

ALMA MATER STUDIORUM  
UNIVERSITÀ DI BOLOGNA

---

CAMPUS DI CESENA  
SCUOLA DI INGEGNERIA E ARCHITETTURA  
CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA ELETTRONICA,  
INFORMATICA E TELECOMUNICAZIONI

INTERFACCE CERVELLO-COMPUTER: STATO  
DELL'ARTE

Elaborata nel corso di: Fondamenti di Informatica B

*Tesi di Laurea di:*  
MICHELE ROSSI

*Relatore:*  
Prof. ANDREA ROLI

---

ANNO ACCADEMICO 2013-2014  
SESSIONE II



# PAROLE CHIAVE

Interfaccia

Cervello

Computer

Attività Cerebrale

Tecnologia BCI



Ai miei genitori e mio fratello, per aver creduto in me  
fino al raggiungimento di questo traguardo con amore e  
ottimismo.



# Indice

<b>Introduzione</b>	<b>ix</b>
<b>1 Cenni di neurofisiologia</b>	<b>1</b>
1.1 Encefalo . . . . .	1
1.2 Neuroni . . . . .	4
1.3 Sinapsi . . . . .	5
1.4 Corteccia Motoria . . . . .	8
<b>2 Registrazione dell'attività neurale</b>	<b>13</b>
2.1 Tecniche di registrazione dell'attività neurale . . . . .	13
2.2 Confronto tra le tecniche di registrazione dell'attività cerebrale	14
2.3 Elettroencefalografia . . . . .	17
2.3.1 Strumentazione . . . . .	17
2.3.2 Montaggio e funzionamento . . . . .	17
2.3.3 Ritmi elettroencefalografici . . . . .	19
<b>3 Interfacce Cervello-Computer</b>	<b>21</b>
3.1 Classificazione delle interfacce cervello-computer . . . . .	21
3.2 Moduli di una interfaccia cervello-computer . . . . .	24
3.2.1 Pre-processing del segnale . . . . .	25
3.2.2 Analisi del segnale . . . . .	26
<b>4 Brain-Actuated Technologies</b>	<b>29</b>
4.1 Spelling applications . . . . .	29
4.2 Controllo di una carrozzina per disabili . . . . .	33
4.3 Domotica . . . . .	34
4.4 Assistive grasping . . . . .	35

<b>5 Conclusioni</b>	<b>37</b>
<b>Ringraziamenti</b>	<b>39</b>
<b>Bibliografia</b>	<b>44</b>

# Introduzione

Il termine *interfaccia* è usato ampiamente in informatica per indicare il collegamento *logico* che consente a due entità di tipo diverso di comunicare tra di loro, indipendentemente dalla loro natura. L'interfaccia grafica, ad esempio, consente all'utente di interagire col computer manipolando graficamente alcuni oggetti, svincolandolo dall'obbligo di imparare una serie di comandi da impartire con la tastiera, come invece avviene con le interfacce a linea di comando.

Un'interfaccia cervello-computer (BCI: Brain-Computer Interface) è un sistema di comunicazione diretto tra il cervello e un dispositivo esterno che non dipende dalle normali vie di output del cervello, costituite da nervi o muscoli periferici. Il funzionamento di una BCI può essere riassunto in 3 fasi:

- acquisizione del segnale;
- elaborazione e classificazione del segnale acquisito;
- invio dell'output a un dispositivo esterno.

Il segnale generato dall'utente viene acquisito per mezzo di appositi sensori, poi viene processato e classificato estraendone così le informazioni di interesse che verranno poi utilizzate per produrre un output reinviato all'utente come feedback. La tecnologia BCI trova interessanti applicazioni nel campo biomedico dove può essere di grande aiuto a persone soggette da paralisi, ma non sono da escludere altri utilizzi.

Questa tesi in particolare si concentra sulle componenti hardware di una interfaccia cervello-computer analizzando i pregi e i difetti delle varie possibilità: in particolar modo sulla scelta dell'apparecchiatura per il rilevamento

dell'attività cerebrale e dei meccanismi con cui gli utilizzatori della BCI possono interagire con l'ambiente circostante (i cosiddetti attuatori). Le scelte saranno effettuate tenendo in considerazione le necessità degli utilizzatori in modo da ridurre i costi e i rischi aumentando il numero di utenti che potranno effettivamente beneficiare dell'uso di una interfaccia cervello-computer.

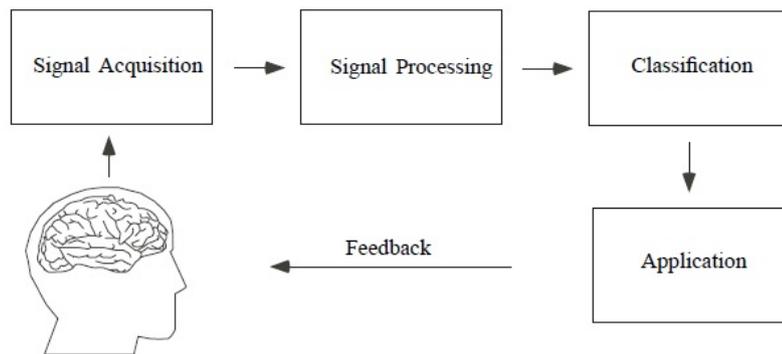


Figura 1: Schema generale di una BCI

Di seguito presentiamo la struttura della tesi:

- **Capitolo 1 – Cenni di neurofisiologia:** il primo capitolo fornisce alcune nozioni di base di neurofisiologia. Si illustra la struttura del cervello e il suo funzionamento soffermandosi sui concetti più utili per lo sviluppo della tesi.
- **Capitolo 2 - Registrazione dell'attività neurale:** questo capitolo illustra le principali tecniche di registrazione dell'attività neurale, ponendo a confronto i rispettivi vantaggi e svantaggi ottenendo quella che risulta la più adatta, secondo gli obiettivi di questa tesi, per lo sviluppo di una BCI.
- **Capitolo 3 – Interfacce cervello-computer:** il terzo capitolo si concentra sulle BCI, cercando di dare una definizione chiara e concisa del concetto di 'interfaccia cervello-computer', illustrandone le varie

tipologie a seconda delle scelte fatte nella sua progettazione: anche qui cercheremo di definire le caratteristiche più appropriate per una BCI che rientri negli obiettivi della tesi.

- **Capitolo 4 – Brain-actuated technologies:** il capitolo è dedicato alle applicazioni più comuni di una BCI, analizzando le possibili varianti di progettazione e relative conseguenze soffermandosi in particolare sulle spelling applications e sulle applicazioni di controllo di carrozzine per disabili.
- **Capitolo 5 – Conclusioni:** l'ultimo capitolo contiene considerazioni e conclusioni in merito allo sviluppo di questa tecnica.



# Capitolo 1

## Cenni di neurofisiologia

Come affermato, lo scopo di una interfaccia cervello-computer (o interfaccia neurale) è quello di fungere da mezzo di comunicazione diretto tra un cervello e un dispositivo esterno (ad esempio un computer) che dipenda esclusivamente dai segnali prodotti dall'attività neurale del cervello. Introduciamo alcune nozioni elementari sulla natura e la struttura del cervello, soffermandoci sugli aspetti di maggior interesse per le interfacce cervello-computer.

### 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 [1]. 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 [1]. L'encefalo propriamente detto è costituito da [10,15]:

- **Cervello** (prosencefalo): il cervello costituisce la parte anteriore e superiore dell'encefalo occupando quasi interamente la scatola cranica;
- **Tronco encefalico**: il tronco encefalico è costituito a sua volta dal *mesencefalo*, dal *ponte* e dal *bulbo* (o *midollo allungato*); situato nella

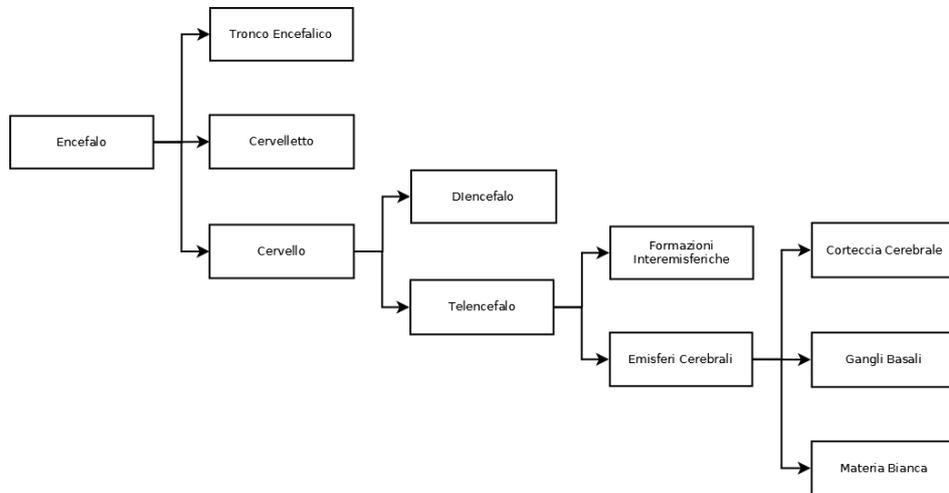


Figura 1.1: Struttura dell'Encefalo

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; è responsabile inoltre del controllo del battito cardiaco, della respirazione e della pressione sanguigna;

- **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 cervello, è possibile suddividerlo in [4, 5]:

- **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:** sopra al diencefalo si trova il telencefalo ovvero la parte esterna dell'encefalo; il telencefalo è composto da due *emisferi cerebrali*, bilaterali e simmetrici, separati tra loro dalla scissura interemisferica longitudinale, e da 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* [4, 5].

