

UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA

FACOLTA DI INGEGNERIA

**CORSO DI LAUREA TRIENNALE IN
INGEGNERIA BIOMEDICA**



**MONITORAGGIO DELL' ATTIVITÀ CEREBRALE
TRAMITE BRAIN-COMPUTER-INTERFACE(BCI)**

Relatore:

Prof. Stefano Vassanelli

Laureando:

Gnamteu Sottang Fabrice

Matricola: 525777

Anno Accademico 2012-2013

Indice

Sommario	5
1 Introduzione	7
1.1 La ricerca nel campo delle BCI7	
2 Il Cervello e la trasmissione dell'impulso nervoso	8
2.1 Cenni di neurofisiologia	8
2.1.1 Encefalo	8
2.1.2 Neuroni	10
2.1.3 Sinapsi	11
3 Monitorare l'attività cerebrale	12
3.1 L'elettroencefalografia	12
3.1.1 Analisi di un tracciato EEG	14
3.1.2 Elettroencefalografia digitale	16
3.1.3 Elettrodi	17
3.2 Campionamento, quantizzazione e codifica dei segnali biomedic	17
3.2.1 Problematiche di rumore nelle misure biomediche	18
3.2.2 Amplificazione e filtraggio dei segnali biomedici	19
3.2.3 Conversione analogico/ digitale	21
4 Brain-Computer Interface	23
4.1 Classificazione delle BCI	24
4.1.1 l'uso di una bci come abilità	25
4.2 Le componenti di una BCI	26
4.3 Potenziali evocati evento correlati e P300	28
4.4 P300-Speller	30
5 Anali sperimentale con Emotiv Epoc	31
5.1 Caratteristiche tecniche	32
5.2 Prove con software originale: Epoc Control Panel	32
5.2.1 Expressiv Suite	34
5.2.2 Cognitiv Suite	35
5.2.3 Mouse Emulator	36
5.2.4 Epoc brain activity map	37
6 progetto futuro: Consenziometro Pediatrico	38
7 Conclusione	39
Bibliografia	40

Sommario

Gli sviluppi della scienza e il progresso tecnologico hanno condotto l'uomo ad avvicinarsi sempre più verso la conoscenza di se stesso. Il cervello, che rappresenta l'emblema della nostra esistenza, è stato per anni uno degli organi maggiormente studiati pieno di mistero. Sono in molti ad affermare che le capacità intellettuali degli uomini non siano sfruttate a fondo. Infatti, nonostante si conosca ogni parte del cervello nonché le funzioni ad esso associate, si hanno ancora seri dubbi su come, a livello microscopico, le varie entità costituenti tale organo riescano ad interagire creando così pensieri, emozioni, paure e ricordi.

Grazie agli studi effettuati negli ultimi decenni di ricerca, si è scoperto che il cervello in realtà, nonostante sia costituito da un'unica massa, presenta distinte aree per distinte funzioni. A tal proposito, nella prima parte del presente lavoro mira a delineare una panoramica generale sui vari aspetti dell'anatomia delle singole parti: dal funzionamento dei neuroni alla specializzazione delle diverse aree funzionali della corteccia fino ad arrivare alle peculiarità caratteristiche dei due emisferi destro e sinistro.

La seconda parte mira ad analizzare le metodologie di studio del cervello, tra le quali l'elettroencefalografia che consente di rilevare una serie di onde cerebrali (alfa, beta, theta e delta) caratteristiche di differenti stati psichici, psico-fisici e patologici. In particolare, l'attenzione ricadrà sul posizionamento degli elettrodi, sulle problematiche dovute al rumore rilevato nella fase di misurazione, sull'amplificazione, sul filtraggio ed infine sulla conversione analogico/digitale del segnale EEG.

La strumentazione che consente di rilevare il suddetto segnale è argomento di studio della terza parte del capitolo all'interno del quale si tratteranno le diverse tipologie di interfaccia cervello-computer (BCI) e le principali sperimentazioni eseguite sino ad oggi riguardanti la sempre più intima interazione tra il nostro organo e il mondo della tecnologia.

Infine, si parlerà brevemente del progetto Consenziometro pediatrico svolto dal dipartimento di pediatria dell'ospedale di Padova, e dopo, si descriverà Emotiv EPOC, strumento commerciale impiegato nella fase di acquisizione e i relativi *software* forniti dall'azienda costruttrice.

1 Introduzione



Si dice che il progredire della scienza proceda per rivoluzioni. Grazie ai progressi della tecnica, anche la nostra vita può cambiare radicalmente.

Recentemente sono stati effettuati studi che possono rendere possibile quello che fino a ora è stato solo un sogno dell'uomo, ossia la possibilità di comandare un dispositivo direttamente con le onde cerebrali. Questo tipo di interfacce, oltre a rappresentare una possibile futura alternativa a tutti gli strumenti utilizzati oggi, assumono grande importanza per tutte quelle persone per le quali l'uso del sistema muscolare rappresenta un problema come, ad esempio, coloro che sono affetti da patologie quali SLA, Sclerosi Multipla e soprattutto neonati con danno cerebrale. Le BCI, infatti, potrebbero aiutare molti bambini con handicap gravi a recuperare alcune abilità e quindi una rinnovata autonomia a rendere possibile questo tipo di comunicazione sono nuovi tipi di interfaccia, per l'appunto interfacce cervello-computer, generalmente indicate col termine BCI dall'inglese Brain-Computer Interface.

1.1 La ricerca nel campo delle BCI

Una BCI è un dispositivo in grado di monitorare l'attività cerebrale di una persona e utilizzare alcuni segnali, come ad esempio l'EEG, per interpretarne e attuarne la volontà. In maniera schematica possiamo dire che un'interfaccia cervello-computer è composta dai seguenti moduli:

- un modulo di acquisizione che permette di registrare il segnale generato dal cervello dell'utente;
- un modulo di analisi del segnale, che, processando e classificando i dati ricevuti dal modulo precedente, è in grado di estrarre informazione utile dal segnale grezzo registrato dal cervello dell'utente;
- infine, un modulo che, sfruttando l'informazione utile estratta durante l'analisi del segnale, produce un output che è reinviato all'utente come feedback.

La ricerca nel campo delle BCI affonda le sue radici nelle indagini e negli studi riguardanti l'anatomia e la fisiologia del cervello. Una delle ipotesi fondamentali su cui si basano molte ricerche nel campo delle neuro-scienze è l'assunto che esista una relazione tra stati mentali e attività neurale. In altre parole, sarebbe possibile riconoscere un'esperienza mentale analizzando l'attività elettrica generata dai neuroni all'interno del cervello. In verità, questa ipotesi è tuttora molto dibattuta e la connessione tra stati mentali e attività neurale, ammesso che esista, è ben lungi dall'essere nota. Di fronte a questo problema, i ricercatori nel campo delle interfacce cervello-computer hanno seguito un approccio più pragmatico. Consapevoli della difficoltà di dare una spiegazione teorica completa e coerente all'attività neurale, molti hanno preferito limitarsi a studiare in quale modo utilizzare e sfruttare i segnali prodotti dal cervello piuttosto che darne un'interpretazione. Pertanto l'obiettivo principale della ricerca sulle interfacce cervello-computer è quello di captare ed

elaborare segnali cerebrali . Per quanto vi siano vari metodi per captare questi segnali, quello che fino a oggi è utilizzato in maniera prevalente è l'elettroencefalografia, ovvero la registrazione dei potenziali encefalici attraverso elettrodi applicati sullo scalpo. Questo metodo ha il merito di essere non invasivo, tecnicamente poco impegnativo e disponibile a un costo relativamente basso.

consente di scrivere sfruttando il segnale P300 prodotto dal cervello sulla base di stimoli visivi.

2 Il Cervello e la trasmissione dell'impulso nervoso

Come affermato, il fine di una interfaccia cervello-computer è quello di costituire una via di comunicazione che dipenda esclusivamente dai segnali prodotti dall'attività neurale del cervello. E' opportuno dunque introdurre alcune nozioni elementari riguardo la natura e la struttura del cervello, delineando quegli aspetti che saranno di maggior interesse per le interfacce cervello-computer.

Nel seguito si presenteranno varie tecniche di monitoraggio dell'attività cerebrale, con particolare riferimento all'elettroencefalografia.

2.1 Cenni di neurofisiologia

2.1.1 Encefalo

L'encefalo è il centro del sistema nervoso centrale umano, contenuto all'interno della scatola cranica. Esso è responsabile di tutte le attività del corpo umano, dalla regolazione del battito cardiaco alla gestione della memoria, dalla generazione di pensieri alla formazione di sogni e speranze . La struttura del cervello ha una complessità seconda a nessuna degli altri organi del corpo umano e, tuttora, buona parte delle sue reali funzioni sono ancora oggetto di studio . L'encefalo propriamente detto è costituito da :

Prosencefalo: il cervello costituisce la parte anteriore e superiore dell'encefalo; con la sua massa esso occupa quasi interamente la scatola cranica;

Tronco encefalico (mesencefalo): il tronco encefalico è situato nella parte inferiore dell'encefalo, tra il prosencefalo e il cervelletto; riceve input dai nervi cranici e trasferisce impulsi sensori e motori tra il cervello e la spina dorsale; contiene inoltre le strutture responsabili del controllo del battito cardiaco, della respirazione e della pressione sanguigna;

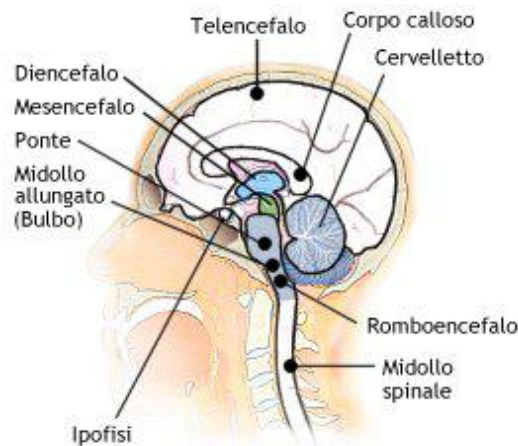


Fig: Struttura dell'encefalo

Cervelletto: il cervelletto è situato nella parte posteriore e inferiore dell'encefalo; ha un ruolo fondamentale nell'apprendimento e nella memorizzazione dei movimenti, nonché nella pianificazione e nel coordinamento. Analizzando più a fondo il prosencefalo, è possibile suddividerlo in :

Diencefalo: collocato tra la parte superiore dell'encefalo e il mesencefalo, il diencefalo è costituito da strutture simmetriche specializzate, quali il terzo ventricolo, il talamo, il subtalamo, l'epitalamo e l'ipotalamo.

Telencefalo: al di sopra del diencefalo trova posto il telencefalo che costituisce la parte esterna dell'encefalo; il telencefalo si compone di due emisferi cerebrali, bilaterali e simmetrici, separati tra loro dalla scissura interemisferica longitudinale, e di alcune formazioni interemisferiche.

I due emisferi cerebrali che formano il telencefalo constano di una superficie esterna di materia grigia, la corteccia cerebrale e di un nucleo interno di materia bianca; inoltre, in profondità, all'interno dei due emisferi sono presenti anche altre strutture di materia grigia, chiamate gangli della base . La corteccia cerebrale è filogeneticamente la parte più giovane dell'encefalo. La superficie esterna appare irregolare, caratterizzata da fessure (solchi) e rilievi (giri); i solchi più profondi sono detti scissure e permettono di suddividere la superficie della corteccia in regioni chiamate lobi .

La corteccia è preposta a un elevato numero di funzioni, tra cui funzioni sensorie, motorie, cognitive, affettive e mnemoniche. Più precisamente, separando l'area della corteccia cerebrale in lobi, è possibile identificare aree funzionali all'interno di ciascuno lobo :

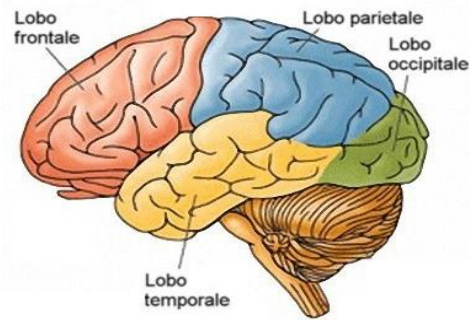


Fig: Suddivisione della corteccia in lobi

Lobo frontale: l'area compresa tra la parte anteriore del cervello e il solco centrale contiene le aree funzionali preposte all'elaborazione delle informazioni motorie (corteccia motoria), visive, linguistiche e intellettive;

Lobo parietale: l'area compresa tra il solco centrale e il solco parieto-occipitale contiene le aree funzionali preposte all'elaborazione delle informazioni sensorie (corteccia somatosensoria);

Lobo temporale: l'area delimitata dal solco laterale contiene le aree funzionali preposte all'elaborazione delle informazioni uditorie (corteccia uditiva) e alla gestione della memoria;

Lobo occipitale: l'area delimitata dal solco parieto occipitale contiene le aree funzionali preposte all'elaborazione delle informazioni visive (corteccia visiva).

2.1.2 Neuroni

La materia grigia che forma la corteccia cerebrale ha uno spessore variabile da 1.5 mm a 4.5 mm e viene generalmente suddivisa in sei strati secondo la densità e la disposizione delle cellule che la costituiscono. Le cellule nervose si distinguono in :

Neuroni: sono le cellule nervose in grado di gestire l'informazione, elaborando e trasferendo segnali elettrici; si conta che nel cervello umano vi siano oltre 1010 neuroni .

Cellule gliali: sono cellule nervose senza alcun ruolo nella comunicazione elettrica; sono più numerose dei neuroni e il loro unico compito è quello di supporto nutrizionale, ionico e meccanico ai neuroni .

