



UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI ROMA

"TOR VERGATA"

FACOLTA' DI INGEGNERIA

DOTTORATO DI RICERCA IN SISTEMI E TECNOLOGIE PER LO SPAZIO

XXII CICLO

**Sviluppo di un sistema Brain-Computer Interface per
il controllo ambientale**

Fabio Aloise

A.A. 2009/2010

Tutor: Prof. Gian Carlo Cardarilli

Ing. Febo Cincotti

Coordinatore: Prof. Gian Carlo Cardarilli

The most exciting phrase to hear in science, the one that heralds new discoveries, is not 'Eureka!' (I've found it!), but 'That's funny...'

Isaac Asimov

SOMMARIO

Introduzione.....	4
1. Fondamenti di neurofisiologia.....	5
1.1. Corteccia cerebrale	5
1.2. Basi di neurofisiologia	8
1.3. L'elettroencefalografia.....	9
1.4. Analisi di un tracciato EEG.....	12
1.5. L'attività elettrica cerebrale di interesse: ERPs e Ritmo μ	14
1.5.1. Potenziali evocati evento correlati e P300	15
1.5.2. Caratteristiche peculiari del ritmo sensorimotorio	17
2. Brain-Computer Interface.....	20
2.1. Segnali di controllo.....	21
2.2. Potenziali corticali lenti (SCP).....	21
2.3. Ritmi sensori-motori (SMR).....	23
2.4. Potenziali evocati	25
2.5. Potenziali evocati stimolo-correlati	26
2.6. Potenziali Evocati Evento-Correlati.....	26
2.6.1. P300	27
2.6.2. VEP	31
2.7. Il Framework BCI2000	32
2.7.1. Applicazioni standard della piattaforma BCI2000	39
2.7.2. Il software MARIO.....	43
3. Canali di interfaccia non visivi.....	48
3.1. Progetto MAIA.....	49
3.2. Le interfacce Aptiche.....	50

Sviluppo di un sistema Brain-Computer Interface per il controllo ambientale

3.2.1.	Tactor	51
3.2.2.	L'interfaccia di controllo.....	54
3.2.3.	Libreria di controllo e test strumentali	56
3.2.4.	Test di percezione	60
3.3.	L'utilizzo del canale vibro tattile in sistemi BCI	64
3.3.1.	Sperimentazione BCI SMR based con Feedback vibro tattile	70
3.3.2.	Sperimentazione BCI P300 based con stimolazione multimodale.....	73
3.4.	Conclusioni sui canali di interfaccia alternativi	82
4.	Sistemi BCI per il controllo ambientale	84
4.1.	Progetto SM4All.....	84
4.2.	Domotica	86
4.2.1.	Interazione con l'utente	87
4.3.	La domotica in aiuto di anziani e disabili.....	92
4.4.	Sistema di controllo domotico: il progetto ASPICE	93
4.4.1.	Interfacce di Input.....	94
4.4.2.	L'unità di controllo	95
4.4.3.	Interfacce di Output: Domotica	95
4.5.	Interfaccia BCI P300 Based	95
4.6.	Sperimentazione interfaccia BCI per il controllo domotico	101
5.	Progettazione di sistemi BCI embedded	111
5.1.	Progetto TOBI	111
5.2.	Scelta della piattaforma.....	114
5.3.	Il Sistema Propeller.....	115
5.3.1.	I Cog.....	116
5.3.2.	Memoria principale condivisa	117
5.3.3.	Hub	118

| Sviluppo di un sistema Brain-Computer Interface per il controllo ambientale

5.3.4.	Linguaggi di programmazione.....	119
5.3.5.	Assembly language	122
5.4.	Progettazione di un sistema BCI sul Propeller	123
5.4.1.	RS232	125
5.4.2.	VGA	126
5.4.3.	Supporto di memoria esterna.....	126
5.4.4.	Secure Digital	127
5.4.5.	Display touch screen.....	127
5.5.	Conclusioni sulla piattaforma Propeller.....	128
5.6.	Sistema Diopsis	128
5.6.1.	Struttura generale del sistema	129
5.6.2.	Il processore ARM.....	130
5.6.3.	Il DSP mAgic	132
5.7.	Overview del progetto	133
5.7.1.	Descrizione del setup.....	135
5.8.	Conclusioni sulla piattaforma DIOPSIS.....	137
	Conclusioni.....	139
	Bibliografia	141

INTRODUZIONE

La ricerca nell'ambito delle interfacce cervello computer negli ultimi anni ha portato a notevoli progressi e questo ha permesso di dimostrare il loro impiego in diversi campi, dalla scrittura di un testo, alla navigazione in internet fino al controllo ambientale. Tuttavia al momento i sistemi di Brain Computer Interface (BCI) rimangono strettamente confinati all'interno dei laboratori di ricerca e le cause sono da attribuirsi in parte alle problematiche legate alle modalità di estrazione e processamento del segnale di controllo, e dall'altra ad una tecnologia non sufficientemente matura e di costo elevato.

