

ALMA MATER STUDIORUM – UNIVERSITÀ DI BOLOGNA

CAMPUS DI CESENA

SCUOLA DI INGEGNERIA E ARCHITETTURA

TESI DI LAUREA

in

Ingegneria Biomedica

**Analisi delle
caratteristiche di
dispositivi per il
Brain Computer Interface**

Presentata da:
Lara Faccani

Relatore:
Chiar.mo Prof.
Mauro Ursino

Anno Accademico 2014/2015

Sessione I

"Ringrazio il professore Mauro Ursino per le ore dedicate alla mia tesi. Un grazie sentito per tutti i professori che ho incontrato in questi anni e che hanno saputo accrescere la mia conoscenza in molti campi. E poi un grazie a mia madre che mi ha sempre sostenuto sia emotivamente che finanziariamente fornendomi tutti i supporti necessari per raggiungere la fine di questo percorso così impegnativo quanto istruttivo sia dal punto di vista culturale che personale. E infine un grazie a tutti i miei compagni di facoltà e amici che sono stati in grado di aiutarmi. "

INDICE

INTRODUZIONE	p.6
1. CENNI DI ANATOMIA	p.10
• Telencefalo	p.10
• Diencefalo	p.12
• Meningi	p.13
• Sinapsi ed elettroencefalogramma (eeg)	p.14
2. ARCHITETTURA BCI	p.16
• Acquisizione dati	p.17
• Amplificatore di biosegnali	p.20
• Blocco di estrazione e classificazione	p.21
• Feedback	p.22
3. ANALISI EEG	p.24
• Acquisizione	p.30
• Pre-processing	p.30
• Estrazioni delle caratteristiche	p.32
• Classificazione	p.34
• Feedback utente	p.42
4. APPLICAZIONI	p.46
• Brain to brain interface	p.46
• Bci e braccio robotico	p.50
• Controllo ambientale	p.51
• Altre	p.53
5. PROBLEMI APERTI e CONCLUSIONI	p.56
Bibliografia	p.62

INTRODUZIONE

Le interfacce neurali, note anche con il termine inglese **Brai-Computer Interface (BCI)**, sono un mezzo di comunicazione diretto tra un cervello e un dispositivo esterno come ad esempio un computer, un braccio robotico o addirittura un secondo cervello, senza che vi sia un coinvolgimento di processi motori. Nelle BCI il dispositivo esterno riceve comandi direttamente da segnali derivanti dall'attività celebrale del soggetto, attraverso l'elettroencefalogramma di quest'ultimo (il più utilizzato) oppure tramite la risonanza magnetica, la magnetoencefalografia o gli infrarossi. I segnali generati nell'area corticale sono acquisiti tramite appositi sensori ed elaborati con algoritmi che trasformano le modulazioni (volontarie o involontarie) delle onde cerebrali in comandi e messaggi per un software o un dispositivo permettendo a questo di realizzare un determinato compito.

Le BCI supportano e aiutano persone con disabilità proveniente da lesioni cerebrali causate da traumi o da malattie invalidanti dal punto di vista fisico e mentale (Alzheimer, Parkinson, epilessia, neuropatie diabetiche, Sclerosi Laterale Amiotrofica nota come SLA); possono essere viste come un nuovo emozionante mezzo di comunicazione

tra uomo e macchina, una finestra per l'espressione di un corpo completamente paralizzato oppure possono essere utilizzate come supporto supplementare per persone con minori capacità sensoriali e mentali. Un nuovo campo di utilizzo sono i videogames in realtà virtuale.

Le BCI si suddividono in **Invasive** e **Non invasive**: le prime interagiscono direttamente con il cervello con elettrodi impiantati nella corteccia celebrale posizionati durante un intervento chirurgico che può rivelarsi pericoloso; nelle seconde gli elettrodi, per il rilevamento del segnale eeg, vengono posizionati sullo scalpo mediante un elmetto esterno che non crea pericolo.

Le BCI si basano sul **paradigma odd-ball** usato per capire se un soggetto è capace di distinguere e riconoscere uno stimolo. In base a questo il soggetto riesce a scrivere una parola su uno schermo solo guardandolo, o riesce a muovere un arto bionico pensando al movimento. Così pazienti disabili o con malattie neurodegenerative riescono a compiere movimenti autonomamente e riescono a comunicare con l'esterno.

Al soggetto vengono presentate delle sequenze di due stimoli, che differiscono per caratteristiche fisiche. Uno degli stimoli ricorre frequentemente, l'altro infrequentemente (quest'ultimo è lo

stimolo target), il soggetto deve riconoscere e contare gli stimoli rari.

Come di seguito spiegheremo contare gli eventi rari fa sì che il paziente rimanga concentrato in modo tale da invocare l' **onda P300**: un' onda facente parte dei cosiddetti "potenziali ad eventi correlati" (Event-Related potential, ERP) ovvero una risposta celebrale misurabile che si forma direttamente come risultato di un processo cognitivo ed è specifica di stimoli rilevanti infrequenti; chiamata P300 in quanto si presenta dopo 300ms dallo stimolo.

Data una panoramica sulle BCI in generale nei prossimi capitoli analizzeremo in dettaglio l' architettura di un sistema di interfaccia neurale, le metodologie di acquisizione del segnale celebrale concentrandoci sul tracciato eeg e lo analizzeremo attraverso le fasi di: Pre-processing, dove confronteremo i metodi tempo e frequenza necessari per "pulire" il tracciato eeg da rumori che possono portare ad errori; Estrazioni delle caratteristiche cioè l' individuazione dell' onda P300; Classificazione della suddetta onda con diverse metodologie; Feedback utente.

Parleremo poi delle applicazioni delle BCI riferendoci in modo particolare a studi dove vengono utilizzate per pazienti tetraplegici i

quali riescono a muovere un braccio robotico per compiere i più piccoli gesti che per i normodotati sono di routine. Analizzeremo anche le Brain to Brain Interface che consentono di collegare due cervelli tra loro e daremo una visione generale di altre applicazioni. Parleremo anche del controllo ambientale tramite BCI, ovvero con una sedia a rotelle e un pc il paziente può scegliere l'immagine della stanza che vuole raggiungere e la sedia a rotelle che precedentemente è stata "istruita" sul percorso porterà il paziente alla destinazione voluta.

Come ogni nuova tecnologia anche le BCI presentano problemi in via di risoluzione. Il più evidente consiste nel fatto che per pazienti disabili questa tecnologia non è ancora stata testata sufficientemente quindi potrebbe non essere funzionale al 100%. Numerosi progetti e sviluppi sono all'orizzonte.

1.CENNI DI ANATOMIA

Il cervello si trova nella scatola cranica e fa parte dell' encefalo insieme al tronco encefalico (composto da mesencefalo, ponte di Varolio e bulbo) e al cervelletto. Il cervello si divide in:

- **TELENCEFALO:** è costituito dagli emisferi cerebrali destro e sinistro i quali sono separati dalla scissura interemisferica ma comunque in rapporto tra loro tramite le fibre trasversali del corpo calloso che attraversano l' osso detto grande falce cerebrale situato tra i due emisferi. Ogni emisfero contiene fibre associative che mettono in comunicazione le diverse parti dell' emisfero, e fibre di proiezione tramite le quali le strutture sottocorticali comunicano con la corteccia cerebrale (parte più esterna).

Macroscopicamente ogni emisfero è costituito da circonvoluzioni separate da solchi; la corteccia cerebrale viene divisa in 4 lobi:

-**LOBO FRONTALE:** sede dell' area motoria primaria dove originano gli impulsi per eseguire gli atti motori volontari pianificati nell' area motrice supplementare; sede anche dell' area premotoria importante per il planning e la progettazione delle azioni e di

parti di corteccia che si occupano di mobilità dei bulbi oculari.

-LOBO PARIETALE: sede dell' area 3,1,2 o area sensitiva primaria dalla quale originano le fibre sensitive; contribuisce alle vie della mobilità volontaria ed è fondamentale per orientare e focalizzare l' attenzione su oggetti e/o regioni spaziali(via del Where).

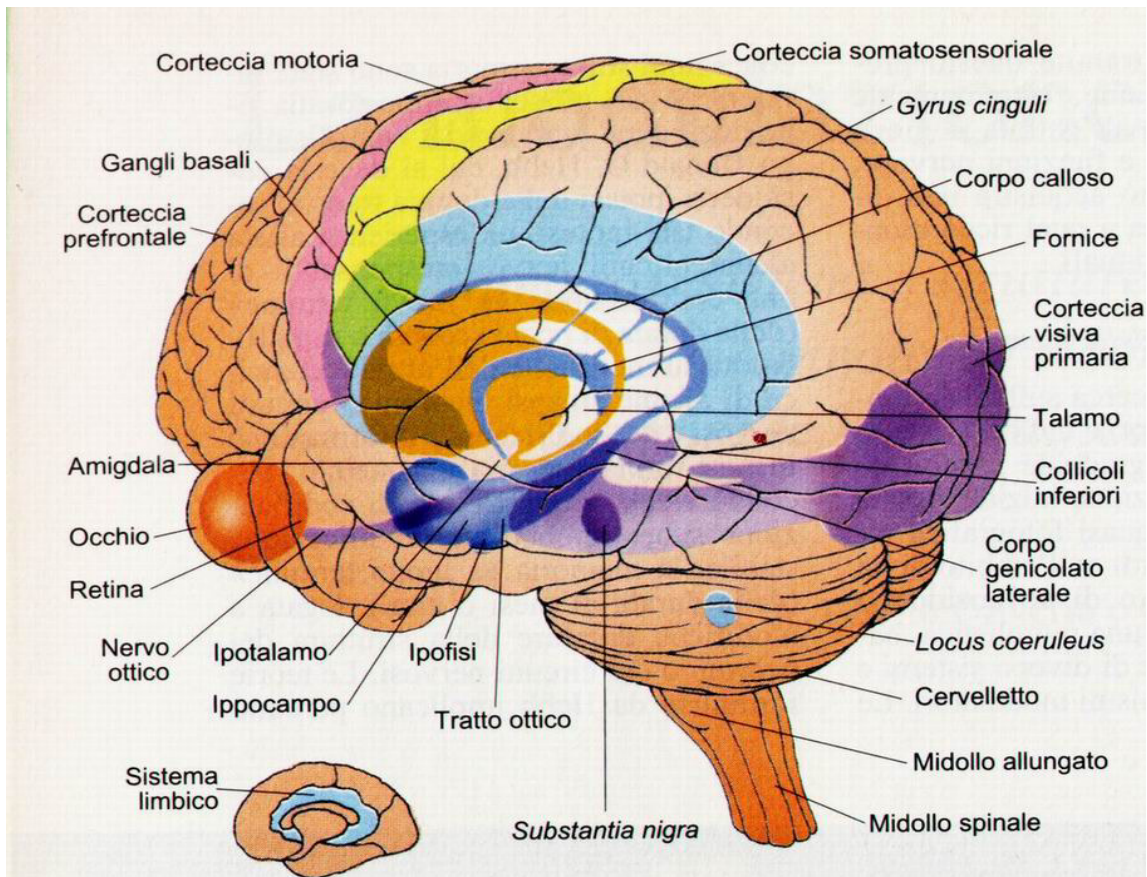
-LOBO TEMPORALE: dal quale partono le fibre per il sistema uditivo; fondamentale per la memoria episodica e semantica.

