amplificati per renderli compatibili con dispositivi come schermi, registratori o convertitori A/D. Gli amplificatori adatti per misurare questi segnali devono soddisfare requisiti molto specifici. Devono fornire un'ampia amplificazione selettiva al segnale fisiologico, anche di più di 1000 volte, respingere il rumore sovrapposto e i segnali di interferenza e garantire la protezione da danni dovuti a sovratensioni e sovracorrenti sia per i pazienti che per l'attrezzatura elettronica. I requisiti fondamentali che un amplificatore biopotenziale deve soddisfare sono:

- Il processo fisiologico da monitorare non deve essere influenzato dall'amplificatore.
- Il segnale misurato non deve essere distorto.
- L'amplificatore deve fornire la migliore separazione possibile tra segnale ed interferenze.
- L'amplificatore deve essere sicuro, ovvero proteggere il paziente da qualsiasi rischio di scossa elettrica.
- L'amplificatore stesso deve essere protetto da danni che potrebbero derivare da tensioni di ingresso elevate, come avviene durante l'applicazione di defibrillatori o strumentazione elettrochirurgica.

Una caratteristica fondamentale di questi amplificatori è un'impedenza di ingresso che deve essere estremamente più grande di quella in uscita, nell'ordine di 100 a 1000 volte superiore, questa caratteristica permette di raccogliere il segnale senza attenuazioni rilevanti dovute all'errore di interconnessione.

Solitamente valori standard per l'impedenza di ingresso sono di almeno 1 G Ω per un'impedenza di uscita non superiore ai 10 K Ω . [8]

Per ridurre l'impatto di un ambiente elettricamente rumoroso, gli amplificatori differenziali devono avere anche elevati rapporti di rifiuto del modo comune (almeno 100 dB). Il rapporto di rifiuto del modo comune è il rapporto tra il guadagno del modo differenziale (segnale desiderato) e il guadagno del modo comune (segnale di ingresso originale tra gli ingressi e la massa).

$$CMRR = 20 \log_{10} \left| \frac{A_d}{A_{cm}} \right|$$

Dove A_d sta per guadagno differenziale e A_{cm} sta per guadagno di modo comune.

È bene ricordare che durante tutto il processo di acquisizione del segnale elettroencefalografico non viene mai prelevata o trasferita energia elettrica alla testa del paziente. Inoltre a livello internazionale i massimi livelli accettabili di interferenza elettronica sono stabiliti dall'ISO e dall'IEC.[8]

CAPITOLO 3: ANALISI DELL'EEG

3.1 Conversione A/D

Nella maggior parte dei sistemi elettroencefalografici moderni, il segnale raccolto in forma analogica viene prima digitalizzato e poi elaborato con tecniche di natura digitale, da questa procedura deriva il nome conversione analogico/digitale.

Complessivamente esistono molti modi per ridurre le forme d'onda dell'EEG in segnali digitali.

In generale ampiezza e frequenza sono proprietà basilari di un segnale periodico. L'ampiezza rappresenta la massima variazione dell'onda da una posizione di equilibrio, mentre la frequenza rappresenta il numero di ripetizioni che il segnale compie in un determinato intervallo di tempo.

Per misurare l'ampiezza si usano principalmente due modi: l'ampiezza picco-picco (detta ampiezza P-P) e il valore quadratico medio (detto RMS o valore efficace).

L'ampiezza P-P misura la differenza tra il punto di minimo e di massimo del segnale, mentre il RMS misura l'energia del segnale.

È importante specificare di che tipo di quantificazione si tratta quando si deve esplicitare la dimensione del segnale EEG. [6-8]

3.2-Campionamento

Per poter procedere a una conversione A/D, è necessario trasformare il segnale da un segnale a tempo continuo a uno a tempo discreto. La risoluzione è il numero di bit digitali usati per campionare il segnale. Nei sistemi più economici si usa tipicamente un numero di bit che va dagli 8 ai 10, da 12 a 16 per quelli comuni e fino a 24 in quelli con migliore risoluzione.

Un secondo fattore molto importante nel campionamento è la frequenza di campionamento del segnale. Per il teorema di Shannon-Nyquist per non perdere informazioni, la frequenza di campionamento deve essere pari ad almeno 2 volte la frequenza massima di interesse del segnale:[8]

$$f_c = 2 * f_m$$

3.3-Analisi in Frequenza

Per poter analizzare e visualizzare in tempo reale il segnale si usa la FFT o Trasformata di Fourier veloce. Un'analisi di Fourier genera uno spettro di frequenza, che è semplicemente un istogramma delle ampiezze o degli angoli di fase in funzione della frequenza. Il concetto è ben illustrato dall'effetto di far passare la luce bianca attraverso un prisma di vetro, creando un arcobaleno (o spettro). Ogni colore di luce rappresenta un fotone di frequenza unica, e la luminosità relativa tra i colori è una misura dell'ampiezza di energia a ciascuna frequenza. Qualsiasi segnale misurato trasformato dalla tecnica di Fourier nel dominio delle frequenze avrà sia una componente di ampiezza che una componente di fase per ciascuna frequenza armonica. Matematicamente, di solito è conveniente descrivere entrambe le componenti con un unico numero complesso. [11]