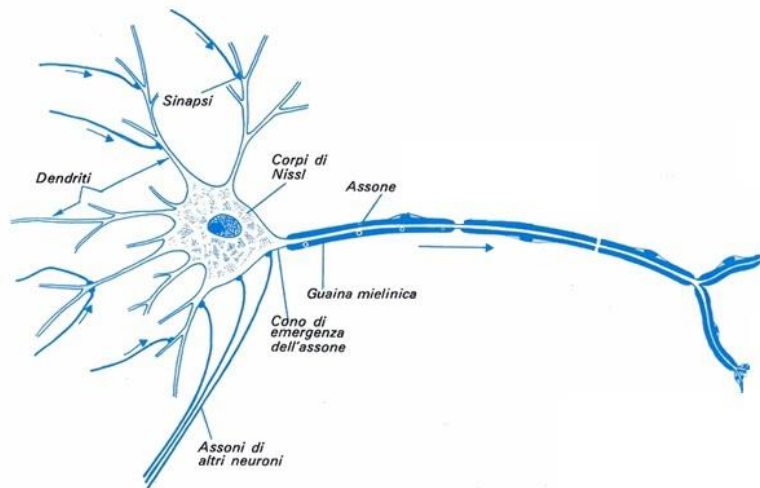


Fig: Struttura di un neurone

Sebbene sia possibile distinguere ulteriormente i neuroni in diverse sottoclassi, tutti i neuroni condividono una struttura simile. Ciascun neurone è costituito da un corpo cellulare (soma o perikaryon) da cui dipartono dei filamenti citoplasmatici (dendriti e assone). I dendriti si estendono dal soma del neurone e formano una struttura ad albero la cui funzione è quella di portare i segnali elettrici di altre cellule nervose al corpo cellulare del neurone. L'assone è, invece, un unico filamento citoplasmatico rivestito di mielina, da cui possono comunque generarsi rami secondari, responsabili per la trasmissione dell'informazione dal soma del neurone ad altre cellule nervose; l'efficienza nella trasmissione del segnale elettrico lungo l'assone è determinata dal diametro dell'assone e dal livello di isolamento garantito dal rivestimento di mielina. I punti di giunzione tra due neuroni, attraverso i quali è possibile trasferire informazione da un neurone all'altro, prendono il nome di sinapsi.

2.1.3 Sinapsi

Una sinapsi è una struttura altamente specializzata che consente la comunicazione delle cellule del tessuto nervoso tra loro (neuroni) o con altre cellule (cellule muscolari, sensoriali o ghiandole endocrine). Attraverso la trasmissione sinaptica, l'impulso nervoso può viaggiare da un neurone all'altro o da un neurone ad una fibra p.es. muscolare (giunzione neuromuscolare). La comunicazione sinaptica tra neuroni può avvenire in due modi :

Comunicazione sinaptica elettrica: ha luogo in presenza di sinapsi elettriche, ovvero quei punti in cui due cellule nervose entrano in contatto diretto; la comunicazione sinaptica elettrica è veloce e adattabile e permette il passaggio diretto di impulsi elettrici in entrambe le direzioni.

Comunicazione sinaptica chimica: si realizza in presenza di sinapsi chimiche, ovvero in quei punti in cui tra due cellule vi sia un piccolo spazio; gli impulsi elettrici sono veicolati tra le due cellule per mezzo di neurotrasmettitori chimici; la comunicazione sinaptica chimica è una forma di comunicazione unidirezionale, in cui la cellula nervosa pre-sinaptica si specializza nella creazione e nel rilascio di neurotrasmettitori chimici in presenza di un impulso elettrico e la cellula nervosa post-sinaptica si specializza nel riconoscimento dei neurotrasmettitori nella generazione di un impulso elettrico in presenza di neurotrasmettitori chimici.

Si conta che nel cervello umano vi siano migliaia di sinapsi e oltre 100 diversi tipi di neurotrasmettitori . L'informazione tra i neuroni è scambiata sotto forma di impulsi elettrici, chiamati potenziali di azione. Il flusso di corrente è reso possibile dal passaggio di ioni carichi positivamente o negativamente attraverso la membrana cellulare. Il potenziale di azione è una breve inversione del potenziale di membrana di una cellula nervosa della durata di meno di 1 ms .

3 Monitorare l'attività cerebrale

Lo studio dell'attività cerebrale ha interessato gli studiosi fin dal primo '900. Esistono numerosi metodi per monitorarla: dall'elettroencefalografia (EEG) a metodi d'indagine più sofisticati e di imaging.

La magnetoencefalografia (MEG) è una tecnica che consente di studiare la funzionalità cerebrale tramite la misura del campo magnetico generato dalle correnti intracellulari dei neuroni piramidali corticali.

La risonanza magnetica funzionale (fMRI) è una tecnica di imaging biomedico che consiste nell'uso della risonanza magnetica per valutare la funzionalità di un organo o un apparato, in maniera complementare all'imaging morfologico.

La NIRS (in inglese Near Infrared Spectroscopy) è una tecnica non invasiva in grado di misurare l'ossigenazione dei tessuti attraverso la radiazione nel vicino infrarosso (700-950 nm); l'assorbimento di questa radiazione da parte del tessuto biologico è basso ed è principalmente dovuto all'emoglobina; l'emoglobina ossigenata e l'emoglobina deossigenata hanno spettri di assorbimento differenti e questa caratteristica permette di misurare la concentrazione d'ossigeno nei tessuti studiati, input di un sistema di BCI

3.1 L'elettroencefalografia

L'elettroencefalografia (EEG) è la registrazione dell'attività elettrica dell'encefalo. La tecnica è stata inventata nel 1929 da Hans Berger, il quale scoprì che vi era una differenza di potenziale elettrico tra aghi infissi nello scalpo oppure tra due piccoli dischi di metallo (elettrodi) nel momento in cui erano posti a contatto sulla cute sgrassata del cuoio capelluto.

L'elettroencefalografia è una misura del flusso di corrente extracellulare che è generato dalla somma delle attività di un elevato numero di neuroni. I potenziali di superficie sono, principalmente, il risultato dell'attività dei neuroni corticali piramidali disposti in corrispondenza dell'area corticale sottostante l'elettrodo. L'EEG rileva la differenza di potenziale elettrico tra un elettrodo attivo, posto sopra la sede, dove si svolge l'attività neurale, e un elettrodo indifferente, collocato a una certa distanza dal primo. Un EEG misura quindi la differenza di potenziale tra aree dello scalpo ed è proporzionale alla corrente che scorre nella corteccia cerebrale

durante l'eccitazione sinaptica dei dendriti di molti neuroni piramidali, che giacciono proprio sotto il cranio. Il contributo elettrico di ciascun neurone corticale è straordinariamente piccolo e il segnale deve attraversare diversi strati di tessuto non neurale, incluse le meningi (il sistema di membrane che protegge l'encefalo), i liquidi che si trovano tra le meningi, le ossa del cranio e la pelle, prima di raggiungere gli elettrodi. Di conseguenza, sono necessarie migliaia di neuroni attivati contemporaneamente

per generare un segnale EEG abbastanza grande da poter essere rilevato.

Questo fenomeno ha un'interessante conseguenza sull'ampiezza del segnale EEG. Il segnale dipende in grande misura da quanto è sincronizzata l'attività dei neuroni implicati. Infatti, se ciascuna cellula riceve la stessa quantità di eccitazione, ma in tempi diversi, i segnali sommati sono esigui e irregolari. Se tutte le cellule ricevono, invece, la stessa eccitazione contemporaneamente, i singoli segnali possono sommarsi, dando origine ad un campo elettrico più intenso. In questo caso il numero di cellule attivate e la quantità totale di attivazione possono rimanere invariate, ciò che cambia è solo la sincronizzazione dell'attività.

Per facilitare il contatto con l'elettrodo e per aumentare il livello di conducibilità è spesso utilizzato un gel conduttore abrasivo che è applicato direttamente sul cuoio capelluto. Per ricostruire in maniera accurata l'attività corticale, gli elettrodi sono applicati sullo scalpo secondo la disposizione standard chiamato sistema internazionale 10-20. Questo sistema descrive l'esatta posizione di ogni elettrodo, consentendo una buona copertura di tutta la superficie encefalica e garantendo che gli elettrodi siano sempre posizionati sopra le stesse aree. Vengono misurate delle linee, utilizzando come punto di partenza precise localizzazioni anatomiche: nasion, inion e punto preauricolare.

Queste linee disegnano una rete sulla superficie del cranio, ai cui punti di intersezione sono posizionati gli elettrodi. La distanza tra un elettrodo e l'altro è sempre il 10% o il 20% della lunghezza totale della linea variabile rispetto al soggetto. Ogni posizione di un elettrodo viene denominata usando una lettera e un numero o talora una seconda lettera. La lettera prende il nome dal lobo cerebrale sottostante (Fp = frontopolare, F = frontale, T = temporale, P = parietale, O = occipitale). Il numero è pari (2, 4, 6, 8) per il lato destro e dispari (1, 3, 5, 7) per il sinistro, con i valori più bassi in posizione mediale. La posizione sulla linea mediana interemisferica è indicata con la lettera z. La linea trasversale T4-C4-Cz-C3-T3 (risultante delle precedenti) viene denominata montaggio. Infine, con A1 (sinistra) e A2 (destra) vengono indicate delle regioni elettricamente neutre di riferimento (lobo auricolare o mastoide).

Il montaggio con i 21 elettrodi standard, tuttavia, non riesce a coprire tutte le aree cerebrali. Di recente quindi, l'American Clinical Neurophysiology Society ha proposto un'estensione del sistema 10-20 con un sistema 10-10, o al 10% che prevede il posizionamento di 75 elettrodi disposti lungo undici catene sagittali e nove catene coronali.

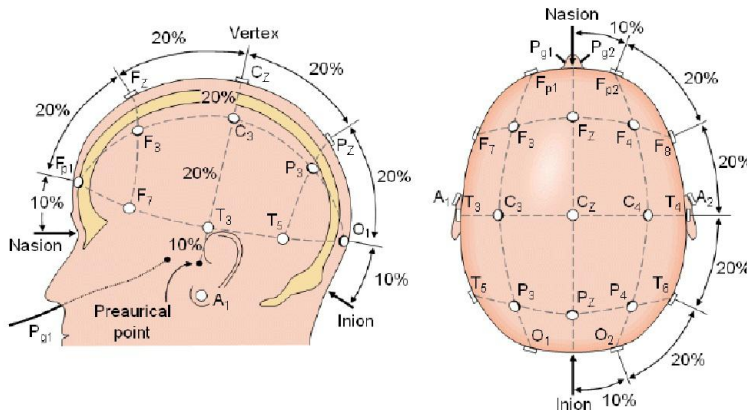


Fig: Disposizione degli elettrodi nel sistema internazionale 10-20

Per quanto riguarda il riferimento possono essere impiegate due tecniche: metodo del riferimento comune e del riferimento medio. Con il primo i potenziali di tutti gli elettrodi sono misurati rispetto a quelli di un singolo elettrodo comune, solitamente attaccato al lobo di un orecchio. Lo svantaggio in tal caso è la possibile presenza di attività vicina all'elettrodo, potenzialmente distorcente per la registrazione. Col secondo metodo invece il valore di ogni canale corticale è dato con riferimento alla media di tutti i canali risolvendo così il problema del primo metodo, ma ottenendo così pattern spaziali che tendono inevitabilmente a influenzarsi.

3.1.1 Analisi di un tracciato EEG

I parametri fondamentali dell'EEG sono la frequenza (misurata in Hz, numero di onde al secondo) e l'ampiezza (misurata in mV) delle oscillazioni di potenziale, o ritmi EEG. Secondo tali parametri si distinguono onde a diversa frequenza e ampiezza: alfa, beta, delta e teta. La variazione di tali onde si correla specificamente a eventi fisiologici (attività, concentrazione, sonno, stimolazioni sensoriali etc.) e patologici (tumori, ematomi, epilessia etc.). L'interpretazione di un tracciato EEG si basa sullo studio dei suddetti parametri. I ritmi EEG possono essere suddivisi generalmente in cinque categorie distinte :

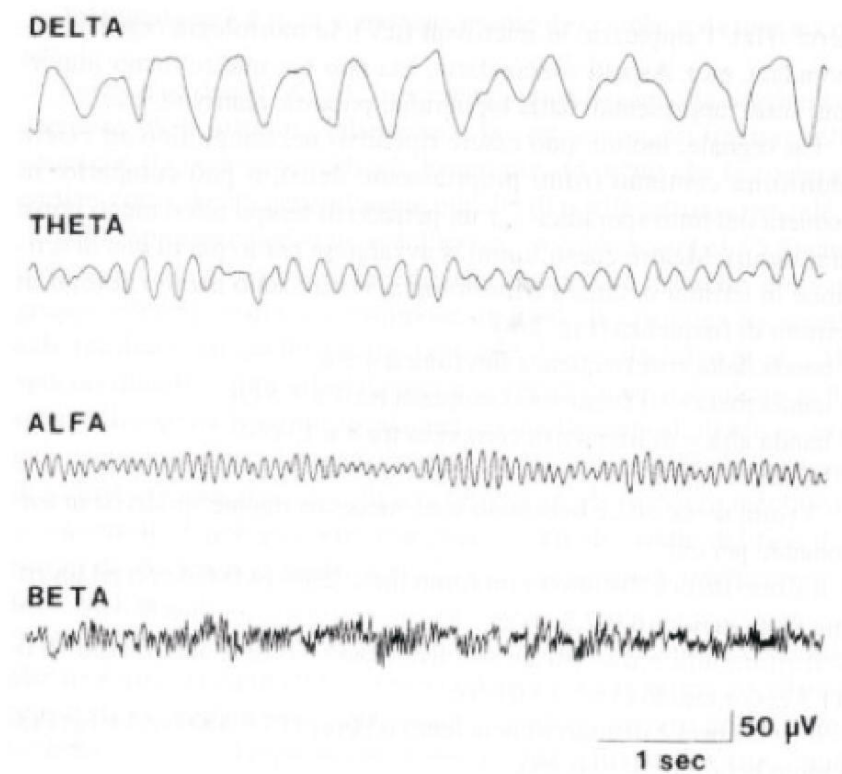


Fig: Ritmi EEG

Ritmi Gamma (g): frequenza associata maggiore di 30Hz con ampiezza tra 1 e 20 mV; indicano una corteccia altamente attivata; durante l'attività mentale intensa presentano l'ampiezza minima.

