

Analisi del segnale EEG nel dominio della frequenza:

L'analisi spettrale si basa sulla trasformazione di un segnale nel tempo (rappresentato da una serie di campioni) in un segnale in frequenza. Il più grande vantaggio di questa operazione è la condensazione in valori, di informazioni contenute in alcuni secondi o alcune ore. Poiché si tratta per definizione di un'analisi statistica, il risultato sarà un'informazione media sulla struttura del segnale EEG e non evidenzierà alcun modello di segnale breve o qualsiasi segnale con un potenziale debole.

Il principio di base è che qualsiasi segnale può essere ottenuto come somma di componenti puramente sinusoidali con ampiezze e fasi diverse.

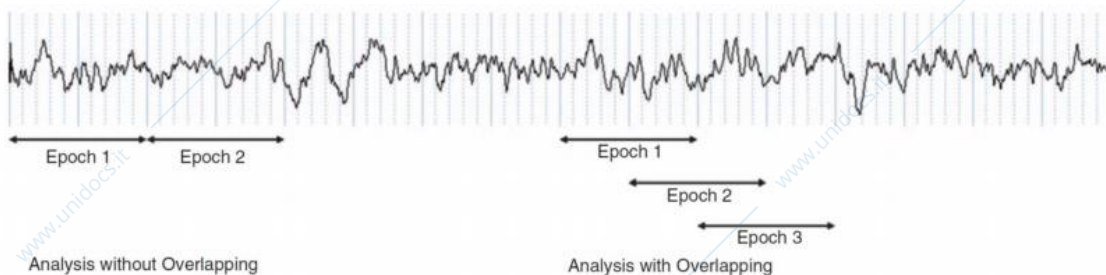
La visualizzazione del segnale come spettro è un grafico che mostra, per ogni componente nel dominio della frequenza, il segnale di potenza a quella frequenza, detto spettro di densità di potenza PSD. Questo grafico deve essere rappresentato come grafico a barre, in realtà è sempre un grafico continuo in cui l'asse x rappresenta la frequenza (misurata in Hz) e l'asse y la densità di potenza di ciascun quanto.

L'analisi spettrale consiste nel tagliare il segnale EEG in parti da 2 o più secondi per poi trasformarlo (tramite Fourier) e ottenere il PSD. In fine viene eseguita una media di tutto lo spettro e il risultato viene visualizzato come grafico. Al fine di migliorare le prestazioni dell'analisi spettrale esistono diverse tecniche, come:

1. *overlapping* (sovrapposizione),
2. *detrending* (penalizzante)
3. *tapering* (rastremazione).

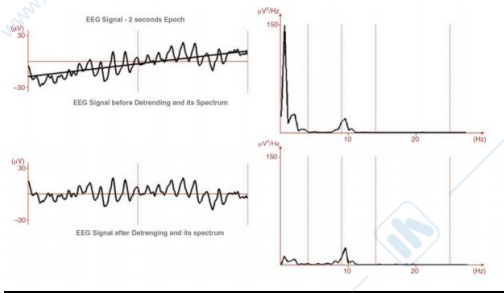
Overlapping (sovrapposizione):

Consiste nell'analisi dei campioni sovrapposti, cioè si analizzano campioni fissi di durata 2s, iniziando l'analisi ogni secondo.



Detrending (eliminazione del trend):

Il detrending consiste nell'eliminazione continua di componenti o pendenze, da ogni parte in cui è stato sezionato il segnale. Tecnicamente questo significa rimuovere dall'EEG la "linea" che meglio approssima l'evoluzione del segnale in una data sezione.



Tapering (affusolamneto):

Il tapering o finestraggio del segnale mira a ridurre la dispersione del fenomeno spettrale, che diffondendo la potenza di un segnale nello spettro, tende a nascondere componenti importanti del segnale che potrebbero avere un potenziale più debole. Il miglioramento ottenuto con questa tecnica è importante soprattutto in quei casi in cui un segnale dominante ad alta potenza (onde EEG lente) potrebbe mascherare un altro componente significativo. Tecnicamente parlando questa operazione consiste nel moltiplicare qualsiasi sezione in cui è diviso il segnale per una data funzione, che di solito è uguale a 0 agli estremi della sezione.