Tuttavia l'approccio originale basato sull'integrale per calcolare una trasformata di Fourier è computazionalmente oneroso, persino per un computer. Nel 1965, Cooley e Tukey hanno pubblicato un algoritmo per il calcolo efficiente delle serie di Fourier a partire dai dati digitalizzati. Questo algoritmo è noto come la trasformata veloce di Fourier (FFT). Mentre la DFT (Discrete Fourier Transform) di una sequenza di N punti dati richiede N^2 moltiplicazioni complesse (un'operazione relativamente lenta per un microprocessore), la FFT richiede solo $N \cdot (\log_2 N) / 2$ moltiplicazioni complesse. Quando il numero di punti è elevato, la differenza nel tempo di calcolo è significativa; ad esempio, se $N = 1.024$, la FFT è più veloce di un fattore di circa 200. [11]

La frequenza della FFT è determinata dall'inverso della dimensione della finestra di campionamento; una finestra di campionamento di 1 secondo fornirà frequenze (blocchi di frequenza) di 1-2-3... Hz (multipli di $1/T$). La frequenza massima rilevabile è pari a metà della frequenza di campionamento. Quindi, se un segnale è campionato a 1024 campioni al secondo, la massima frequenza analizzabile sarà di 512 Hz.[8]

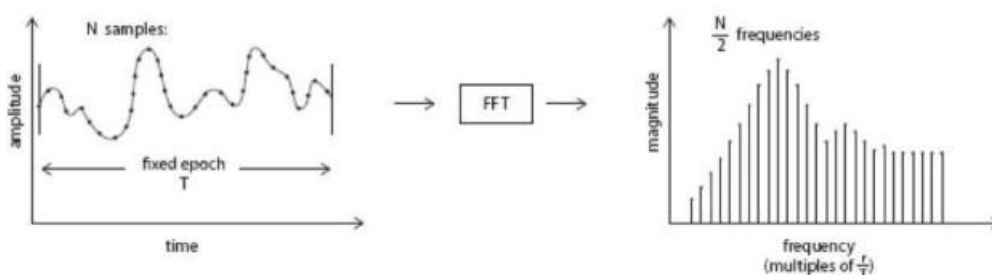


Figura 3.1: Esempio di utilizzo FFT [8]

3.4-Filtri digitali

Qualsiasi filtro comporta una riduzione della precisione e l'introduzione di artefatti.

Nell'analisi del segnale EEG si presenta la necessità di migliorare quanto più possibile il rapporto segnale-rumore (SNR), dapprima cercando di raccogliere una grande quantità di dati e in seguito cercando di minimizzare i possibili artefatti o rumori ottenuti durante l'acquisizione. Ciò rende i filtri uno strumento essenziale per garantire la pulizia e l'attendibilità del segnale raccolto. [12-13]

Esistono varie alternative sulle quali puntare in base allo specifico problema sul quale andare a operare, di seguito vediamo i più importanti:

- I filtri Passa-Basso sono in grado di far passare solo le frequenze al di sotto del valore del filtro, andando quindi a tagliare tutto ciò che è al di sopra, questo valore prende il nome di soglia di 'cut-off'. Tipicamente vengono utilizzati per rimuovere le alte frequenze provenienti dai muscoli presenti nel cuoio capelluto che hanno frequenze in media più elevate rispetto a quelle del segnale EEG. Se però la soglia di cut-off risulta troppo bassa si possono andare a perdere eventuali picchi del segnale EEG.
- I filtri Passa-Alto vengono utilizzati, al contrario dei PB, per attenuare eventuali componenti lente. Principalmente vengono utilizzati per artefatti derivanti da sudorazione o movimento. E al contrario dei filtri PB l'eccessiva filtrazione in questo caso si rischia di andare a perdere alcune onde lente clinicamente rilevanti o addirittura distorcere la forma d'onda del segnale.
- I filtri Passa-Banda o più comunemente i filtri notch, attenuano tutte le frequenze non facenti parte di una determinata banda. Sono usati per lo più per rimuovere rumori elettrici provenienti dalla strumentazione o dalla corrente elettrica di alimentazione, solitamente chiamata interferenza a 50-60 Hz. [14]

3.5-Compressed Spectral Array

Negli ultimi anni la vasta diffusione dei cEEG (Continuos EEG monitoring) ha portato alla formazione e all'utilizzo sempre più vasto dei cosiddetti Spettrogrammi o CSA (Compressed Spectral Array). Il problema principale degli EEG è che per ogni schermo viene mostrata una finestra temporale di 10-15 sec, quindi per svariate ore di registrazione servirebbero un numero spropositato di display per analizzare l'intero tracciato di un cEEG. Attraverso i CSA però è possibile restringere le informazioni necessarie in un'unica schermata proiettando anche svariate ore in un'unica pagina. Le CSA sono, di fatto, un plot 3D con: sull'asse y la frequenza, sull'asse x il tempo e sull'asse z la potenza del segnale elettroencefalografico. Questo permette di identificare regioni dello spettro anomale e di poter zoomare nel punto preciso d'interesse. [15]