Ritmi Alpha (a) o di Berger: Il ritmo o frequenza di base presente in un EEG è il ritmo alfa, o “ritmo di Berger”, distinto in alfa lento (8-9 Hz), alfa intermedio (9-11 Hz) e alfa rapido (11,5-13 Hz), con un’ampiezza media di 30 microVolt, che viene registrato ad occhi chiusi in un soggetto sveglio, soprattutto tra gli elettrodi occipitali e quelli parietali. Se si invita il soggetto ad aprire gli occhi, l’attività alfa scompare ed è sostituita da un’attività di basso voltaggio (inferiore o uguale a 30 microVolt), più rapida, denominata di tipo beta (desincronizzazione).

Al fine di valutare questa differenza di potenziale, le onde generate vengono valutate per la loro differenza in ampiezza o tensione (ed espresse in microVolt) ed in frequenza (ovvero in cicli per secondo (c/s) o Hz). Ne consegue che le onde o ritmo alfa (8-13 cicli al secondo) sono quindi caratteristiche delle condizioni di veglia, per cui non sono presenti nel sonno o nelle condizioni di riposo mentale (fatta eccezione per lo stadio REM). Quando un soggetto è invece sottoposto ad un’attività cerebrale leggermente maggiore si comincia a registrare la presenza del ritmo beta.

Ritmi Beta (b): Il ritmo beta viene distinto in beta lento (13.5-18 Hz) e beta rapido (18.5-30 Hz), e presenta una tensione elettrica media di 19 microVolt. indicano anch’essi una corteccia altamente attivata e sono perlopiù concentrati nell’area frontale e centro-parietale. Le onde beta sono dominanti in un soggetto ad occhi aperti e impegnato in un’attività cerebrale qualsiasi.

Ritmi Theta (j): Il ritmo delle onde theta è dominante nel neonato, presente in molte patologie cerebrali dell’adulto, negli stati di tensione emotiva e nell’ipnosi. Si distingue in theta lento (4-6 Hz) e theta rapido (6-7.5 Hz), con una tensione media di 75 microVolt; in condizioni normali la fase theta si presenta nei primi minuti dell’addormentamento, quando si è ancora in uno stato di dormiveglia, dove viene poi successivamente alternato da grafo elementi detti fusi del sonno.

Ritmi Delta(d):

A circa 20 minuti ipotetici dall’inizio del riposo, si dovrebbe quindi entrare in un sonno più profondo, detto anche a onde lente (quarto stadio del sonno), ma che non è ancora il sonno REM (quinto stadio del sonno), e che viene denominato sonno N-REM (non REM). Qui compaiono le onde delta, caratterizzate da una frequenza compresa tra 0.5 e 4 Hz e di tensione elettrica media di 150 microVolt, che non sono presenti in condizioni fisiologiche nello stato di veglia nell’età adulta, sebbene siano predominanti nell’infanzia e inoltre compaiono nell’anestesia generale e in alcune malattie cerebrali, oppure in malattie dismetaboliche generali, come l’iperazotemia.

sono associati a stati di sonno profondo o a condizioni patologiche quali coma e forme tumorali.

La rilevazione dell’attività cerebrale del paziente avviene tramite degli elettrodi costituiti da placchette di argento che vengono fissate alla superficie del cranio per mezzo di cuffie elastiche, predisposte per mantenere un giusto posizionamento e una precisa equidistanza tra i vari elettrodi. La registrazione, che viene eseguita ponendo il soggetto in un ambiente tranquillo e silenzioso, conta di tre fasi fondamentali: una fase basale, in cui il soggetto viene invitato solamente ad aprire e chiudere gli occhi e/o a muovere gli arti che non dovrebbe durare meno di 10-15 minuti, una fase definita di iperventilazione, in cui viene richiesto al soggetto di respirare molto profondamente ad una velocità costante circa 15 atti al minuto di durata tra i 3 e i 5 minuti e infine una fase in cui viene posta davanti agli occhi del soggetto (sempre chiusi) una lampada

stroboscopica che lampeggia con frequenze variabili (stimolazione luminosa intermittente, SLI)

3.1.2 Elettroencefalografo digitale

Un elettroencefalografo digitale è un sistema composto principalmente dai seguenti elementi:

1) Dispositivi di acquisizione dati: costituiscono il nucleo del sistema poiché deputati alla registrazione del segnale. Essi sono la testina EEG, rappresentata dal sistema di amplificazione e digitalizzazione del segnale e la telecamera.

2) Dispositivi di input: tastiera e mouse.

3) Dispositivi di stimolazione: hanno il compito di fornire uno stimolo al paziente simulando situazioni di attivazione secondo necessità e intervalli variabili quali fotostimolazione, audiostimolazione ecc.

4) Dispositivi di output: monitor e stampante.

5) Dispositivi di elaborazione: computer.

6) Accessori di registrazione: elettrodi, cuffie, pasta conduttrice e trasduttori di vario genere che permettono al segnale di essere rilevato dal paziente e di giungere in modo adeguato all'amplificatore.

7) Sistemi di supporto: carrelli, braccetti e parti meccaniche devolute a sostenere le varie parti del sistema.

3.1.3 Elettrodi

Gli elettrodi sono dei trasduttori impiegati per la misurazione di biopotenziali oppure per la stimolazione. Gli elettrodi di misura trasformano le correnti ioniche, circolanti all'interno del corpo umano, in correnti elettroniche misurabili dalle strumentazioni. Tale trasformazione avviene per mezzo di reazioni di ossido-riduzione all'interfaccia tra il sistema fisiologico e l'elettrodo stesso.

Gli elettrodi possono essere di superficie, ad ago o a filo (microelettrodi). Gli elettrodi di superficie (tampone, coppetta, ecc) possono essere collocati sulla superficie del corpo. Appartengono alla famiglia degli elettrodi di superficie, gli elettrodi a base metallica che consistono di un conduttore metallico (oro o argento) che entra in contatto con la pelle tramite un sottile strato di gel (elettrolita). Questo tipo di elettrodi è usato principalmente per la registrazione diagnostica di ECG (elettrocardiogramma) ed EEG. L'utilizzo di un gel conduttivo o di una pasta salina favorisce il contatto tra elettrodo e pelle, minimizzando gli spostamenti dello stesso elettrodo e permettendo una riduzione dell'impedenza della superficie biologica in modo da migliorare la misurazione del biopotenziale.

Gli elettrodi di profondità (ago o filo) sono inseriti nelle parti sub-cutanee per ottenere dati da animali o persone durante pratiche chirurgiche al fine di monitorare lo stato del paziente. Tali elettrodi vengono impiegati anche in esami elettromiografici



Fig: Elettrodi di superficie

Il segnale elettroencefalografico (EEG) è prodotto dall'interazione dei potenziali post-sinaptici dei neuroni della corteccia cerebrale. Questi potenziali sono registrati con elettrodi superficiali posti sullo scalpo.

Gli elettrodi sono posizionati secondo le indicazioni contenute nello Standard Internazionale 10/20 .

3.2 Campionamento, Quantizzazione e Codifica dei segnali biomedici.

Si definisce “segnale” una grandezza di varia natura (elettrica, meccanica, acustica) che può variare nel tempo e nello spazio, portando informazioni sullo stato e sul funzionamento della sorgente che l'ha generata. I segnali biomedici sono generati dall'organismo vivente che si serve di queste grandezze per trasferire controlli e comunicare con il mondo esterno, mentre altri segnali sono prodotti dall'interazione tra l'organismo e un agente esterno.

Lo strumento utilizzato per misurare la grandezza fisica in esame è il trasduttore. Esso può essere generalmente definito come un dispositivo che converte una grandezza fisica in un'altra di diversa natura, che possa essere elaborata dagli stadi successivi. Esistono diverse classificazioni per i trasduttori:

- 1) in base alla sorgente di alimentazione: i trasduttori attivi non necessitano di alcuna alimentazione dall'esterno in quanto l'energia presente nel segnale di uscita è ricavata direttamente dal segnale presente in ingresso; i trasduttori passivi sono quelli che devono essere alimentati con una sorgente esterna;
- 2) in base alla grandezza di ingresso (per esempio, spostamento, velocità, accelerazione, forza, temperatura, radiazione luminosa);
- 3) in base al principio di conversione utilizzato (per esempio, piezoelettrico, termoelettrico, fotoconduttivo, effetto Hall, elettromagnetico).

3.2.1 Problematiche di rumore nelle misure biomediche

La misura dei segnali EEG e dei segnali biomedici in generale, può essere affetta da problematiche di rumore. Infatti è possibile acquisire non solo il segnale di interesse, ma anche componenti indesiderate denominate rumore o artefatti. L'origine di questi artefatti può essere fisiologica e non. Per esempio, considerando l'acquisizione di segnali EEG, gli artefatti non fisiologici possono essere originati dai movimenti degli elettrodi, dalla strumentazione EEG o possono essere dei disturbi esterni

(es. interferenze elettromagnetiche) che si accoppiano al segnale utile. In genere possono essere evitati tramite un opportuno stadio di filtraggio ed appropriate tecniche di schermatura per le apparecchiature.

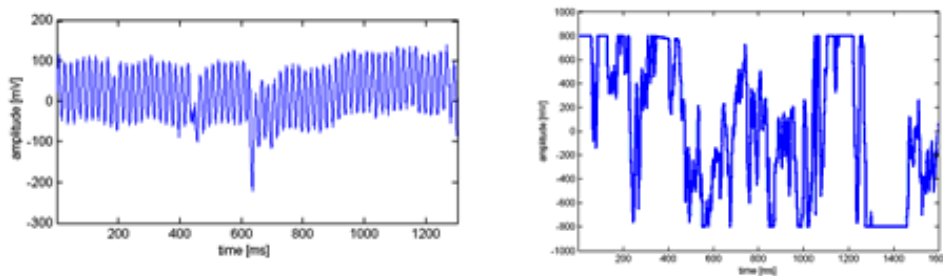


Fig - Artefatti non fisiologici: a sinistra interferenza proveniente dalla linea di alimentazione, a destra disturbo legato al movimento del sensore.

Gli artefatti fisiologici sono dei segnali elettrici che hanno origine dal paziente. Essi sono più difficili da eliminare. Nel caso della misura del segnale EEG, gli artefatti fisiologici includono potenziali muscolari, potenziali elettrocardiografici, potenziali provenienti dagli occhi (possono essere di tipo corneoretinale e elettroretinale). Anche la respirazione può causare degli artefatti introducendo un'attività ritmica sincronizzata con i movimenti di respirazione del corpo. Inoltre la sudorazione può alterare l'impedenza degli elettrodi e causare artefatti nei segnali EEG.

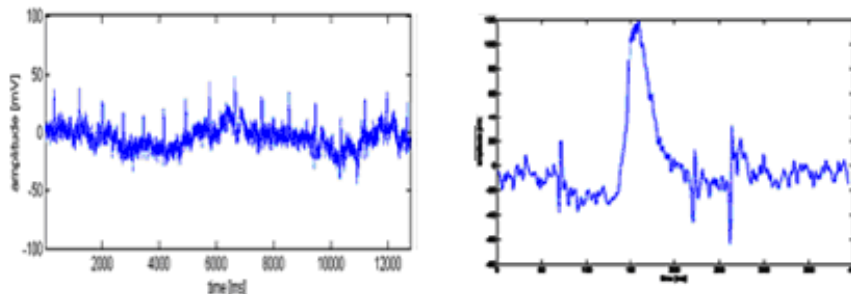


Fig - Artefatti fisiologici nell'EEG: potenziale cardiaco (a sinistra) e potenziale oculare (a destra).

3.2.2 Amplificazione e filtraggio dei segnali biomedici

Al fine di poter studiare il segnale captato dai sensori posti sullo scalpo, in genere molto basso, c'è bisogno di uno strumento in grado di aumentare l'ampiezza del segnale, in modo tale da rendere più chiara l'analisi del segnale stesso. Per questo motivo si utilizza un amplificatore che produce in uscita un segnale di ampiezza maggiore rispetto al segnale in ingresso. La tensione in uscita è proporzionale alla tensione di ingresso. Il rapporto tra la tensione in uscita e quella in ingresso è definito guadagno (G) dello stadio di amplificazione.

Se si considera l'acquisizione di biopotenziali, è possibile collegare gli elettrodi allo stadio di amplificazione nei seguenti modi :

- Monopolare: un elettrodo è posizionato sul tessuto elettricamente attivo ed un elettrodo è posto su una zona di riferimento. La zona di riferimento non dovrebbe

essere interessata da variazioni del potenziale in esame. Per esempio nell'acquisizione di segnali EEG, l'elettrodo di riferimento può essere posto sulla zona mediana dello scalpo (Cz, Fz, Pz), sul collo, sui lobi delle orecchie o in corrispondenza del mastoide.