L'obiettivo di questo lavoro è esplorare le potenzialità di questa tecnologia in contesti diversi da quello di laboratorio iniziando inoltre a considerare il BCI come un canale di comunicazione aggiuntivo e non solo alternativo. Si vuole quindi considerare l'utilizzo di questi sistemi in condizioni ecologiche; il BCI non fornirebbe più solo un canale di comunicazione alternativo per utenti con gravi disabilità motorie ma anche un canale di comunicazione aggiuntivo in quelle situazioni in cui i normali canali d'interazione sono già impegnati in altri compiti o qualora la disabilità motoria sia solo temporanea, come ad esempio in situazioni ambientali estreme come lo spazio. Questo studio può essere suddiviso in quattro sezioni principali: analisi delle tecniche di estrazione e caratteristiche di controllo, studio di canali di comunicazione alternativi tra soggetto e interfacce cervello computer, sviluppo di applicazioni per la comunicazione e il controllo e infine sviluppo di dispositivi embedded BCI.

Nella prima parte di questo lavoro sono stati presi in considerazione i possibili segnali di controllo utilizzabili nelle interfacce cervello computer, questo perché non esiste una caratteristica che possa essere utilizzata in ogni tipo di applicazione, vuoi perché ogni applicazione richiede un controllo di tipo diverso, vuoi perché non tutte le caratteristiche sono utilizzabili da tutti gli utenti.

Nella seconda parte, una volta compresa l'importanza del canale informativo tra soggetto e interfaccia si è cercato di sostituire il canale visivo, sino ad oggi l'unico canale usato per questo scopo, con canali alternativi. Questo perché è vero che il

| Sviluppo di un sistema Brain-Computer Interface per il controllo ambientale

canale visivo è il più intuitivo e immediato, ma è anche vero che è difficilmente usabile in contesti reali, infatti se si vuole usare il BCI come canale aggiuntivo di comunicazione e non solo alternativo è di fondamentale importanza che il canale visivo rimanga libero, affinché possa essere usato per altri scopi.

Nella terza parte, saranno illustrate delle applicazioni in grado di rendere il BCI non più uno strumento fine a se stesso, ma un generico dispositivo di input per controllare dispositivi domotici.

Nell'ultima parte del lavoro sarà discussa la realizzazione di due prototipi d'interfacce cervello computer sviluppati su piattaforme embedded che utilizzano due differenti segnali di controllo.

1. FONDAMENTI DI NEUROFISIOLOGIA

In questo capitolo saranno tracciati i concetti fondamentali di anatomia e neurofisiologia sulla base dei quali sono stati individuati i settori di maggior interesse per lo sviluppo di sistemi di controllo basati sulle Brain Computer Interface. In particolare esploreremo rapidamente le caratteristiche principali del sistema nervoso e gli strumenti di cui ci si è avvalsi per l'analisi del suo funzionamento.

1.1. CORTECCIA CEREBRALE

Il cervello contiene una fitta rete di interconnessioni sinaptiche che si evolve continuamente. Un volume di circa 1.5 litri all'interno del quale sono contenuti circa 10^{11} neuroni e 3×10^{12} cellule gliali, le quali, oltre ad avere funzioni di supporto, hanno anche il compito di guidare, nel corso dello sviluppo, la migrazione dei neuroni.

Il sistema nervoso è costituito principalmente da due parti: il sistema nervoso centrale (SNC) e il sistema nervoso periferico (SNP).

Il sistema nervoso centrale è costituito dal cervello e dal midollo spinale, contenuto nel canale vertebrale. Esso è sede delle funzioni più importanti quali la memoria, l'apprendimento, le emozioni e uno dei suoi compiti principali è l'analisi e la coordinazione dei dati sensoriali e dei conseguenti atti motori.

Il tessuto del sistema nervoso periferico si trova al di fuori del sistema nervoso centrale. I nervi che lo compongono hanno la funzione di mettere in collegamento le diverse parti del corpo con il SNC. Grazie alle loro terminazioni, mediante le quali prendono contatto con i recettori sensoriali, sono in grado di ricevere e trasdurre continuamente informazioni dall'ambiente esterno e di inviarle al midollo spinale e all'encefalo affinché gli stimoli siano elaborati. I segnali con cui hanno a che fare possono dunque essere afferenti da un'unità periferica (organi) verso il SNC, o dal SNC in uscita, dunque efferenti, verso unità periferiche.