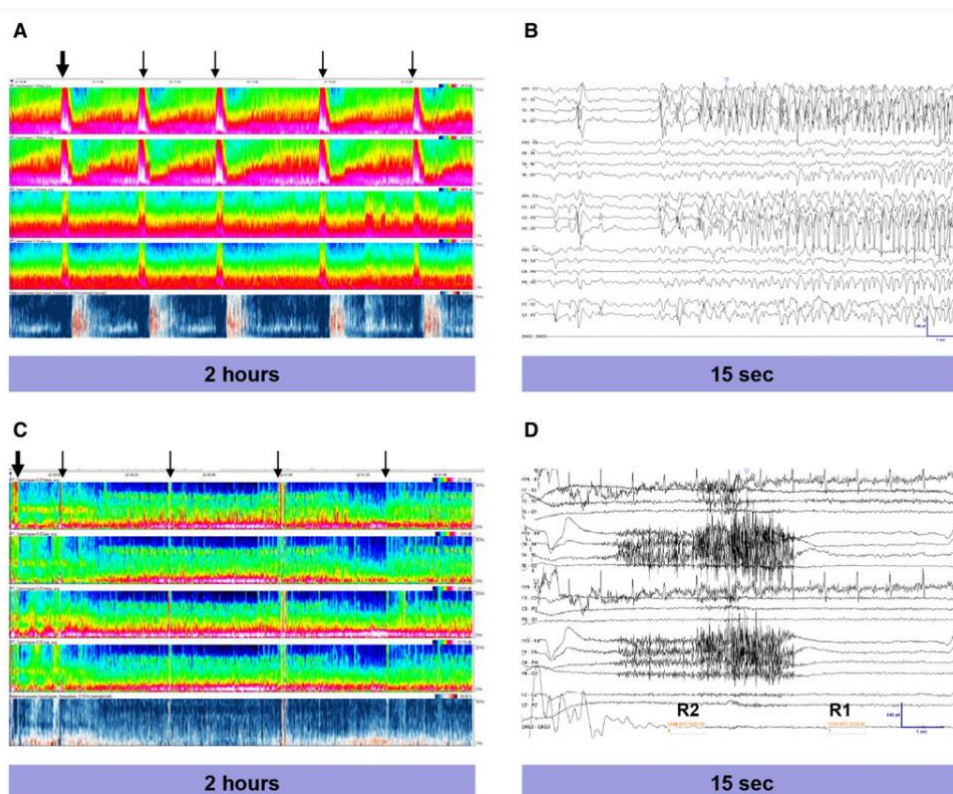


Figura 3.2: Esempio di CSA. I due tracciati mostrano una serie di convulsioni(a) e un artefatto muscolare (c), ognuno della durata di due ore.

Le frecce indicano i picchi di attività del tracciato EEG che corrispondono a una convulsione o a una contrazione muscolare, e nei riquadri b e d possiamo vedere una porzione molto più ristretta, ma anche molto più specifica (15 secondi) dei segnali registrati

Nei due grafici a destra inoltre la porzione di tracciato tendente al blu indica l'aumento di attività nella regione sinistra del cervello, quella rossa della parte destra. [15]

CAPITOLO 4: BINAURAL BEAT

4.1-Bineural Beat

Un Binaural Beat, o tono binaurale si presenta quando ad un soggetto vengono somministrate attraverso l'apparato uditivo due frequenze leggermente diverse (questa differenza è detta IFD), e il cervello produce una pulsazione la cui ampiezza si assesterà in un intervallo tra quelle delle due frequenze. Sono stati scoperti nel 1939 da uno scienziato tedesco H.W. Dove. Non sono un fenomeno solamente umano in quanto varie specie animali sono in grado di sviluppare Binaural Beat. Un fattore importante che determina la capacità di poter percepire queste frequenze è la dimensione del cranio.

I BB sono il risultato della sovrapposizione delle scariche neuronali provenienti dall'orecchio sinistro e dall'orecchio destro a un livello adeguato della via uditiva. I BB dimostrano che le scariche neuronali nel nervo uditivo conservano le informazioni sulla fase di un segnale ricevuto. Poiché tali scariche si verificano per una fase specifica del segnale, il risultato di questa sovrapposizione dipende dalla differenza di fasi che si verifica tra i segnali presentati. [16]

L'effetto dell'ascolto dei BB si verifica solo quando ascoltiamo due suoni tonali (simili a sinusoidi) con frequenze quasi identiche; tuttavia questo effetto è ottenibile solo grazie all'uso di cuffie o altoparlanti stereo, in quanto ciascun orecchio deve sentire un solo tono. Una via uditiva nervosa nel cervello garantisce lo scambio di informazioni uditive tra i due lati, prima che il suono raggiunga la corteccia corticale, assicurando il suo udito consapevole. Nel cervello, i due segnali vengono connessi, con il risultato di una sensazione di udire un terzo segnale, con una frequenza che è la differenza tra il segnale a frequenza più alta e quello a frequenza più bassa, chiameremo proprio quest'ultimo tono Binaural Beat. [16]