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* [6]. La corteccia è preposta a un elevato numero di funzioni, tra cui funzioni sensorie, motorie, cognitive, affettive e mnemoniche. È possibile identificare specificare aree funzionali all'interno di ciascun lobo [7]:

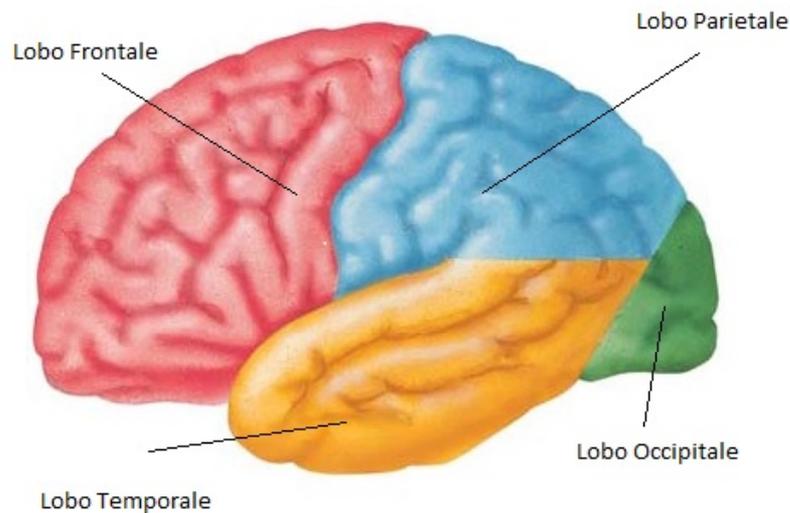


Figura 1.2: Suddivisione della corteccia cerebrale in lobi

- **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*).

## 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 [6]. Le cellule nervose si distinguono in [6, 8]:

- **Neuroni:** i neuroni sono cellule caratterizzate dalla capacità di dare origine e trasmettere segnali di natura elettrica; si conta che nel cervello umano vi siano oltre  $10^{10}$  neuroni [11].
- **Cellule gliali:** le cellule gliali sono cellule nervose che, a differenza dei neuroni, non hanno la capacità di generare e trasmettere segnali elettrici; hanno una funzione nutritiva e di sostegno per i neuroni, e fungono come sistema di isolamento dei tessuti nervosi e da protezione da corpi estranei.

Esistono varie tipologie di neuroni caratterizzate da una specifica forma e da un particolare albero dendritico ma tutti i neuroni condividono una struttura simile. Ogni neurone è composto da un corpo cellulare, o *soma*, da cui dipartono dei filamenti citoplasmatici (*dendriti* e *assone*). I dendriti si estendono dal soma del neurone formando l'albero dendritico 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 (*collaterali*), 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 che funge da isolante [6]. I punti di giunzione tra due neuroni, attraverso i quali è possibile trasferire informazione da un neurone all'altro, prendono il nome di *sinapsi*.

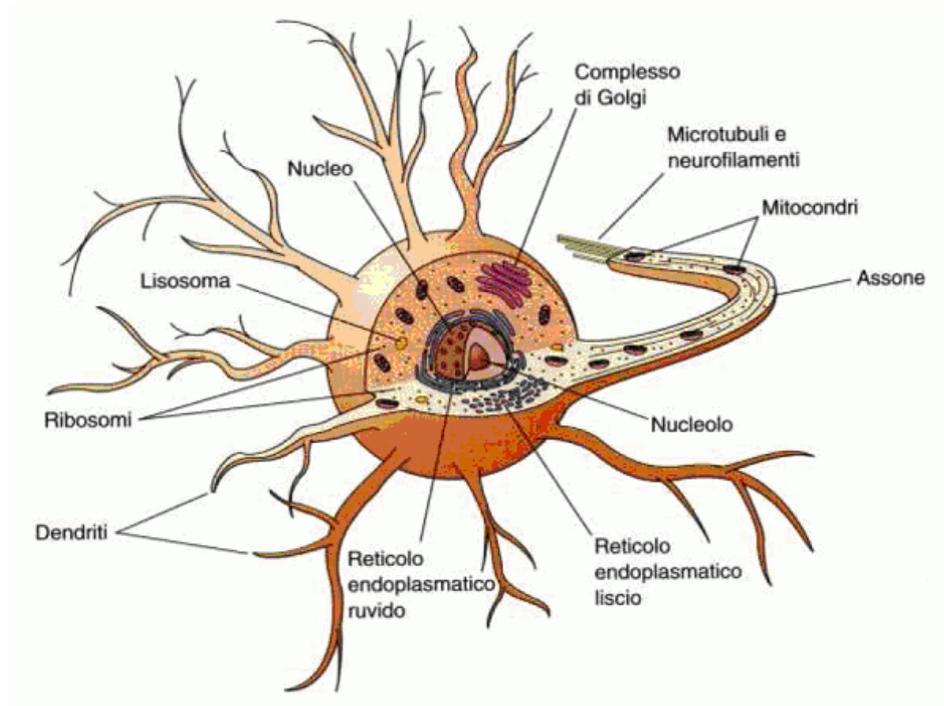


Figura 1.3: Struttura di un neurone

### 1.3 Sinapsi

Esistono due principali forme di comunicazione per mezzo delle quali i neuroni possono scambiarsi informazioni [13]:

- **Comunicazione sinaptica elettrica:** la 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 affidabile e permette il passaggio diretto di impulsi elettrici in entrambe le direzioni. L'informazione si trasmette mediante uno scambio di ioni tra le cellule attraverso canali di membrana di congiunzione a bassa resistenza.

- **Comunicazione sinaptica chimica:** la 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 pre-sinaptica rilascia una sostanza (neurotrasmettitore) nella fessura sinaptica passando il segnale alla cellula postsinaptica.

Si conta che nel cervello umano vi siano più di  $10^{13}$  sinapsi e oltre 100 diversi tipi di neurotrasmettitori [11]. Il flusso di corrente è reso possibile dal passaggio di ioni carichi positivamente o negativamente attraverso la membrana cellulare. L'informazione tra i neuroni, quindi, è scambiata sotto forma di segnali elettrici classificati in: *potenziali graduati* e *potenziali di azione*. I potenziali graduati sono segnali a intensità variabile che si propagano per brevi distanze, man mano diminuendo di intensità. I potenziali d'azione sono depolarizzazioni molto rapide del potenziale di membrana (ovvero la differenza di potenziale elettrico attraverso la membrana) che si propagano per grandi distanze lungo un neurone senza attenuarsi, della durata di meno di 1 ms [2, 22].

Nei neuroni i potenziali graduati sono depolarizzazioni o iperpolarizzazioni che hanno luogo nei dendriti e nel corpo cellulare: si definiscono graduati perché la loro ampiezza è direttamente proporzionale alla forza dello stimolo scatenante. Si verificano quando i segnali chimici provenienti da altri neuroni aprono canali ionici regolati chimicamente, permettendo agli ioni di entrare e uscire dal neurone, oppure quando un canale aperto si chiude diminuendo il movimento di ioni attraverso la membrana cellulare [2,22].

Se la concentrazione di anioni e cationi all'interno e all'esterno della membrana si equivalgono, allora il potenziale di membrana è nullo.

Quando uno stimolo apre canali  $Na^+$  gli ioni  $Na^+$  si spostano all'interno

del neurone introducendo carica elettrica come un'onda di depolarizzazione; i potenziali graduati, però, perdono intensità visto che la membrana cellulare non è un buon isolante e ha canali sempre aperti, e dato che il citoplasma stesso oppone resistenza. I potenziali graduati abbastanza intensi raggiungono la 'zona trigger' del neurone dove, se depolarizzano la membrana fino al valore soglia, innescano un potenziale d'azione. Insomma la depolarizzazione aumenta la probabilità che si innesci un potenziale d'azione, mentre nei casi di iperpolarizzazione (per esempio considerando i canali  $K^+$ ) la diminuisce.

L'ampiezza dei potenziali d'azione generati non dipende dall'intensità del potenziale graduato che l'ha innescato. Il comportamento degli impulsi elettrici è quindi descritto da una legge *all-or-none*: se un impulso è sufficiente a depolarizzare un neurone oltre la soglia critica e a generare così un picco, il neurone si attiverà e trasmetterà a sua volta l'impulso elettrico; in caso contrario il neurone non si attiverà e nessun segnale verrà propagato [2,22]. In condizioni di riposo il potenziale di un neurone varia tra -50 e -75 mV [6].

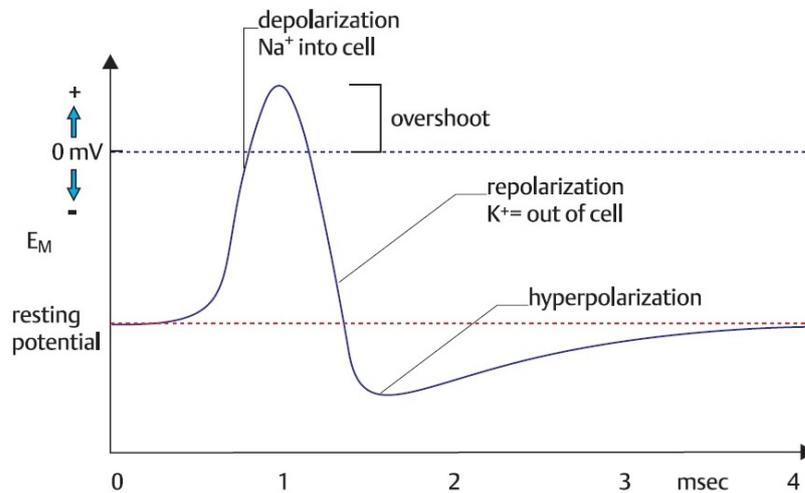


Figura 1.4: Il potenziale d'azione

Il potenziale d'azione si compone di tre fasi:

- **Fase ascendente del potenziale d'azione:** quando un potenziale graduato raggiunge la zona trigger, depolarizza la membrana e come risultato incrementa la permeabilità della membrana al  $\mathbf{Na}^+$ . Gli ioni  $\mathbf{Na}^+$  iniziano a entrare nella cellula e depolarizzano ulteriormente la membrana; questo fa sì che altri canali  $\mathbf{Na}^+$  vengano aperti. Si aprono anche i canali  $\mathbf{K}^+$  ma molto più lentamente. Al raggiungimento del valore di soglia (-55 mV) si attiva un ciclo positivo che comporta un rapido aumento del potenziale d'azione e conseguentemente un picco della tensione; se il potenziale d'azione supera gli 0 mV, si parla di *overshoot* del potenziale d'azione.
- **Fase discendente del potenziale d'azione:** questa fase corrisponde ad un aumento della permeabilità al  $\mathbf{K}^+$ . Questi canali cominciano ad aprirsi in risposta alla depolarizzazione ma, essendo molto lenti, il picco della permeabilità al  $\mathbf{K}^+$  arriva tardi: in questo momento il potenziale di membrana ha già raggiunto il picco e i canali  $\mathbf{Na}^+$  si sono chiusi, quindi la membrana è molto permeabile al  $\mathbf{K}^+$ . Mentre il  $\mathbf{K}^+$  fuoriesce dalla cellula, il potenziale di membrana diventa rapidamente più negativo portando la cellula al suo potenziale di riposo.
- **Fase di iperpolarizzazione postuma:** quando il potenziale raggiunge il valore di riposo (-70 mV) i canali per il  $\mathbf{K}^+$  non sono ancora chiusi, quindi il potassio continua a fuoriuscire e la membrana si iperpolarizza a un valore inferiore (-90 mV) e si parla perciò di *undershoot*. Quando i lenti canali per il  $\mathbf{K}^+$  si sono finalmente chiusi il valore del potenziale torna lentamente alla normalità [6,22].