Tornando al sistema nervoso centrale, esso può essere diviso in sei regioni distinte: bulbo, ponte, cervelletto, mesencefalo, diencefalo ed emisferi cerebrali (o telencefalo). Gli emisferi cerebrali in particolare sono implicati in funzioni percettive, motorie e cognitive.

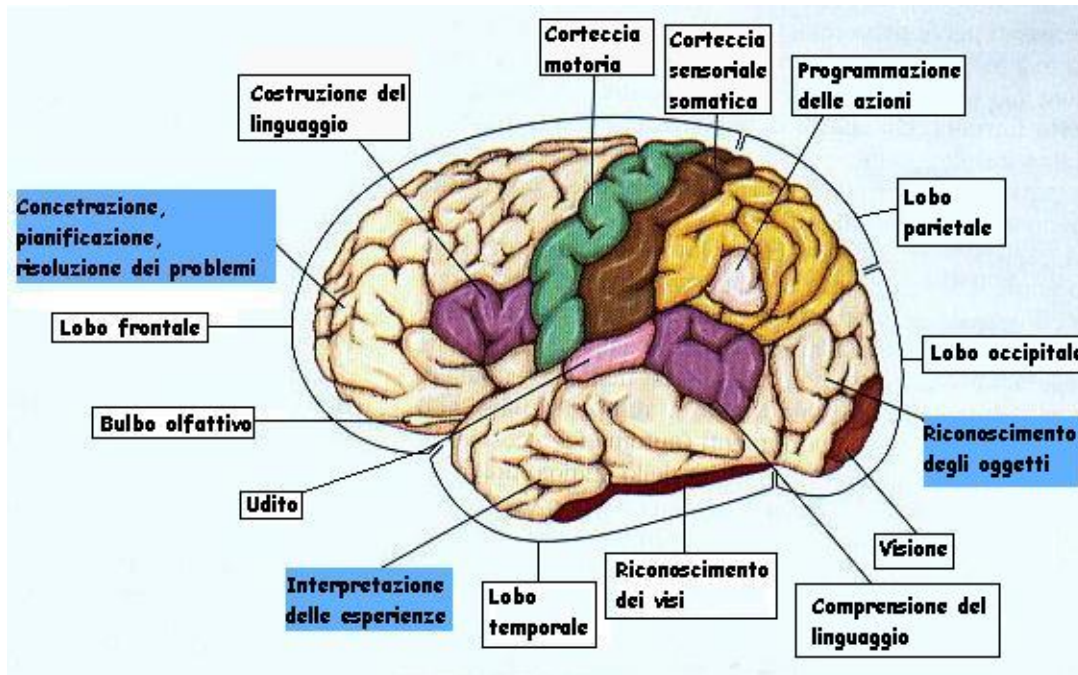


Figura 1.1: Rappresentazione schematica della struttura cerebrale

Una delle caratteristiche più importanti del sistema nervoso centrale sta nel fatto che le attività sensoriali e motorie di un lato del corpo sono elaborate dall'emisfero cerebrale del lato opposto. In tal modo, ad esempio, i movimenti della parte sinistra del corpo sono controllati principalmente dai neuroni della corteccia motoria destra.

La superficie degli emisferi è costituita dalla sostanza grigia, chiamata anche corteccia cerebrale, che riveste la sostanza bianca formata da fibre nervose. La corteccia, in particolare, è una struttura complessa caratterizzata dalla presenza di solchi comuni a tutti gli individui grazie ai quali è possibile dividere ogni emisfero in quattro lobi (Figura 1.1): frontale, parietale, temporale e occipitale. I lobi frontali, molto ampi, sono costituiti da una zona frontale "pura" (sede della motricità), una zona pre-frontale ("responsabile" del carattere di una persona) e, posteriormente, da una zona motoria. Il lobo parietale è il più piccolo ma è importante perché ha rapporti di vicinanza con la regione motoria; la

sua funzione, soprattutto nella regione che segue quella motoria, è quella della sensibilità (tattile, termica, dolorifica). La funzione del lobo occipitale è di tipo visivo in quanto costituisce, insieme al mesencefalo, il terminale delle vie ottiche. Il lobo temporale ha prevalentemente il compito di collegare i vari altri lobi senza avere una funzione ben specifica a parte il fatto che rappresenta la sede in cui arrivano le sensazioni uditive, e da cui queste sono convertite in percezioni.

Come si può notare nella Figura 1.1, distinte aree della corteccia cerebrale sovrintendono a specifici compiti sia cognitivi sia motori. Agli inizi del '900 fu l'anatomista Korbinian Brodmann a individuare 47 aree corticali con caratteristiche ben definite.