Se l'IFD o Internaural Frequency Difference è piccola, un'immagine uditiva singola si sposta tra le due orecchie, a seconda della fase dei due segnali. Questa percezione del movimento è stata chiamata il "tono rotante". Man mano che l'IFD aumenta, l'effetto di localizzazione viene sostituito da un tono con una frequenza uguale all'IFD. Questa percezione corrisponde ai "Binaural Beat nel senso stretto" ed è stata descritta come "una fluttuazione periodica del volume" (Perrott e Musicant 1977) o "una fluttuazione nell'ampiezza" (Yin e Kuwada 1983b)."[17]

4.2-Generazione di Binaural beats

Gli stimoli solitamente applicati ai pazienti sono stimoli audio modulati in ampiezza che vengono prodotti attraverso la sovrapposizione di onde sinusoidali con frequenze vicine. Vi sono 2 tipologie principali di stimoli audio. I mononaural beats, che sono il risultato della sovrapposizione fisica di 2 onde acustiche, ad esempio, la sovrapposizione di due onde sinusoidali di 440 e 480 Hz danno come risultato una frequenza di 460 Hz e un'ampiezza modulata a 40 Hz. Per quanto riguarda i Binaural Beats queste sovrapposizioni funzionano in maniera leggermente diversa. [18]

Le due grandezze fondamentali di un Binaural Beat (BB) sono la frequenza fondamentale e quella di modulazione.

Se per esempio a un tono di 650 Hz emesso da un apparecchio acustico in un orecchio associassimo un tono di 660 Hz emesso nell'altro orecchio si avrebbe una frequenza fondamentale di:

$$f_f = \frac{(650\text{Hz} + 660\text{Hz})}{2} = 655\text{Hz}$$

E una frequenza di modulazione di:

$$f_m = 660\text{Hz} - 650\text{Hz} = 10\text{Hz}$$

Poiché avvenga un Binaural Beat la frequenza di modulazione deve rimanere contenuta, ovvero deve rimanere in un intervallo inferiore a 30Hz.

È stato studiato che l'intervallo di frequenze che presentano una risposta di BB va dai 200 Hz ai 900 fino a 1000Hz e non oltre, con la probabilità massima di formazione intorno ai 500 Hz.

La teoria più accreditata è che il cervello umano tende a cambiare il suo ritmo EEG dominante per modificarlo in funzione all'ambiente che lo circonda o a uno stimolo esterno, tuttavia vari studi tendono a non confermare questa teoria. [19,20]

L'effetto dei BB ha origine dall'attività dei neuroni del tronco cerebrale nel nucleo olivare superiore che è sensibile agli spostamenti di fase tra entrambe le orecchie, un meccanismo che consente di localizzare il suono. Questi neuroni generano potenziali d'azione in risposta alla differenza di frequenza tra entrambe le orecchie e causano una percezione soggettiva della frequenza dei binaural beat. [18]

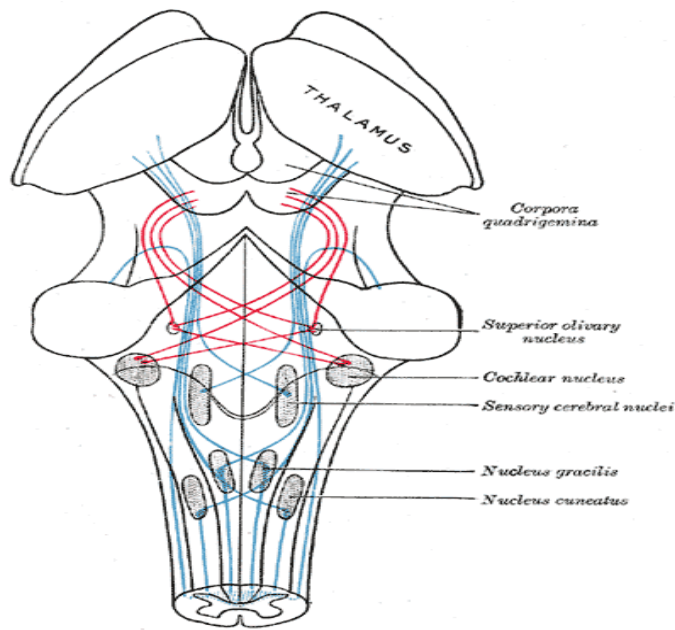


Figura 4.1: Nucleo Olivare Superiore, noto anche come Oliva Pontina [21]