Alla propagazione del potenziale di azione segue un breve periodo di refrattarietà totale o relativa durante il quale i neuroni non hanno la possibilità di generare o trasmettere potenziali di azione (circa 2 ms) (vedi Figura 1.5) [2].

## 1.4 Corteccia Motoria

La corteccia motoria è la regione del cervello in cui risiede la pianificazione e l'esecuzione dei movimenti volontari del corpo. Dal punto di vista anatomico

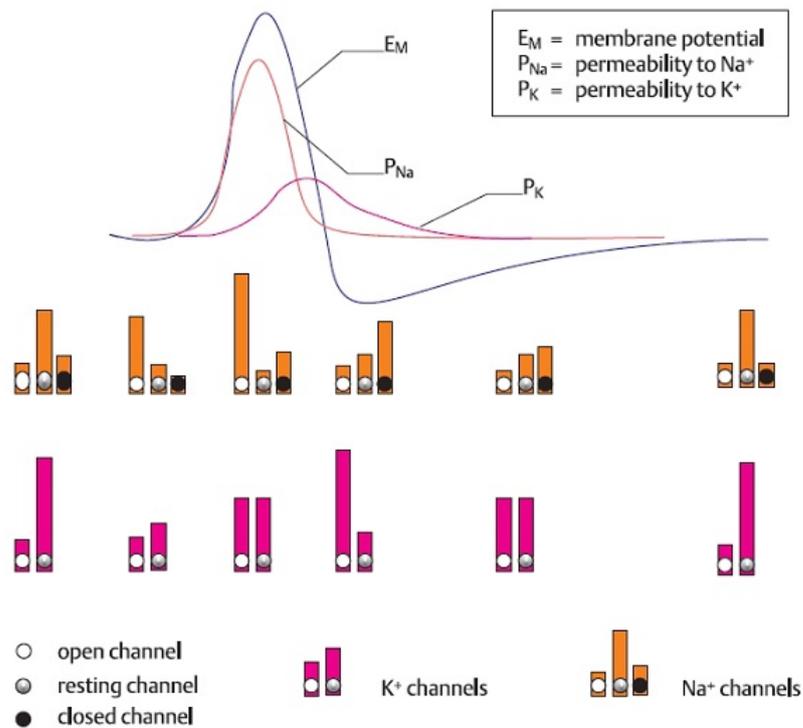


Figura 1.5: Il potenziale d'azione e i canali della membrana nucleare

si trova nel lobo frontale e può essere suddivisa in diverse aree funzionali [2,3]:

- **Corteccia motoria primaria (M1):** l'attività della corteccia motoria primaria consiste nel controllare direttamente l'esecuzione dei movimenti. (studiando le modalità di attivazione dei neuroni della corteccia motoria primaria è possibile determinare l'intensità del movimento);
- **Corteccia motoria secondaria (M2):** divisa in *area motoria supplementare* (SMA) e *area premotoria* (PMA), la corteccia motoria secondaria è collocata anteriormente alla corteccia motoria primaria; è responsabile della pianificazione dei movimenti e la sua attività può precedere di centinaia di millisecondi la realizzazione del movimento; l'area motoria supplementare è preposta a compiti complessi, mentre

l'area premotoria pianifica quei movimenti che richiedono uno stimolo sensorio.

La corteccia motoria primaria è organizzata somatotopicamente come una mappa motoria controlaterale [6]: questo significa che la parte destra del corpo è mappata sull'emisfero sinistro, mentre la parte sinistra è mappata a destra. La rappresentazione delle diverse parti del corpo non è né proporzionale né ordinata: mani e testa ricoprono l'area maggiore della corteccia motoria; inoltre la rappresentazione di mani e piedi è collocata in prossimità della scissura interemisferica laterale, mentre la rappresentazione della testa si trova lateralmente rispetto alla scissura interemisferica laterale. La mappatura del corpo umano sulla corteccia motoria primaria disegna una figura umana deformata chiamata homunculus di Penfield [13].

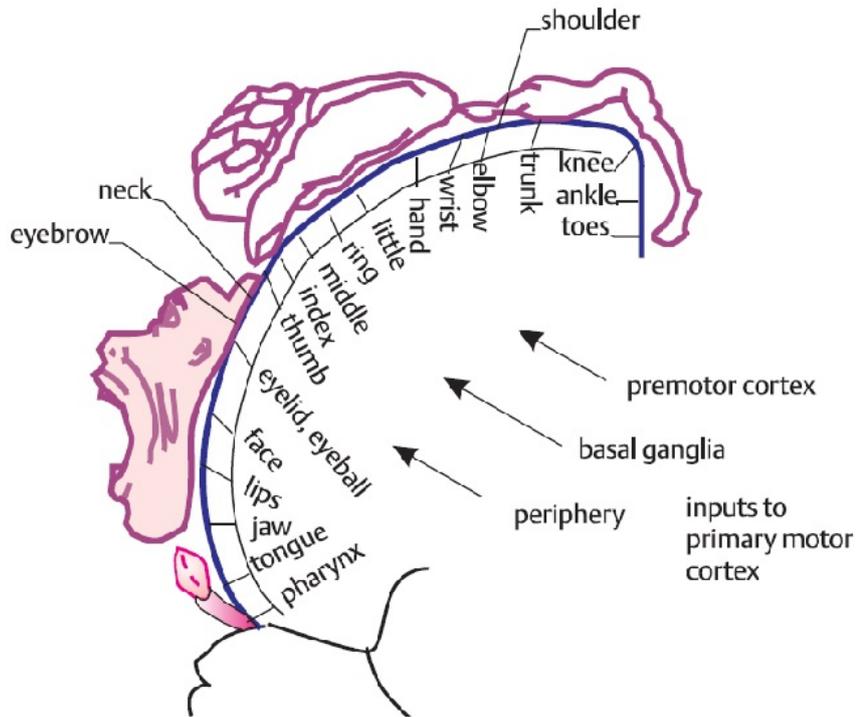


Figura 1.6: L'Homunculus di Penfield

All'interno della corteccia motoria il *tratto piramidale* (o *tratto corticospinale*)

*nale*) veicola gli impulsi che controllano l'esecuzione di precisi movimenti volontari. Il termine *piramidale* deriva dalle *cellule piramidali*, un particolare tipo di neuroni, che devono il loro nome alla particolare forma del soma delle cellule nervose che costituiscono i tessuti di questa regione del cervello [6]. Le cellule piramidali sono di fondamentale interesse per la realizzazione di interfacce cervello-computer sensomotorie non solo perché correlate alla volontà di movimento di un soggetto, ma anche per la loro disposizione regolare che rende possibile una buona registrazione dei segnali generati [14].



# Capitolo 2

## Registrazione dell'attività neurale

### 2.1 Tecniche di registrazione dell'attività neurale

L'attività neurale del cervello è esaminabile attraverso varie tecniche, ciascuna delle quali comporta vantaggi e svantaggi:

- **Elettroencefalografia (Electroencephalography EEG)**: è una tecnica medica usata per registrare l'attività del cervello umano in risposta a vari stimoli e attività attraverso elettrodi posizionati sullo scalpo [13].
- **Elettrocorticografia (Electrocorticography ECoG)**: A differenza dell'EEG, gli elettrodi vengono chirurgicamente posizionati sulla corteccia cerebrale [9].
- **Magnetoencefalografia (Magnetoencephalography MEG)**: l'utilizzo di questa tecnica medica permette il rilevamento dei campi magnetici generati dai neuroni attraverso una serie di sensori cilindrici collocati in prossimità della testa [1].
- **Risonanza magnetica funzionale (functional Magnetic Resonance Imaging fMRI)**: la fMRI sfrutta il principio alla base della

risonanza magnetica, ovvero la generazione di un forte campo magnetico, valutando la risposta magnetica transitoria evocata all'interno del cervello, ottenendo come risultato un'immagine tridimensionale. La fMRI compara l'attività cerebrale attiva e a riposo: una regione attiva può avere una maggior richiesta di ossigeno e glucosio rispetto ad una regione a riposo [1,13].

- **Tomografia a emissione di positroni (Positron Emission Tomography, PET)**: è una tecnica di imaging di medicina nucleare che si basa sulla rilevazione dei flussi sanguigni e dei consumi di glucosio (attraverso l'introduzione nel sangue di una piccola quantità di isotopi radioattivi), in modo da localizzare le aree cerebrali attive, restituendo come risultato immagini tridimensionali. Così si collegano le varie funzioni del cervello alle relative strutture [1, 13].
- **Tomografia a emissione di singolo fotone (Single Photon Emission Computed Tomography, SPECT)**: questa tecnica ha molto in comune con la PET, tranne l'utilizzo di raggi gamma e di un'apposita videocamera per rilevare e registrare l'attività del cervello [1,12].
- **Imaging ottico (Optical Imaging)**: con Optical Imaging si riferisce ad un insieme di tecniche mediche per la rilevazione dell'attività neuronale e l'analisi del funzionamento del cervello per mezzo della riflessione della luce emessa da una sorgente laser, debole o infrarossa, diretta verso di esso, fornendo immagini tridimensionali [1].