Parametri EEG nel dominio della frequenza:

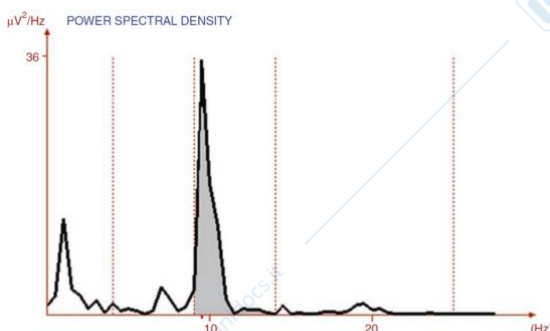
Una volta che l'analisi spettrale standard è stata eseguita su un segnale EEG, correttamente sezionato e condizionato con le tecniche descritte in precedenza, si ottiene lo spettro medio del segnale EEG analizzato. Questo spettro viene quindi suddiviso in parti che sono normalmente usate per la descrizione del ritmo EEG che sono *delta*, *theta*, *alfa* e *beta*.

Dividere lo spettro in questo modo consente il calcolo di molti altri dati che potrebbero riassumere interessanti caratteristiche del segnale EEG che quantificano qualcosa che normalmente è determinato con l'ispezione visiva, come:

1. potenza assoluta
2. potenza relativa
3. PPF: frequenza di picco
4. MF: frequenza mediana
5. SEF: frequenza spettrale del bordo
6. MDF: frequenza dominante principale

Potenza assoluta:

Le potenze assolute sono diverse in ogni banda. Questi valori sono calcolati come area sottostante dello spettro del segnale nell'intervallo di frequenza che definisce ogni banda. La loro unità di misura è " μV^2



Potenza relativa:

Potenza relativa nelle diverse bande: questi valori vengono calcolati come rapporto tra la potenza assoluta in una banda e la potenza totale (la somma della potenza in tutte le bande). Nell'ipotesi di utilizzo delle

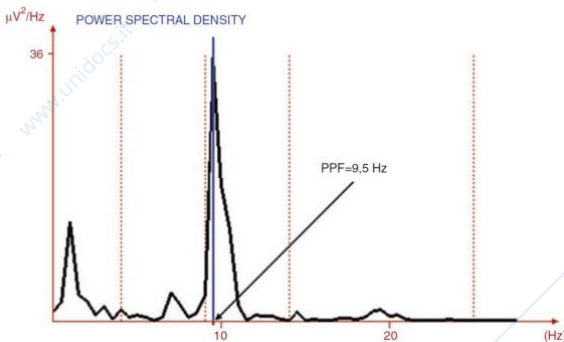
$$P_{REL}(\text{alfa}) = \frac{P_{ABS}(\text{alfa})}{P_{ABS}(\text{delta}) + P_{ABS}(\text{theta}) + P_{ABS}(\text{alfa}) + P_{ABS}(\text{beta}) + \dots}$$

quattro bande standard, si otterrebbe:

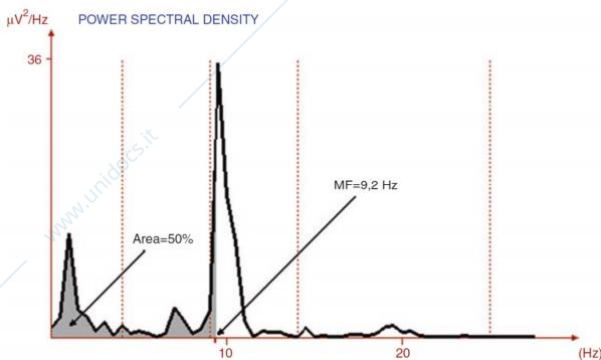
Il risultato è adimensionale ed è generalmente espresso in percentuale.