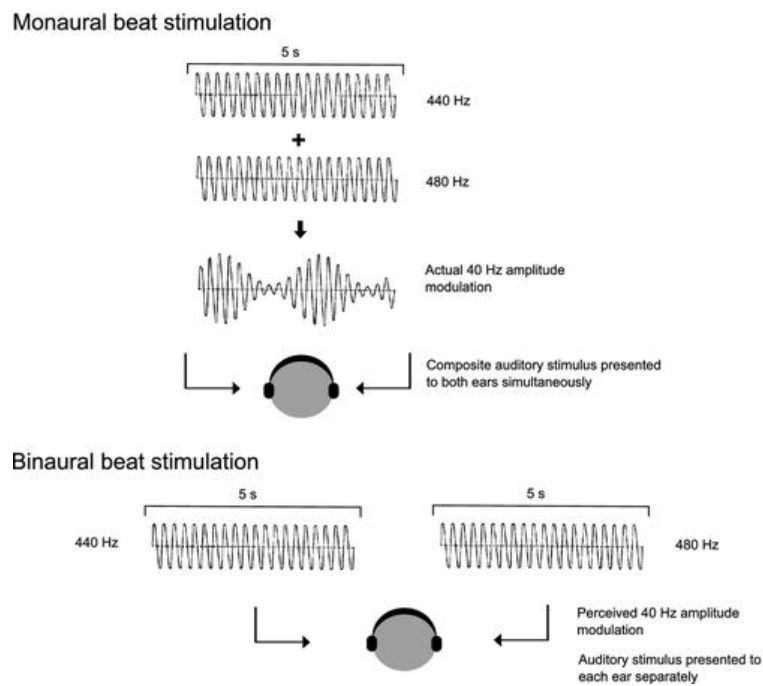


Figura 4.2: differenza tra monaural beat e binaural beat[18]

4.3-Influenza sulle onde cerebrali e BWE(Brain Wave Entrainment)

Dopo aver discusso cosa sono i Binaural Beat analizziamo gli studi sull'influenza che possono avere sull'attività delle onde cerebrali.

Differentemente da altri metodi che inducono cambiamenti all'interno dei tracciati EEG, come musica, meditazione o ipnosi, i binaural beat funzionano in maniera leggermente diversa. Nel 1997, F.H. Atwater e nel 2001, J. Leeds hanno sostenuto che i Binaural Beat possono influenzare modelli specifici di onde cerebrali mediante la trasformazione dei dati grezzi dell'EEG delle onde cerebrali umane in specifici schemi sonori. I loro studi hanno dimostrato che attraverso la sincronizzazione di 2 frequenze sufficientemente vicine è possibile andare ad alterare alcuni stati delle onde cerebrali. [22]

La sincronizzazione delle onde cerebrali (in inglese Brain Wave Entrainment, da cui il nome BWE) può essere introdotta come un concetto in cui uno stimolo esterno viene applicato con l'intento di indurre una risposta di sincronizzazione delle frequenze delle onde cerebrali per seguire la frequenza dello stimolo esterno. [23]

Ciò che rende interessante la possibilità della sincronizzazione delle onde cerebrali (BWE) per la ricerca psicologica è che specifiche bande di frequenza dell'EEG umano sono associate a diversi stati fisiologici e psicologici. L'assunzione comunemente accettata è che la BWE possa quindi essere un metodo per indurre stati fisiologici e psicologici specifici attraverso la stimolazione all'interno di determinate bande di frequenza. Di conseguenza, gli effetti della stimolazione dei Binaural Beat sono stati studiati in relazione a una varietà di fenomeni psicologici associati a specifiche bande di frequenza dell'EEG, come aspetti del processo cognitivo, stati affettivi, umore, meditazione e rilassamento, divagazioni mentali, o creatività. La ricerca sui cambiamenti negli stati cognitivi e affettivi è stata condotta anche utilizzando i Binaural Beat come tecnica di sincronizzazione. [24]

Tuttavia il fatto che un alto numero di esperimenti e studi non abbia dato prove solide a favore della sincronizzazione delle onde cerebrali rende altamente discutibili i risultati di tali sforzi di ricerca applicata. [24]

Si vedano per esempio gli studi di Gooding e Vernon[19] [25], che usando una stimolazione binaurale a 7Hz e 16Hz non ha riscontrato differenze nella potenza spettrale media per la condizione sperimentale rispetto a una condizione di controllo con rumore bianco. Allo stesso modo Gao [19] non ha riscontrato variazioni nella potenza relativa in risposta a cinque minuti di stimolazione binaurale delle bande delta, theta, alfa o beta dell'EEG rispetto a una condizione di rumore rosa, e svariati altri studi. [24]

4.4-Metodologie di studio dei Binaural Beat

Per approfondimento saranno riportati gli effettivi risultati degli studi [19] e [25].

Per quanto riguarda lo studio [25] la misurazione dell'EEG ha riportato che l'esposizione a dieci segmenti da 1 minuto di Binaural Beat alpha (10 Hz) o beta (20 Hz) non ha prodotto una chiara sincronizzazione delle frequenze. Per i soggetti esposti ai BB alpha, sono state presentate alcune prove di una diminuzione nell'ampiezza del livello base allo stato di riposo, e per certi partecipanti c'è stato un effettivo aumento dell'attività alfa durante la fase in cui i BB erano spenti rispetto alla fase in cui erano accesi. Per i soggetti esposti ai BB beta, sono emerse alcune evidenze di aumento dell'ampiezza del livello base di beta solo nell'emisfero sinistro in una prova nella quale si chiedeva ai soggetti di tenere gli occhi aperti durante la riproduzione di questi BB. Tuttavia, durante le sessioni di riposo con gli occhi chiusi, si registrava una diminuzione generale dell'ampiezza nelle fasi pre-post riproduzione. E una progressiva diminuzione nel tempo durante la somministrazione delle frequenze beta, con riduzioni più significative osservate nell'ampiezza a banda stretta nell'emisfero sinistro. Questi risultati non forniscono alcuna chiara indicazione che un effetto di sincronizzazione delle frequenze sia stato provocato nell'EEG a seguito dell'esposizione alle BB alpha o beta. O quanto meno che l'esposizione a 10 segmenti intercalati da 1 minuto di BB alpha o beta alla frequenza percepita di 400 Hz non è sufficiente per provocare alcun cambiamento nell'EEG e, di conseguenza, non dovrebbe influenzare il comportamento. [25]