-LOBO OCCIPITALE: sede delle aree 17,18,19 o aree primarie della corteccia visiva; raccolgono le informazioni dall' esterno attraverso la retina.

-LOBO DELL' INSULA: situata sotto all' incrocio (scissura di Silvio) tra lobo temporale e lobo frontale; si occupa delle sensazioni olfattive.

-LOBO LIMBICO: visibile dividendo gli emisferi; è una corteccia emozionale e insieme all' ippocampo, al nucleo acumens e all' amigdala costituisce il sistema limbico che presiede al controllo e alla regolazione della vita affettiva ed emotiva.

Del telencefalo fanno parte anche i nuclei della base quali putamen, globo pallido, nucleo caudato, nuclei subtalamicici e la sostanza nigra; queste strutture controllano



il tono muscolare la corretta esecuzione dell'atto motorio e le funzioni di carattere cognitivo.

- **DIENCEFALO:** diviso dal telencefalo tramite la scissura del cingolo, è la parte centrale dell'encefalo ed è composto da:
 - epitalamo: corrisponde alla ghiandola pineale o epifisi; secerne l'ormone melatonina che permette di sincronizzare l'attività ipnica con il periodo di buio.
 - talamo: stazione obbligatoria per le informazioni della sensibilità dell'organismo ed è coinvolta anche nel ciclo veglia-sonno.

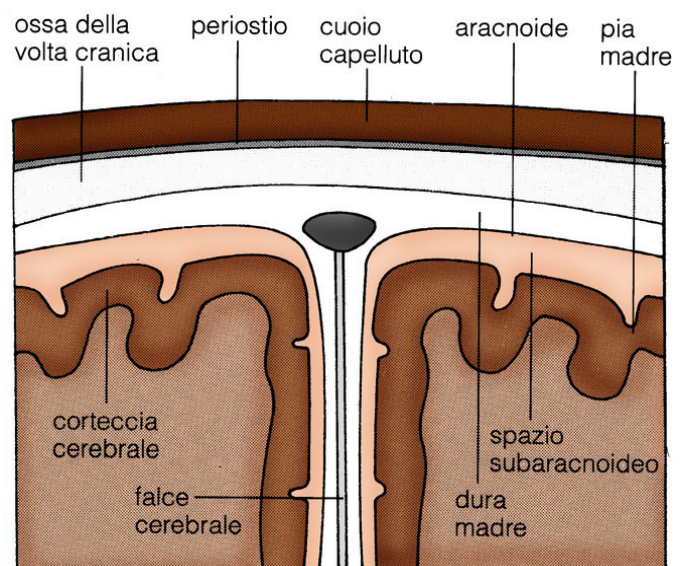
-ipotalamo: ha livello di questa struttura ha luogo l' integrazione di informazioni riguardanti la vita vegetativa cioè vengono regolate variabili come la temperatura interna, l' osmolalità (quantità di liquido nelle cellule che viene richiamato o espulso in base alla pressione) attraverso la secrezione dell' ormone vasopressina; regola il ciclo veglia-sonno e assolve anche ruoli endocrini.

MENINGI: l' intero cervello è protetto sia da ossa che costituiscono la scatola cranica e prendono il nome dai sottostanti lobi cerebrali, sia dalle **MENINGI** che sono costituite da tessuto connettivo, un insieme di fibre elastiche e collagene.

Partendo dallo strato più esterno incontriamo:

- Le ossa della scatola cranica
- Lo spazio epidurale

- La prima meninge detta DURA MADRE: formata da tessuto connettivo, divisa in due foglietti



incollati tra loro tranne in qualche zona dove formano i seni, "sacchetti" che contengono

sangue e che fungono da cuscinetti per attutire gli urti.

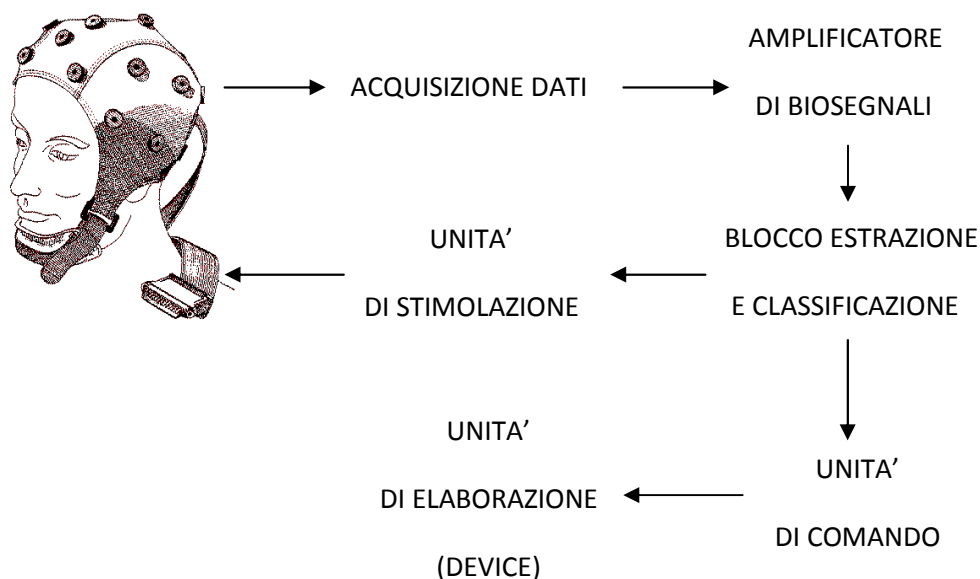
- Lo spazio subdurale
- La seconda meninge detta ARACNOIDE: formata da tessuto connettivo meno fibroso, non vascolarizzata.
- Lo spazio subaracnoideo dove gli interstizi tra le fibre sono colmati dal liquido cefalorachidiano il quale attutisce i colpi e funge da veicolo di trasmissione per le informazioni.
- La terza ed ultima meninge detta PIA MADRE: accompagna tutti i solchi degli emisferi cerebrali come una pellicola.

SINAPSI ED ELETTROENCEFALOGRAMMA (EEG): l' intero cervello e tutto il sistema nervoso (compresi quindi anche i nervi e il midollo spinale) sono costituiti da cellule dette NEURONI, essi presentano un nucleo da cui parte un prolungamento chiamato assone il quale alla fine si suddivide e ogni diramazione giunge alla diramazione finale di un' altro neurone formando così un' interazione detta **SINAPSI** con la quale vengono trasferite le informazioni dalle parti più periferiche del corpo al cervello dove vengono elaborate; le sinapsi sono impulsi elettrici quindi può essere registrata l' intera attività della corteccia celebrale mediante un' esame chiamato

ELETTROENCEFALOGRAMMA (EEG) : vengono posizionati due elettrodi sullo scalpo e si misura la differenza di potenziale elettrico generato dalle sinapsi. L' eeg è l' espressione dei processi sinaptici. La rappresentazione grafica su carta millimetrata è detta encefalogramma e viene registrata dall' elettroencefalografo che può essere un apparecchio analogico o digitale. Può essere eseguita una registrazione bipolare dove gli elettrodi sono entrambi registranti oppure una registrazione monopolare dove un elettrodo viene tenuto a potenziale zero e l' altro registra il potenziale.

2. ARCHITETTURA BCI (non invasiva)

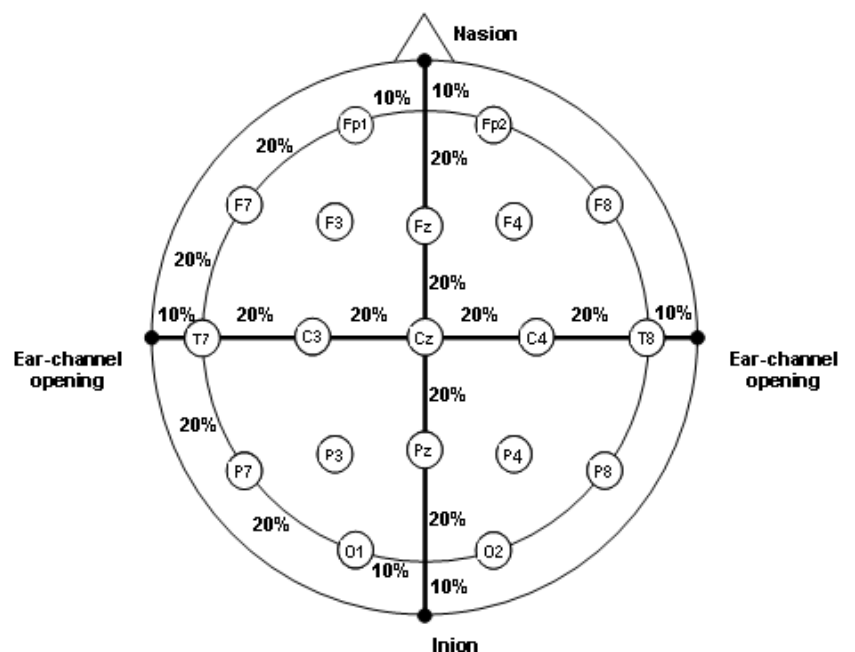
Le interfacce computer- cervello sono sistemi costituiti da strumenti di rilevazione delle attività cerebrali e programmi avanzati in grado di decodificare e classificare gli stessi e trasformarli in segnali utilizzabili da macchine esterne come un computer o un arto artificiale. Il paziente è collegato, tramite elettrodi posti su un **elmetto (eeg)**, a un **amplificatore di biosegnali** contenente il convertitore analogico-digitale; i dati vengono passati in tempo reale al **blocco di estrazione e classificazione** delle caratteristiche la quale comunica con un **unità di stimolazione** che invia un feedback al paziente. Dopo che i dati sono stati elaborati convergono in un' **unità di comando** per finire all' **unità di elaborazione (device)** che svolge il movimento.