PPF:

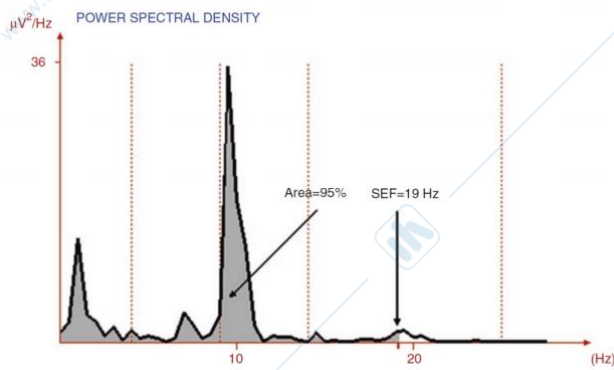
PPF si riferisce alla frequenza in cui lo spettro ha il suo picco. Questo calcolo potrebbe essere limitato all'intervallo di frequenza definito da ciascuna banda. L'unità di misura è quella della frequenza, ovvero Hz.

**MF:**

MF è la frequenza che divide lo spettro in due regioni, ciascuna con il 50% dell'energia totale. L'unità di misura è Hz

**SEF:**

SEF è definito come dimensione dello spettro. Può essere ottenuto con diverse tecniche e spesso è definito come l'intervallo dello spettro che identifica il 95% del potenziale totale. L'unità di misura è Hz.



MDF:

MDF è la frequenza dominante dello spettro, definita come una media di frequenze ponderate per la

$$\text{MDF} = \frac{\sum_{f=0}^{f_{\text{MAX}}} f \cdot \text{PSD}[f]}{\sum_{f=0}^{f_{\text{MAX}}} \text{PSD}[f]}$$

potenza di ciascuna frequenza. La formula del calcolo è:

Si misura in Hz.

Parametri EEG nel dominio del tempo:

Esistono diversi parametri EEG nel dominio del tempo, considereremo solo quelli usati più spesso:

1. Zero-crossing
2. Rapporto di soppressione del burst

Zero crossing:

Lo zero crossing è il numero di volte che il segnale EEG attraversa la linea di base. Sfortunatamente questo parametro non rappresenta sempre ciò che è indicato in EEG come il ritmo del segnale. Abbastanza spesso il ritmo di interesse è incorporato nelle onde e rende che rendono il calcolo falso.

Rapporto di soppressione:

Questo è un parametro che quantifica il grado di soppressione di un segnale EEG. Viene calcolato in una sezione di durata fissa, come rapporto tra il tempo in cui il segnale rimane stabile al di sotto di una determinata soglia, ovvero + o - 5 micro V e la durata della sezione stessa. Per considerare "soppresso" un segnale EEG il segnale non deve superare la soglia di 400-500 ms. se entro una sezione ci sono più intervalli di soppressione, devono essere aggiunti. Questo parametro indica quindi quale percentuale della sezione è occupata da un segnale soppresso.

Tecnica di visualizzazione dei dati:

Quando si sceglie di usare la tecnica di visualizzazione, bisogna concentrarsi sulle caratteristiche che vanno evidenziate:

1. Evoluzione dei dati nel tempo
2. Distribuzione spaziale dei dati

Visualizzazione dell'evoluzione dei dati nel tempo:

Tutte le tecniche di visualizzazione dell'evoluzione dei dati nel tempo condividono la stessa caratteristica : un asse del tempo lungo il quale vengono disegnate tutte le caratteristiche.

In ordine di complessità alcune possibili tecniche sono:

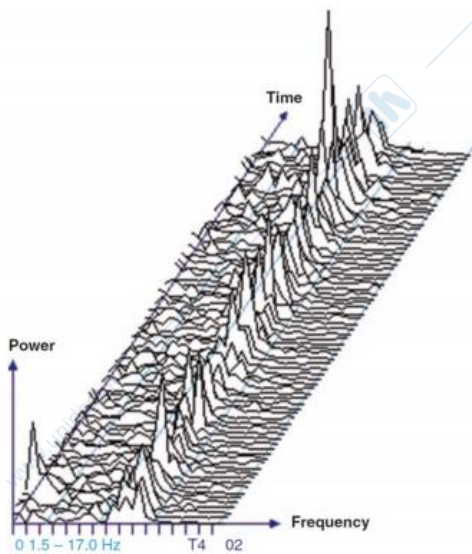
1. Istogrammi e tendenze
2. Matrice spettrale compressa
3. Matrice spettrale di densità

Istogrammi e tendenze:

Queste sono le tecniche più semplici , spesso le più efficienti , per visualizzare l'evoluzione temporale di un parametro , con il limite di non consentire la visualizzazione di molte variabili sullo stesso grafico, per evitare la compromissione della leggibilità. Il display mostra un grafico cartesiano con il tempo in un asse più o meno compresso , e sull'altro asse il parametro da visualizzare. Questo grafico può mostrare qualsiasi tipo di parametro , sia nel dominio del tempo che della frequenza.