Lo studio [19] mostra allo stesso modo che quando esposti a BB di 5 minuti (delta (1 Hz), theta (5 Hz), alfa (10 Hz) e beta (20 Hz)), la potenza relativa (RP) della frequenza EEG dominante di 13 soggetti non ha mostrato alcun miglioramento. Tuttavia, sono stati scoperti dettagli interessanti. Con frequenze delta e alfa, la potenza relativa delle bande theta e alfa è diminuita, mentre la potenza relativa della banda beta è aumentata.

Studi precedenti hanno dimostrato che un aumento dell'attività theta può indicare una fase precoce di sonnolenza. Inoltre, è stato riportato che i conducenti di treni con un aumento dell'attività alfa possono addormentarsi mentre guidano (Åkerstedt and Gillberg, 1990; Torsvall and Åkerstedt, 1987). È stato anche suggerito che l'attività alfa può essere associata all'allocazione dell'attenzione uditiva. Inoltre, l'attività beta dell'EEG è stata associata a disfunzioni dell'attenzione e al livello di vigilanza. Inoltre, un aumento della potenza beta nell'EEG può portare a un miglioramento della concentrazione mentale sia nei pazienti che nei controlli sani.

I risultati dello studio [19] mostrano che BB delta e alfa possono portare a una diminuzione dell'attività theta e alfa e a un aumento dell'attività beta. Ciò potrebbe suggerire un approccio per ridurre la sonnolenza e migliorare la concentrazione mentale, il che a sua volta potrebbe contribuire al trattamento del disturbo da deficit di attenzione e iperattività. D'altro canto, i pazienti affetti da schizofrenia e depressione presentano un aumento della potenza dell'EEG nella banda beta. Pertanto, una diminuzione dell'RP (potenza relativa o relative power) introdotta nella banda beta mediante l'uso di BB delta potrebbe contribuire al trattamento di schizofrenia e depressione. [19]

Negli ultimi anni, tuttavia, diversi studi hanno fornito almeno parziali evidenze a favore dell'ipotesi di sincronizzazione delle onde cerebrali. Schwarz e Taylor [26] hanno trovato, rispetto alle condizioni senza stimolazione, una risposta in fase a dieci minuti di stimolazione binaurale a 40 Hz (frequenza gamma). Draganova et al. [27] hanno riportato risultati simili utilizzando la MEG. [24]

Per quanto riguarda la ricerca per i monaural beat le conclusioni sono pressoché identiche.

Questi risultati contraddittori sono da ricondurre a varie problematiche, come ad esempio: la diversità nell'attuazione degli studi, alcuni scienziati si basano sulla presenza di risposte legate al tempo nel sistema uditivo (*auditory steady state responses* e *auditory frequency-following responses*, rispettivamente ASSR e FFR) come indicatori della sincronizzazione, mentre altri sulle variazioni di potenza nello spettro elettroencefalografico.

Altri problemi riguardano l'eterogeneità degli studi, un esempio sono i soggetti degli studi, come pazienti affetti da patologie del sistema nervoso o adulti perfettamente sani; la varietà di frequenze usate; l'utilizzo prolungato o meno di BB; lo stato di concentrazione usato, ad esempio alcuni studi erano condotti col metodo dell'ascolto passivo, mentre altri puntavano a far concentrare il soggetto sul suono che stava sentendo. Altri studi ancora chiedevano ai partecipanti di svolgere task durante l'ascolto delle frequenze. Un ultimo problema riguarda le misurazioni attraverso EEG e MEG, se infatti il metodo di raccolta dei dati varia c'è una difficoltà oggettiva nella comparazione dei dati di esperimenti portati a termine con metodi di acquisizione dei dati differenti. Tutto questo insieme di variabili rende estremamente variegato il panorama di metodologie applicate e rende difficile trarre delle conclusioni definitive sul fenomeno, in virtù di ciò è chiaro che serve un'analisi più sistematica e un'integrazione migliore tra i vari gruppi di ricerca. [24]

Conclusioni:

Dopo quasi 100 anni dalla sua invenzione il monitoraggio EEG rimane uno dei metodi più comunemente usati per reperire informazioni sull'attività del nostro sistema cerebrale. Insieme al buon grado di precisione che si riesce a raggiungere con questa tecnica vi è anche la capacità di registrazione del segnale in tempo reale e per lunghi periodi di tempo senza alcun rischio per il paziente sottoposto alla pratica elettroencefalografica.