Altro importante contributo alla conoscenza della corteccia cerebrale fu apportato da Wilder Penfield e il suo homunculus (Figura 1.2).

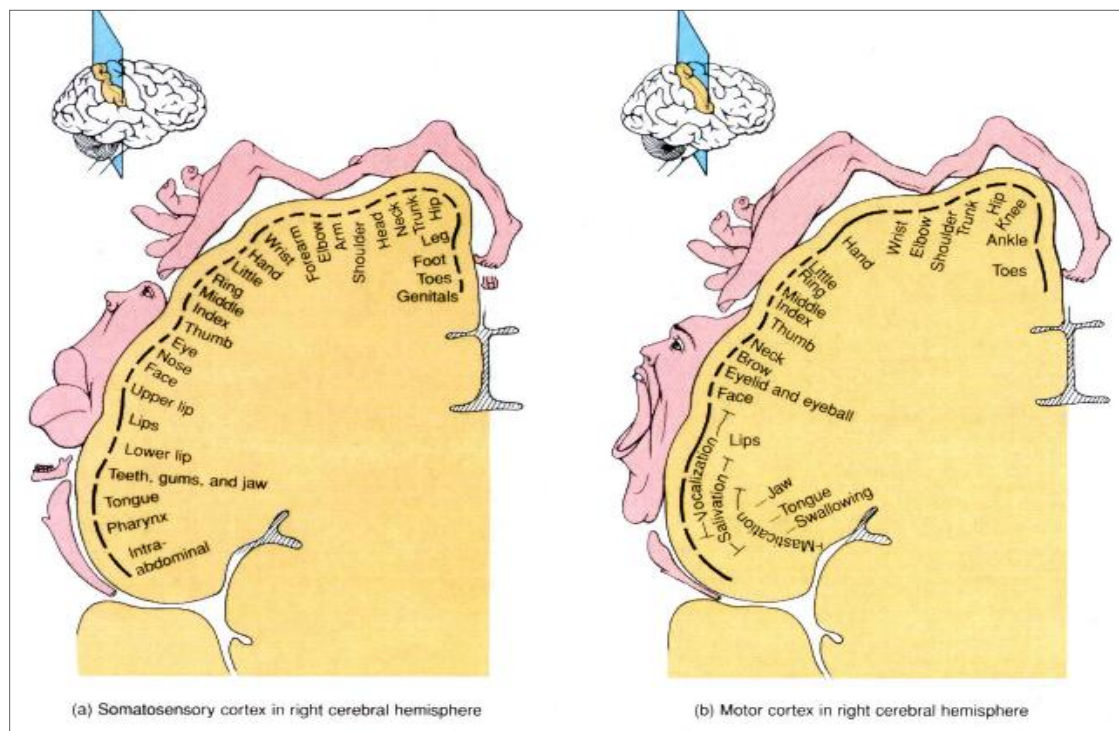


Figura 1.2: Homunculus sensitivo e Homunculus motorio

Per homunculus sensitivo s'intende la raffigurazione somatotopica della proiezione delle percezioni sensoriali sulla corteccia cerebrale sensoriale; similmente l'homunculus

motorio è la rappresentazione somatotopica del controllo motorio sulle aree della corteccia motoria. Con ciò si è dimostrato che zone del corpo vicine sono controllate da regioni contigue della corteccia. Come già detto la rappresentazione, non è la trasposizione diretta delle diverse parti del corpo, ma è somatotopica, in altre parole l'ampiezza delle diverse porzioni corticali dedicate ai singoli distretti corporei non corrisponde alle dimensioni delle relative parti periferiche. La dimensione di quest'ultime dipende dunque dall'ampiezza di tessuto cerebrale dedicato. Ne risulta un corpo umano distorto con mani e lingua molto grandi, tronco e arti più piccoli. [1]

1.2. BASI DI NEUROFISIOLOGIA

Il tessuto nervoso comprende due specifiche popolazioni cellulari: neuroni e neuroglia. Mentre le seconde rappresentano principalmente elementi di supporto, le prime sono affidatarie del compito fondamentale di trasferimento ed elaborazione delle informazioni che viaggiano assieme al segnale nervoso.

Ogni cellula neuronale è dunque composta di: un soma, che contiene il nucleo e la maggior parte dell'apparato energetico; un assone, che conduce l'impulso nervoso a distanza dal soma; una serie di dendriti, stimolati da alterazioni ambientali o dall'attività di altre cellule; delle terminazioni sinaptiche che interagiscono con un altro neurone o un organo effetore.