## 2.2 Confronto tra le tecniche di registrazione dell'attività cerebrale

Come anticipato, ciascuna tecnica di registrazione comporta dei vantaggi e degli svantaggi.

- La rilevazione dell'attività neurale per mezzo dell'elettroencefalografia è una tecnica medica che richiede l'utilizzo di una tecnologia poco costosa e portatile facilmente reperibile: è in grado di fornire con continuità un segnale con alta risoluzione temporale (dell'ordine dei

millisecondi). La preparazione dell'attrezzatura e del soggetto è rapida e assolutamente sicura. I potenziali elettrici rilevati con questa tecnica, però, devono attraversare il cranio e i tessuti frapposti tra lo scalpo e il cervello per raggiungere gli elettrodi, di conseguenza risultano soggetti ad una notevole attenuazione diminuendo l'affidabilità della rilevazione (la risoluzione spaziale è limitata all'ordine dei centimetri, l'ampiezza del segnale è limitata a 10-20  $\mu\text{V}$  e la frequenza a 0-40 Hz) [1,9].

- L'elettrocorticografia si basa sullo stesso principio di funzionamento dell'EEG, mantenendone l'elevata risoluzione temporale, ma riesce a fornire una rilevazione più accurata dell'attività cerebrale, in quanto gli elettrodi si trovano a diretto contatto con la corteccia cerebrale, anziché posizionati sullo scalpo (nei casi di pazienti con epilessia grave, ad esempio, l'attività cerebrale più profonda può non essere rilevata dalle normali tecniche di EEG). L'elettrocorticografia ha una risoluzione spaziale maggiore dell'elettroencefalografia (dell'ordine dei decimi di millimetro) e permette di registrare segnali con un ampiezza (50-100  $\mu\text{V}$ ) e una banda (0-200 Hz) maggiori. Un altro vantaggio consiste nei tempi di preparazione che, dopo il primo posizionamento degli elettrodi, sono estremamente ridotti. Ovviamente uno degli svantaggi principali sta nell'invasività della tecnica e di tutti i rischi che comporta un intervento chirurgico; inoltre, sempre tenendo conto della complessità dell'intervento, occorrerà un'equipe medica per l'impianto degli elettrodi, il che non potrà che aumentare notevolmente il costo finale. Infine, seppur gli elettrodi abbiano una stabilità dell'ordine degli anni, non è comunque illimitata, richiedendo un controllo periodico [9].
- La magnetoencefalografia possiede molte caratteristiche comuni all'elettroencefalografia, ovvero una risoluzione temporale e spaziale molto simili e un montaggio dell'apparecchiatura sicuro. Gli svantaggi principali stanno nei costi nettamente superiori a quelli dell'encefalografia e nella minor portabilità delle apparecchiature, molto più complesse e meno portatili[1].
- La risonanza magnetica funzionale è in grado di fornire dati con una buona risoluzione spaziale (dell'ordine dei millimetri) ma con una scar-

sa risoluzione temporale (dell'ordine dei secondi) visto che richiede tempo per la registrazione delle variazioni di ossigeno e di afflussi sanguigni al cervello. È una tecnica sicura in quanto non prevede alcun intervento chirurgico ma allo stesso tempo le apparecchiature utilizzate per la fMRI sono parecchio costose e non portatili [1].

- La tomografia a emissione di positroni e la tomografia a emissione di singolo fotone sono tecniche di imaging di medicina nucleare non invasive (se non per le iniezioni endovenose di radiotraccianti), poco adatte per essere utilizzate nell'ambito delle BCI sia per la bassa risoluzione spaziale (dell'ordine dei centimetri) che, come nel caso delle fMRI, per la bassa risoluzione temporale dovuta ai lunghi intervalli di tempo necessari per il rilevamento dei flussi sanguigni e l'uso di ossigeno e glucosio da parte delle aree cerebrali (senza contare il tempo necessario perché i radiotraccianti si dispongano nelle aree interessate). Sono entrambe tecniche sicure anche se necessitano di qualche precauzione visto l'utilizzo di sostanze radioattive. Inoltre utilizzano apparecchiature ingombranti e non portatili, mostrando elevati costi (la differenza principale tra le due tecniche sta proprio nei costi che, seppur entrambi elevati, sono nettamente minori per la tomografia a emissione di singolo fotone dato che utilizzano apparecchiature meno sofisticate) [1,12].
- Il rilevamento basato sull'acquisizione di immagini ottiche si effettua per mezzo di varie tecniche non invasive, normalmente utilizzando laser piuttosto deboli che rendono queste tecniche sicure. Queste tecniche di rilevamento hanno caratteristiche molto simili a quelle dell'elettroencefalogramma per quanto riguarda la risoluzione spaziale e temporale e si appoggiano ad apparecchiature poco costose e portatili [1].

Confrontando tra loro queste tecniche risulta evidente che le tecniche più adatte per la realizzazione di una BCI sono l'elettroencefalografia e le tecniche basate su immagini ottiche, sia per i buoni risultati che per i costi ridotti:

- anche se l'elettrocorticografia offre risultati migliori non basta a giustificare i rischi che comporta un intervento chirurgico così delicato.

- la magnetoencefalografia, la tomografia a emissione di positroni e la tomografia a emissione di singolo fotone forniscono risultati inferiori o uguali all'EEG ma con l'utilizzo di apparecchiature più costose.
- La risonanza magnetica funzionale fornisce risultati con un'ottima risoluzione spaziale, ma con una minor risoluzione temporale, utilizzando apparecchiature parecchio costose.

La scelta ricade sull'elettroencefalografia che risulta essere documentata, testata e standardizzata in maggior misura rispetto alle tecniche basate su immagini ottiche. Inoltre il basso costo e la portabilità di un elettroencefalografo garantirebbero a ogni potenziale utente la possibilità di acquistare le apparecchiature necessarie per l'utilizzo di una interfaccia cervello-macchina.

## 2.3 Elettroencefalografia

Ora che abbiamo scelto la tecnica di registrazione dell'attività neurale, andiamo ad esaminarne le strumentazioni e il funzionamento più nel dettaglio.

### 2.3.1 Strumentazione

Come già anticipato, la tecnica dell'elettroencefalografia fa largo uso di elettrodi (d'argento clorurato o dorato) per la rilevazione dell'attività neurale: questi elettrodi devono essere il più possibile stabili e refrattari alle interferenze esterne, consentendo la corretta registrazione di segnali compresi fra 0,5 e 70 Hz [19]. L'elettroencefalografo è lo strumento che misura l'EEG. È costituito dall'insieme di più amplificatori, ognuno dei quali è completato da un sistema di registrazione. Ogni amplificatore ha due ingressi per gli elettrodi e un'uscita per il sistema di registrazione (un galvanometro o un computer con la stessa funzionalità).

### 2.3.2 Montaggio e funzionamento

Gli elettrodi sono applicati al cuoio capelluto con un collante o mantenuti in posizione da una cuffia a corde elastiche. Fra l'elettrodo e la cute è interposta una pasta elettroconduttrice [18, 19]. Visto che l'elettroencefalografia

registra la differenza di potenziale all'interno del cervello, richiede l'utilizzo di almeno due elettrodi, uno dei quali sarà l'elettrodo di riferimento. A seconda dello specifico montaggio distinguiamo due situazioni:

- **Montaggio bipolare:** ciascun elettrodo rappresenta la differenza tra due elettrodi adiacenti.
- **Montaggio referenziale:** ciascun elettrodo rappresenta invece la differenza tra un certo elettrodo e un riferimento che può essere in linea mediana o sull'orecchio (proprio per la sua posizione può essere considerato neutro, cioè non affetto dall'attività cerebrale [19]).

La posizione sullo scalpo è regolata dallo standard chiamato Sistema 10-20 per il posizionamento degli elettrodi che prevede in tutto dai 18 ai 21 elettrodi equidistanti tra loro (vedi Figura 2.1). Questo standard deve il suo nome al fatto che le distanze tra gli elettrodi sono il 10% o il 20% della distanza dai quattro siti di repere anatomici; inion, nasion e i meati acustici esterni. Gli elettrodi posti sullo scalpo di un soggetto sono in grado di registrare differenze di potenziale, ovvero di evidenziare una differenza elettrica tra una zona attiva del cervello e una zona neutra di riferimento [21].