Questo sistema di misura prevede una serie di elettrodi composti da cloruro di argento posizionati direttamente sullo scalpo del paziente che misurano il potenziale che dai tessuti sottostanti viene trasmesso allo strato più esterno, verrà successivamente amplificato e passato all'unità di elaborazione che lo trasformerà in un segnale digitale.

Per quanto riguarda la conversione Analogico/Digitale si compone di vari passaggi. Per prima cosa il segnale viene campionato, passando quindi da tempo continuo a tempo discreto, facendo attenzione a non incorrere nel fenomeno dell'aliasing, usando quindi una frequenza almeno uguale a 2 volte la banda del nostro segnale. Viene poi applicata la Trasformata di Fourier Veloce per ottenere lo spettro in frequenza del segnale, su questo si applicheranno poi le varie tipologie di filtro per ridurre artefatti e rumori per ottenere un segnale più pulito e veritiero. E infine viene riprodotto in CSA, una forma di plottaggio che permette di vedere tracciati di EEG anche di varie ore, sui quali si può zoomare e andare a vedere punti precisi di interesse.

Applicando questa tecnologia allo studio delle onde cerebrali tuttavia si è scoperto un fenomeno particolare, i Binaural Beat, ovvero delle frequenze sinusoidali che riescono a produrre un risultato particolare all'ascolto. Infatti per frequenze con una differenza inferiore a 30Hz il nostro cervello produce un terzo suono dalla frequenza pari alla differenza tra quelle dei due suoni originali.

Purtroppo per questo fenomeno non si è ancora trovata una teoria universalmente accettata sul perché avvengono, ma si è sicuri che le dimensioni della scatola cranica sono fondamentali alla loro formazione. Inoltre si è visto che sotto determinate condizioni l'ascolto di binaural beat può portare a stati di rilassamento e aumento di determinati ritmi cerebrali. Grazie a queste evidenze si è iniziata a studiare la sincronizzazione delle onde cerebrali, ovvero una tecnica artificiosa per la manipolazione delle onde e dei ritmi cerebrali per creare stati alterati di coscienza che potessero permettere ai dottori di intervenire su malattie neuro-comportamentali o psichiatriche. Tuttavia nel corso della sperimentazione è risultato che non

tutte le onde cerebrali vengono influenzate allo stesso modo ma specifici pattern risentono di più dell'influenza dei BB piuttosto che altri. In particolare theta e gamma hanno riscontrato i maggiori aumenti di attività in seguito alla stimolazione con frequenze binaurali.

Per quanto affascinante, la ricerca da fare sul fenomeno è ancora molta. Sia per quanto riguarda gli effetti che può comportare sulle onde cerebrali che su come possa apportare benefici per pazienti affetti da patologie neuro-comportamentali, attraverso l'effetto di Brain Wave Entrainment. La BWE è un effetto molto particolare che permette di sincronizzare a una certa frequenza il pattern di onde cerebrali. Tuttavia i risultati incerti e spesso contrastanti hanno messo forti dubbi sull'effettività di queste applicazioni nel campo della BWE, ma gli esperimenti in merito continuano e sono sempre più mirati a specifiche bande di frequenza utili per la terapia.

Personalmente sono sempre stato incuriosito da questi meccanismi cerebrali e spero che la ricerca in questo campo continui non solo per le possibili applicazioni che questa tecnologia può avere ma anche per i costi praticamente nulli che costerebbe svilupparla in quanto un paio di auricolari sono ormai una tecnologia alla portata di tutti e di uso quotidiano.

BIBLIOGRAFIA DI RIFERIMENTO

- [1] A.M. Feyissa, W.O. Tatum, 2019. *Adult EEG. Handb Clin Neurol.* Ref: 10.1016/B978-0-444-64032-1.00007-2. PMID: 31277842.
- [2] A. Rayi, N. Murr, 2022. *Electroencephalogram. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2023 Jan–. PMID: 33085442.*
- [3] GR. Müller-Putz, 2020. *Electroencephalography. Handb Clin Neurol.* Ref: 10.1016/B978-0-444-63934-9.00018-4. PMID: 32164856.
- [4] D. U. Silverthorn, 2020. *Fisiologia umana: un approccio integrato, VII Edizione, Pearson Italia–Milano, Torino.*
- [5] R. Sandyk, 1992. *Alpha Rhythm and the Pineal Gland, International Journal of Neuroscience*, pp. 221-227, PMID: 1304557 Ref: 10.3109/00207459208987198
- [6] S. Onofri, 2017. *Aquisizione e analisi del segnale EEG per applicazioni di neurofeedback, Università di Bologna, pp. 18-22*
- [7] M. Teplan, 2002. *Fundamentals of EEG Measurements. In: Measurement Science Review Vol.2, Section 2. Institute of Measurement Science, Slovak Academy of Sciences, Ref: <http://www.edumed.org.br/cursos/neurociencia/MethodsEEGMeasurement.pdf>*
- [8] S. Onofri, 2017. *Aquisizione e analisi del segnale EEG per applicazioni di neurofeedback, Università di Bologna, pp. 25-37*
- [9] M. Sazgar, M.G. Young, 2019. *Overview of EEG, Electrode Placement, and Montages. In: Absolute Epilepsy and EEG Rotation Review. Springer, Cham. pp. 117-125*
- [10] G.H. Klem, H.O. Lüders, H.H. Jasper, C. Elger, 1999. *The ten-twenty electrode system of the International Federation. The International Federation of Clinical Neurophysiology. Electroencephalogr Clin Neurophysiol. PMID: 10590970.*
- [11] I.J. Rampil, 1998. *Anesthesiology October 1998, Vol.89, pp. 980-1002, PMID:9778016 Ref: <https://doi.org/10.1097/00000542-199810000-00023>*
- [12] C.Moccia, 2017. *Sviluppo di un metodo per l'acquisizione del segnale EEG e la rimozione degli artefatti in uno studio finalizzato all'individuazione dei Readiness Potentials, Faculty of Biomedical Engineering Polytechnic University of Turin, Torino, pp.32-38.*
- [13] A. S. Gevins, M.E.Smith, L.K.McEvoy, E. Leong, J. Le, 1999. *Electroencephalographic imaging of higher brain function, The Royal Society, Biological Science. Ref: <http://doi.org/10.1098/rstb.1999.0468>*