- Bipolare: due elettrodi sono posizionati sul tessuto elettricamente attivo e viene registrata la differenza di potenziale tra essi.

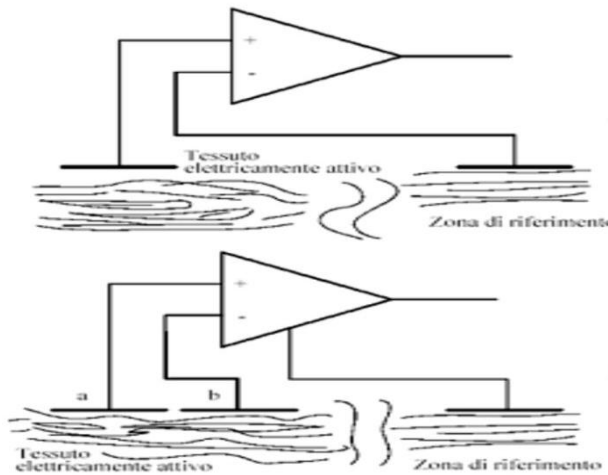


Fig - Configurazione monopolare (in alto) e configurazione bipolare (in basso).

Tutti i segnali biomedici devono essere, in varia misura, condizionati dai filtri. Il filtro provvede a trattare il segnale per diversi scopi:

- 1) separare il segnale utile dal rumore;
- 2) eliminare segnali non desiderati mescolati a quello utile;
- 3) eliminare le frequenze in eccesso alla banda utile del segnale biologico;
- 4) eliminare frequenze molto basse (per esempio, la componente continua).

I filtri possono essere classificati in analogici e digitali: essi differiscono per la natura dei segnali d'ingresso e d'uscita. I filtri analogici processano ingressi analogici e generano uscite analogiche. I filtri digitali processano e generano dati digitali.

Un filtro può essere progettato seguendo diversi metodi: i filtri passivi utilizzano solo componenti passivi, come resistori, condensatori e induttori; i filtri attivi, invece, sono realizzati con amplificatori operazionali e reti di reazione RC. I filtri attivi presentano grossi vantaggi rispetto ai filtri passivi per semplicità circuitale di progetto, costi, ingombro, prestazioni e predominano nel campo delle basse frequenze. Ci sono quattro tipi di filtri: passa-alto, passa-basso, passa-banda e stop-banda (o notch) :

- 1) il filtro passa-basso è impiegato per eliminare componenti ad alta frequenza (per esempio, potenziali muscolari nell'EEG);
- 2) il filtro passa-alto è utilizzato per eliminare componenti a bassa frequenza;
- 3) il filtro passa-banda è una combinazione dei due filtri precedenti;
- 4) il filtro elimina-banda (notch) serve per eliminare singole componenti a frequenza nota (per esempio, la frequenza di rete di alimentazione 50 Hz).

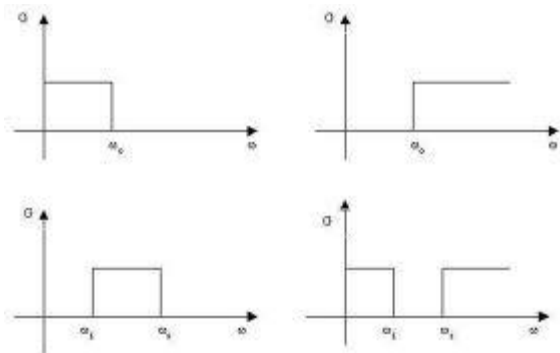


Fig: filtri ideali

La progettazione di un filtro richiede la scelta di diversi parametri, come per esempio:

1) frequenza di taglio (-3dB, cutoff frequency, f_c): è la frequenza alla quale l'ampiezza del segnale in uscita dal filtro è ridotta a 0,7071 volte l'ampiezza del segnale in ingresso;

2) attenuazione: è il reciproco del guadagno. Un'attenuazione di 10 corrisponde ad un guadagno di 0,1;

3) banda passante (Pass Band): è la regione di frequenze al di sotto della frequenza di taglio;

4) banda soppressa (Stop Band): è la regione di frequenze al di sopra della frequenza di taglio.

3.2.3 Conversione analogico/digitale

Il processo di digitalizzazione di un segnale è denominato “conversione analogico-digitale” (A/D). Il processo inverso tramite il quale da un segnale digitale si ottiene nuovamente un segnale analogico è chiamato “conversione D/A”. La conversione analogico/digitale è necessaria per diversi scopi. Questo processo è estremamente importante qualora si voglia elaborare un segnale attraverso sistemi numerici digitali. L'elaborazione digitale rispetto a quella analogica presenta caratteristiche di maggiore versatilità e flessibilità, nonché un minor costo. Inoltre la conversione A/D presenta dei vantaggi non solo in termini di elaborazione, ma anche per la memorizzazione e la trasmissione delle informazioni.

Il processo di conversione A/D consta di tre stadi: campionamento, quantizzazione e codifica numerica .



Fig: Schema a blocchi del processo di conversione A/D.

Il campionamento è l'operazione che consente di discretizzare l'asse temporale del segnale analogico, mentre la quantizzazione rende discreti i valori che può assumere il segnale. Infine, il processo di codifica converte la sequenza numerica in un flusso di bit. Durante il processo di campionamento si estraggono valori del segnale analogico in determinati istanti temporali; se il campionamento è uniforme questi istanti temporali sono equispaziati di una quantità indicata con T , periodo di campionamento. L'inverso del periodo di campionamento rappresenta la frequenza di campionamento ed è misurata in campioni al secondo o Hertz.

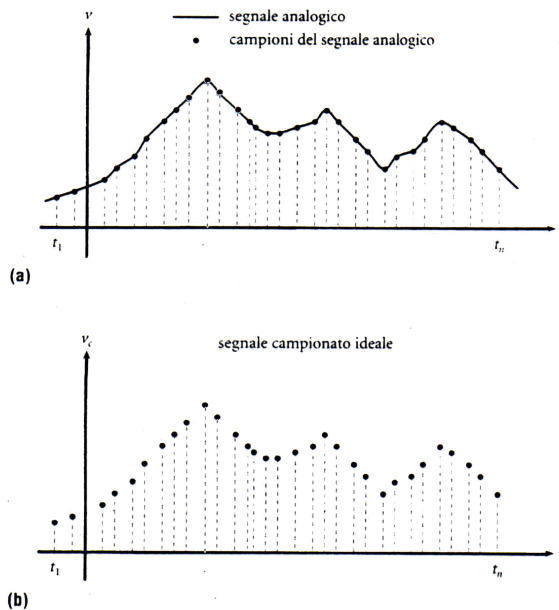


Fig: Segnale analogico (in alto) e segnale campionato (in basso).

In generale il campionamento determina una perdita di informazione. Se non si sceglie adeguatamente la frequenza di campionamento, diventa difficile ricostruire il segnale originario. Un numero di campioni troppo basso (riquadri in basso) impedisce una corretta ricostruzione del segnale originario.

Dato un segnale $x(t)$ esiste un valore di frequenza di campionamento, detta frequenza di Nyquist, che preserva l'informazione del segnale, cioè consente di ricostruire il segnale continuo dal segnale campionato. In particolare, il teorema di Shannon afferma che:

$$f_c \text{ (frequenza di campionamento)} > 2B \text{ (frequenza di Nyquist)}$$

dove B è la banda del segnale. Se si rispetta questo teorema, dal segnale campionato si riesce virtualmente a ricostruire il segnale continuo e non c'è perdita di informazione. Se si scelgono frequenze di campionamento che non rispettano tale condizione, si osserva il cosiddetto fenomeno di aliasing. Per minimizzare l'aliasing, è opportuno che il segnale in ingresso sia limitato in banda (filtro anti-aliasing) mentre deve essere usata una frequenza di campionamento adeguata.

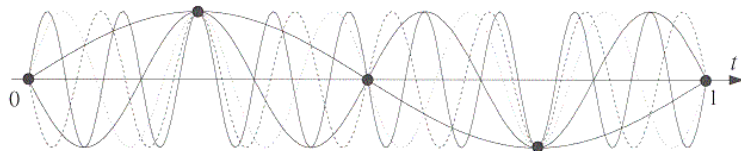


Fig: Aliasing

La quantizzazione corrisponde alla discretizzazione dell'asse delle ampiezze. In particolare i valori delle ampiezze che il segnale assume sono raggruppati in determinati numeri di insieme chiamati intervalli di quantizzazione (Δ). Ad ogni intervallo di quantizzazione è associato un livello di quantizzazione. L'ampiezza di un singolo livello è chiamata passo di quantizzazione

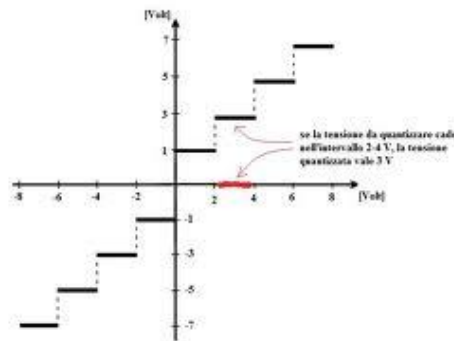


fig: quantizzazione

Tutti i valori compresi in un certo livello vengono codificati con una stessa stringa di bit. In genere il numero di livelli (M) di un convertitore è una potenza di 2. Per codificare i livelli in uscita dal quantizzatore, sono necessari un numero di bit (N) pari a: $N = \log_2 M$. Ad ogni livello si può dunque associare un codice di N bit. Ad esempio se $N=3$ sono disponibili 8 livelli di quantizzazione codificabili (in vario modo) con 3 bit ($M = 8$). In pratica un unico dispositivo, detto convertitore analogico-digitale, campiona il segnale, individua l'intervallo in cui cade il campione e ne dà la codifica binaria.

La risoluzione di un convertitore indica il numero di valori discreti che può produrre. È la minima variazione dell'ingresso analogico che comporta, per qualsiasi valore dell'ingresso stesso, una variazione dell'uscita digitale. In pratica la risoluzione viene indicata dando il numero di N bit della parola digitale di uscita del convertitore.

Per esempio, un convertitore che codifica un ingresso analogico in 256 livelli discreti ha una risoluzione di 8 bit, essendo $2^8 = 256$. La risoluzione può anche essere definita elettricamente, ed espressa in volt. La risoluzione in volt è uguale alla minima differenza di potenziale tra due segnali che vengono codificati con due livelli distinti adiacenti. La risoluzione del convertitore A/D si ottiene dividendo il range di tensione del segnale analogico in ingresso per il range numerico del convertitore.

4 Brain-Computer Interface

per generazioni, gli uomini hanno fantasticato sulla capacità di comunicare e interagire con le macchine attraverso il pensiero o di creare dispositivi che potessero scrutare all'interno della mente delle persone. Tuttavia, solo grazie ai progressi delle neuroscienze cognitive e delle tecnologie di brain imaging è stato possibile interfacciarsi direttamente con il cervello umano mediante l'ausilio di sensori in grado di monitorare alcuni dei processi fisici che avvengono all'interno del cervello e che corrispondono a diverse forme di pensiero.

Un'interfaccia cervello-computer (in inglese, Brain-Computer Interface, abbreviato in BCI, o anche Brain-Machine Interface, BMI) è un sistema di comunicazione in cui i messaggi o i comandi che l'utente normalmente invia per agire sul mondo esterno non passano attraverso la canonica via costituita dai nervi periferici e dai muscoli, bensì usa come codificatore e attuatore il computer e i dispositivi ad esso collegati. Per far ciò, è necessaria un'analisi numerica che interpreti l'attività cerebrale letta dall'interfaccia

4.1 Classificazione delle BCI

L'elemento centrale in ogni BCI è un algoritmo di traduzione che converte l'ingresso elettrofisiologico in uscita dall'utente, in comandi che controllano i dispositivi esterni. Questa operazione dipende da un'efficace interazione tra due controller di adattamento: l'utente (1° controller) fornisce i comandi con l'input elettrofisiologico dell'attività cerebrale al BCI (2° controller) che riconosce i comandi contenuti in ingresso e li esprime nel dispositivo finale.

Una prima suddivisione nel mondo delle BCI riguarda le BCI dipendenti e indipendenti. Una BCI dipendente non usa i normali canali di uscita del cervello per portare il messaggio ma l'attività di questi canali è necessaria per generare l'attività cerebrale. Per esempio una BCI dipendente presenta all'utente una matrice di lettere che lampeggiano una alla volta e l'utente sceglie una specifica lettera semplicemente fissandola in modo che il potenziale visivo evocato (VEP) registrato dallo scalpo dalla regione visiva della corteccia quando la lettera lampeggia è molto più forte dei VEPs prodotti dalle altre lettere. (Sutter, 1992). In questo caso il canale di output cerebrale è l'EEG, ma la generazione del segnale EEG dipende dalla direzione dello sguardo, e per questo dai muscoli extraoculari e dai nervi cranici che li attivano. Una BCI dipendente è quindi un metodo alternativo per rilevare i messaggi portati nei normali percorsi di output del cervello e perciò non fornisce a quest'ultimo alcun canale nuovo di comunicazione.

Una BCI indipendente, non dipende in nessun caso dai normali percorsi di output del cervello. Il messaggio non è trasportato da nervi periferici e muscoli e inoltre l'attività di questi percorsi non è necessaria per generare l'attività cerebrale che porta il messaggio. Ad esempio una BCI indipendente presenta all'utente una matrice di lettere che lampeggiano una alla volta e l'utente sceglie una specifica lettera producendo un potenziale evocato P300 quando la lettera si illumina. (Farwell e Donchin, 1998; Donchin et al., 2000). In questo caso il canale di output del cervello è l'EEG e la generazione del segnale EEG dipende principalmente dall'intento dell'utente e non dall'orientamento degli occhi. Poiché le BCI indipendenti forniscono al cervello canali di uscita interamente nuovi, sono di maggior interesse teorico rispetto le BCI dipendenti.