Matrice spettrale compressa:

Questo è un tipo di visualizzazione usata spesso in passato per visualizzare l'analisi spettrale. Consiste in una successiva visualizzazione verticale dello spettro di potenza ottenuto nel tempo. L'asse x mostra la frequenza e l'asse y mostra la potenza, mentre l'asse z rappresenta il lasso di tempo che intercorre tra uno spettro e l'altro.



Matrice spettrale di densità:

Questa tecnica utilizza una scala cromatica per visualizzare la potenza di ogni quanto di frequenza dello spettro. Ciò significa che ogni spettro di potenza è rappresentato da una striscia colorata (o scala di grigi) in cui la y rappresenta la frequenza del punto; il colore del punto rappresenta la potenza dello spettro di frequenza a quella frequenza. La successione di tali strisce rappresenta l'evoluzione nel tempo degli spettri.

Visualizzazione della distribuzione spaziale di dati:

Il *Brain Mapping* è una tecnica che mira a visualizzare lo spazio di distribuzione sul cuoio capelluto di un'attività misurata solo in alcuni punti . Una volta che una tale distribuzione è calcolata dai valori di questi punti, può essere visualizzata ottenendo le cosiddette mappe. Il calcolo eseguito per ottenere tale

mappatura è un'interpolazione dell'attività che è effettivamente misurata sul cuoio capelluto e, a seconda del tipo di attività, i seguenti risultati possono essere ottenuti:

1. MAPPE DI AMPIEZZA: visualizzazione della distribuzione sul cuoio capelluto dell'ampiezza del segnale EEG misurato in un dato momento, cioè per un segnale digitale ad un dato campione
2. MAPPE DI FREQUENZA: visualizzazione della distribuzione sul cuoio capelluto della potenza media di una data frequenza di banda del segnale EEG calcolata in uno o più intervalli di tempo sezionati sui quali è eseguita l'analisi spettrale.

Modelli di cuoio capelluto:

Al fine di ottenere una corretta mappatura del cervello, deve essere definito il modello corretto del cuoio capelluto. Una volta definito tale modello è necessario misurare le posizioni degli elettrodi utilizzando lo stesso sistema di coordinate del modello. I modelli del cuoio capelluto sono divisi in 3 categorie:

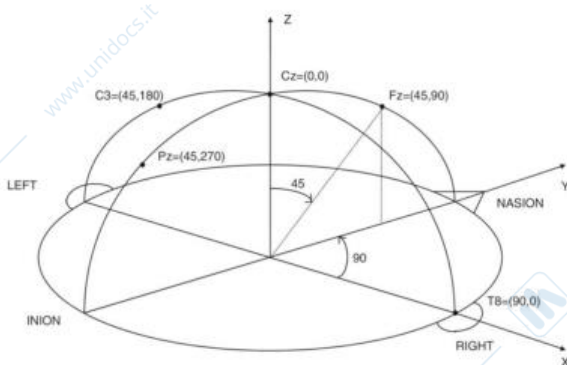
1. Modelli planari
2. Modelli sperimentali tridimensionali
3. Modelli tridimensionali realistici

Modelli planari :

Modelli definiti su una superficie piana in cui i contorni possono essere una circonferenza o un contorno simili a un cranio. Data la semplicità di questi modelli, vengono ampiamente usati. Il sistema di coordinate è cartesiano, il che significa che la posizione di ciascun elettrodo è specificata da una coppia di numeri x e y . Il valore di tali coordinate si ottiene come proiezione sul piano assiale delle posizioni misurate (o presunte) degli elettrodi.