La corteccia cerebrale contiene al suo interno diversi tipi di neuroni che possono essere suddivisi generalmente in due gruppi: cellule piramidali e non. I campi elettrici generati dalle cellule piramidali, se sincroni, possono sommarsi ed essere registrati mediante elettrodi posti sullo scalpo attraverso la tecnica dell'elettroencefalografia che tratteremo nel paragrafo successivo.

Dal punto di vista funzionale infine, i neuroni possono essere classificati in neuroni effettori, sensitivi e interneuroni: i primi sono quelli che trasferiscono gli impulsi dal sistema nervoso centrale a organi attuatori come i muscoli; i neuroni sensitivi trasferiscono invece gli impulsi dai recettori verso il SNC; gli interneuroni infine ricoprono funzioni di collegamento sia tra neuroni sensitivi, motori e i centri nervosi superiori sia tra questi ultimi e i neuroni motori.

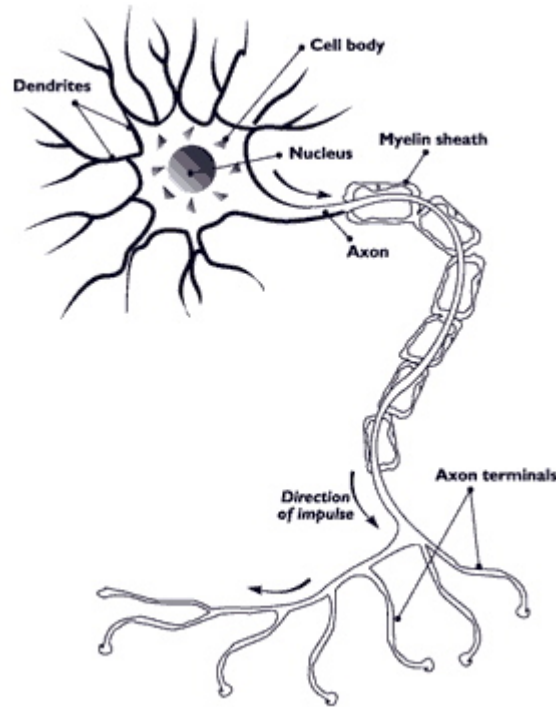


Figura 1.3: Struttura neuronale

1.3. L'ELETTROENCEFALOGRAFIA

Lo studio dell'attività cerebrale ha interessato gli studiosi fin dal primo '900. L'elettroencefalografia (EEG) è la registrazione dell'attività elettrica dell'encefalo. La tecnica è stata inventata nel 1929 da Hans Berger, il quale scoprì che vi era una differenza di potenziale elettrico tra aghi infissi nello scalpo oppure tra due piccoli dischi di metallo (elettrodi) nel momento in cui erano posti a contatto sulla cute sgrassata del cuoio capelluto.

Sono, tuttavia, diversi i metodi che consentono l'analisi dell'attività del cervello, tra i quali, alcuni che si basano sulla misura dei suoi correlati elettrofisiologici e metabolici: la magnetoencefalografia (MEG), le immagini funzionali di risonanza magnetica (fMRI), la spettroscopia ad emissione di positroni (PET), la tomografia computerizzata ad emissione di singolo protone (SPECT) e l'optical imaging.

Sin dalla meta degli anni '30 iniziarono a comparire sul mercato le prime apparecchiature di EEG, inizialmente a valvole termoioniche, per poi passare a quelle a transistor e a circuiti integrati digitali che introducevano il notevole pregio di poter memorizzare i dati, modificarli ed effettuare un mapping che evidenziasse le aree cerebrali attivate, pregio che abbiamo estensivamente utilizzato in questo lavoro.

Come abbiamo già accennato in precedenza, le due tecniche maggiormente utilizzate per la registrazione dei segnali bioelettromagnetici sono l'elettroencefalografia e la magnetoencefalografia. Tuttavia, mentre l'EEG registra variazioni del campo elettrico generato da gruppi di neuroni piramidali, la MEG registra variazioni del campo magnetico indotto dalle variazioni del campo elettrico generato dagli stessi neuroni.