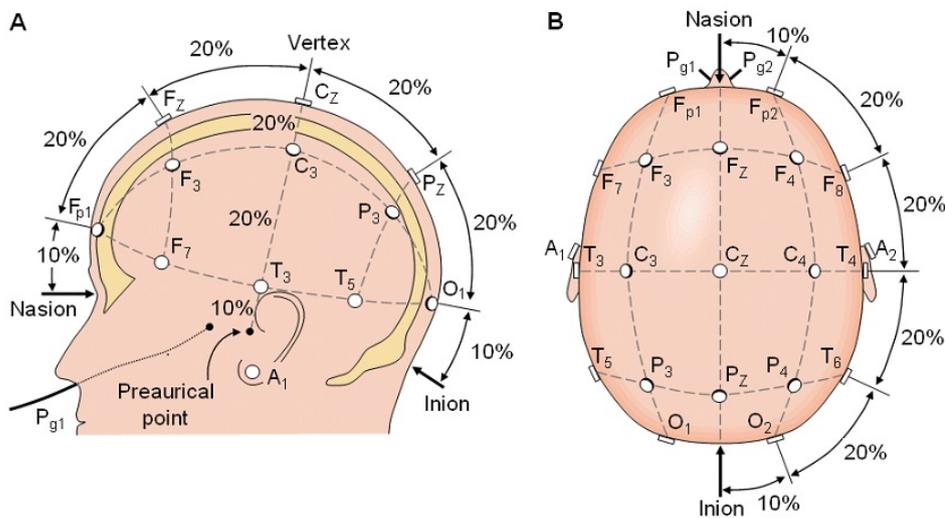


Figura 2.1: Sistema 10-20 per il posizionamento degli elettrodi

### 2.3.3 Ritmi elettroencefalografici

I tracciati EEG sono caratterizzati da fluttuazioni di voltaggio spontanee associabili a diversi stati mentali, livelli di coscienza o disturbi patologici: questa serie di oscillazioni regolari, o ritmi, riflettono l'attività ritmica di gruppi di neuroni sincronizzati. In base alla frequenza, all'ampiezza e alla zona di rilevamento vengono distinti in [19,20]:

- **Ritmo Alfa:** questo ritmo ha oscillazioni a frequenze comprese tra 8 e 13 Hz con un'ampiezza media che varia tra 15 e 65  $\mu V$ , registrato in un soggetto sveglio con gli occhi chiusi ed estremamente rilassato. È registrato nella parte occipitale e parietale della corteccia.
- **Ritmo Beta:** è un ritmo veloce con oscillazioni tra 18 e 25 Hz, ma con un'ampiezza ridotta inferiore ai 25  $\mu V$ : viene associato ad aree attive della corteccia e livelli di attenzione o di concentrazione. È registrato principalmente nella parte frontale della corteccia.
- **Ritmo Gamma:** ha oscillazioni con frequenze superiori a 30 Hz e con bassa ampiezza; sembra essere legato alla consapevolezza ed alla capacità di unire differenti funzioni modulari cerebrali per formare un'immagine coerente e si osserva soprattutto durante il movimento delle dita.
- **Ritmo Delta:** ha oscillazioni a frequenze comprese tra 0,5 e 4 Hz con ampiezza variabile; normalmente è associato a stati patologici o, nei soggetti sani, allo stato di sonno. Viene registrato prevalentemente nella parte frontale e centrale della corteccia.
- **Ritmo Theta:** la frequenza delle oscillazioni varia tra 4 e 7 Hz, con un'ampiezza superiore a 20  $\mu V$ ; è causato da stress, specialmente frustrazione o disappunto. Sembra essere associato anche a stati di ispirazione creativa o di meditazione e risulta accentuato durante il sonno o durante alcune attività mentali impegnative. Si registra nella parte frontale e cerebrale della corteccia.
- **Ritmo Mu:** la sua frequenza varia da 8 a 12 Hz e viene registrato al di sopra della corteccia motoria; il ritmo sembra essere associato al movimento ovvero diminuisce col movimento o l'intenzione di muoversi.

- **Ritmo Lambda:** occupa le frequenze tra 4 e 6 Hz ed è registrato principalmente nella parte occipitale della corteccia, con ampiezze comprese tra 20 e 50  $\mu\text{V}$ ; questo ritmo sembra associato ad uno stato di attenzione e studio dell'ambiente circostante (risulta bloccato quando il paziente ha gli occhi chiusi).

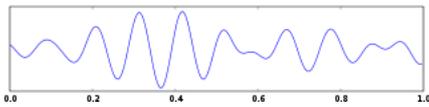


Figura 2.2: Ritmo Alfa

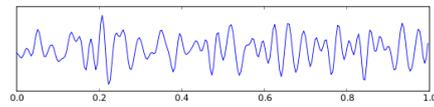


Figura 2.3: Ritmo Beta

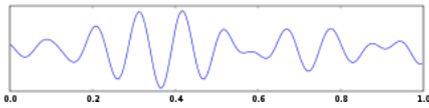


Figura 2.4: Ritmo Gamma

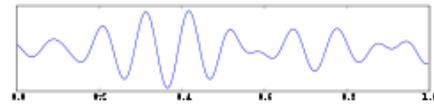


Figura 2.5: Ritmo Mu

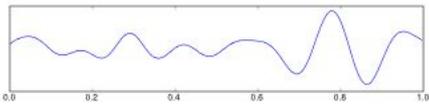


Figura 2.6: Ritmo Theta

# Capitolo 3

## Interfacce Cervello-Computer

Un'interfaccia cervello computer è un sistema di comunicazione nel quale i messaggi o i comandi che un individuo trasmette al mondo esterno non attraversano le normali vie di comunicazione cerebrali, ovvero i nervi periferici e i muscoli. Quindi possiamo dire che la BCI funge da intermediario tra il cervello e un dispositivo esterno, traducendo i segnali cerebrali in comandi per dispositivi elettronici [16,17].

### 3.1 Classificazione delle interfacce cervello-computer

Data una prima formulazione del concetto di BCI andiamo ad analizzare le principali categorie in cui possono essere suddivise le interfacce:

- **Dipendenti:** questo sistema non usa le normali vie di comunicazione sensoriali per comunicare con l'ambiente esterno o compiere un azione; tuttavia l'attività cerebrale necessaria per ottenere il segnale sarà comunque generata dalle normali vie sensoriali. Per esempio, una BCI dipendente presenta all'utente una matrice di lettere che lampeggiano una alla volta, e l'utente sceglie una lettera guardandola direttamente cosicché il VEP (visual evoked potential) registrato dallo scalpo sulla corteccia visiva, quando la lettera lampeggia, sia superiore a quello prodotto quando lampeggia un'altra lettera. Quindi è vero che il canale di output è un tracciato EEG, ma tutto ciò può funzionare solamente se l'utente ha il controllo dei propri muscoli oculari.

- **Indipendenti:** contrariamente ai sistemi dipendenti, troviamo i sistemi indipendenti, che non dipendono in alcun modo dalle normali vie di input o di output. Per esempio, le interfacce basate sui ritmi senso-motori, che non richiedono alcun controllo muscolare da parte dell'utente. In questo modo l'unico output è un tracciato EEG dipendente unicamente dall'intento dell'utente e non dall'orientamento degli occhi ad esempio [16].

La distinzione tra le due tipologie determina chi potrà o no utilizzare la BCI: nel caso di BCI dipendenti i soggetti colpiti da paralisi totale risulterebbero esclusi dal suo utilizzo, mentre trarrebbero i maggior vantaggi da interfacce indipendenti, se integrate con appositi attuatori.

Le BCI possono inoltre essere:

- **Non-invasive:** le interfacce cervello-computer non-invasive interagiscono con il cervello utilizzando dispositivi e apparecchiature posti al di fuori dell'organismo. Ad esempio sono interfacce non-invasive quelle che basano la registrazione dell'attività neurale sulla tecnica dell'elettroencefalografia.
- **Invasive:** le interfacce cervello-computer invasive utilizzano dispositivi ed apparecchiature impiantati direttamente all'interno dell'organismo, per esempio per la rilevazione dell'attività neuronale attraverso la tecnica dell'elettrocorticografia che utilizza elettrodi posti direttamente sulla corteccia cerebrale; quindi, questo tipo di interfaccia comporta un intervento chirurgico.

La scelta di una delle due tipologie comporta rischi, costi e tecnologie completamente diverse tra loro [16]. Come abbiamo già anticipato la scelta ricadrebbe sulla tecnica dell'elettroencefalografia per la rilevazione dell'attività cerebrale, ovvero una tecnica non invasiva.

A seconda del tipo di comunicazione possiamo distinguere tra interfacce:

- **Sincrone:** in una BCI sincrona l'utilizzatore può comunicare attraverso l'interfaccia solamente in istanti predeterminati dal sistema e il sistema deve essere acceso e spento da un controllore.
- **Asincrone:** i sistemi BCI asincroni sono in grado di rilevare autonomamente se l'utilizzatore sta tentando di comunicare attraverso l'interfaccia.

I protocolli sincroni facilitano l'analisi dell'EEG, dato che è noto il momento d'inizio di uno stato mentale; tuttavia sono lenti, dato che questi momenti sono imposti dall'esterno ogni 4-10 secondi, e normalmente i sistemi BCI che li usano riconoscono solo due stati mentali, indipendentemente dal numero di elettrodi usati per l'EEG. In un sistema sincrono sperimentale, il soggetto deve seguire uno schema fisso e ripetitivo per passare da una funzione mentale ad un'altra.

I protocolli asincroni invece utilizzano protocolli più flessibili, in quanto il soggetto decide in modo autonomo quando interrompere una funzione mentale e quando cominciarne una nuova. Il tempo di risposta di un sistema asincrono può essere inferiore a un secondo [28]. Comunque, i sistemi basati su protocolli asincroni possono essere più difficili da controllare dato che devono supportare due stati [10].

- uno in cui il soggetto non genera alcun comando: Non-Control (NC) state.
- un altro in cui il soggetto esegue comandi sul sistema: Intentional (IC) Control state.

È chiaro che entrambe le soluzioni possono funzionare in laboratorio, ma è ancora più evidente che risulti più sensato creare sistemi asincroni, ovvero che riconoscano le intenzioni dell'utilizzatore ogni volta che questo le voglia esprimere [17].

I sistemi BCI si possono classificare anche in base al tipo di attività neurale utilizzato per la comunicazione cervello-macchina. Le tipologie che possono essere utilizzate per un'interfaccia BCI sono:

- **Spontanei (o user-generated)**: questi segnali sono generati dal cervello indipendentemente da stimoli esterni. Per esempio si presentano quando l'utente decide di compiere, o semplicemente immagina di compiere un'azione motoria. I segnali spontanei più utilizzati per le interfacce cervello-macchina sono:
  - **SMR (Sensory-Motor Rhythms)**: come già anticipato, questi ritmi consistono in variazioni oscillatorie regolari che riflettono l'attività ritmica di un gruppo di neuroni sincronizzati [18]. In particolare si possono registrare i ritmi mu e beta mentre il soggetto decide o immagina di compiere un movimento [27].