L'utilizzo pratico della tecnologia BCI dipende dallo sviluppo di applicazioni appropriate, dall'identificazione di gruppi di utenti e da un'accurata attenzione alle esigenze e ai desideri dei singoli utenti. Per questo motivo le BCI indipendenti sono molto più utili a persone che mancano di normali canali di output e che hanno quindi gravi disabilità neuromuscolari.

L'altra classica distinzione è tra le BCI invasive e non invasive, originate da tradizioni di ricerca, discipline e soprattutto obiettivi diversi.

Le BCI invasive utilizzano elettrodi impiantati direttamente dentro la materia grigia del cervello durante la neurochirurgia. Finché restano nella materia grigia, i dispositivi invasivi producono la più alta qualità di segnale ma sono propensi a crescita di tessuto cicatriziale dovuto alla normale reazione dell'organismo verso un oggetto esterno nel cervello che provoca una perdita di qualità del segnale anche molto rilevante. Le BCI invasive mirano a riparare danni alla vista e a fornire nuove funzionalità a persone paralizzate. Nella scienza visiva, impianti diretti nel cervello sono stati usati per il trattamento di una cecità non congenita. Uno dei primi scienziati che ha prodotto una interfaccia funzionante per ripristinare la vista fu il ricercatore privato William Dobbins che vinse il premio Nobel nel 2003 per la medicina e psicologia.

Il primo prototipo di Dobbins fu impiantato in Jerry, un uomo che perse la vista in età adulta. Nella corteccia visiva di Jerry fu impiantato un singolo dispositivo contenente 68 micro elettrodi che riuscì a produrre la sensazione di vedere la luce. Il sistema prevedeva videocamere montate su speciali occhiali che mandavano il segnale al dispositivo impiantato. Questo permise successivamente di far vedere a Jerry forme di grigio in uno spazio visivo limitato e con una lenta variazione di velocità di immagine. Il tutto era collegato a due mainframe computer (nel 1978). Nel 2002 Jens Naumann, diventato cieco in età adulta, divenne il primo di una serie di 16 pazienti paganti a ricevere la seconda generazione di impianto Dobbins. Questa utilizzava un dispositivo molto più sofisticato capace di permettere una migliore visione grazie a una migliore mappatura dei fosfeni in una visione coerente. Jens fu in grado di guidare un'auto molto lentamente in un circuito all'interno dell'area di parcheggio dell'istituto di ricerca.

Le BCI parzialmente invasive sono impiantate all'interno del cranio, ma restano fuori dal cervello e dalla materia grigia. Producono un segnale che ha una migliore risoluzione rispetto alle BCI non invasive dove il tessuto osseo del cranio deflette e deforma il segnale ed hanno inoltre meno propensione a formare tessuti cicatriziali nel cervello che le BCI invasive.

Le BCI non invasive infine sono poste sulla superficie dello scalpo, sono facili da indossare, meno costose ma producono un segnale che ha una minore risoluzione a causa della perdita dovuta alla superficie ossea del cranio e alla pelle e richiedono un allenamento intensivo prima che possano essere usate per lavorare insieme a un dispositivo.

4.1.1 L'uso di una bci come abilità.

Una BCI sostituisce nervi, muscoli e movimenti che questi producono, con segnale elettrofisiologico, hardware e software, traducendo questo segnale in azioni. I normali output neuromuscolari del cervello si basano essenzialmente sul feedback. Tutte le normali azioni come camminare, cantare, danzare ecc. richiedono, per la loro acquisizione e successivo mantenimento, dei continui aggiustamenti basati sul monitoraggio dei risultati intermedi e finali (Salmoni, 1984). Quando il feedback è

assente dall'inizio, le capacità motorie non si sviluppano in modo appropriato e quando il feedback è perso successivamente, le abilità si deteriorano.

Una operazione BCI di successo richiede che l'utente sviluppi e mantenga nel tempo una nuova abilità che consiste non nel controllo dei propri muscoli ma nel controllo di specifici segnali elettrofisiologici, in modo che le BCI possano tradurre questo segnale in un output che rispecchi l'intenzione iniziale dell'utente. Tuttavia una BCI dovrebbe poter adattarsi alle continue modificazioni di questo segnale dovute proprio ad un migliore adattamento nel tempo, al fine di essere sempre rispondente all'intento dell'utilizzatore. Per questo motivo è essenziale stabilire un controllo bidirezionale per incrementare una specifica caratteristica che giustifichi e incoraggi gli sforzi per sviluppare una comunicazione basata sull'EEG. In aggiunta, studi sulle scimmie hanno mostrato che il rateo di attivazione di singoli neuroni corticali possono essere condizionati in modo operante, e questo suggerisce che l'attività corticale dei neuroni può fornire un'altra opzione per la comunicazione e il controllo non muscolare (Fetz e Finocchio, 1975; Wyler e Burchiel, 1978; Schmidt, 1980).

Allo stesso tempo questi studi non indicano in quale misura il controllo che le persone o gli animali sviluppano su questi fenomeni elettrofisiologici dipendano dai canali di comunicazione neuromuscolari convenzionali. Altri studi hanno indicato che il condizionamento dell'attività dell'ippocampo non richiede la mediazione di risposte motorie. (Dalton, 1967; Black, 1971). La questione non è stata risolta per altre caratteristiche dell'EEG o per la attività neuronale corticale.

4.2 Le componenti di una BCI

Nella costruzione di un sistema di BCI è necessario fare delle scelte preliminari, a cominciare dal segnale biologico da acquisire, passando per la tecnica di acquisizione, la modalità con cui il segnale biologico viene elicitato, per finire con la registrazione ed elaborazione del segnale e il metodo di analisi e traduzione del segnale. Due sono le componenti essenziali di cui necessita ogni BCI:

1. Un sistema hardware dedicato alla presentazione degli stimoli sensoriali, all'acquisizione del segnale EEG (elettrodi, amplificatore, filtri, ecc.), alla registrazione di risposte comportamentali e, facoltativamente, alla presentazione di un feedback (visivo, acustico, tattile);

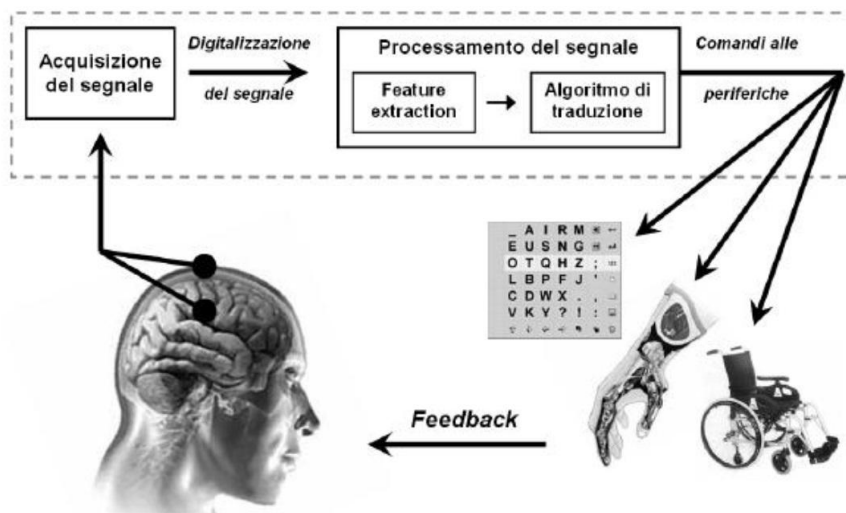


Fig: Struttura di una BCI

2. Un sistema per l'elaborazione e la classificazione del segnale. Nello specifico, essendo un sistema di comunicazione e controllo, una BCI ha: un ingresso, un'uscita, delle componenti per convertire l'ingresso in uscita e, nel caso di BCI sincrone, un protocollo che definisce il timing delle operazioni. I blocchi fondamentali sono i seguenti :

1. Acquisizione del segnale:

L'acquisizione avviene tramite elettrodi posti sulla cute. Il numero di canali (numero di elettrodi) utilizzati è variabile. Esistono vari standard che ne specificano numero e posizionamento. Nel caso dello Speller P300, la posizione ottimale è quella che ricopre le aree occipitali e parietali . L'input è l'EEG registrato dallo scalpo o la superficie delle attività neuronali corticali registrate dal cervello. Le BCI possono inoltre essere suddivise in base al modo in cui l'input è prelevato. Abbiamo infatti BCI invasive (intra-corticali) e non invasive (EEG). Inoltre possono suddividersi in base all'uso o meno di input spontanei o evocati. Gli input evocati (lettere che lampeggiano) risultano da stimolazioni sensoriali stereotipate fornite dalle BCI, gli inputs spontanei (i ritmi EEG sulla corteccia sensoriomotoria) non dipendono dalla generazione di queste stimolazioni. Nell'acquisizione del segnale l'input scelto è registrato tramite gli elettrodi, e quindi, amplificato e digitalizzato. Di conseguenza, per questa applicazione i canali utilizzati sono solo quelli di interesse e i rimanenti possono essere ignorati e non processati nell'analisi dei dati.

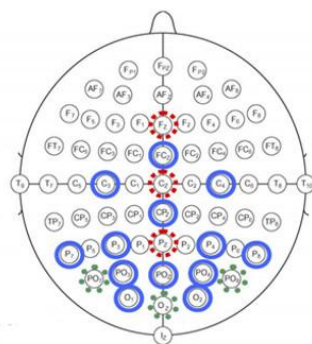


Fig: Elettrodi ideali per il rilevamento delle P300

2. Processing del segnale:

le BCI possono usare caratteristiche del segnale nel dominio del tempo o della frequenza, oppure usare entrambi i domini, soluzione che potrebbe portare a un miglioramento delle performance ; in genere, possiamo dire che gli attuali BCI estraggono e riconoscono caratteristiche che riflettono eventi cerebrali ben definiti e identificabili (particolari onde o ritmi); è possibile per una BCI usare caratteristiche che non siano strettamente o direttamente correlate a uno specifico evento cerebrale, ma che comunque risultino di rilevanza per stabilire il momento e il tipo di intento dell'utente; in questo caso, è particolarmente importante garantire che la caratteristica scelta non sia contaminata da EMG, EOG o altri artefatti del Sistema Nervoso Centrale.

3. L'algoritmo di traduzione:

la fase successiva è interessata alla traduzione delle caratteristiche, estratte o riconosciute, in comandi ai dispositivi a valle, in modo da poter esprimere in maniera corretta l'intento dell'utente. Questo algoritmo può usare metodi lineari (la classica analisi statistica), o non lineari (ad esempio le reti neurali); qualunque sia la sua natura, ogni algoritmo ha come obiettivo la traduzione dei segnali elettrofisiologici in segnali di controllo. L'efficienza dell'algoritmo ad adattarsi a ogni singolo utente si può valutare su tre livelli:

a) Al primo accesso del nuovo utente, l'algoritmo si adatta alle particolari caratteristiche del segnale; come esempio concreto, parlando di BCI basate su P300, l'algoritmo si adatta alle caratteristiche di ampiezza e latenza della P300 dell'utente connesso; una BCI che ha solo questo livello di adattamento, continuerà ad avere performance costanti se e solo se le risposte ai segnali da parte dell'utente resteranno costanti;

b) Poiché i segnali EEG e altri segnali elettrofisiologici mostrano in genere variazioni a breve e lungo termine, legati ai ritmi circadiani e alle condizioni fisiche, ormonali o ambientali, è necessario che sia presente un secondo livello di adattamento, ovvero un periodico adeguamento per ridurre l'impatto di variazioni spontanee; un buon algoritmo di traduzione deve essere in grado di adattarsi in modo da ottenere la massima corrispondenza tra l'attuale range di valori delle caratteristiche di segnale dell'utente e il range di valori disponibili dei dispositivi da controllare.

c) L'ultimo livello di adattamento è in realtà l'adattamento auspicabile per ogni sistema di BCI, ovvero riflettere le capacità adattative del cervello e rispondervi in modo rapido e affidabile: il cervello così potrà modificare il segnale d'uscita in modo da migliorare le operazioni BCI, come se fosse un canale neuromuscolare, ottenendo non solo un costante miglioramento delle performance del sistema di BCI, ma incoraggiando l'utente a sviluppare una nuova abilità e, in ultima istanza, un nuovo metodo di comunicazione.

4. Il dispositivo d'uscita: per la maggior parte delle attuali BCI, il dispositivo d'uscita è il monitor di un computer e l'uscita (auspicabile) è la selezione di un obiettivo, una lettera o un'icona presente su di esso; in altre BCI l'uscita è il movimento di un cursore verso l'alternativa prescelta. L'uscita è anche un feedback che l'utente usa per testare la capacità del sistema di rispondere al suo intento, espresso con le caratteristiche del segnale che la BCI traduce in comandi.

4 Feedback

Durante l'utilizzo, il sistema raccoglie le registrazioni per ogni canale in prossimità di ogni stimolo rappresentato, eseguendo le operazioni sopra descritte. Quando la P300 viene rilevata, lo stimolo in questione è quello su cui il soggetto si sta concentrando e la lettera corrispondente viene inviata allo schermo quale lettera scelta. E' così, in sostanza, che questo sistema permette la scrittura con l'ausilio della sola capacità di concentrazione mentale. Con il miglioramento della risoluzione dei vari hardware disponibili, questi sistemi sono destinati a perfezionarsi sempre più, promettendo sempre maggior precisione a fronte di una sempre minore necessità di concentrazione da parte dell'utilizzatore. Le BCI saranno sicuramente presenti nello

scenario tecnologico del prossimo futuro, rappresentando anche una concreta possibilità di miglioramento delle condizioni di vita delle persone con gravi disabilità.