L'elettroencefalografia è una misura del flusso di corrente extracellulare che è generato dalla somma delle attività di un elevato numero di neuroni. I potenziali di superficie sono, principalmente, il risultato dell'attività dei neuroni corticali piramidali disposti in corrispondenza dell'area corticale sottostante l'elettrodo. L'EEG rileva la differenza di potenziale elettrico tra un elettrodo attivo, posto sopra la sede, dove si svolge l'attività neurale, e un elettrodo indifferente, collocato a una certa distanza dal primo. Un EEG misura quindi la differenza di potenziale tra aree dello scalpo ed è proporzionale alla corrente che scorre nella corteccia cerebrale durante l'eccitazione sinaptica dei dendriti di molti neuroni piramidali, che giacciono proprio sotto il cranio. Il contributo elettrico di ciascun neurone corticale è straordinariamente piccolo e il segnale deve attraversare diversi strati di tessuto non neurale, incluse le meningi, i liquidi che si trovano tra le meningi, le ossa del cranio e la pelle, prima di raggiungere gli elettrodi. Di conseguenza, sono necessarie migliaia di neuroni attivati contemporaneamente per generare un segnale EEG abbastanza grande da poter essere rilevato. Questo ha un'interessante conseguenza sull'ampiezza del segnale EEG. Il segnale dipende in grande misura da quanto è sincronizzata l'attività dei neuroni implicati. Difatti, se ciascuna cellula riceve la stessa quantità di eccitazione, ma in tempi diversi, i segnali sommati sono esigui e irregolari. Se tutte le cellule ricevono, invece, la stessa eccitazione contemporaneamente, i singoli segnali possono sommarsi, dando origine ad un campo elettrico più intenso. In questo caso il numero di cellule attivate e la quantità totale di attivazione possono rimanere invariate, ciò che cambia è solo la sincronizzazione

dell'attività. Per facilitare il contatto con l'elettrodo e per aumentare il livello di conducibilità è spesso utilizzato un gel conduttore abrasivo che è applicato direttamente sul cuoio capelluto.

Per ricostruire in maniera accurata l'attività corticale, gli elettrodi sono applicati sullo scalpo secondo la disposizione standard chiamato sistema internazionale 10-20. 10% oppure 20% si riferisce alla distanza tra due punti di riferimento cranici: inion (prominenza alla base dell'osso occipitale) e nasion (attaccatura superiore del naso). Questa distanza di solito va da 30 a 36 cm con grande variabilità interpersonale (Figura 1.4).

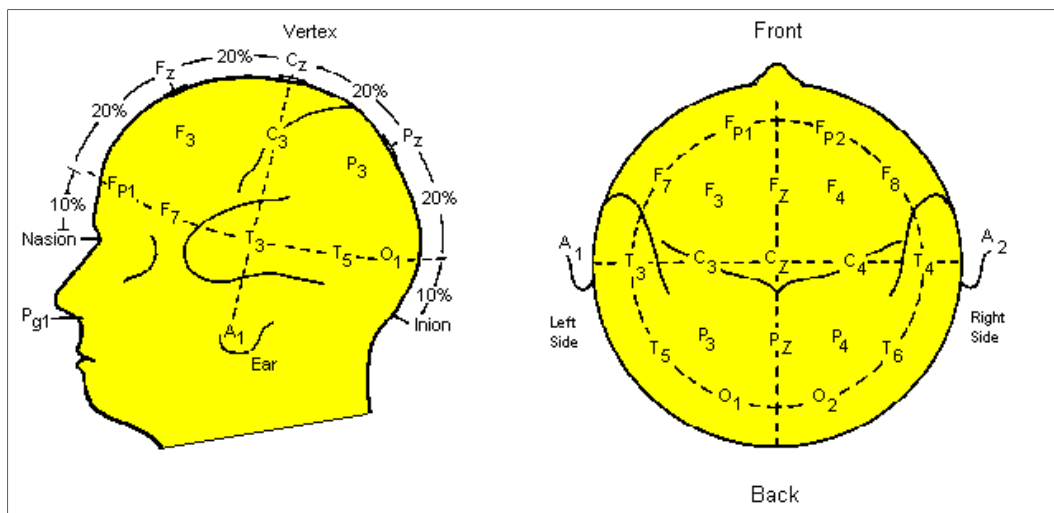


Figura 1.4: Dislocazione degli elettrodi nel sistema internazionale 10-20

All'interno di tale sistema sono utilizzati complessivamente 19 elettrodi e una massa. Poiché eseguiamo misure di potenziale, è necessario fissare uno o più elettrodi di riferimento. Possono essere impiegati in tal caso due tecniche: metodo del riferimento comune e del riferimento medio. Con i primi i potenziali di tutti gli elettrodi sono misurati rispetto a quelli di un singolo elettrodo comune, solitamente attaccato al lobo di un orecchio. Lo svantaggio in tal caso è la possibile presenza di attività vicina all'elettrodo, potenzialmente distorta per la registrazione. Col secondo metodo invece il valore di ogni canale corticale è dato con riferimento alla media di tutti i canali risolvendo così il problema del primo metodo ma ottenendo così pattern spaziali che tendono inevitabilmente a influenzarsi.