- [14] F.P. Branca, M. Cannella, J. Galo, F. Marinozzi, S. Rubegni, S. Silvestri, 2000. *Fondamenti di Ingegneria Clinica: Volume 1*, Springer-Verlag Italia, Milano 2000 – Ristampa 2005
- [15] C. Flannigan, 2017. *Introduction to Compressed Spectral Array (CSA) | Paediatric Emergencies*
Ref: <https://doi.org/10.1016/B978-0-444-63600-3.00017-9>
- [16] C.Kasprzak, 2011. *Influence of Binaural Beats on EEG Signal*, Department of Mechanics and Vibroacoustics, Faculty of Mechanical Engineering and Robotics University of Science and Technology, Vol.109, pp.986-990.
- [17] S.Karino, M yumoto, K. Itoh, A. Uno, K. Yamakawa, S. Sekimoto, K. Kaga, 2006. *Neuromagnetic Responses to Binaural Beat in Human Cerebral Cortex*, *Journal of Neurophysiology* vol.96, issue 4, Pubmed: 16790592, Ref: <https://doi.org/10.1152/jn.00859.2005>
- [18] A. Becher, M. Höhne, N. Axmacher, L. Chaieb, C. E. Elger, J. Fell, 2014. *Intracranial electroencephalography power and phase synchronization changes during monaural and binaural beat stimulation*, *European Journal of Neuroscience* Volume 41, Issue 2, pp. 254-263
- [19] X.Gao, H.Cao, D.Ming, H.Qi, X.Wang, X. Wang, R.Chen, P. Zhou. 2014. *Analysis of EEG activity in response to binaural beats with different frequencies*. pp.399-406. PMID: 25448376 Ref: <https://doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2014.10.010>
- [20] Goodin P., Ciorciari J., Baker K., Carrey A., Harper M., Kaufman J., 2012. *A high density EEG investigation into steady state binaural beat stimulation*, PMID: 22496862 , PMCID: PMC3322125 Ref: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0034789>
- [21] M.S.Paul, J.M. Das, 2023. *Neuroanatomy, Superior and Inferior Olivary Nucleus (Superior and Inferior Olivary Complex)*, NIH, National Library of Medicine, PMID: 31194399,
- [22] D.Curtis 2007. *BINAURAL BEATS, BRAIN WAVE ENTRAINMENT AND THE HEMI-SYNC PROCESS*, Electronic Music Unit, Elder Conservatorium, The University of Adelaide, pp. 12-18
- [23] S.Basu, B. Banerjee, 2020 *Prospect of Brainwave Entrainment to Promote Well-Being in Individuals: A Brief Review*. *Psychol Stud* 65, pp. 296–306. Ref: <https://doi.org/10.1007/s12646-020-00555-x>
- [24] R.M. Ingendoh 2023. *Binaural beats to entrain the brain? A systematic review of the effects of binaural beat stimulation on brain oscillatory activity, and the implications for psychological research and intervention*, Ref: [10.1371/journal.pone.0286023](https://doi.org/10.1371/journal.pone.0286023)
- [25] D. Vernon, G. Peryer, J. Louch, M. Shaw 2014. *Tracking EEG changes in response to alpha and beta binaural beats*, *International Journal of Psychophysiology* 93, Canterbury Christ Church University, pp.134-139

[26] D.W.F. Schwarz, P. Taylor, 2005. *Human auditory steady state responses to binaural and monaural beats. Clinical neurophysiology: official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*. PMID: PMC15721080. Ref: 10.1016/j.clinph.2004.09.014

[27] R. Draganova, B. Ross, A. Wollbrink, C. Pantev. 2008. *Cortical steady-state responses to central and peripheral auditory beats. Cerebral cortex (New York, NY: 1991)*. PMID: PMC17827173, Ref: 10.1093/cercor/bhm153