4.3 Potenziali evocati evento correlati e P300

Una dell'attività elettriche rilevabili tramite elettroencefalografia sono i potenziali evento correlati la cui individuazione, e analisi, pone le fondamenta della ricostruzione dell'attività corticale di un soggetto sottoposto a stimolazione esterna. Il primo passo dell'analisi consiste nel separare la parte dell'EEG correlata con il fenomeno (EEG evento-correlato) da quella parte che consegue a un'attività indipendente da quella sotto osservazione (EEG di base), a tal fine occorre quindi fornire un certo numero di stimolazioni, registrare un breve tratto di attività elettrica, che segue lo stimolo, ed effettuare una media su tutti i segnali registrati; in questo modo si potrà mettere in evidenza l'attività EEG sincronizzata con lo stimolo rispetto a quella spontanea che tenderà ad annullarsi con l'operazione di media. La denominazione di potenziali correlati ha bisogno di essere specificata meglio attraverso l'introduzione di due nuove classi di segnale:

- Potenziali evocati stimolo correlati
- Potenziali evento correlati o ERP (Event Related Potential)

La differenza principale tra questi due tipi di potenziale si traduce nel fatto che mentre i primi dipendono dalle caratteristiche fisiche di uno stimolo esterno (quale può essere un flash luminoso, un suono, una sensazione tattile), i secondi sono evocati quando al soggetto è richiesta l'attivazione di specifiche funzioni cognitive. In questo secondo caso tali potenziali sono dipendenti dal contenuto informativo dello stimolo e compaiono solo quando il soggetto presta attenzione a quest'ultimo e vi attribuisce un "significato". Una delle principali caratteristiche di tali potenziali è sicuramente la stretta relazione temporale tra la stimolazione e la risposta allo stimolo stesso. Un ERP può essere, in particolare, visto come il risultato di un rifasamento delle oscillazioni di fondo rispetto all'evento di interesse: le variazioni prodotte dall'evento esterno (sia esso uno stimolo visivo o acustico ad esempio) avvengono sempre ad un distanza fissa nel tempo (latenza) rispetto all'evento di interesse. Tale tipo di attività

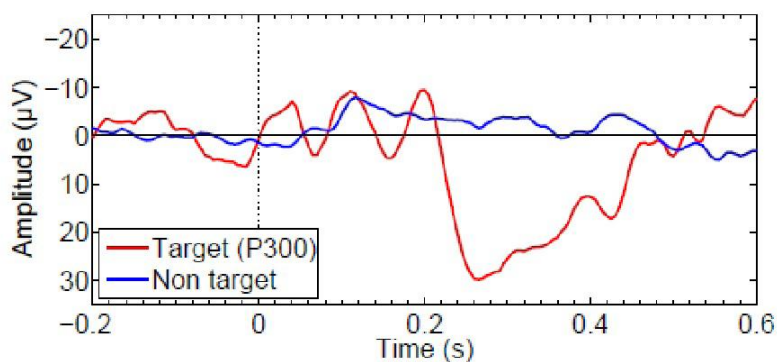


Fig: Grafico di una P300, ottenuto dalla media di molte ripetizioni

generalmente si riscontra nello spettro che va dai 4-6 Hz ai 60-70 Hz ed è costituita da oscillazioni di potenziale elettrico e da forme d'onda caratterizzate da una serie di deflessioni positive o negative.

In questo ambito, ricopre una notevole importanza la componente P300, un potenziale positivo (maggiore di 10 mV) endogeno che per definizione compare solamente in seguito a stimoli “target” . Si tratta di un fenomeno elettrofisiologico che si colloca al termine di una complessa sequenza di elaborazione cognitiva, attivata dal paradigma di stimolazione e conclusa periodicamente dalla presentazione dello stimolo significativo. La latenza della P300 esprime il tempo impiegato dal soggetto per completare il pieno riconoscimento dello stimolo atteso (il picco di potenziale si evidenzia dopo circa 300 ms dalla presentazione dello stimolo, da cui il nome). L’ampiezza, invece, è funzione inversa della probabilità di comparsa (sia oggettiva che soggettiva) dello stimolo significativo e dalla quantità di informazione da esso trasmessa al soggetto.

Il paradigma “oddball” è quello più utilizzato per indurre tale potenziale, esso è composto da un treno di stimoli standard (detti anche stimoli “non target”) all’interno del quale vengono inseriti degli stimoli rari (“target”). Tale paradigma genera di conseguenza un potenziale P300 nella zona parietocentrale dello scalpo nel momento in cui si distingue lo stimolo target da quello standard. L’ampiezza dell’onda P300 cresce se diminuisce la probabilità di presentazione dello stimolo target. Per quanto riguarda la latenza invece essa cresce quando i target sono più difficili da discriminare dai no-target

4.4 P300-speller

Il sistema BCI basato sulla P300 è stato introdotto da Farwell e Donchin nel 1988 ed è chiamato P300-speller .Il paradigma implementato permette la scrittura a video di parole. Il soggetto viene posizionato di fronte ad un monitor e mostrata la parola o frase da comporre. Successivamente, è presentata una matrice 6x6 di caratteri. Le righe e le colonne vengono illuminate in modo random durante l'esperimento . L'utente dovrà porre la sua attenzione sul carattere d'interesse all'interno della matrice. Quando viene illuminato proprio il carattere che serve per la composizione della parola, sarà elicitata la componente P300. Questo procedimento verrà ripetuto _no a che la parola scelta sarà composta.

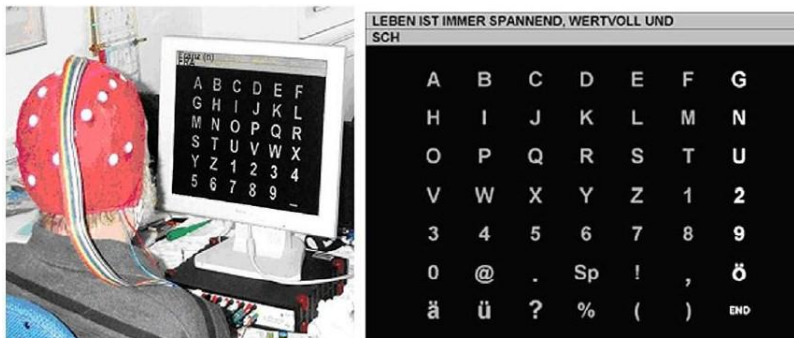


Fig: Interfaccia grafica della P300 speller

Lo Speller P300 è molto semplice nell’aspetto e nel funzionamento. L’interfaccia è una griglia 6x6 le cui celle contengono le lettere dell’alfabeto, alcune cifre, lo spazio e il

backspace, rappresentato come BS nell'angolo in basso a destra. I caratteri sono bianchi su sfondo nero. La griglia viene visualizzata su un display e ciascuna delle 6 righe e delle 6 colonne lampeggia una dopo l'altra in ordine casuale. La durata dello stimolo è di 125 ms e tra l'inizio di un flash e l'inizio del successivo è impostato un Intervallo Inter Stimolo (ISI) di 125ms. Ogni riga e ogni colonna lampeggiano esattamente una volta nei primi dodici stimoli (le sei righe e le sei colonne). Un blocco di 12 stimolazioni consecutive è chiamato ripetizione. Alla fine della ripetizione si riparte con altre 12 stimolazioni in un nuovo ordine casuale. Al soggetto è richiesto di focalizzare l'attenzione su una lettera e di contare il numero di volte che la riga e la colonna che la contengono si accende. Tali eventi sono ovviamente gli stimoli target che elicitano la P300 e che vengono riconosciuti nelle successive fasi di elaborazione dei dati.



Fig: Speller P300

5 Analisi con Emotiv Epoc

Recentemente un gran numero di aziende ha ridimensionato la produzione medica dell'EEG, in alcuni casi ricostruendo la tecnologia da zero per creare interfacce BCI economiche e vendibili sul mercato. Questa tecnologia è stata successivamente impiegata per costruire dispositivi di gioco, di ricerca o di controllo di altri dispositivi, che dal punto di vista commerciale sono risultati essere un completo successo. Nel seguente capitolo verrà analizzata dal punto di vista sperimentale un'interfaccia cervello computer: Emotiv Epoc, (prodotto vincitore dell'international award) disponibile sul mercato dal 2009, rilasciata dalla Emotiv Systems, una società elettronica di origine australiana fondata nel 2004 da 4 scienziati: Allan Snyder, Nell Weste, Tan Le e Nam Do, che sviluppa interfacce cervello-computer basate sull'acquisizione di segnali elettroencefalografici.

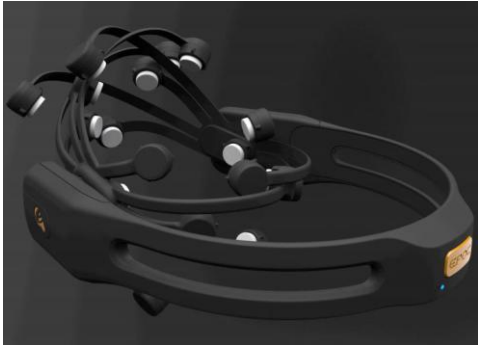


Fig: *Emotiv Epoc neuroheadset.*

Il filone del progetto è quello delle tecniche di comunicazione aumentative per facilitare a persone con gravissime vulnerabilità comunicative (es. paralisi permanente o temporanea post-coma, intubazione, ...) e/o disturbi della coscienza (es MCS+) in cui per le più svariate motivazioni, un bambino o un adolescente si trova momentaneamente ed improvvisamente in difficoltà più o meno gravi nella comunicazione verbale (scrittura e parola).

La Emotiv Systems ha prodotto le prime interfacce commerciali che usano la tecnologia dry sensor, con elettrodi che possono essere inumiditi in una soluzione salina per migliorarne il collegamento. Il costo di questo dispositivo si aggira intorno ai 300 dollari.

Segnalo che non esistono e mai esisteranno (forse) soluzioni commerciali in grado di misurare e stimolare la coscienza e la neuroriabilitazione già in fase acuta giacché non c'è possibilità di monetizzare l'idea per questioni etiche.

5.1 carateristiche tecniche

Secondo quanto affermato dalla casa produttrice sul sito internet, Emotiv Systems presenta una personale interfaccia per la interazione uomo-computer basata sui recenti sviluppi del campo neuro-tecnologico. Emotiv Epoc è un neuro-dispositivo ad alta risoluzione, multi canale e wireless che utilizza 14 sensori che richiedono una preparazione iniziale prima dell'uso basati sul posizionamento internazionale 10-20 (AF3, F7, F3, FC5, T7, P7, O1, O2, P8, T8, FC6, F4, F8, AF4) più 2 di riferimento (CMS/DRL) per entrare in sintonia con il segnale elettrico prodotto dal cervello al fine di rilevare pensieri, sentimenti ed espressioni in tempo reale. La research SDK fornisce inoltre la visualizzazione real time del flusso di dati di Emotiv, incluso EEG, la qualità di contatto, FFT(Fast Fourier Transform), dati del giroscopio, l'acquisizione wireless dei pacchetti, la perdita del segnale, il livello di carica della batteria. Permette infine di registrare e riprodurre file nel formato binario di EEGLAB, incluso un file per convertire in formato .csv.

Epoc si connette via wireless attraverso un interfaccia Bluetooth a bassa energia (per non consumare il livello energetico della batteria) a pc che utilizzano sistemi operativi Windows Linux o Mac Os X tramite una chiavetta USB che funge da ricevitore wireless proprietario, che utilizza una banda a 2.4GHz. Come dichiarato dalla casa costruttrice, Emotiv applica filtri nel firmware e nell'hardware al fine di rimuovere le interferenze dalle frequenze principali.

Emotiv Epoc invia all'host un flusso di dati criptati: l'interfaccia infatti non è open source e a differenza di Emotiv EEG, il secondo dispositivo prodotto da Emotiv al costo di 700 dollari, permette l'accesso ai dati raw. Alcuni lavori di reverse engineering sono riusciti ad usare anche il flusso di dati provenienti da Emotiv Epoc. Informazioni di questo progetto possono trovarsi sul sito di Emokit .

5.2 Prove con software originale: Epoc Control Panel

Insieme al caschetto Emotiv Epoc, sono forniti dall'azienda una serie di software, interfacce grafiche e giochi che permettono di svolgere diverse operazioni. Il programma basico che permette di verificare la bontà del collegamento e di svolgere dei training con vari utenti è Epoc control panel. Nella guida di utilizzo sono rappresentati vari step da seguire al fine del corretto funzionamento del device.

Step1

Prima di indossare il caschetto Emotiv, bisogna assicurarsi che i 16 elettrodi siano inumiditi con la soluzione salina e inseriti perfettamente nei loro alloggiamenti.

Step 2

Accendere il caschetto Emotiv e verificare che la batteria interna sia carica e stia fornendo energia e che la luce blu del led posto vicino l'interruttore sia accesa. Se la batteria necessita di essere caricata, spegnere il dispositivo e inserire il cavo micro USB nell'apposito alloggiamento posto nella parte posteriore. Per permettere di utilizzare nuovamente il dispositivo una volta scarico, attendere almeno 15 minuti di carica.