ACQUISIZIONE DATI: differenti segnali fisiologici del cervello sono stati utilizzati per sviluppare le BCI.

ELETTROENCEFALOGRAMMA: è il metodo più utilizzato ed il più facile da acquisire. Vengono utilizzati elettrodi, disposti su un elmetto in silicone o stoffa, a singolo disco in oro o in argento/cloruro di argento (Ag/AgCl). Gli elettrodi in oro sono esenti da manutenzione e hanno una buona risposta in frequenza per l'elettroencefalogramma (EEG). Per le derivazioni con frequenze EEG minori a 0.1 Hz gli elettrodi Ag/AgCl offrono prestazioni migliori. L'elettrodo è collegato con un cavo all'amplificatore di biosegnali; si distinguono gli elettrodi passivi (direttamente collegati all'amplificatore) o attivi (contengono un pre-amplificatore all'interno cosicché da ridurre il rumore ambientale). Gli elettrodi vengono posizionati sul cuoio capelluto tramite

l'elmetto rispettando la norma internazionale 10-20: 10% oppure 20% si riferisce al 100% della distanza tra due



punti di repere cranici "inion" (prominenza alla base dell' osso occipitale) e "nasion" (attaccatura superiore del naso), questa distanza di solito varia dai 30 ai 36 cm con grande varietà interpersonale.

I principali artefatti da movimento che generano rumore sono cinque: movimenti oculari, mordere, il movimento dei cavi se vengono toccati o scossi, i movimenti della testa dovuti alla persona stessa o dovuti a una seconda persona.

RISONANZA MAGNETICA: La risonanza magnetica funzionale si è reinventata come strumento per BCI real-time basata su sistemi di neuro-feedback. È stato dimostrato che una BCI può essere efficacemente implementata dalla risonanza magnetica; i cambiamenti comportamentali sono la conseguenza della regolamentazione in aree circoscritte del cervello, queste sono visibili a lungo termine quindi una BCI basata sulla risonanza magnetica può essere utilizzata per la neuroriabilitazione.

Il vantaggio consiste nel fatto che i segnali si possono estrarre da specifici substrati della corteccia o da regioni subcorticali. Tuttavia non è un sistema portatile ed è costoso. Permette in tempo reale la generazione di informazioni sull'attività celebrale. Questi dati possono poi essere

ricondotti alla persona in corso di scansione delle immagini per formare un anello neurofeedback, che ha dimostrato risultati promettenti per l' autoregolazione dell' attività in specifiche aree del cervello. Inoltre, l' attività celebrale registrata può essere utilizzata per classificare i segnali e costruire una BCI che comunichi "lo stesso linguaggio".

SPETTROSCOPIA A BASSI INFRAROSSI: utilizza luce che si avvicina agli infrarossi per visualizzare in un immagine l' ossigenazione e la perfusione del sangue. Quando un' area celebrale si attiva per svolgere un compito questa è più ricca di sangue che apporta i nutrienti necessari alle cellule per elaborare il segnale fisiologico. I segnali della spettroscopia e della risonanza magnetica sono correlati ma la prima è portatile e meno costosa. Lo svantaggio rispetto alla risonanza magnetica consiste nel fatto che solo i segnali dagli strati corticali possono essere rilevati.

Viene utilizzata una luce vicino all'infrarosso (700-1000 nm) in quanto l' emoglobina è in grado di assorbirla tanto più essa è carica di ossigeno. Si utilizzano una o più coppie di sorgenti ottiche e rivelatori operanti a lunghezze d'onda sensibili all'emoglobina.

MAGNETOENCEFALOGRAFIA: metodo non invasivo che misura i campi magnetici causati dalla corrente elettrica generata da correnti ioniche a loro volta generate dall' attività celebrale. Lo strumento è sensibile alla corrente tangente alla bobina.

MEG può fornire un segnale con una risoluzione spazio-temporale superiore all' EEG, offrendo migliore precisione e maggiore velocità.

L' acquisizione MEG è costosa e tecnicamente impegnativa rispetto all' EEG.

AMPLIFICATORE DI BIOSEGNALI: è un principale componente del sistema di registrazione e analisi fisiologica. Questo dispositivo dispone di canali di ingresso collegati a interruttori controllabili e di filtri anti-aliasing posti prima della digitalizzazione che avviene tramite un convertitore analogico-digitale; il dispositivo è dotato anche di convertitori digitali-analogici che consentono la produzione di segnali sinusoidali che vengono inviati ad amplificatori per effettuare test e tarature. I dati digitalizzati in uscita dall' amplificatore vengono inviati a un processore di segnale digitale per un' ulteriore elaborazione; il processore esegue un sovracampionamento, un filtraggio passa-banda e notch filter (elimina il rumore di rete).

Per EEG si possono sincronizzare più dispositivi ottenendo comunque una buona acquisizione senza ritardo tra i diversi amplificatori. Ciò è molto importante per la registrazione dei potenziali evocati o per le registrazioni con molti canali EEG.

BLOCCO DI ESTRAZIONE E CLASSIFICAZIONE: necessario per individuare i segnali utili e costituito da sistemi di registrazione fisiologica costruiti con diversi sistemi operativi e ambienti di programmazione. Windows è attualmente la piattaforma più diffusa ma esistono implementazioni anche sotto altri sistemi operativi come Linux, Mac OS utilizzando programmi come C++ e MATLAB. Un' implementazione in C++ ha il vantaggio di essere molto flessibile ma ha un tempo di sviluppo molto lungo. Nell' implementazione in MATLAB (pacchetto software BCI2000 sviluppato dal progetto ASPICE dell' Istituto Santa Lucia di Roma) sono disponibili caselle di strumenti specializzati necessari per l' estrazione delle caratteristiche, i metodi di classificazione necessari per separare i modelli di biosegnali in classi distinti e funzioni statistiche. È possibile quindi un controllo diretto dell' unità di amplificazione dalla finestra di comando MATLAB per acquisire i dati in tempo reale e scrivere note(m-file) utili

successivamente per il trattamento dei dati. Il motore di elaborazione MATLAB si basa su operazioni di matrice altamente ottimizzate consentendo un'elevata velocità di elaborazione difficile da ottenere con codice C. Un ambiente molto rapido è stato implementato anche in Simulink che permette l'elaborazione dei dati in tempo reale. Il complesso funzionamento di questo blocco verrà spiegato chiaramente nel capitolo 3.

FEEDBACK:

FEEDBACK SENSORIALE: il paziente vede muoversi l'arto o il cursore del computer. Ha la percezione di movimento tramite stimoli visivi quindi è conscio della riuscita dell'esperimento.

STIMOLAZIONE DEL CERVELLO: concettualmente, una stimolazione elettrica può essere fornita come feedback direttamente al cervello il quale riceve l'informazione di buona riuscita dell'esperimento.

Tuttavia, l'interferenza tra la stimolazione ed il segnale cerebrale registrato è una sfida da superare.

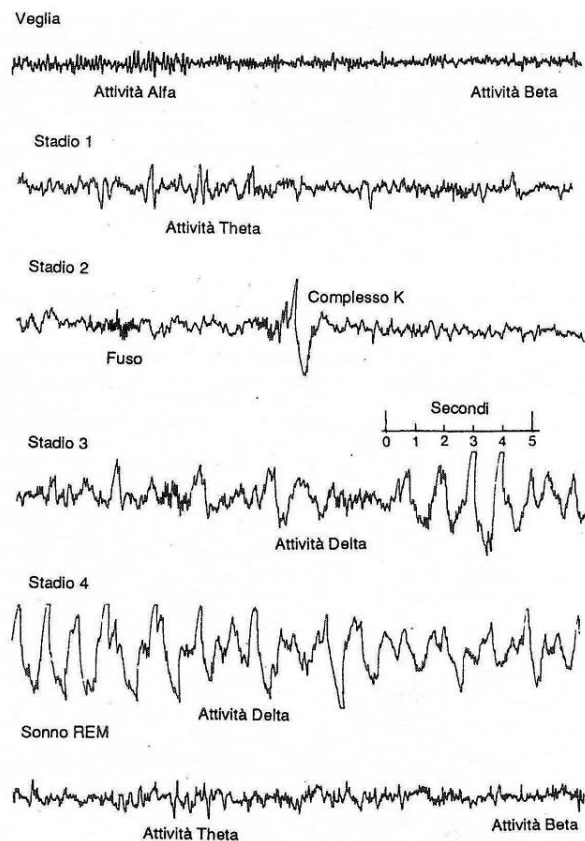
STIMOLAZIONE PERIFERICA:

Stimulatori elettrici collegati a una BCI possono consentire il recupero dell'arto in pazienti

paralizzati. È un metodo impiegato nella neuroriabilitazione per riattivare i centri motori del cervello cosicché il paziente impara ad usare quei centri per muovere il proprio arto tramite un percorso alternativo. Ovviamente è una tecnica che si può utilizzare solo su pazienti con temporanea paralisi.