- **SCP (Slow Cortical Potentials)**: sono segnali registrati sullo scalpo durante lenti cambiamenti di voltaggio della corteccia, normalmente associati a movimenti o funzioni che richiedono l'attivazione della stessa [28].
- **Evocati (EP)**: questi segnali sono generati in ben determinati momenti, per esempio rappresentano la risposta diretta ad alcuni stimoli esterni come un segnale luminoso o uditivo. Una sottoclasse dei segnali evocati sono gli **Evento-correlati (ERP)** i quali dipendono anche dallo stato di elaborazione cerebrale dello stimolo e rappresentano l'attività media EEG che si registra in concomitanza alla stimolazione e allo specifico compito motorio o cognitivo.

A seconda del tipo di segnali scelti si determineranno le tecnologie da utilizzare nell'interfaccia e la quantità di addestramento necessaria all'utente per essere in grado di controllare la BCI [16]. Tuttavia, la necessità di una stimolazione esterna, restringe l'applicabilità dei potenziali evocati. In questa visione, l'alternativa più naturale e adatta risiede nell'attività cerebrale che abbiamo definito 'spontanea' o 'intenzionale' [27]. Dal momento che le performance e i risultati pubblicati in letteratura appaiono più promettenti, la scelta ricadrebbe sulle interfacce basate su ritmi senso-motori. Risulta di notevole interesse l'applicazione di tecniche di 'motor imagery' (immaginazione del movimento) sia per i bassi costi che per i buoni risultati ottenuti sperimentalmente. Questi studi hanno dimostrato che la rappresentazione mentale degli eventi motori coinvolge le stesse aree corticali attive durante l'esecuzione dei movimenti.

Se consideriamo utenti in condizioni tali da non permettere loro alcun movimento, la sollecitazione di atti motori tramite questa tecnica potrebbe essere l'unica strategia realmente valida per permettere di attivare degli schemi motori e quindi facilitare l'esecuzione di specifici movimenti [29,30]. Utilizzando registrazioni EEG multicanale e applicando specifiche funzioni di discriminazione è possibile distinguere tra diversi tipi di immaginazione motoria (mano destra, mano sinistra, piedi, ecc) [31].

## 3.2 Moduli di una interfaccia cervello-computer

Come ogni sistema di comunicazione o di controllo, una BCI ha degli input (attività elettrofisiologica dell'utente), degli output (comandi dei dispositi-

vi), dei componenti che traducono gli input in output e altri che regolano i tempi di funzionamento [16]. Per controllare una BCI i segnali neuro-fisiologici devono essere mappati su valori che permettano di distinguere differenti classi di segnali, ovvero i segnali devono essere classificati. Gli algoritmi di apprendimento automatico sono usati per apprendere, da un dataset di allenamento, come classificare i segnali di un certo utente. L'insieme di questi algoritmi costituiscono logicamente i due moduli di analisi di una BCI: ovvero gli algoritmi per il feature extraction e quelli per la classificazione [17].

### 3.2.1 Pre-processing del segnale

Il segnale acquisito normalmente deve essere prima elaborato per poterne ricavare le informazioni [17, 23, 24, 25].

- **Amplificazione:** dato che il segnale acquisito ha un'ampiezza molto piccola (dell'ordine dei  $100 \mu V$ ) per un'analisi più accurata è necessaria un'amplificazione di un fattore 5000 o anche 20000.
- **Filtraggio:** il segnale acquisito contiene molte frequenze, ma solo alcune sono di interesse per una BCI. Facendo passare il segnale attraverso appositi filtri si separa il segnale utile dal rumore, si eliminano segnali indesiderati, frequenze in eccesso alla banda utile e frequenze molto basse. Ci sono quattro tipi di filtri: passa-alto (per eliminare componenti a bassa frequenza), passa-basso (per eliminare componenti ad alta frequenza), passa-banda (combinazione dei due filtri precedenti) ed elimina-banda (per eliminare singole componenti).
- **Digitalizzazione:** per digitalizzazione si fa riferimento al processo che porta alla conversione di un segnale analogico in uno digitale; questa conversione permetterà l'invio del segnale ad un computer per la successiva analisi. Questo processo si compone di tre fasi:
  - durante la fase di campionamento si estraggono i valori dell'ampiezza del segnale analogico in determinati intervalli temporali; la frequenza minima di campionamento, affinché il segnale di input possa essere ricostruito da quello discreto, è data dal teorema di Shannon, ovvero deve essere maggiore del doppio della massima frequenza di interesse.

- la quantizzazione rende discreti i valori che può assumere il segnale: i valori delle ampiezze che il segnale assume sono raggruppati in un determinato numero di insiemi chiamati intervalli di quantizzazione ad ognuno dei quali è associato un livello di quantizzazione: tutti i valori compresi in un certo livello verranno codificati con una stessa sequenza numerica;
- Attraverso il processo di codifica la sequenza numerica viene convertita in un flusso di bit.

### 3.2.2 Analisi del segnale

Il segnale precedentemente acquisito viene elaborato per produrre un risultato significativo, perciò dal segnale digitale viene generato in output un comando o un feedback. In questo modulo possiamo distinguere due fasi:

- **Feature Extraction:** la finalità principale di questo procedimento è quello di ridurre la quantità di informazione acquisita attraverso l'estrazione delle cosiddette features; per feature si intende il valore di un attributo o di una variabile che possa essere utilizzato per discriminare un segnale; possiamo distinguere le features in [17]:
  - Time Domain Features: sono legate alle variazioni in ampiezza dei segnali, presentandosi in ben determinati momenti dopo uno stimolo o un'azione.
  - Frequency Domain Features: sono legate alla variazione dell'attività oscillatoria (per esempio la sincronia tra differenti aree del cervello può indicare che queste regioni stanno comunicando tra loro).
  - Spatial Domain Features: lo scopo di queste features, per esempio, è di combinare in modo adeguato i segnali forniti da più elettrodi contemporaneamente.
- **Translation:** questa fase permette di convertire le feature rilevate in dei comandi interpretabili da un dispositivo esterno attraverso operazioni di classificazione [16, 18]. Gli algoritmi di classificazione si dividono in [26]:
  - classificatori lineari

- reti neurali
- classificatori bayesiani non lineari
- classificatori nearest neighbor
- combinazione di classificatori



# Capitolo 4

## Brain-Actuated Technologies

Dopo aver presentato le diverse tipologie di interfacce cervello-computer, abbiamo esposto le motivazioni che ci hanno portato alla scelta di un'interfaccia non invasiva, indipendente, asincrona e basata su ritmi senso-motori. Ora andiamo ad analizzare alcune delle applicazioni che costituiscono i principali casi di studio nel campo delle BCI, soffermandoci in particolar modo sulle caratteristiche delle interfacce sviluppate, che potrebbero non rispecchiare le nostre scelte, in quanto ideate su requisiti diversi dai nostri.

### 4.1 Spelling applications

Una BCI può essere usata per selezionare lettere da una tastiera virtuale su uno schermo e, quindi, comporre frasi. Sono state sviluppate diverse tipologie di *speller* a seconda dei segnali utilizzati; tra i principali troviamo [32]:

- **Spontaneus-Speller:** inizialmente l'intera tastiera (26 lettere più lo spazio per separare le parole, per un totale di 27 simboli organizzati in una matrice di 3 righe e 9 colonne) era divisa in tre blocchi, ognuno associato a una funzione mentale o *mental task*. L'associazione tra blocco e mental task è indicata dallo stesso colore usato nella fase di apprendimento. Ogni blocco contiene un numero uguale di simboli. Quando il classificatore riconosce il blocco su cui l'utente si sta concentrando, questo blocco si divide in 3 blocchi più piccoli, ognuno con tre simboli (sostanzialmente si divide in tre righe); quando viene scel-

to uno di questi tre blocchi di 'secondo livello', viene suddiviso in altri tre blocchi più piccoli, ognuno dei quali costituito da un solo simbolo. Infine per selezione il simbolo desiderato, l'utente si concentra sul mental task associato a quel colore. Il simbolo si aggiunge agli altri costituenti la frase, e il processo ricomincia. Quindi il processo per scrivere una singola lettera richiede tre passi [27]. Ovviamente esistono più varianti con più simboli e blocchi, quindi anche più mental task da gestire.

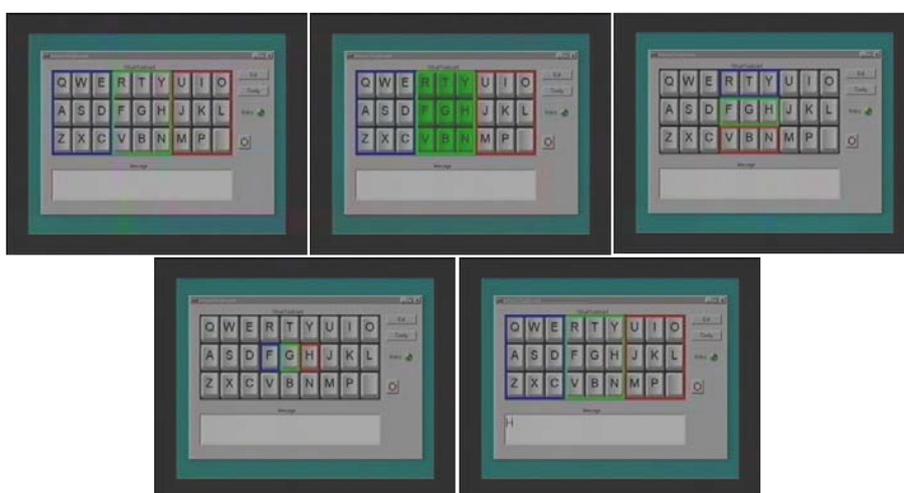


Figura 4.1: GUI di uno speller basato su segnali spontanei

- **ERP-Based Speller:** il più conosciuto di questa categoria è il P300-speller. L'idea deriva da un'osservazione sperimentale: una componente del potenziale cerebrale è evocato in risposta ad uno stimolo non frequente ma atteso dall'utente, mentre è assente per uno stimolo frequente, ma non atteso. La differenza principale nelle risposte è data da una deflessione positiva a circa 300 ms dopo l'inizio dello stimolo, registrata sulla corteccia parietale e centrale. Un primo speller di questo tipo era visivo: una matrice di caratteri 6 x 6 con righe e colonne illuminate in un ordine casuale con 5-6 illuminazioni al secondo. L'utente presta attenzione al simbolo che desiderare comunicare.