Step 3

Verificare che il segnale wireless sia ricevuto correttamente andando a osservare che nella casella engine status del pannello di controllo, il segnale sia riportato come good (buono). Se non lo è, assicurarsi che il ricevitore wireless sia correttamente inserito nell'alloggiamento USB del computer e che il led posto sul ricevitore stesso sulla metà superiore sia acceso o lampeggi rapidamente. Se il led lampeggia lentamente o non è illuminato, rimuovere il ricevitore dal computer e reinserirlo nuovamente. Rimuovere ogni ostruzione metallica tra il ricevitore e l'apparecchio e rimanere lontani da possibili fonti di interferenza elettromagnetica, come forni a micro onde e potenti radio trasmettenti.

Step 4

Inserire accuratamente il dispositivo e posizionarlo in modo che i sensori siano disposti simmetricamente sulla testa e che i primi elettrodi frontali siano posizionati 4 - 5 cm al di sopra delle sopracciglia. Infine verificare che tutti gli elettrodi siano a contatto con la superficie dello scalpo e se non lo sono regolarli muovendo leggermente il dispositivo.

Step 5

L'interfaccia di setup del dispositivo dell'Emotiv Control Panel mostra la qualità di contatto di ogni sensore rappresentato topologicamente su una figura rappresentante lo scalpo con un determinato codice colore Nero (segnale assente), Rosso (segnale molto scarso), Arancione (segnale scarso), Giallo (segnale debole), Verde (segnale buono).

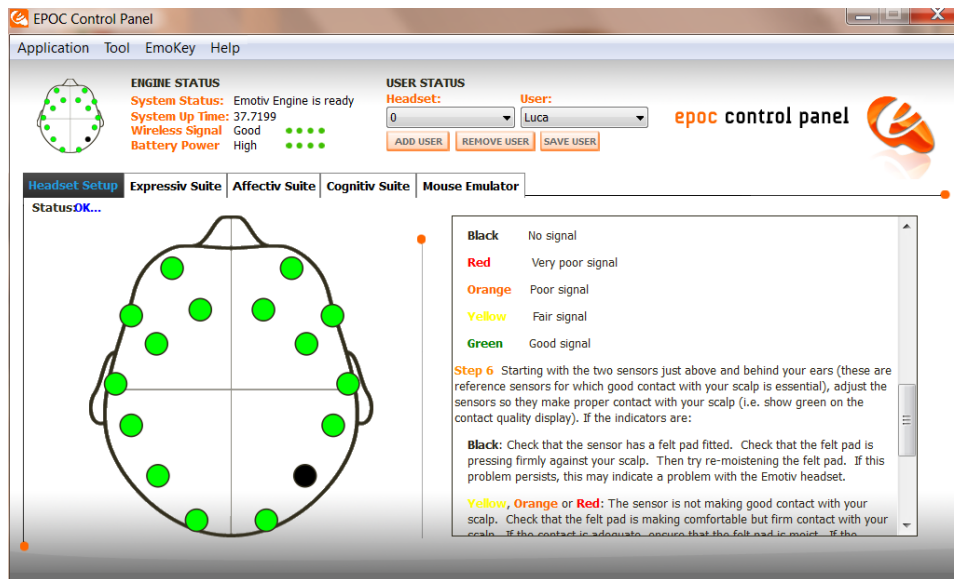


Fig: Emotiv Control Panel: Setup del dispositivo.

Step 6

Iniziando con i due sensori posti sotto e dietro l'orecchio(che costituiscono I sensori di riferimento dei quali è fondamentale il contatto con lo scalpo), aggiustare i sensori rimanenti in modo che abbiano un appropriato contatto con la superficie della testa in maniera che il display mostri colorato di verde i vari sensori. Se gli indicatori sono colorati di nero, verificare che le capsule di contatto siano ben inserite e siano inumidite con la soluzione salina ed eventualmente applicare una piccola pressione sui sensori. Se il problema persiste, ciò potrebbe indicare un problema con il caschetto Emotiv.

Se il colore mostrato dal display è giallo, arancione o rosso, vuol dire che i sensori non hanno un buon contatto con la superficie del vostro scalpo. Assicurarsi quindi di averli posizionati correttamente ed eventualmente aggiungere soluzione salina al fine di far diventare tutte le luci verdi. Se il problema persiste e la qualità di contatto non migliora, provare a spostare dal punto di contatto eventuali capelli interposti tra l'elettrodo e lo scalpo.

Step 7

Ripetere lo step 6 fin quando ogni elettrodo rimasto mostri una buona qualità di contatto. Sebbene Emotiv EPOC funzioni correttamente e riesca a tollerare più di un elettrodo non correttamente collegato, è bene che i due elettrodi di riferimento posti sotto e dietro le orecchie abbiano un buon contatto ovvero siano rappresentati come verdi prima di procedere con le misurazioni. A questo punto si può iniziare ad esplorare i diversi tipi di operazioni che il programma EPOC Control Panel permette di svolgere.

5.2.1 Expressiv Suite

Expressiv suite utilizza il segnale misurato dal dispositivo per interpretare le espressioni facciali dell'utente in tempo reale. Fornisce una naturale interazione con un avatar che ha il compito di mimare perfettamente le espressioni dell'utente. Una finestra di calibrazione mira a rendere questa caratteristica sempre meglio rispondente agli input che l'utente fornisce. Non va dimenticato inoltre che prima di iniziare il

pannello di controllo di Emotiv richiede la registrazione degli utenti in modo che una volta calibrate e salvate le impostazioni per quell'utente non è necessario ripetere nuovamente le operazioni di calibrazione, anche se comunque è sempre meglio dedicare alcuni minuti a questa fase perché come abbiamo visto, i segnali che il nostro cervello emette cambiano anche in base all'umore e comunque variano nel tempo. Inoltre il posizionamento degli elettrodi potrebbe non essere sempre identico ogni qualvolta si toglie e si rindossa il caschetto. I normali input che l'utente può fornire consistono nel guardare a destra o a sinistra, chiudere gli occhi, alzare e abbassare le sopracciglia, sorridere e digrignare i denti. Inoltre è possibile assegnare una chiave tramite la casella KEY che permette di scrivere una particolare lettera o una frase o permette di fare click con il mouse quando si presenta il determinato stimolo impostato. (Ex: quando sorrido scrive "ciao" quando alzo le sopracciglia corrisponde al tasto destro del mouse.) tutte queste funzioni sono impostabili dall'utente

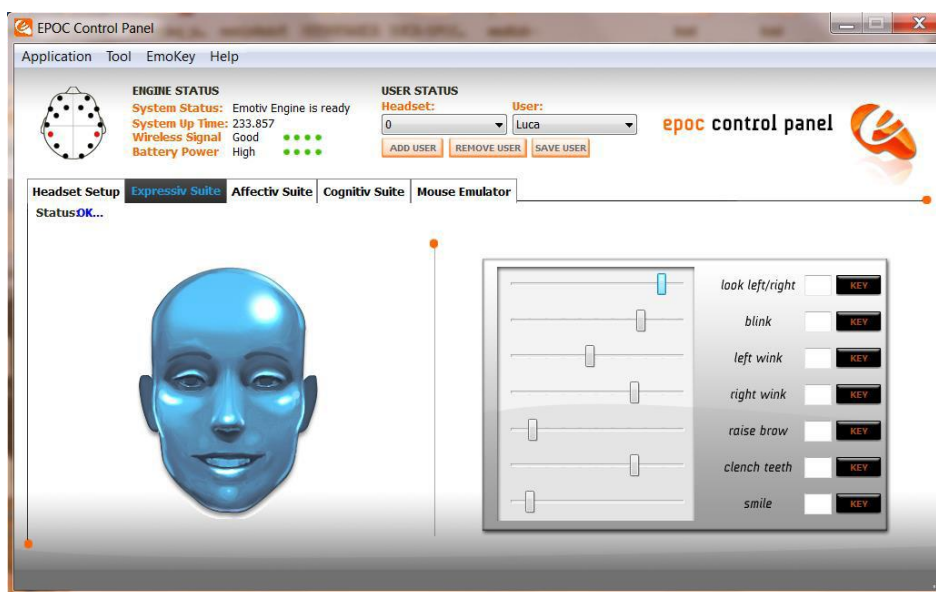


Fig: Interfaccia grafica di Expressiv Suite

5.2.2 Cognitiv Suite

Secondo quanto riportato dal manuale d'uso, Cognitive Suite legge e interpreta gli intenti coscienti di un utente i quali possono manipolare oggetti virtuali o reali utilizzando solo la loro concentrazione e il loro pensiero. Per quanto sperimentato invece, non si tratta di lettura del pensiero, ma di segnale EEG che il dispositivo registra e memorizza per un particolare stimolo, che il sistema ripropone ogni qual volta quello stimolo si ripresenta. L'interfaccia di Cognitive Suite presenta infatti un cubo posto in una scatola. Vi sono diverse azioni che è possibile effettuare con questo oggetto quali ad esempio sollevarlo, spingerlo, tirarlo, ruotarlo ecc. Il funzionamento di questa interfaccia richiede 8 secondi di allenamento, nel primo dei quali è richiesto di rimanere immobili e calmi, di respirare normalmente. Questo servirà da stimolo neutro, ovvero il cubo rimarrà fermo se noi continuiamo a stare fermi e a respirare normalmente. Successivamente il sistema chiede di effettuare nuovi allenamenti, uno per ogni azione che l'utente intende effettuare sul cubo. Secondo la nostra esperienza,

il sistema rispondeva perfettamente a comandi quali muovere leggermente la lingua o irrigidire parte di muscoli facciali, mentre era molto complicato, se non addirittura impossibile effettuare azioni volute sul cubo immaginando o pensando solo il movimento che si intendeva svolgere.

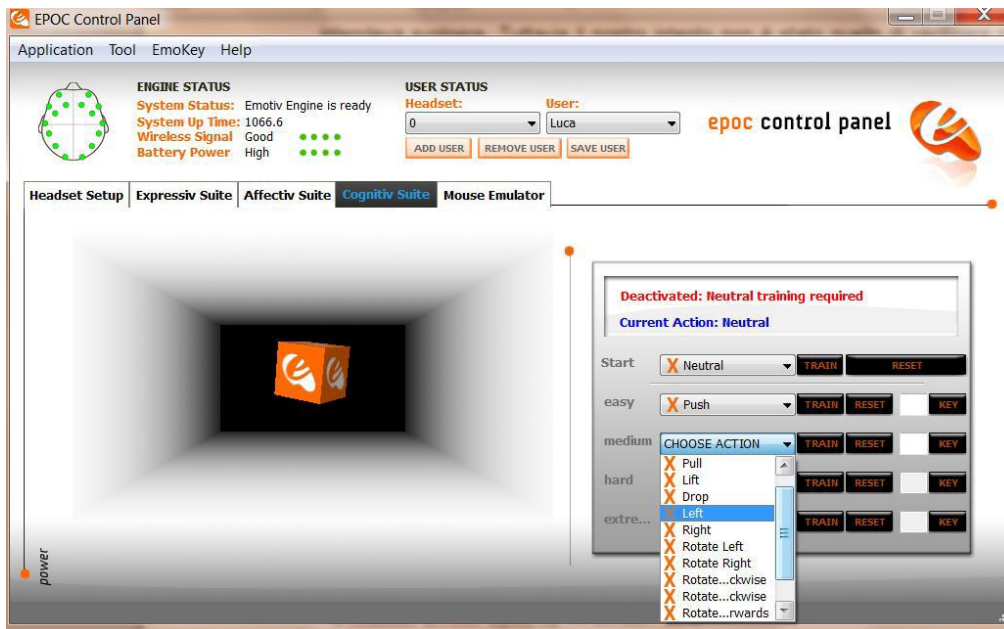


Fig: Cognitiv Suite: scelta dell'azione da intraprendere sul cubo.

5.2.3 Mouse Emulator

Mouse Emulator (figura 5.8) è l'ultima finestra di EPOC Control Panel, e funziona anche in background con altri programmi come un vero e proprio mouse. Grazie al giroscopio interno infatti, Emotiv permette di scorrere un cursore attraverso il desktop di un computer o di scorrere tra file e cartelle. Il tasto destro e sinistro del mouse possono essere implementati invece da fusioni impostabili in Cognitive Suite o in Expressiv Suite. Questo accessorio di Emotiv può essere calibrato a seconda della velocità del cursore che si vuole impostare. Da prove effettuate direttamente sul prodotto risulta molto affidabile e preciso. Il giroscopio però non funziona con il segnale EEG ma registra solo gli spostamenti del capo nelle tre dimensioni spaziali, per questo motivo, non è stato approfondito ulteriormente, anche se ritenuto comunque molto utile e un valido strumento per persone che hanno perso gli arti superiori o semplicemente da persone che hanno impegnate in un determinato momento entrambe le mani.

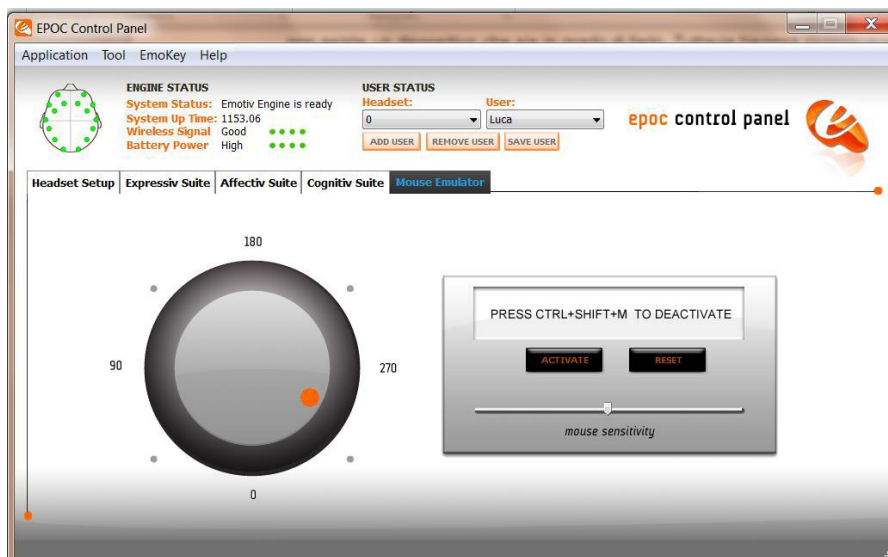


Fig: – Mouse Emulator

5.2.4 Epoc brain activity map

Epoc Brain Activity Map è un software a pagamento fornito da Emotiv sul suo sito internet al costo di 10 \$. Permette di visualizzare in tempo reale 4 diversi tipi di banda: alfa, beta, delta e theta, contemporaneamente su tutti e 14 gli elettrodi registranti. Per valutarne l'efficacia si è pensato di effettuare quattro esperimenti.