1.4. ANALISI DI UN TRACCIATO EEG

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

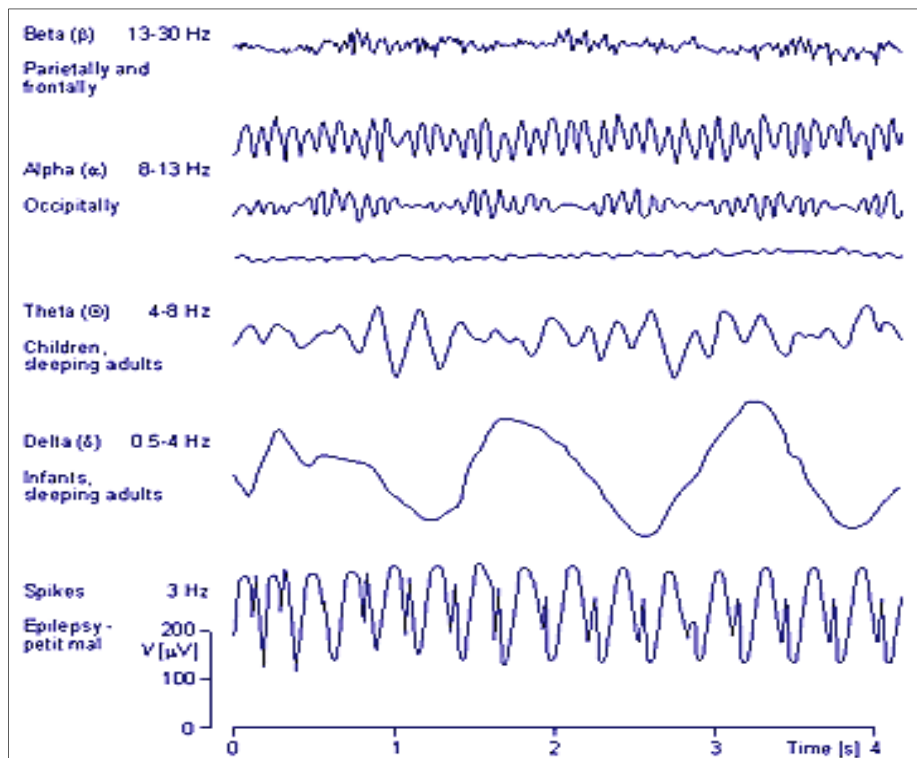


Figura 1.5: Ritmi EEG

I ritmi EEG possono essere suddivisi generalmente in cinque categorie distinte:

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

- Ritmi BETA (β): frequenza associata tra 14 e 30Hz con ampiezza tra 1 e 20 μV ; indicano anch'essi una corteccia altamente attivata e sono perlopiù concentrati nell'area frontale e centro-parietale.
- Ritmi ALPHA (α) o di Berger: frequenza associata fra gli 8 e i 13Hz con ampiezza tra i 10 e i 200 μV ; sono associati a stati di veglia rilassata (lobi parietali ed occipitali).
- Ritmi THETA (θ): frequenza associata fra i 3 e i 7Hz con ampiezza dell'ordine dei 5-100 μV ; si registrano durante alcuni stati di sonno.
- Ritmi DELTA (δ): frequenza associata tra 1Hz e 4Hz, ampiezza elevata dell'ordine dei 20-200 μV ; sono associati a stati di sonno profondo o a condizioni patologiche quali coma e forme tumorali.

In stato di veglia le zone corticali primarie motorie o sensitive visualizzano tipicamente l'attività ritmica di EEG con una frequenza bassa di 8-12 Hz; quest'attività, denominata ritmo Mu(μ) [2]] è distinta dal ritmo alfa visivo. Numerose analisi computerizzate hanno indicato come il ritmo μ sia presente in una grande maggioranza di soggetti adulti. Tali analisi inoltre hanno indicato come quest'attività contenga una varietà di ritmi differenti tra gli 8-12 Hz, distinti gli uni dagli altri in termini di zona di attivazione, frequenza e relazioni con input sensoriali e output motori. Si pensa che la modulazione di tale ritmo rifletta l'output elettrico risultato dell'attività di grandi porzioni di neuroni piramidali della corteccia motoria che controllano il moto articolare.

In generale i ritmi ad alta frequenza e bassa ampiezza sono associati a stati di vigilanza e di veglia poiché quando la corteccia è fortemente impegnata nell'elaborazione delle informazioni, il livello di attività dei neuroni corticali è relativamente alto ma anche relativamente desincronizzato su ampie zone della corteccia. Al contrario i ritmi a bassa frequenza e grande ampiezza sono associati a stati del sonno o a uno stato patologico. In tal caso i neuroni corticali non sono implicati nell'elaborazione delle informazioni e un grosso numero di essi è ritmicamente eccitato da un input comune, lento e fasico consentendo di avere una alta sincronia che di conseguenza determina un'ampiezza EEG alta.