3. ANALISI EEG

L' elettroencefalografia è il metodo di acquisizione più utilizzato e l' intero sistema di BCI viene basato sull' analisi dell' elettroencefalogramma. L' interpretazione dell' attività elettrica dell' encefalo, registrata tramite elettrodi posizionati sullo scalpo, può permettere di controllare con la sola attività mentale vari tipi di dispositivi o interagire con un computer. Osservando una registrazione eeg si nota la presenza di un importante componente di "rumore", ossia di un disturbo di natura elettrica presente in ogni registrazione. Il rumore è di varia natura, ma la maggior parte di esso è prodotto dallo stesso cervello in quanto le aree che producono i segnali utili sono ridotte e con l' elettroencefalogramm a si registrano anche i segnali non utili provenienti dalle altre parti

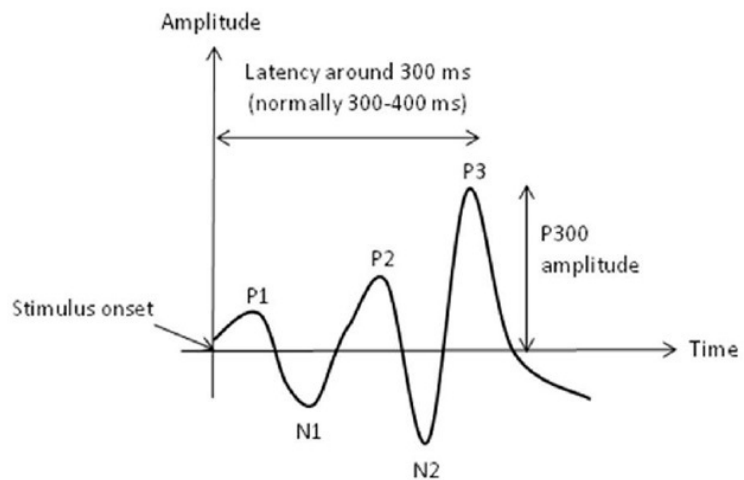


del cervello atte a svolgere le loro funzioni; queste disturbano il segnale utile e sono da minimizzare. C'è inoltre da considerare che con l'eeg non viene registrata l'attività elettrica complessiva di tutti i neuroni del cervello, ma solo di quelli della corteccia celebrale, cioè quelli in superficie. In altre parole l'attività registrata è la risultante dei soli neuroni corticali, organizzati in colonne perpendicolari alla superficie, di cui costituiscono unità funzionali elementari. L'eeg ne registra i potenziali pre e postsinaptici.

Solitamente, del segnale elettroencefalografico vengono studiati i ritmi base: beta (segnale di stato di veglia attiva), theta (deriva dall'ippocampo), delta (a più bassa frequenza ma larga ampiezza, equivale allo stato di sonno), gamma (segnale di stato di veglia rilassata).

Queste bande vengono isolate e studiate tramite tecniche di analisi frequenziale. Le BCI invece si concentrano sui cosiddetti **"potenziali ad eventi correlati"** (ERP event-related potential). Un ERP è una risposta celebrale misurabile che si forma direttamente come risultato di un processo cognitivo, pensiero o percezione. Più formalmente consistono in una qualsiasi risposta fisiologica a uno stimolo interno o esterno e corrispondono ad ampiezze di tensione misurate in microvolt (mV). Queste variazioni di tensione sono prodotte quando

un grande numero di neuroni corticali "scarica" in modo sincrono.



Così facendo,

le tensioni,

invece di annullarsi a vicenda, possono sommarsi e

provocare un'alterazione di tensione generale che

può meglio emergere rispetto all'attività di

sottofondo. Dal momento che l'eeg riflette la

somma di molti processi cerebrali che avvengono in

contemporanea, la risposta cerebrale ad un singolo

stimolo o evento di interesse non è normalmente

visibile nella registrazione di una singola

misurazione. Per poter distinguere in modo

significativo la risposta è necessario che lo

sperimentatore ripeta molteplici volte lo stimolo.

Fra le diverse "componenti" dell'onda ERP, una

delle più importanti ai fini delle BCI è l'**onda**

P300 chiamata così in quanto si presenta 300 ms

dallo stimolo. La P300 è un'onda specifica

elicitata da stimoli rilevanti infrequenti. È un

potenziale endogeno in quanto la sua presenza non

si registra a seguito di un attributo fisico dello

stimolo ma a causa della reazione di una persona

allo stimolo. L'onda rifletterebbe un processo di

valutazione e classificazione di uno stimolo.

Solitamente è elicitata usando il paradigma odd-ball, nel quale target a bassa probabilità di presentazione vengono interposti stimoli non-target ad alta probabilità di presentazione. La P300 si presenta come una deflessione positiva (voltage negativo), con frequenza compresa fra 0.5 e 25 Hz, con latenza tra i 300 e i 600 ms. Solitamente tale deflessione è più rilevante nel lobo parietale. La sua presenza, topografia e latenza sono spesso usati come misura delle funzioni cerebrali in compiti di decisione. Mentre i substrati neurali che producono questa onda sono ancora poco chiari, le sue caratteristiche la rendono molto visibile rispetto alle altre componenti e quindi particolarmente adatta per le BCI.

Il primo sistema di questo tipo, denominato "Speller P300", è stato ideato da L.A. Farwell e E. Donchin: si basa sul paradigma odd-ball ed è ancora oggi uno dei più utilizzati.

Il funzionamento del sistema si suddivide in due fasi principali:

- Fase di "training" dove il software deve essere addestrato cioè il soggetto viene guidato a concentrarsi su lettere prestabilite in modo tale che il software impari a riconoscere il tipo di risposta soggettiva. In più anche il soggetto impara a concentrarsi in modo da evocare al meglio l'onda P300.

- Fase di funzionamento. Una volta che il software è stato tarato la scelta del simbolo spetta al soggetto. Così si riesce a far comunicare con il mondo esterno pazienti non più in grado di farlo.

Per ogni lettera sono necessarie più "illuminazioni", ovvero più stimoli. Il paziente si concentra sulle lettere e quando vede

illuminarsi la lettera che desidera scrivere, allora l'onda P300 si evoca e viene rilevata cosicché viene scritta. Così via il paziente è in grado di digitare una serie di lettere



concentrandosi su ciascuna, una per volta, formando così una parola.

Nel sistema speller viene presentata su uno schermo di un pc una matrice 6x6 di lettere e numeri. In questa matrice, righe e colonne vengono accese in modo intermittente. I parametri più classici del paradigma odd-ball sono: una durata dello stimolo pari a 475ms e pausa di 125ms (ove la somma di durata e del tempo di pausa corrisponde al "tempo interstimolo"). Nella pratica, questi parametri si sono dimostrati

influenti sulla performance e, a secondo del soggetto, è utile diminuirli o aumentarli. Il soggetto deve mantenere l' attenzione su un simbolo in particolare (simbolo target). Molto spesso, per facilitarne la concentrazione, lo si istruisce a contare il numero di accensioni del simbolo di interesse. Durante questo compito viene registrata l' attività elettrica celebrale. In corrispondenza al simbolo target (raro), nel tracciato sarà presente un alterazione significativa di circa 10 mV con una latenza di 300/600 ms in prossimità della zona parietale ed occipitale del cranio. Il sistema speller P300 è particolarmente utile per persone affette da sclerosi amiotrofica laterale (SLA), ictus celebrale, lesioni al cervello o al midollo spinale, paralisi celebrale, distrofie muscolari, sclerosi multipla e altre malattie che compromettono il modo normale di comunicare. L' onda P300 e il sistema Speller300 sono i più utilizzati. Il rilevamento e la classificazione delle P300 all' interno del tracciato è piuttosto complesso. È necessario isolare la componente attesa dal rumore di sottofondo, ripulirla dai disturbi e classificarla. In sintesi, dopo l' addestramento il software di analisi deve rispondere a una domanda per ogni porzione di tracciato analizzata: "si tratta di una componente P300 oppure no?". Se il sistema riconosce che si è

evocata un' onda P300 viene riportato il simbolo sul quale il paziente si è concentrato.

L' analisi del tracciato eeg relativamente alla P300 può essere suddivisa nelle seguenti fasi:

- 1.Acquisizione
- 2.Pre-processing del segnale
- 3.Estrazione delle caratteristiche
- 4.Classificazione
- 5.Feedback utente

1.ACQUISIZIONE: eseguita tramite elettrodi su un elmetto posto sullo scalpo come descritto nel capitolo precedente. Il numero di canali utilizzati è variabile. In particolare per il sistema Speller vengono attivati solo gli elettrodi sulla parte parietale e occipitale ignorando i segnali che vengono dalle altri parti in quanto non interessano.

2.PRE-PROCESSING DEL SEGNALE: comprende una vasta gamma di possibili operazioni di "pulizia", ottimizzazione e correzione, con lo scopo di rimuovere, nel limite del possibile, i disturbi ed evidenziare l' informazione contenuta nel segnale. Per l' eeg sono due i principali approcci:

- L' analisi nel dominio delle frequenze: tramite la trasformata di Fourier, utilizzata in sistemi BCI basati sulla variazione oscillatoria del segnale eeg. Un secondo tipo

di funzionalità è correlata alla sincronizzazione dei segnali provenienti da diverse aree del cervello che comunicano tra loro.

- L'analisi delle componenti indipendenti: utilizzata in sistemi BCI dove il numero di picchi(onde) si verificano in un certo intervallo di tempo. È un metodo per separare le diverse componenti dell' eeg in base al tempo in cui queste si verificano.

L' applicazione di questi strumenti deve essere fatta con cautela dato che la frequenza delle P300 (1-25 Hz) molto spesso si sovrappone parzialmente o totalmente a quella del rumore e a quella di eventuali artefatti. Di conseguenza un filtro passa-banda o passa-basso troppo restrittivo comporterebbe la perdita di dati preziosi.

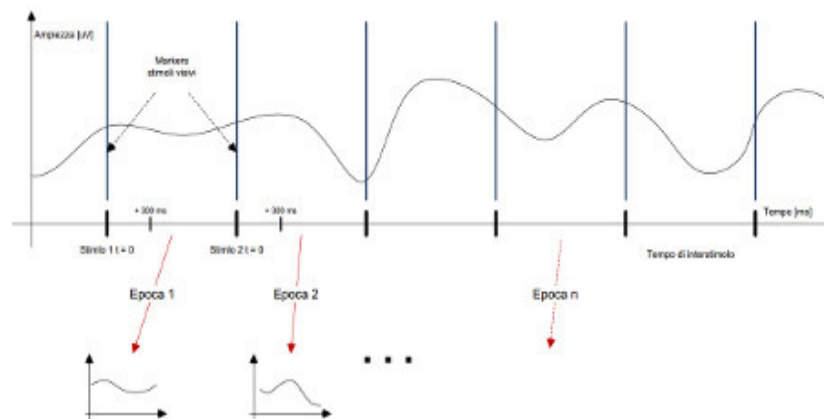
Gli artefatti consistono in picchi di tensione provocati dal movimento delle sopracciglia, dei bulbi oculari, dal movimento della testa e dalla tensione della mascella. Gli artefatti oculari spesso possono essere rimossi con successo semplicemente sottraendo dai canali di interesse i valori di tensione registrati mediante appositi elettrodi posizionati vicino agli occhi oppure si eliminano i picchi di tensione più ampi di 20-50 mV. Tuttavia se la loro rimozione costituisce un punto critico nell' applicazione , esistono vari metodi di "machine learning" che, più o meno,

tentano la rimozione di questi dal tracciato. Gli artefatti in generale rimangono una delle criticità più importanti soprattutto per gli elettrodi frontali, molto sensibili ai movimenti oculari.