Modelli sferici tridimensionali:

Modelli più raffinati perché si avvicinano di più al cuoio capelluto con un emisfero in cui sono posizionati gli elettrodi. Il sistema è a 3 coordinate x, y e z ma molto spesso, per semplificare, si assume la sfera con raggio unitario in modo che per ogni elettrodo siano specificate solo due coordinate, dette latitudine e longitudine. Normalmente la latitudine è calcolata con 0 in Cz, la longitudine con 0 in T8.



Modelli realistici tridimensionali:

Questi modelli cercano di minimizzare l'approssimazione elaborando la risonanza magnetica del paziente per ottenere un modello della superficie del cuoio capelluto. Per fare ciò è necessario un software che legge i dati MRI, che vengono quindi elaborati per ottenere un modello tridimensionale della testa fatto di voxel e quindi creare il modello, ad esempio, disegnando triangoli che si adattano perfettamente alla

superficie del cuoio capelluto. Il sistema di coordinate nel caso di modelli realistici deve essere cartesiano e definito da tre coordinate x,y e z. Tali coordinate devono essere misurate con precisione con strumenti specifici che misurano la posizione esatta di un punto nello spazio, in tutte e tre le dimensioni, e utilizzano marcatori facili come riferimento per l'asse.

Classificazione ARTEFATTI:

- fisiologici;
- causati dal sistema d'acquisizione;
- causate da interferenze elettriche.

I movimenti oculari vengono registrati principalmente dagli elettrodi frontali, sebbene possono anche essere registrati da altre regioni. La forza della loro interferenza dipende dalla vicinanza degli elettrodi agli occhi e sulla direzione verso cui l'occhio si sta muovendo.

I movimenti oculari possono essere laterali, verticali, obliqui o rotazionali. Possono anche essere coniugati o disgiunti.

I principali movimenti verticali sono ammiccamenti e l'apertura degli occhi mentre il principale movimento laterale è uno e può mostrare anche caratteristiche oblique o rotazionali: movimenti rapidi oculari saccadici o movimenti oculari di inseguimento di fluidi o il nistagmo.

Il segnale EEG è prodotto dal bulbo oculare che agisce come un dipolo, con il polo positivo orientato anteriormente (cornea) e il polo negativo orientato posteriormente (retina), che genera un segnale di corrente alternato di grande ampiezza, rilevabile da qualsiasi degli elettrodi vicino agli occhi.

Se non ci sono movimenti oculari, il potenziale corneo-retina è a riposo e non viene registrato dalle derivazioni EEG.

Durante i movimenti oculari e palpebrali, il dipolo cambia rapidamente direzione e quindi anche i relativi campi elettrici registrati dalle derivazioni fronto-temporali in forma di alto potenziale.

Battito delle ciglia:

Il battito di ciglia è il tipico movimento verticale, osservato nell'EEG, utile per identificare lo stato di veglia soprattutto durante l'EEG ambulatoriale e la poliosonografia.

Quando gli individui chiudono i loro occhi, o globi oculari deviano i picchi verso l'alto e la carica positiva della cornea è registrata dagli elettrodi sul cuoio capelluto.

Movimenti laterali oculari:

I movimenti oculari laterali, per lo più, influenzano gli elettrodi temporali sulla parte anteriore, F7 e F8, che sono i migliori posti per percepire la positività della cornea, appena il globo oculare si sposta lateralmente sul piano orizzontale.

Quando si muovono gli occhi a destra, la cornea elettropositiva si avvicina a F8, caricandolo positivamente, mentre la retina elettronegativa si avvicina a F7, caricandolo negativamente.

Quando si sposta l'occhio a sinistra, la cornea elettropositiva si avvicina a F7, caricandolo positivamente, mentre, la retina elettronegativa si avvicina all'elettrodo F8, caricandolo negativamente.

Nistagmo:

Il nistagmo consiste nella ripetizione di oscillazioni involontarie degli occhi, con una lenta deviazione dei bulbi oculari verso l'alto e con un rapido movimento nella direzione opposta.

In molti casi, il nistagmo, se non è molto ampio, non provoca variazioni nel dipolo corneo-reticolo che interferisce con segnale EEG.