L'illuminazione della riga/colonna che contiene il carattere desiderato evoca un aumento della componente P300. Il classificatore ricava la combinazione riga/colonna per la quale si è presentata la P300 e di conseguenza identifica il carattere [32,33].

¶	A	B	C	D	E	¶	A	B	C	D	E
F	G	H	I	J	K	F	G	H	I	J	K
L	M	N	O	P	Q	L	M	N	O	P	Q
R	S	T	U	V	W	R	S	T	U	V	W
X	Y	Z	_	1	2	X	Y	Z	_	1	2
3	4	5	6	7	8	3	4	5	6	7	8

Figura 4.2: Classica interfaccia utente di un P300-speller

- Spellers based on Frequency and Code Modulation of VEP:**  
 gli *steady-state visual evoked potentials (SSVEP)* o i *frequency visual evoked potential (f-VEP)* registrati sulla corteccia occipitale, sono la risposta alla presentazione periodica di un dato stimolo visivo (per esempio uno sfarfallio luminoso). Quando questo sfarfallio raggiunge una certa velocità, le singole risposte evocate da ogni flash si sovrappongono, portando a uno steady-state signal con la stessa frequenza dello stimolo e dei suoi multipli interi. Quindi è possibile individuare se un soggetto sta ponendo attenzione a uno stimolo che lampeggia a una frequenza  $f$  e ai suoi multipli  $2f, 3f, \dots$  nello spettro del segnale EEG rilevato. Collegando ogni stimolo lampeggiante a un particolare comando, si può ottenere una BCI basata su SSVEP. Come applicazione pratica di questo principio, si può costruire uno speller dividendo uno schermo in quadranti, lampeggianti a diverse frequenze, ognuno dei quali contiene un diverso sottoinsieme di caratteri: l'utente si concentra sul quadrante che contiene il carattere desiderato; una volta identificato, gli elementi del quadrante si suddividono in altrettanti quadranti e si ripete la selezione; per mezzo di questa selezione consecutiva si giunge all'identificazione del carattere [32].



Figura 4.3: Esempio di GUI di una BCI SSVEP-based

- **MI-Based Speller:** il motor imagery può essere considerato come uno stato dinamico durante il quale il soggetto simula mentalmente una data azione. Come nei precedenti casi, non è possibile associare uno specifico *imagery movement* ad ogni carattere. Una possibile soluzione consiste nel combinare alcuni comandi di base, ad esempio il pensiero di muovere la mano destra o sinistra. La strategia di selezione si basa su una specie di menù, con 27 caratteri, numeri e simboli disponibili.

In particolare lo speller presentato all’AIRLab (Artificial Intelligence and Robotics Laboratory del Dipartimento di Elettronica e Informatica del Politecnico di Milano) ha anche capacità predittive: permette il suggerimento di parole e disabilita simboli improbabili (vedi Figura 4.4).

Un’altra variante di speller basato su motor imagery è il Hex-o-Spell: è uno speller BCI asincrono che permette di scrivere 29 diversi caratteri e il comando di spazio. Lo speller è controllato da due stati mentali: il movimento immaginato della mano destra e del piede destro. Sei campi esagonali circondano un cerchio: in ogni campo ci sono 5 caratteri o simboli. Nel centro del cerchio si trova una freccia per la selezione del carattere. Quando il soggetto immagina il movimento della mano destra, la freccia gira in senso orario; quando immagina il movimento del piede destro, la freccia si ferma. I campi esagonali si riempiono con i simboli del campo selezionato in precedenza. Si ripete la selezione e si ottiene il simbolo desiderato (vedi Figura 4.5) [32,33].

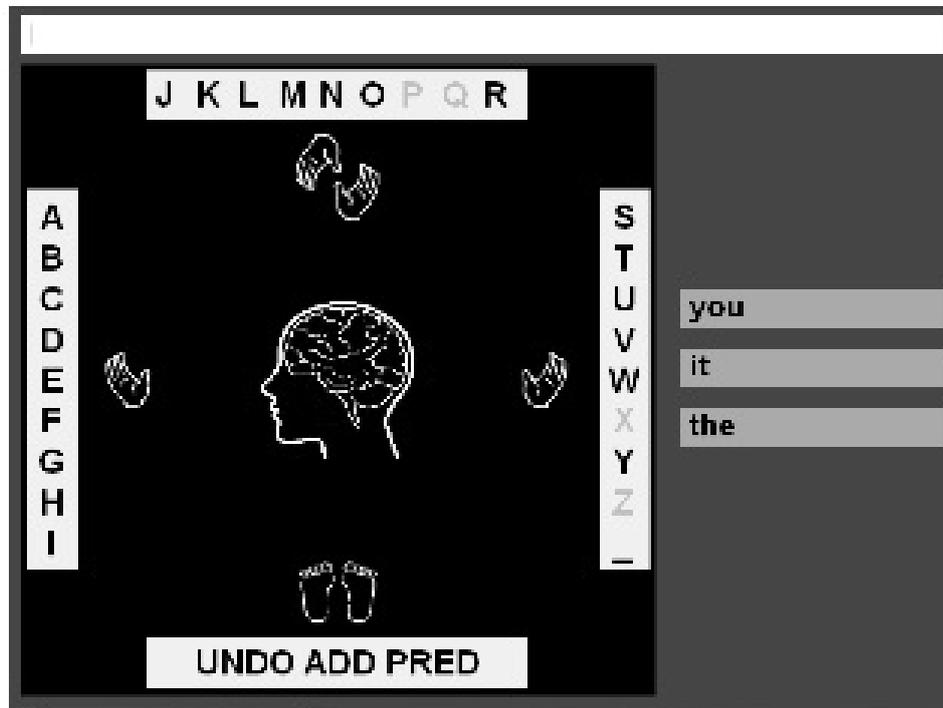


Figura 4.4: AIRLab-Speller GUI

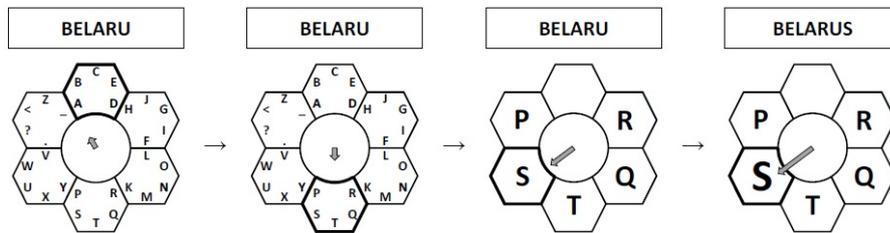


Figura 4.5: Hex-o-Spell GUI

## 4.2 Controllo di una carrozzina per disabili

Lo sviluppo delle carrozzine concentra la sua attenzione sulla mobilità: più precisamente permette di svolgere compiti di navigazione complessi per mi-

gliorare la qualità della vita e di autonomia degli utenti [34].

Alcuni di questi dispositivi sono costituiti da BCI sincrone, ovvero si basano su stimoli visivi, uditivi o tattili esterni; i principali sviluppati sono basati su P300 e sugli steady-state potentials. Entrambi i prototipi usano primitive di movimento di alto livello (ad esempio *vai in cucina*) in un sistema a menù.

Un altro sistema sincrono utilizza la desincronizzazione dei ritmi alfa quando gli occhi sono aperti o chiusi per selezionare primitive di basso livello (come *destra, sinistra, avanti, indietro*).

Il vantaggio dei sistemi sincroni è sicuramente l'accuratezza del processo di riconoscimento dell'intenzione dell'utente (circa 94%); inoltre l'utente non deve rimanere concentrato durante l'esecuzione del comando. Tuttavia questi sistemi hanno una bassa velocità di trasferimento dell'informazione. I sistemi che utilizzano una navigazione di alto livello sono limitati a movimenti in scenari statici e preprogrammati, mentre quelli con navigazione a basso livello si affidano a movimenti molto lenti per compensare la bassa velocità di rilevamento e trasmissione dei comandi.

Una carrozzina può funzionare anche in modo asincrono, ovvero per mezzo di una BCI che analizza l'attività EEG per determinare gli stati mentali, che possono cambiare in qualunque momento. Visto che la BCI è basata su segnali spontanei, la velocità di rilevamento e trasmissione complessiva raddoppia rispetto alla controparte sincrona; tuttavia richiede un maggior sforzo e concentrazione da parte dell'utente e la precisione del sistema è ridotta al 65%. La sicurezza di questo sistema può essere incrementata montando un sistema di evitamento degli ostacoli che filtra i comandi che potrebbero portare a delle collisioni [34, 35].

### 4.3 Domotica

Il termine *domotica* identifica quel campo dell'automazione atto allo sviluppo di soluzioni specifiche per abitazioni private e dedicate all'applicazione delle tecnologie moderne per il comfort e la sicurezza dei residenti. Il principale scopo è la creazione di un sistema intelligente capace di controllare e integrare tutte le tipiche apparecchiature della casa come:

- Aria condizionata, ventilazione, riscaldamento
- Illuminazione
- Erogazione dell'acqua
- Controllo impianto audio e video
- Intercomunicazione

Concepita come una tecnologia commerciale per il comfort e il lusso in abitazioni costose, rappresenta in realtà una valida soluzione per incrementare la qualità della vita di persone disabili, attraverso una diretta interazione con l'ambiente circostante [38].

## 4.4 Assistive grasping

Il termine 'neuroprotesi' è usato per descrivere sistemi FES (functional electrical stimulation) rivolti al ripristino di alcune funzioni come afferrare e stringere con la mano, o muovere e flettere le braccia. Molte di queste neuroprotesi si basano su elettrodi posti sulla superficie per permettere una stimolazione esterna dei muscoli specifici [34, 36].