Altri artefatti consistono in picchi di tensione dovuti a interferenza da apparecchiature elettroniche, come i segnali a 50 o 60 HZ dovuti all'alimentazione facilmente eliminabili con notch filter.

3. ESTRAZIONE DELLE CARATTERISTICHE: verte a rilevare e localizzare le caratteristiche interessanti nel segnale. Nel caso del **sistema Speller** occorre individuare la P300 subito dopo l'istante in cui viene somministrato lo stimolo. Queste componenti compaiono come alterazioni significative

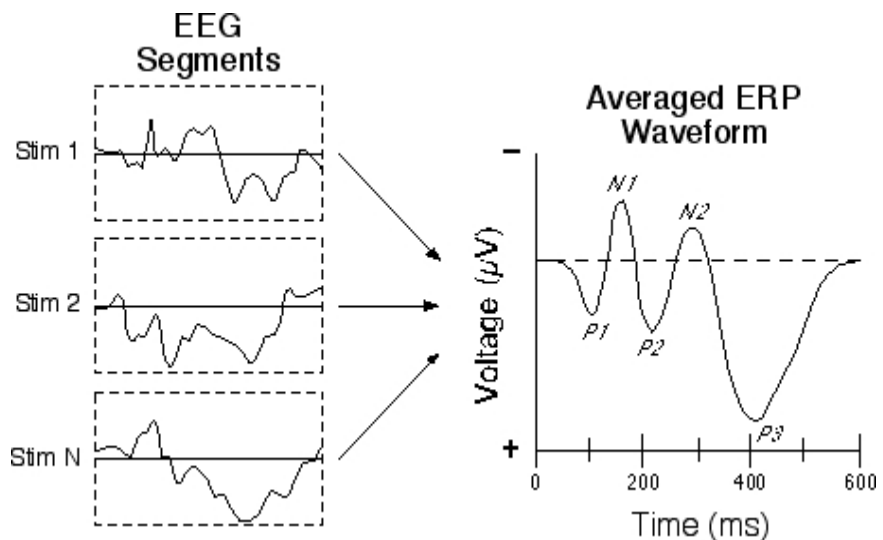
e sono solitamente composte da un picco positivo seguito da un minimo



locale. La deflessione dovrebbe corrispondere, all'incirca, ad una variazione di ampiezza pari a 10 mV. Dato che la P300 ha una latenza che può variare da 250 ms a non oltre i 500 ms, ad ogni

presentazione dello stimolo luminoso vengono raccolti i 500 ms successivi. Questo per ciascun canale o elettrodo. Il segnale viene così suddiviso in più parti detti "epoche". Lo stesso stimolo viene presentato più volte, perciò nell'analisi avremo a disposizione, altrettante misurazioni della componente. In tale contesto, una delle operazioni più importanti viene chiamata "averaging", che consiste nel calcolare la media dei segnali raccolti nelle varie misurazioni a parità di

stimolo. È possibile assumere il segnale come somma di due elementi: uno



corrisponde all' onda P300, prodotta dall'attività sincronizzata dei neuroni, l' altro rappresenta il rumore di sottofondo di natura stocastica. Le P300 hanno un'ampiezza di circa 10 mV che spesso viene raggiunta anche dal rumore. È per questo motivo che non è sufficiente una sola misurazione. Tramite l' averaging, tutte le misurazioni vengono mediate tra loro. Dato che P300 e rumore non sono correlati, come risultato finale avremo un segnale mediato in cui la

componente P300 tende a rimanere tale, mentre il rumore tende ad annullarsi.

Un' altro metodo per combinare in modo efficiente tutti i dati delle varie misurazioni consiste nel **dominio spaziale delle caratteristiche**. Si estraggono le caratteristiche solo dagli elettrodi che portano informazioni utili per la discriminazione di un dato insieme di compiti cognitivi. Il ragionamento dietro a questo approccio risiede nei cambiamenti in banda cioè nel fatto che le onde P300 o altre caratteristiche non si verificano in modo uniforme in tutti gli elettrodi ma sono più forti in quelli che ricevono i dati da quelle aree del cervello che svolgono compiti cognitivi. Gli elettrodi possono essere scelti manualmente o utilizzando un algoritmo che seleziona automaticamente un sottoinsieme ottimale di elettrodi. Vengono poi filtrati con filtri spaziali costituiti da combinazioni lineari di segnali misurati su più elettrodi. Per le BCI che utilizzano l'immaginazione motoria è stato dimostrato che un filtro Laplaciano aumenta le prestazioni. In altri casi i coefficienti vengono calcolati da un set di dati di allenamento.

4. CLASSIFICAZIONE: : il risultato è la divisione delle epoche in due gruppi: quelle in cui è presente la P300 e quelle in cui è assente. Questa

fase è particolarmente interessante dal punto di vista tecnico. Come è stato detto, la risposta celebrale è molto soggettiva, diversa da persona a persona. Pertanto forma d' onda, latenza e ampiezza delle P300 risulta assolutamente variabile. Inoltre, a seconda del soggetto, le componenti possono comparire in modo più pronunciato nella regione parietale, occipitale o in entrambe. Tutto può inoltre variare a seconda del livello di stanchezza del soggetto. Classificatori in grado di portare a termine questo compito sono:

ANALISI DISCRIMINANTE LINEARE: tecnica molto diffusa per la rilevazione della P300 che venne migliorata tramite l' analisi discriminante di Fisher o l' analisi graduale discriminante lineare. Per analisi discriminante si intende un corpo di metodologie che, considerando un universo campionario k -dimensionale X suddiviso in p sottopopolazioni X_1, \dots, X_p , permettono di assegnare una generica osservazione x ad una delle p sottopopolazioni. L'analisi discriminante lineare presuppone che p variabili (quantitative) Y_1, \dots, Y_p siano state misurate su osservazioni appartenenti a 2 o più gruppi: $G_1, \dots, G_k, k \geq 2$. Scopo dell'analisi `e trovare una o più combinazioni lineari dei parametri che permettano di discriminare in maniera ottimale fra i vari

gruppi. In questo modo si potrà attribuire un'osservazione ad un dato gruppo sulla base delle misure di Y_1, \dots, Y_p .

ANALISI DISCRIMINANTE LINEARE DI FISHER: metodo robusto e facile per determinare la distanza massima tra le classi target e non target. Nell'approccio di Fisher l'obiettivo dell'analisi discriminante è quello di individuare la sottopopolazione di appartenenza di un'osservazione multidimensionale in base alla conoscenza campionaria del comportamento delle diverse sottopopolazioni. Non facendo alcuna assunzione sulla forma distributiva delle p sottopopolazioni da cui vengono estratti i campioni X_1, \dots, X_p , l'assegnazione dell'osservazione x viene effettuata tramite una combinazione lineare $W = a \cdot X$ delle k componenti della variabile X rilevata, tale da rendere massima la separazione (o discriminazione) tra i p campioni. Il criterio che viene utilizzato per definire la trasformazione, ovvero il vettore k -dimensionale di costanti a , consiste pertanto nel pretendere che sia massima la differenza tra le medie di W nei p campioni, in modo da rendere meno ambigua la classificazione dell'osservazione $w = a \cdot x$.

ANALISI GRADUALE DISCRIMINANTE LINEARE: può essere considerata come estensione dell' analisi discriminante lineare con in più un filtro di selezione. Aggiunge e rimuove termini in base alla loro significatività statistica producendo un modello regolabile in base ai dati raccolti durante l' addestramento del paziente. Il processo viene iterato fino a raggiungere una convergenza, o comunque fino a raggiungere un numero circa di 60 caratteristiche. Vengono eseguite le medie di righe e colonne delle matrici contenenti i dati a differenza dell' analisi di Fischer dove si eseguono individualmente le medie di righe e colonne; quindi si è ridotto il tempo di analisi e si sono migliorate le prestazioni.

ANALISI DISCRIMINANTE LINEARE BAYESIANA: si basa su una rete di regressione probabilistica. Con tecniche di stima viene calcolato il vettore discriminante; valori target vengono impostati durante l' analisi di regressione. Supponendo che siano possibili due condizioni l' onda P300 è presente o non è presente. Chiamiamo w_0 presente e w_1 non presente. Allora si ha una data probabilità di osservare ciascuno dei due stati: $P(w_0)$, $P(w_1)$. Questi due stati esauriscono tutte le possibilità, allora $P(w_0) + P(w_1) = 1$. Queste sono dette le probabilità a priori dei due eventi. Per ogni gruppo si cerca la probabilità condizionata cioè la

probabilità che, data un'osservazione, si verifichi un evento. $P(w_1|x)$. Si può misurare quale sia la probabilità a priori delle osservazioni sperimentali. Conoscendo l'evidenza $P(x)$ con un modello generale si valuta la verosomiglianza, ossia la probabilità condizionata $P(x|w_1)$. Esiste la seguente regola detta Teorema di Bayes: per N condizioni mutuamente esclusive w_0, \dots, w_N la probabilità totale di una osservazione x si calcola come $P(x) = \sum_{i=1}^N P(x|w_i)P(w_i)$. Da questa regola ne deriva $P(w_i|x) = P(x|w_i)P(w_i)/P(x)$. La probabilità condizionata che si calcola con questa regola si chiama probabilità a posteriori, perché è calcolata dopo aver esaminato le osservazioni sperimentali.