Il primo esperimento (figura 5.9 A) contemplava l'acquisizione di segnale elettroencefalografico da un soggetto seduto, sveglio e ad occhi chiusi. L'immagine ritrae proprio uno screenshot del desktop durante tale prova. Ciò che ci saremmo aspettati e che in realtà rappresenta il risultato finale dell'esperimento, era una presenza nettamente superiore di onde alfa (7-13 Hz) rispetto altri tipi di onde cerebrali. Come si evince dalla figura, infatti, le onde alfa sono evidenziate di rosso e il riquadro rappresentante le onde alfa risulta colorato di verde anziché di blu, a sottolineare la massiccia superiorità di questo tipo di onde alfa sulle restanti tre.

Il secondo esperimento (figura 5.9 B) è stato effettuato sullo stesso soggetto, questa volta seduto sulla stessa poltrona ad occhi aperti, in uno stato di rilassamento totale, in assenza di rumori esterni o distrazioni di qualsiasi genere. La figura rappresentante un istante di questo esperimento mostra che le onde alfa scompaiono nel momento in cui si aprono gli occhi, ma non vi è alcuna presenza di onde nettamente superiori alle altre e ciò è testimoniato dal fatto che le quattro teste sono colorate tutte di blu.

Il terzo esperimento (figura 5.9 C) è stato svolto di nuovo sullo stesso soggetto mentre effettua calcoli algebrici di moltiplicazione e successivamente di media, il tutto mentre è disturbato dall'alto volume della musica ascoltata tramite auricolari. Dai risultati del test è emerso che le onde principalmente presenti durante questa attività sono quelle theta (4-7 Hz), anche se risultano presenti onde alfa in maniera minore.

Il quarto ed ultimo esperimento (figura 5.9 D) riguarda un soggetto a cui è stato detto di muovere gli arti superiori nella maniera più veloce possibile su e giù sul piano frontale. Dai risultati di questo ultimo test si evince che il soggetto in questione, durante un'attività fisica mostra maggiormente una presenza di ritmo beta sulla superficie del suo scalpo. Le onde theta sono presenti invece in maniera inferiore.

Le onde delta invece sono tipiche degli stadi del sonno profondo, e infatti non compaiono in nessuno dei quattro test eseguiti.

I risultati ottenuti dimostrano che sebbene Emotiv EPOC sia un'interfaccia di tipo commerciale, riesce a rilevare segnale EEG e per questo motivo soddisfa pienamente il primo obiettivo prefissato dal presente lavoro, ovvero verificare l'attendibilità di dati su forniti su cui poi andare eventualmente a effettuare successivi studi con programmi più specifici e non vincolati come quelli forniti dalla casa costruttrice.

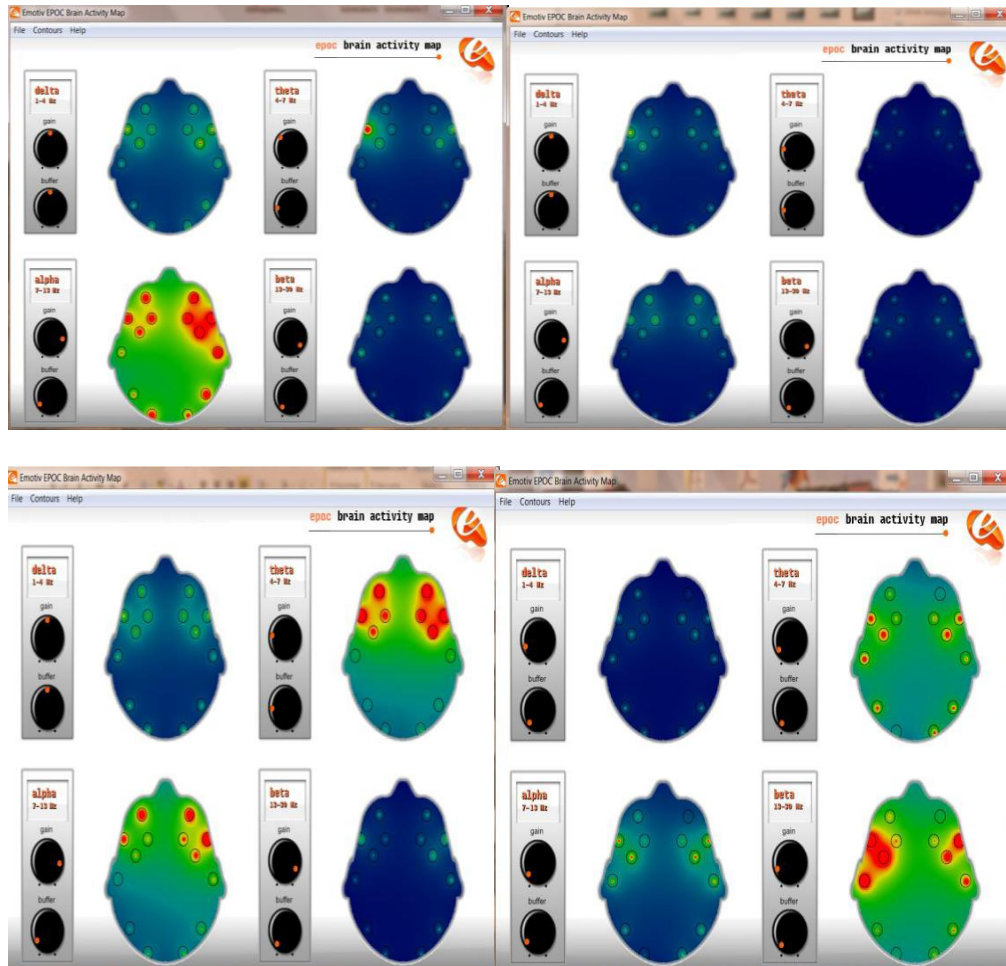


Fig: A) Rappresentazione in Brain Activity Map di un esperimento effettuato con soggetto sveglio ad occhi chiusi. Come si evince dal grafico le onde alfa sono dominanti come ci aspetteremmo da un esperimento di questo tipo, ulteriore punto a favore di Emotiv EPOC riguardo la capacità di rilevare segnale EEG. -B) Esperimento effettuato con soggetto ad occhi aperti in completo stato di rilassamento e isolamento. Assenza di attività elettrica dominante in una particolare banda di frequenza - C) Esperimento effettuato con soggetto che ascolta musica tramite auricolari mentre effettua calcoli matematici abbastanza complicati. Presenza di attività alfa in maniera minore e attività theta in misura rilevante, indice di stress. - D) Esperimento effettuato con soggetto che muove rapidamente gli arti superiori. Presenza di attività beta in maniera rilevante, indice di attività motoria.

6 progetto futuro: conscienziometro pediatrico

Questo progetto intende realizzare un'applicazione per Tablet (es. Android Galaxy Tab) rivolta alla CAA con particolare focus alle esigenze della Terapia intensiva del dipartimento di pediatria, ovvero a bambini che non abbiano mai utilizzato in precedenza strumenti per la comunicazione. L'applicazione sarà utilizzabile in due modalità: • Utente finale - l'applicazione è in uso e permette la CAA. • Configurazione - l'applicazione viene configurata per proporre un ambiente comunicativo diverso ad ogni utente (es. foto dei genitori diversa a seconda del bambino). In entrambe le configurazioni, l'applicazione dovrà essere utilizzabile da un utente non informatico.

VOCA-TIO (Vocal Output Communication Aids for Temporaly Impaired Owners - Ausili per la comunicazione con uscita vocale per persone coscienti temporaneamente menomate) è il progetto globale.

Si tratta di una serie di immagini che scorrono (con click o altro input) e leggono una frase. Questo è pensato per una bambino alettato, non in grado di comunicare verbalmente, ma che però può utilizzare un metodo per l'input tradizionale (tastiera, mouse o touchscreen). L'idea è di usare metodi di input alternativi per questo software, ad esempio l'accelerometro della <http://emotiv.com>; muovendo la testa a destra e a sinistra per scorrere le immagini, e in su e giù far partire il sintetizzatore vocale.

Saremo entusiasti di avere in ogni stanza strumenti del genere, per cui non resterebbe un progetto di sola sfida personale, ma avrebbe una ricaduta immediata nel migliorare la qualità della vita dei giovani ospiti del reparto e la qualità delle cure!



Fig: robot riabilitativo

7 Conclusione

Possiamo dire che il sistema BCI (Brain-Computer Interface) è un'interfaccia in grado di realizzare la comunicazione, per esempio di soggetti con importanti patologie muscolari e neurologiche, e la possibilità di pilotare dispositivi esterni, per esempio di soggetti con arti mancanti, senza la mediazione dei muscoli e dei nervi ma attraverso l'analisi diretta dell'attività cerebrale.

Recentemente sono stati effettuati nuovi studi con questo sistema che possono rendere possibile quello che fino a ora è stato solo un sogno dell'uomo, ossia la possibilità di comandare il dispositivo direttamente con le onde cerebrali. Questo tipo di interfacce, oltre a rappresentare una possibile futura alternativa a tutti gli strumenti utilizzati oggi, assumono grande importanza per tutte quelle persone con disabilità neuromuscolare e deficit che impediscono loro di utilizzare metodi convenzionali di comunicazione come ad esempio ritardo-fase amiotrofica, sclerosi laterale, ictus cerebrale, o grave paralisi cerebrale.

Bibliografia

- G. Mazzocchi, G. Nussdorfer **“Anatomia funzionale del sistema nervoso”**; edizioni libreria cortina Padova 2003.
- Jean Cambier, Maurice Masson, Henry Dehen **“Neurologia”**: decima edizione italiana; Elsevier Masson editore 2007.
- De Rossi D., Ahluwalia A., Mazzoldi A., Pede D., Scilingo E. P., **“Sensori per misure biomediche”**, Patron Editore.
- Carr J. J., Brown J. M., **“Introduction to Biomedical Equipment Technology”**, Prentice Hall.
- M.R. de Feo e O. Mecarelli **“Testo-Atlante di Elettroencefalografia Clinica”** (2001, Marrapese Ed.- Roma).
- O.Mecarelli, S.Pro – Basi neurofisiologiche – Manuale teorico pratico di elettroencefalografia – 2009 Wolters Kluwer Health
- O.Mecarelli,L.Davì –Elettrodi per registrazioni di superficie –Manuale teorico pratico di elettroencefalografia – 2009 Wolters Kluwer Health
- O.Mecarelli, P.Li.Voti – Posizionamento degli elettrodi, derivazioni e montaggi – Manuale teorico pratico di elettroencefalografia – 2009 Wolters Kluwer Health
- C.Rizzo – Acquisizione del segnale EEG – Manuale teorico pratico di elettroencefalografia – 2009 Wolters Kluwer Health

Sitografia

Fonte : www.brainfactor.it

Fonte: www.gtec.at

Fonte: www.thinkgeek.com

Fonte: www.wikipedia.it/bci

Fonte : <http://www.tecnomed.it>

Fonte: <http://www.neurofisiologia.net>

Fonte : <http://Neurosky.com/AcademicPapers.aspx>

Fonte : <http://medicinapertutti.altervista.org/argomento/dendriti-o-dendroni>

Fonte: http://www.biomedresearches.com/root/pages/researches/epilepsy/eeg_resources

Fonte: http://www.ti.com/solution/ecg_electrocardiogram

Fonte : www.emotiv.com

Fonte: www.github.com/qdot/emokit

Ringraziamenti

Sembra strano oggi essere arrivato fin qui, alla realizzazione di questo desiderio e ripercorrendo questo viaggio il pensiero più importante va ai miei genitori (**S. e S.ra sottang**) e i fratelli, poiché sono stati il mio punto di riferimento da quando sono nato fino ad oggi; per i loro insegnamenti che mi ha permesso di essere un uomo responsabile per tutti i valori che hanno saputo trasmettermi e perché con grande sostegno mi hanno permesso di raggiungere questo importante obiettivo, nonché per avermi sopportato con molta pazienza.

Ringrazio il mio relatore **stefano vassanelli** per la disponibilità e l'attenzione dedicata a questo lavoro e per i suoi preziosi insegnamenti; ringrazio il dottore **roberto mancin** del dipartimento di pediatria per i suoi preziosi consigli nel cercare questo prezioso argomento.

Ringrazio di cuore **il mio amore tengou sandrine** che è stata la chiave del mio successo .per il coraggio e la forza che mi ha spinto a trovare, per esserci sempre stato, soprattutto quando dicevo che non ce l'avrei fatto; per tutto ciò che mi sta regalando di giorno in giorno e perché ha deciso di accompagnarmi anche nel futuro. In fondo questa laurea è anche sua.

infine ringrazio **tutti i amici e amiche** per i loro consigli, che mi hanno sostenuto a raggiungere questo obiettivo e senza dimenticare il mio **Signore** che è stato sempre presente nella mia vita.