Tutti i sistemi per il ripristino di queste funzioni però sono utilizzabili solo da persone che preservano le funzioni volontarie, come il controllo del gomito e della spalla per esempio [36].

Il caso specifico che andremo ad analizzare utilizza come tecnica di acquisizione del segnale il rilevamento dei cambiamenti della concentrazione di ossigeno nel sangue in specifiche aree; è una tecnica non invasiva, utilizzata per la sua maneggevolezza, portabilità, buona risoluzione spaziale e idoneità per il rilevamento continuo dei cambiamenti dell'attività cerebrale con un'alta risoluzione temporale. La stimolazione elettrica permette un movimento congiunto dell'articolazione e assiste il soggetto nell'esercizio del muscolo. In ogni soggetto, l'intensità della stimolazione è prestabilita in modo da suscitare flessioni del braccio, per esempio, senza indurre dolore [37].



# Capitolo 5

## Conclusioni

Una BCI permette a una persona di comunicare o di agire sul mondo esterno senza l'utilizzo dei propri attuatori, come muscoli e nervi. I messaggi e i comandi non sono espressi da contrazioni dei muscoli, ma da fenomeni elettrofisiologici come le caratteristiche EEG o attività corticale neuronale. Le BCI dipendono dai feedback e dall'adattamento della attività cerebrale basata su questo. Quindi un sistema BCI deve produrre dei feedback e interagire in modo efficace agli adattamenti del cervello che ne deriveranno. Ciò significa che le operazioni dipendono da due controllori: il cervello dell'utente, che produce segnali rilevati dalla BCI; la BCI stessa, che traduce i segnali in specifici comandi. L'utente sviluppa e mantiene una nuova abilità, o skill, che non consiste in un diretto controllo di un muscolo, ma di specifici segnali elettrofisiologici.

Dopo aver dato uno sguardo alle applicazioni delle tecniche BCI, dobbiamo considerare che molte sono state testate solo in laboratorio: la tecnologia BCI non è ancora pronta per essere usata in situazioni reali. Tuttavia, i sistemi BCI possono fornire una nuova importante opzione di comunicazione e controllo per coloro che non possono usare i normali canali di comunicazione e controllo.

Queste tecniche possono essere applicate allo sviluppo di dispositivi robotici in ambito spaziale, dove l'ambiente è pericoloso e ostile agli astronauti, che potrebbero direttamente beneficiare da un diretto controllo mentale di manipolatori semi-automatici esterni.



# Ringraziamenti

Ringrazio il mio relatore, prof. Andrea Roli per l'aiuto e la disponibilità che mi ha fornito nell'elaborazione della tesi.

Ringrazio la mia famiglia, mia mamma, mio babbo e mio fratello, per l'amore, la comprensione e il sostegno durante questo periodo.

Ringrazio i miei amici per aver condiviso con me le difficoltà di questo percorso, ed avermi sostenuto fino al raggiungimento di questo obiettivo.



# Bibliografía

- [1] The Society For Neuroscience. *Brain Facts: A Primer on the Brain and Nervous System*. Fourth edition, 2002.
- [2] A. Longstaff. *Neuroscience*. Taylor & Francis, 2005.
- [3] G. A. Mihailoff and C. Briar. *Nervous System*. Elsevier Health Sciences, 2005.
- [4] AA.VV. *Enciclopedia Medica Italiana*. Sansoni Edizioni Scientifiche, 1952.
- [5] E. Lauricella. *Dizionario Medico*. USES Edizioni Scientifiche Firenze, 1976.
- [6] B. Greenstein and A. Greenstein. *Color Atlas of Neuroscience*. Thieme, 2000.
- [7] F. H. Netter, J. A. Craig, J. Perkins, J. T. Hansen, and B. M. Koeppen. *Atlas of Neuroanatomy and Neurophysiology*. Icon Custom Communications, 2002.
- [8] AA.VV. *The Clinical Neurophysiology Primer*. Humana Press, 2007.
- [9] G. Schalk. *Towards a clinically practical brain-computer interface*. PhD thesis, Rensselaer Polytechnic Institute, Troy, New York, 2006.
- [10] F. Velasco-Alvarez, R. Ron-Angevin, M. Angel Lopez-Gordo. *BCI-based Navigation in Virtual and Real Environments*. Dept. of Electronics Technology, E.T.S.I. Telecomunicación, University of Málaga,

Campus Universitario de Teatinos, 29071, Málaga, Spain. Dept. of Systems and Automatic Engineering, Electronic and Architecture of Computers and Networks, E. Superior de Ingeniería, University of Cádiz, c/ Chile 1, 11002 Cádiz, Spain.

- [11] C. Eliasmith and C. H. Anderson. *Neural Engineering*. MIT Press, 2003.
- [12] RadiologyInfo. *Positron Emission Tomography - Computed Tomography (PET/CT)*. <http://www.radiologyinfo.org/>.
- [13] M. O'Shea. *The Brain: a very short introduction*. Oxford University Press, 2005.
- [14] B. Allison. *P300 or not P300: Toward a Better P300 BCI*. PhD thesis, University of California, San Diego, 2003.
- [15] D. Purves, G. J. Augustine, D. Fitzpatrick, W. C. Hall, A. S. Laman-tia, J. O. McNamara, and S. M. Williams. *NEUROSCIENCE: Third Edition*. Sinauer Associates, Inc., 2004.
- [16] J. R. Wolpaw, N. Birbaumer, D. J. McFarland, G. Pfurtscheller, and T. M. Vaughan. *Brain-computer interfaces for communication and control*. Clinical neurophysiology, 2002.
- [17] U. Hoffmann, J.-M. Vesin, and T. Ebrahimi. *Recent advances in brain-computer interfaces*. last access: July 2009, 2007.
- [18] B. Allison. *P300 or not P300: Toward a Better P300 BCI*. PhD thesis, University of California, San Diego, 2003.
- [19] AA.VV. *Enciclopedia Treccani: Elettroencefalografia*, 1992.
- [20] J. B. Ochoa. *EEG Signal Classification for Brain Computer Interface Applications*. PhD thesis, Ecole Polytechnique Federale de Lausanne, 2002.
- [21] E. Niedermeyer and F. Lopes da Silva. *Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields*. Lippincott Williams and Wilkins, 2004.

- [22] D. U. Silverthorn. *Fisiologia Umana: un approccio integrato*. Quinta edizione, Pearson Education, Inc.
- [23] L. A. Miner, D. J. McFarland, and J. R. Wolpaw. *Answering questions with electroencephalogram-based brain-computer interface*. Arch Phys Med Rehabil, 1998.
- [24] D. J. McFarland, W. A. Sarnacki, T. M. Vaughan, and J. R. Wolpaw. *Brain-computer interface (bci) operation: signal and noise during early training sessions*. Clinical neurophysiology, 2005.
- [25] G. Schalk, P. Brunner, L. A. Gerhardt, H. Bischof, and J. R. Wolpaw. *Brain-computer interfaces (bcis): Detection instead of classification*. Journal of Neuroscience Methods, 2008.
- [26] F. Lotte, M. Congedo, A. Léuyer, F. Lamarche and B. Arnaldi. *A Review of Classification Algorithms for EEG-based Brain-Computer Interfaces*, 2007.
- [27] J.d.R. Millán, F. Renkens, J. Mouriño, W. Gerstner. *Brain-actuated interaction*. Artificial Intelligence 159 (2004) 241–259.
- [28] J.d.R. Millán, P. W. Ferrez, A. Buttfeld. *Non Invasive Brain-Machine Interfaces: Final Report*. IDIAP Research Institute.
- [29] G. Pfurtscheller, R. Scherer, G. R. Müller-Putz and F. H. Lopes da Silva. *Short-lived brain state after cued motor imagery in naive subjects*. European Journal of Neuroscience, Vol. 28, pp. 1419–1426, 2008.
- [30] G. Pfurtscheller, P. Linortner, R. Winkler, G. Korisek, and G. Müller-Putz. *Discrimination of Motor Imagery-Induced EEG Patterns in Patients with Complete Spinal Cord Injury*. Hindawi Publishing Corporation, Computational Intelligence and Neuroscience, Volume 2009.
- [31] H. Ramoser, J. Müller-Gerking, and G. Pfurtscheller. *Optimal spatial filtering of single trial EEG during imagined hand movement*. IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, vol. 8, no. 4, pp. 441–446, 2000.

- [32] A. Mora-Cortes, N. V. Manyakov, N. Chumerin and M. M. Van Hulle. *Language Model Applications to Spelling with Brain-Computer Interfaces*. 2014.
- [33] H. Cecotti. *Spelling with Brain-Computer Interfaces: Current trends and prospects*. 2010.
- [34] I. Iturrate, J. Antelis, A. Kübler and J. Minguez. *Non-Invasive Brain-Actuated Wheelchair Based on a P300 Neurophysiological Protocol and Automated Navigation*.
- [35] G. Vanacker, J. R. Millán, E. Lew, P. W. Ferrez, F. G. Moles, J. Philips, H. Van Brussel, and M. Nuttin. *Context-Based Filtering for Assisted Brain-Actuated Wheelchair Driving*. 2007.
- [36] J.d.R. Millán, R. Rupp, G. R. Müller-Putz, R. Murray-Smith, C. Giugliemma, M. Tangermann, C. Vidaurre, F. Cincotti, A. Kübler, R. Leeb, C. Neuper, K.R. Müller, and D. Mattia. *Combining Brain-Computer Interfaces and Assistive Technologies: State-of-the-Art and Challenges*. 2010.
- [37] T. Nagaoka, K. Sakatani, T. Awano, N. Yokose, T. Hoshino, Y. Murata, Y. Katayama, A. Ishikawa, H. Eda. *Development of a New Rehabilitation System Based on a Brain-Computer Interface Using Near-Infrared Spectroscopy*.
- [38] P. Perego, L. Maggi, S. Parini, G. Andreoni. *A Home Automation Interface for BCI application validated with SSVEP protocol*. Politecnico di Milano.