Tuttavia è possibile che si generi un artefatto facilmente scambiabile per i potenziali di banda teta e causati dall'alta impedenza interelettrodo.

Artefatti muscolari:

La comparsa di attività bioelettrica muscolare ad alta frequenza sovrapposta ai tracciati EEG è molto comune, specialmente nelle aree frontotemporali (a causa della contrazione dei muscoli temporali) , nelle aree frontali (a causa della contrazione dei muscoli facciali) e nelle aree temporo-occipitali (contrazione dei muscoli del collo).

Gli artefatti muscolari di solito si manifestano con esplosioni di potenziali ad alta frequenza, possono avere morfologie diverse senza una forma ripetitiva o stereotipata.

Per evitare l'attività muscolare, il paziente deve essere rilassato, con la bocca leggermente aperta per decontrarre la mascella e i muscoli temporali; una posizione adatta della testa del paziente consente di rilassare i muscoli del collo.

Artefatto glossicinetico:

La lingua come il bulbo oculare ha un dipolo netto e i suoi movimenti generano l'artefatto glossocinetico. La forma di questo artefatto può mostrare sia forme lente che componenti con picchi e il suo campo può estendersi complessivamente nel cuoio capelluto.

Artefatto ECG:

Il campo elettrico generato dall'attività cardiaca può essere rilevato attraverso la conduzione del volume dal cuore agli elettrodi sulla testa. Poiché il campo elettrico cardiaco è equipotenziale sulla testa , spesso non è rilevabile con derivazione bipolari, mentre è chiaramente riconoscibile come un picco di ampiezza medio-bassa sincrono con il complesso QRS, usando derivazioni di riferimento comuni inattive.

È difficile eliminare l'artefatto da ECG; al paziente potrebbe essere richiesto di cambiare posizione o il tecnico cerca di spostare leggermente gli elettrodi più contaminati, ma la migliore opzione è documentare l'artefatto aggiungendo un canale ECG.

Artefatto salt-bridge interelettrodo:

Questo artefatto appare come un appiattimento della traccia delle derivazioni bipolari , in cui alcuni canali hanno uno o più elettrodi comuni. Il grande aumento della conduzione nell'area della pelle tra due elettrodi riferiti ciascuno all'altro , causato dalla presenza di materiale conduttivo eccessivo (es. gel), riduce a 0, o quasi , la differenza di potenziale elettrico tra gli elettrodi stessi.

Per eliminare questo artefatto è necessario pulire e asciugare la pelle sotto gli elettrodi. Lo stesso fenomeno (appiattimento anormale della traccia) può verificarsi quando due elettrodi, accoppiati in derivazione bipolare, sono posti troppo vicini l'uno all'altro.

Artefatto di contatto della pelle con l'elettrodo difettoso:

Quando è presente un'impedenza eccessivamente elevata tra la pelle e l'elettrodo, a causa di eccesso sebaceo, interposizione di capelli, eccesso di sostanze conduttive, etc, possono verificarsi vari tipi di artefatti. L'elettrodo "pop" è l'artefatto caratteristico che si verifica a seguito di un brusco cambiamento di impedenza, derivante da un sottile movimento dell'elettrodo dovuto all'essiccazione del gel o della pasta dell'elettrodo,

una cattiva connessione dell'elettrodo al filo. Gli elettrodi responsabili di tale artefatto devono essere sostituiti o riposizionati controllando nuovamente l'impedenza dell'elettrodo cutaneo.

Artefatto a corrente alternata:

L'interferenza elettrica alternata dell'amplificazione principale è la fonte strumentale di artefatto più comune. Questo artefatto è rappresentato da una continua attività (a 50Hz) di ampiezza variabile. È costituito da un segnale elettromagnetico generato da cavi elettrici o apparecchiature collegate alla rete elettrica, che si sovrappone al segnale cerebrale registrato, rendendolo spesso non valutabile.

Le soluzioni per eliminare questi artefatti sono: abbassare il più possibile l'impedenza dell'elettrodo cutaneo, scollegando dall'alimentazione tutte le apparecchiature non necessarie, usando un filtro notch.