Oltre all'analisi lineare, che rimane la più utilizzata, vi sono altri due tipi di classificazione:

SUPPORT VECTOR MACHINE: è una tecnica di apprendimento automatico molto utile per la classificazione binaria. Vengono utilizzati kernel che definiscono la funzione di trasformazione. È un metodo adatto per scopi pratici dove la velocità di trasformazione è elevata ma è richiesto che il numero di dati sia piccolo. È considerato uno dei classificatori più accurato. L'idea è quella di trovare una separazione iperpiano tra le due classi in modo tale che la

distanza tra questo iperpiano e le classi sia massima. In altre parole si deve massimizzare il margine tra le due classi. Le macchine a vettori di supporto possono essere pensate come una tecnica alternativa per l'apprendimento di classificatori polinomiali.

Le reti neurali ad un solo strato hanno un algoritmo di apprendimento efficiente, ma sono utili soltanto nel caso di dati linearmente separabili. Viceversa, le reti neurali multistrato possono rappresentare funzioni non lineari, ma sono difficili da addestrare a causa dell'alto numero di dimensioni dello spazio dei pesi e poiché le tecniche più diffuse, come la *back-propagation*, permettono di ottenere i pesi della rete risolvendo un problema di ottimizzazione non convesso e non vincolato che, di conseguenza, presenta un numero indeterminato di minimi locali.

La tecnica di addestramento SVM risolve entrambi i problemi: presenta un algoritmo efficiente ed è in grado di rappresentare funzioni non lineari complesse. I parametri caratteristici della rete sono ottenuti mediante la soluzione di un problema di programmazione quadratica convessa con vincoli di uguaglianza o di tipo box (in cui il valore del parametro deve essere mantenuto all'interno di un intervallo), che prevede un unico minimo globale.

ANALISI DELLE COMPONENTI INDIPENDENTI: è una tecnica di separazione utilizzato per il recupero dei segnali di origine. Durante la pre-elaborazione viene eliminato il rumore di fondo tramite l' uso di filtri. Vengono poi utilizzati valori soglia basati sui segnali di origine. I valori soglia vengono stimati al meglio con l' aumentare delle prove effettuate.

L'analisi delle componenti indipendenti è un metodo di elaborazione computazionale che serve per separare un segnale multivariante nelle sue sotto-componenti additive, assumendo che esista una mutua indipendenza statistica della sorgente dei segnali non Gaussiani. Si tratta di un caso particolare della *blind source separation* ("separazione alla cieca delle sorgenti"). L'assunzione dell'indipendenza delle varie onde del segnale si rivela corretta in molti casi in modo che la separazione alla cieca tramite ICA di un segnale misto fornisce spesso risultati molto buoni.. Una semplice applicazione della ICA è il problema del *cocktail party*, dove i segnali del parlato del nostro interlocutore, subiacenti alla musica ed al rumore del simultaneo parlato altrui, vengono separati in modo efficace. In genere il problema viene semplificato assumendo che non vi siano echi né ritardi temporali nell'arrivo all'udito dell'ascoltatore. Una nota importante da considerare è che se sono presenti N

sorgenti, sono necessarie almeno N osservazioni (ad es. microfoni) per ottenere i segnali originari ($J = D$, dove D è la dimensione dell'input di dati e J è la dimensione del modello).

Il metodo statistico trova le componenti indipendenti (noti come fattori, variabili latenti o sorgenti) massimizzando l'indipendenza statistica delle componenti stimate. La non-gaussianità, motivata dal teorema del limite centrale, è un metodo per misurare l'indipendenza delle componenti. L'informazione mutua è un altro criterio molto sfruttato per misurare l'indipendenza statistica dei segnali.

Gli algoritmi tipici dell'ICA utilizzano il *centering*, la determinazione del rumore bianco (*whitening*) e la riduzione delle dimensioni (*dimensionality reduction*) come stadi di preelaborazione per semplificare e ridurre la complessità del problema riguardante l'algoritmo iterativo in esame. I processi di whitening e riduzione in dimensioni possono essere ottenuti con l'analisi delle componenti principali o la decomposizione ai valori singolari dell'onda. Il processo del whitening assicura che tutte le dimensioni siano trattate ugualmente a *priori* prima che venga lanciato l'algoritmo.

Il metodo ICA non è in grado di estrarre l'esatto numero delle sorgenti del segnale, l'ordine in cui arrivano i segnali dalle fonti, e neanche il segno (positivo o negativo) o il valore scalare delle sorgenti.

Il metodo è importante per la separazione dei segnali alla cieca (*blind signal separation*) e può fornire molte applicazioni pratiche.

5. FEEDBACK UTENTE: il sistema raccoglie le registrazioni per ogni canale in prossimità di ogni stimolo rappresentato, eseguendo ciò che è stato descritto finora. Quando l'onda P300 viene individuata, lo stimolo in questione è quello su cui in soggetto si sta concentrando e la lettera corrispondente viene inviata allo schermo, oppure l'arto meccanico svolge il movimento aspettato.

FEEDBACK SENSORIALE: il paziente vede muoversi l'arto o il cursore del computer. Ha la percezione di movimento tramite stimoli visivi quindi è conscio della riuscita dell'esperimento.

STIMOLAZIONE DEL CERVELLO: concettualmente, una stimolazione elettrica può essere fornita come feedback direttamente al cervello il quale riceve l'informazione di buona riuscita dell'esperimento.

Tuttavia, l'interferenza tra la stimolazione ed il segnale cerebrale registrato è una sfida da superare.

Vi sono altri **METODI DIVERSI** dallo Speller300 che consentono di controllare la propria attività celebrale e i segnali neurofisiologici che non utilizzano i potenziali ad eventi correlati ma sfruttano:

- l' attività oscillatoria del cervello:
soprattutto nelle BCI atte a far muovere un arto robotico a un paziente a cui è stato amputato o non più in grado di essere utilizzato. È di interesse il tracciato chiamato "mu" il quale si modifica quando il soggetto pensa o immagina di muovere l' arto; i cambiamenti del tracciato mu sono localizzati nella corteccia sensorimotoria. Il soggetto deve allenarsi in quanto un utente inesperto non è in grado di creare una variazione significativa.
- Potenziali corticali lenti: sono spostamenti in tensione nell' eeg che si verificano nelle frequenze 1-2 Hz. I soggetti attraverso una formazione imparano a controllare volontariamente questi potenziali per utilizzare dispositivi di ortografia e controllo dell' ambiente.
- Numero potenziali di azione: essi sono l' unità di base della trasmissione di informazioni del sistema nervoso centrale. Il loro numero per unità di tempo può essere utilizzato per prevedere il comportamento del

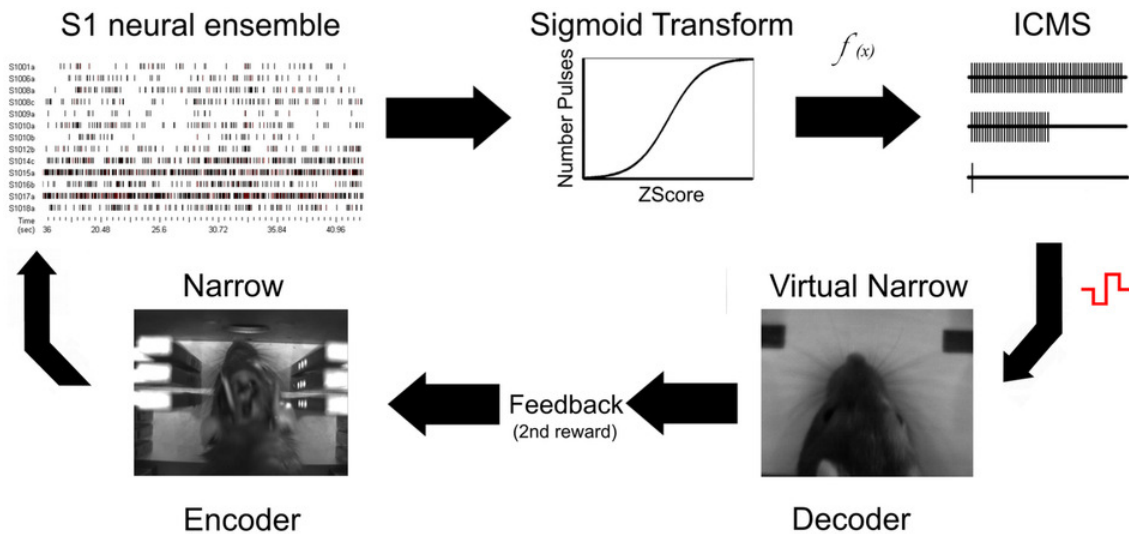
soggetto. Per esempio la frequenza di scarica di un insieme di neuroni nella corteccia motoria o premotoria può essere segno di un successivo movimento di un arto.

4 .APPLICAZIONI

Le Brain Computer Interface possono essere utilizzate in diversi settori come la neuroscienze, la neurologia, neuro e ingegneria fuse insieme in una nuova tecnologia atta a ripristinare, sostituire o aumentare comportamenti motori persi a causa di ictus, lesioni del midollo spinale, traumi o malattie neurodegenerative. Le BCI possono essere montate su sedie a rotelle, protesi, robot, nel controllo del mouse del computer, in sistemi di comunicazione e sistemi di controllo ambientale.

BRAIN TO BRAIN INTERFACE (BTBI) : interfacce neurali che collegano due cervelli tra loro. Nel 2013 i ricercatori guidati da Wang e Nicolelis (Duke University, Durham, USA), hanno realizzato un interfaccia cervello-cervello, cioè un' interfaccia tra due cervelli distinti. L' idea è quella di far eseguire un compito a un soggetto seguendo le istruzioni che giungono in tempo reale da un altro, usando le interfacce neurali come mezzo: la BCI (cervello-computer) viene impiantata nella corteccia celebrale di un ratto, l' MBI (macchina- computer) in quella di un altro, ed un computer fa da ponte. Tramite questo apparato la trasmissione di informazioni sensorimotorie

rilevanti avverrebbe in tempo reale, pur trovandosi i due animali in due spazi separati.



Un primo gruppo di ratti viene addestrato a eseguire un semplice compito a scelta. L' animale viene posto in una camera con due leve, ciascuna accoppiata a un led vicino: quando una lampadina si accende, il soggetto deve premere la leva corrispondente, ottenendo così una ricompensa (acqua zuccherata). Una volta che questi animali chiamati **encoder**, diventano esperti nel compito, la loro BCI registra tramite elettrodi l' attività in corteccia motoria primaria di un certo numero di trial corretti, creando così una rappresentazione dell' attività corticale media che si ha premendo ciascuna leva. Un secondo gruppo di ratti, i **decoder**, a cui i led vengono presentati entrambi accesi, viene invece addestrato a premere una delle due leve a seconda della microstimolazione elettrica che riceve dalla MBI. Durante il test vero e proprio il tutto viene collegato: un encoder preme la leva giusta, l'

attività dell' area corticale motoria primaria viene registrata e paragonata con quella registrata durante l' addestramento, quindi una stimolazione arriva all' decoder che decide in base all'istruzione ricevuta quale leva premere. Il primo soggetto codifica l' informazione, la macchina la trasforma e la trasmette, quindi il secondo soggetto la decodifica per compiere il proprio compito. L' encoder, infine, riceve a sua volta un feedback sulla performance del decoder, ottenendo così una ricompensa ogni volta che il decoder svolge correttamente il test, facendo sì che il suo comportamento e la sua neuromodulazione siano dipendenti dalla performance trial per trial del decoder. Quindi le interfacce permettono la trasmissione in tempo reale di istruzioni utili a risolvere un compito tra due soggetti distinti.

Pochi mesi dopo, Park e collaboratori (Korea University, Seoul, Korea) formano una BTBI tra due animali di differenti specie: vengono messi in comunicazione il cervello di un uomo con quello di un ratto. Usando interfacce meno invasive: all' uomo viene registrata l' attività celebrale tramite eeg, mentre al ratto viene trasmessa l' info tramite ultrasuoni focalizzati, permettendo una registrazione ed una stimolazione neurale senza intervenire chirurgicamente. In questo caso non vengono trasmesse informazioni ma viene fatto

decidere all' uomo quanto far muovere la coda al ratto. Quando la persona decide che è giunto il momento, fissa su un monitor un'immagine che "sfarfalla" a 15 Hz, causando una particolare risposta nell'attività celebrale che viene riconosciuta dalla macchina. Questa attiva il rilascio di ultrasuoni focalizzati mirato all'area motoria del ratto che governa la motilità della coda, e l'agitarsi dell'appendice viene registrato da un sensore di movimento.

Il passo successivo non poteva che essere la messa a punto di un BTBI che relaziona due cervelli umani. Nell'agosto 2014 il laboratorio Ruffini dello Starlab di Barcellona, Spagna, pubblica il primo articolo: il soggetto dal lato della BCI, collegato con eeg, guarda uno schermo, in cui una pallina si muove da sinistra a destra su due possibili percorsi (alto o basso). Il soggetto deve fermarla muovendo la sbarretta in su o in giù: per fare ciò gli basta pensare di muovere mano o gamba, dando così origine a due diversi tipi di attivazione corticale che vengono registrati dall'eeg e convertiti in codice binario: pallina alta, movimento della mano, bit 1 oppure pallina bassa, movimento gamba, bit 0. Il codice binario permette di mandare un messaggio. Dall'altro lato, tre persone ricevono in parallelo una sollecitazione della corteccia visiva tramite stimolazione

magnetica transcranica, un' altra tecnica non invasiva impiegata per attivare o inibire i neuroni corticali. La macchina riceve quindi il codice binario e produce di conseguenza due tipi differenti di stimolazioni: una che induce nei riceventi la visione di un flash bianco(bit 1) ed una senza effetti(bit 0). Con una precisione maggiore del 90% (dopo opportuno addestramento) vengono così trasmessi un "hola" da Barcellona a Strasburgo ed un "ciao" da Thiruvananthapuram a Strasburgo, a più persone contemporaneamente.

BRACCIO ROBOTICO: sono stati condotti esperimenti per far sì che un paziente tetraplegico, cioè paralizzato dal collo in giù, possa muovere utilizzando le BCI un braccio robotico. Jan Scheuermann, una donna tetraplegica, paziente di un esperimento condotto alla Facoltà di medicina dell' Università di Pittsburgh, è riuscita a muovere il

braccio, ha afferrato, spostato e mosso oggetti. Grazie a due sensori impiantati nella



corteccia celebrale ognuno di 4mm, sui quali sono posti un centinaio di minuscoli aghi, è stata registrata l'attività celebrale di 200 cellule. Gli impulsi sono stati convertiti in comandi per muovere il braccio, il gomito, il polso. La donna è riuscita a controllare il braccio già al secondo giorno training e dopo 14 settimane è diventata molto abile acquisendo velocità e precisione nei movimenti.

Un team di ricercatori europei guidato dalla Fraunhofer-Gesellschaft è riuscito nella stessa impresa usando le BCI non invasive. Il team ha sviluppato elettrodi a secco che possono essere applicati in pochi minuti e usati ripetutamente; un processo più semplice rispetto all'attrezzatura standard dove gli elettrodi vanno collocati con perizia e utilizzando gel. I componenti sono in grado di distinguere tra impulsi neurali relativi all'idea di muovere la mano destra o la sinistra.

CONTROLLO AMBIENTALE: progetto italiano ASPICE progettato e costruito dall'Istituto Santa Lucia di Roma grazie a fondi della fondazione Thelethon e conclusosi nel giugno 2006.

Il prototipo ASPICE è destinato a persone affette da gravi patologie motorie e comprende una periferica di input (BCI2000) in grado di rilevare i

segnali elettroencefalografici dello scalpo attraverso eeg: in interfaccia in grado di estrarre dagli input segnali decodificati ed un sistema di output costituito da un software attraverso il quale la persona immobilizzata è in grado di gestire un altro software dedicato, installato su un comune personal computer, che propone un semplice menù attraverso il quale è possibile spostarsi in due direzioni (immaginando di muovere l' arto sinistro o l' arto destro) ed effettuare delle scelte (ovvero il click del mouse che si ottiene attraversando uno stato mentale di rilassamento). Attraverso i movimenti del puntatore sullo schermo l' utente può in questo modo effettuare un parziale controllo ambientale. Il sistema ASPICE è stato testato su un gruppo di pazienti con gravi patologie neuro motorie come la distrofia di Duchenne, l' amiotrofia spianale, la sclerosi laterale amiotrofica. Il periodo di sperimentazione ha evidenziato le crescenti capacità di gestione del sistema, il miglioramento globale della qualità di vita e l' ottimo grado di soddisfazione degli utilizzatori.

ALTRE:

TWITTER: un settore crescente di applicazione delle BCI è il controllo di ambienti sociali che permettono all'utente di partecipare come una persona sana alla vita virtuale. Twitter è stato interfacciato a un sistema BCI. Permette agli utenti di inviare e leggere messaggi limitati a 140 caratteri e visibili nella pagina del profilo dell'utente. I messaggi possono essere inviati attraverso il sito web Twitter o via smartphone o sms. Il protocollo basato

sull'onda P300 è stato riprogettato per coprire tutte le azioni necessarie per Twitter. Pertanto le prime due righe contengono adesso i comandi mentre i rimanenti caratteri sono



Login	Logout	Line	Search	Friends	Post
Inbox	Send	Follow	Leave	Delete	Enter
A	B	C	D	E	F
G	H	I	J	K	L
M	N	O	P	Q	R
S	T	U	V	W	X
Y	Z	0	1	2	3
4	5	6	7	8	9
,	.	!	?	@	-

necessari per l'ortografia, quindi ora è divenuta una matrice 6X9.

L'addestramento consiste nel concentrarsi su 6 caratteri al giorno per formulare al meglio il vettore corrispondente. Quindi risulta lungo e impegnativo.

SECOND LIFE (SL): è un mondo 3D online e gratuito sviluppato dalla società americana Linden Lab. È un mondo dove si può socializzare con gli altri

"residenti", è possibile tenere incontri di lavoro, scattare fotografie e fare film, partecipare a corsi... La comunicazione avviene tramite chat di testo, chat vocali e gesti. Anche in questo caso il sistema BCI basato sull'onda P300 viene interfacciato al sito per permettere anche alle persone invalide di usufruire di questo suddetto. Sono disponibili tre maschere con cui si utilizza l'intero sito attraverso la combinazione di simboli. Una componente importante della matrice è il tasto stand-by in alto a destra con il quale le persone disabili possono accendere o spegnere il dispositivo.

INDENDIX: è progettato per essere installato e gestito da operatori sanitari e dai famigliari. Il sistema è costituito da elettrodi eeg attivi, un amplificatore di biosegnali portatile e un pc che esegue il software di Windows. Il software permette di visualizzare se gli elettrodi sono posizionati in modo corretto e se la qualità dei dati è buona. Ovviamente precede a tutto una fase di addestramento dove all'utente vengono forniti 5-10 dati che deve riprodurre cosicché viene formato il vettore delle caratteristiche. L'utente può eseguire diverse azioni come copiare un testo, scrivere una mail, inviare testo a degli

autoparlanti, stampare un testo; per tutte queste azioni esiste un' icona specifica.

SEDIA A ROTELLE: una BCI può essere utilizzata per guidare una sedia a rotelle. Per ora sono realizzabili solo percorsi già noti che uniscono località registrate. Sullo schermo del pc ci sono le icone dei posti e il paziente deve scegliere dove andare.



GAMING E REALTA' VIRTUALE: oltre alle applicazioni mirate a persone disabili, prototipi di giochi a applicazioni di realtà virtuale sono in fase di ricerca. Si può controllare una navicella spaziale con l' attività celebrale oscillatoria oppure controllare un personaggio 3D.