Artefatto telefonico:

Quando l'artefatto è dovuto allo squillo di un telefono fisso, posizionato nella stanza in cui è registrato l'EEG, appare sulla traccia come sequenze di ritmi rapidi, presenti su uno o più canali. In questo caso, viene catturato il segnale elettromagnetico generato dal dispositivo e dal circuito oscillante che sta alla base della suoneria del telefono. Anche i telefoni cellulari possono causare artefatti, che di solito si verificano sotto forma di scariche diffuse di elementi grafici fortemente contrastati.

Frequenze EEG:

L'ampio spettro di frequenze EEG è raggruppato in bande e storicamente denominato usando le lettere greche. L'attività EEG registrata sul cuoio capelluto con strumenti EEG di routine di solito esclude le frequenze inferiori a 0,5-0,3 Hz e normalmente non supera i 40 Hz. Le bande di frequenza classiche di ELETTOENCEFALOGRAMMA sono definite come segue:

- ♣ Delta (δ): 0.1 to 4 Hz
- ♣ Theta (θ): 4 to 8 Hz
- ♣ Alpha (α): 8 to 13 Hz
- ♣ Beta (β): 13 to 30 Hz
- ♣ Gamma (γ): 30 to 40 Hz

Banda delta:

La banda delta è stata descritta per la prima volta come Marcatore EEG per tumori cerebrali e esso include le frequenze EEG più lente (<4 Hz); questi possono spesso essere confusi durante l'ispezione visiva con oscillazioni artificiali e quindi "tagliati" in modo improprio da tecnici con filtri passa-alto. L'analisi visiva dell'EEG adulto fisiologico non è sempre in grado di evidenziare la quantità effettiva della componente delta che è mascherata dalle altre frequenze o rappresenta artefatti elettrici. L'analisi quantitativa della frequenza dei tracciati EEG di solito mostra, anche negli adulti, la presenza di una quantità apprezzabile di delta power.

Banda theta:

Nei soggetti adulti la banda theta è scarsamente rappresentata in quanto è particolarmente variabile. L'apparizione di theta negli adulti può essere facilitata da stati emotivi o processi mentali particolari. Inoltre

quando una graduale comparsa del ritmo alfa sostituisce l'attività theta in un adulto sveglio, questo significa che l'adulto è assonato.

Banda alfa:

La banda alfa (8-13 Hz) è propria di un tracciato EEG registrata negli adulti durante la veglia calma ad occhi chiusi.

Banda beta:

Un'attività beta di bassa ampiezza (<30 μ V) viene normalmente registrata sulle regioni fronto-centro-temporali in ELETTOENCEFALOGRAMMA sveglio di adulti normali. A volte è più apprezzabile con gli occhi aperti o con l'attività mentale perché, con gli occhi chiusi, è mascherata dall'ampiezza e dalla sincronizzazione molto più elevate del ritmo alfa.

L'attività beta è correlata a processi mentali e cognitivi di vario tipo, ansia e stato di allerta; è anche indotto o aumentato dalla sonnolenza e dal sonno leggero.

Banda gamma:

Le frequenze sopra la banda beta sono tradizionalmente definite banda gamma (γ , 30–80 Hz).

Sono state proposte le seguenti designazioni per il attività ultraveloce: banda omega (ω , 80-120 Hz), banda rho (ρ , 120– 500 Hz) e banda sigma (σ , 500–1000 Hz).

| Hz | EEG bands |
|--------------|-------------------|
| 0–0.3 | Ultraslow |
| 0.3 to <4 | Delta— δ |
| 4 to <8 | Theta— θ |
| 8 to <13 | Alpha— α |
| 13 to <30 | Beta— β |
| 30 to <80 | Gamma— γ |
| | HFOs |
| 80–250 Hz | Ripples |
| 250–500 Hz | Fast ripples |
| >500–1000 Hz | Ultrafast ripples |

www.unidocs.it

www.unidocs.it

www.



www.unidocs.it

www.unidocs.it



www.unidocs.it

www.unidocs.it



www.unidocs.it

www.unidocs.it

www.unidocs.it - Appunti e dispense per superare i tuoi esami universitari

www.unidocs.it - Appunti e dispense per superare i tuoi esami universitari