5. PROBLEMI APERTI E CONCLUSIONI

DIFFICOLTA' METODOLOGICHE: non è ovviamente scontato né semplice cercare di far riconoscere a sistemi automatici modificazioni volontarie del tracciato eeg con percentuali di errore contenute e tali da poter guidare in sicurezza dispositivi meccanici ed elettronici. Le principali difficoltà incontrate nel riconoscimento delle modificazioni indotte dal potenziale sullo scalpo sono di varia natura. La prima è la necessità di una tecnica di apprendimento appropriata perché il soggetto possa imparare come controllare specifici tratti del proprio eeg. Tale tecnica richiede al minimo una strumentazione idonea che analizzi in tempo reale il tracciato eeg e invii un feedback al soggetto istantaneamente; metodologia appropriata, così che il soggetto non sia frustrato da fallimenti provvisori usuali durante la procedura di addestramento; conoscenze appropriate dell'impiego del software di addestramento, perché l'operatore possa efficacemente correggere specifici parametri della BCI affinché diventi più facile il suo controllo per ciascun soggetto. La seconda difficoltà risiede nel fatto che l'eeg corticale non è direttamente accessibile dagli elettrodi, a meno di non usare tecniche invasive, quali quelle

di impiantare degli elettrodi epiduralmente, oppure mediante l' esposizione della corteccia celebrale a micro-elettrodi. La conduzione delle correnti elettrotoniche, prodotte dalla corteccia celebrale, attraversa le strutture della testa, quali cranio e scalpo, e da queste strutture anatomiche è spazialmente distorta e attenuata. Sullo scalpo quindi si presenta una distribuzione di potenziale che è un pallido e attenuato riflesso dell' originale attività corticale. Tale inconveniente deriva dalle diverse conducibilità elettriche delle strutture quali cranio, dura madre, corteccia e scalpo, e introduce una perdita di informazioni che difficilmente può essere ripristinata; tuttavia esistono metodologie appropriate che reintegrano parzialmente tali informazioni mediante elaborazioni spaziali del segnale di potenziale registrato. La terza difficoltà nel riconoscimento dell' attività mentale mediante analisi dell' eeg deriva dal basso rapporto segnale/rumore presente tipicamente sul segnale eeg. Infatti tale segnale è generalmente caratterizzato a riposo da un comportamento oscillatorio, che normalmente maschera i segnali P300, e che rende anche le variazioni di ampiezza del ritmo μ difficili da rilevare. Per indirizzare opportunamente tale problema, devono essere impiegate specifiche tecniche di elaborazione del segnale al fine di

estrarre le caratteristiche rilevanti dall' eeg di base. Le caratteristiche estratte dal segnale eeg di base vengono confrontate con quelle ottenute durante le fasi di addestramento dell' utente.

PROBLEMI APERTI: una grande sfida consiste nel fatto che pazienti affetti soprattutto da Sclerosi Laterale Amiotrofica (SLA), oltre a problemi motori possono sviluppare problemi mentali che compromettono l' apprendimento del soggetto durante la fase di training. Non sono più in grado di apprendere le competenze necessarie per un' efficace regolamentazione dell' attività celebrale perché sono troppo deboli per tollerare un periodo di formazione a lungo termine dove occorre molta attenzione. La percentuale di riuscita nell' uso di BCI supera di poco il limite del casuale mentre ha una precisione del 90% di successo in persone meno malate o sane. Questo inconveniente può portare le BCI a non essere utili proprio ai pazienti per le quali sono state progettate. Comunque non in tutti i pazienti l' attività mentale si degrada e l' eeg e la risonanza magnetica sono le tecniche più adatte con cui si acquisisce al meglio il segnale necessario per le BCI. La risonanza magnetica viene utilizzata per individuare le zone di cervello attive in modo da focalizzarsi sul segnale proveniente da esse e riuscire a utilizzare le BCI in modo efficace.

Sono di sicuro più efficaci tecniche invasive che però sono molto rischiose e legalmente difficili perché il paziente considerato non in grado di intendere e volere non può dare il consenso per l'impianto di elettrodi nella corteccia celebrale; per di più è possibile che pazienti già compromessi non siano in grado di sopportare un intervento chirurgico di questo livello.

Si stanno progettando però strutture più robuste rispetto a comportamenti vari, cioè in grado di riconoscere in una più vasta gamma di diversità l'onda P300. In più si cercano tecniche alternative per fornire lo stimolo target in quanto i pazienti non sono in grado di concentrarsi a lungo e quindi contare gli eventi rari.

Ad oggi, il tentativo più riuscito di sviluppare una BCI utile per pazienti gravi è basata sulla risonanza magnetica funzionale che misura i cambiamenti nel flusso sanguigno e l'ossigenazione del cervello. Al paziente viene chiesto di immaginare di giocare a tennis (per 30 secondi) quando viene detta la parola "tennis", oppure di stare in relax (per 30 secondi), quando viene pronunciata la parola "relax".

Successivamente viene detta la parola "casa" quindi il paziente (per 30 secondi) deve immaginare di muoversi per casa in modo da acquisire anche un tracciato eeg relativo al movimento spaziale. Si è registrato così il segnale di risonanza magnetica

funzionale riguardante le regioni dell' aria motoria supplementare quando si pensa di giocare a tennis e il segnale nell' area premotoria quando si immagina di muoversi per casa.

CONCLUSIONI: la qualità della vita di pazienti affetti da malattie che provocano importanti deficit motori è basata significativamente sul supporto dei caregivers (tutte le persone familiari e assistenti che aiutano il paziente nella vita quotidiana). Un dispositivo di assistenza, anche il più avanzato, non può, al presente stato dell' arte, sostituire in qualsiasi modo l' assistenza del caregiver. Nonostante ciò, dispositivi intelligenti possono contribuire ad alleviare l' obbligo di una continua presenza al fianco del paziente, almeno nella stessa stanza. Infatti, un paziente addestrato all' impiego di tali dispositivi avanzati può solo compiere semplici attività quali accendere o spegnere la tv, la luce di una stanza, ecc... Inoltre, sistemi di sorveglianza intelligenti (non guidati da BCI), possono richiamare l' attenzione dei caregivers. In ambiente clinico, l' impiego di questi sistemi potrà ridurre il costo dell' assistenza, in ambiente domestico, la vita dei caregivers potrà essere migliorata dal grado di autonomia relativa dei pazienti. Ancora più importante sarà la percezione, da parte dei pazienti stessi, di un

maggior grado di autonomia nelle piccole azioni di tutti i giorni. Questo da una parte aumenterà il loro senso di indipendenza, mentre dall'altra garantirà loro un aumento di privacy, quasi assente nel caso di assistenza continua da parte di un caregiver. L'utilità dei sistemi BCI non invasivi in ambito sia clinico che domestico è ritenuta di rilievo solo per quei pazienti che non siano abili a generare in maniera attendibile e ripetitiva qualsiasi movimento volontario. Lo studio di sistemi BCI non invasivi è sempre più affidabile nel riconoscimento dell'attività cerebrale quindi si punta a sistemi comandabili da piccole variazioni dell'attività e che potrebbe essere impiegata da chiunque nelle attività quotidiane.

BIBLIOGRAFIA

- Francesca Caprino; Interfaccia computer cervello per l' autonomia e la comunicazione di pazienti con lesioni midollari o neurologiche.
- Ulrich Hoffmann, Jean-Marc Vesin, Touradj Ebrahimi; Recenti progressi in Brain computer interfaces.
- Fabio Babiloni; Interfacce cervello-computer.
- M.Rajyalakshmi, T.kameswara Rao, Dr.T.V.Prasads; Esplorazione di progressi recenti nel campo di Brain Computer Interface.
- BTBI: interfaccia neurale tra due cervelli.
- Nikolay V.Manyakov, Nikolay Chumerin, Adrien Combaz, Marc M.Van Hulle; Comparison of linear classification methods for P300 brain-computer interface on disabled subjects.
- Elaine Astrand, Claire Wardak, Suliann Ben Hamed; Selective visual attention to drive cognitive brain-machine interface: from concepts to neurofeedback and rehabilitation applications.
- Il fatto quotidiano; Donna paralizzata muove braccio robotico con il pensiero.
- Brainfactor; Brain Computer Interface: il futuro, ora.

- Un brain-to-brain interface for Real-time sharing Sensimotor Information.
- Lorina Naci, Martin M. Monti, Damian Cruse, Andrea KU Bler, Bettina Sorger, Rainer Goebel, Boris Kotchoubey, Adrian M. Owen; Brain-Computer Interfaces for Communication with Nonresponsive Patients.
- Sujesh Sreedharan, Ranganatha Sitaram, Joseph S. Paul, C. Kesavadas; Brain-Computer Interfaces for Neurorehabilitation.
- Christoph Guger, Günter Edlinger and Gunther Krausz; Hardware/Software Components and Applications of BCIs.
- José Luis Martínez, Antonio Barrientos; Applied Advanced Classifiers for Brain Computer Interface.
- Abbas Erfanian, Farid Oveisi and Ali Shadvar; Feature Extraction by Mutual Information Based on Minimal-Redundancy-Maximal-Relevance Criterion and Its Application to Classifying EEG Signal for Brain-Computer Interfaces.
- Reza Fazel-Rezai and Waqas Ahmad; P300-based Brain-Computer Interface Paradigm Design.
- Po-Lei Lee, Yu-Te Wu, Kuo-Kai Shyu and Jen-Chuen Hsieh; Brain Computer Interface Based on the Flash Onset and Offset Visual Evoked Potentials.

- Natsue Yoshimura and Naoaki Itakura; Usability of Transient VEPs in BCIs.
- Vito Logar and Aleš Belic; Visuo-Motor Tasks in a Brain-Computer Interface Analysis.
- Dandan Huang, Xuedong Chen, Ding-Yu Fei and Ou Bai; A Two-Dimensional Brain-Computer Interface Associated With Human Natural Motor Control.
- Nuno Figueiredo, Filipe Silva, Pétia Georgieva and Ana Tomé; Advances in Non-Invasive Brain-Computer Interfaces for Control and Biometry.
- Christoph Guger, Guangyu Bin, Xiaorong Gao, Jing Guo, Bo Hong, Tao Liu, Shangkai Gao, Cuntai Guan, Kai Keng Ang, Kok Soon Phua, Chuanchu Wang, Zheng Yang Chin, Haihong Zhang, Rongsheng Lin, Karen Sui Geok Chua, Christopher Kuah, Beng Ti Ang, Harry George, Andrea Kübler, Sebastian Halder, Adi Hösle, Jana Münßinger, Mark Palatucci, Dean Pomerleau, Geoff Hinton, Tom Mitchell, David B. Ryan, Eric W. Sellers, George Townsend, Steven M. Chase, Andrew S. Whitford, Andrew B. Schwartz, Kimiko Kawashima, Keiichiro Shindo, Junichi Ushiba, Meigen Liu and Gerwin Schalk; State of the Art in BCI Research: BCI Award 2010.