Per concludere accenniamo all'elettroencefalografia ad alta risoluzione. Con il classico sistema 10-20 basato su 19 elettrodi, i potenziali registrati risultano attenuati, distorti e diffusi sullo scalpo a causa delle differenti conducibilità elettriche che i tessuti (meningi, crani e scalpo) presentano al passaggio delle correnti transcraniche.

Come risultato di tali fenomeni di distorsione spaziale, il potenziale registrato da un certo sito non è necessariamente generato dalla sottostante corteccia. In definitiva l'analisi convenzionale dell'EEG eseguita mediante registrazioni da 20-30 sensori, generalmente, offre una risoluzione spaziale dell'ordine dei 6-7 cm.

Un incremento indicativo della risoluzione spaziale dei potenziali EEG può essere ottenuto attraverso l'impiego dell'elettroencefalografia ad alta risoluzione spaziale (EEG-HR): è impiegata una rete di 64-128 elettrodi e successivamente tali dati vengono processati da particolari algoritmi che rimuovono gli effetti di attenuazione indotti dalle strutture a bassa conducibilità sulla testa.

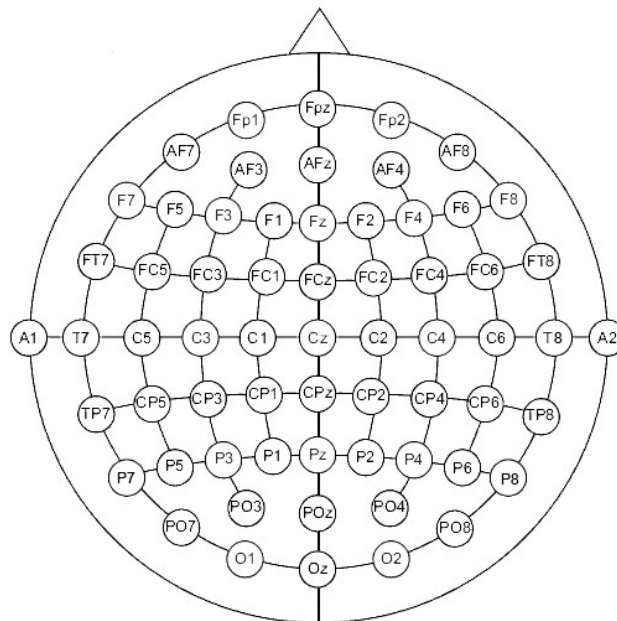


Figura 1.6: Schema del montaggio a 61 canali (nasion rivolto verso l'alto)

1.5. L'ATTIVITÀ ELETTRICA CEREBRALE DI INTERESSE: ERPS E RITMO μ

Una dell'attività elettriche su cui i sistemi di Brain Computer Interface si basano sono i potenziali evento correlati la cui individuazione ed analisi pone le fondamenta della ricostruzione dell'attività corticale di un soggetto sottoposto a stimolazione esterna.

Il primo passo dell'analisi consiste nel separare la parte dell'EEG correlata con il fenomeno (EEG evento-correlato) da quella parte che consegue a un'attività indipendente da quella sotto osservazione (EEG di base), a tal fine occorre quindi fornire un certo numero di stimolazioni, registrare un breve tratto di attività elettrica, che segue lo stimolo, ed effettuare una media su tutti i segnali registrati, in questo modo si potrà mettere in evidenza l'attività EEG sincronizzata con lo stimolo rispetto a quella spontanea che tenderà ad annullarsi con l'operazione di media

Cerchiamo dunque di definire meglio tali potenziali per poi concentrare la nostra attenzione sui ritmi cerebrali connessi all'esecuzione/immaginazione di atti motori.

1.5.1. POTENZIALI EVOCATI EVENTO CORRELATI E P300

La denominazione di potenziali correlati ha bisogno di essere specificata meglio attraverso l'introduzione di due nuove classi di segnale:

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

La differenza principale tra questi due tipi di potenziale si traduce nel fatto che mentre i primi dipendono dalle caratteristiche fisiche di uno stimolo esterno (quale può essere un flash luminoso, un suono, una sensazione tattile), i secondi sono evocati quando al soggetto è richiesta l'attivazione di specifiche funzioni cognitive. In questo secondo caso tali potenziali sono dipendenti dal contenuto informativo dello stimolo e compaiono solo quando il soggetto presta attenzione a quest'ultimo e vi attribuisce un "significato".

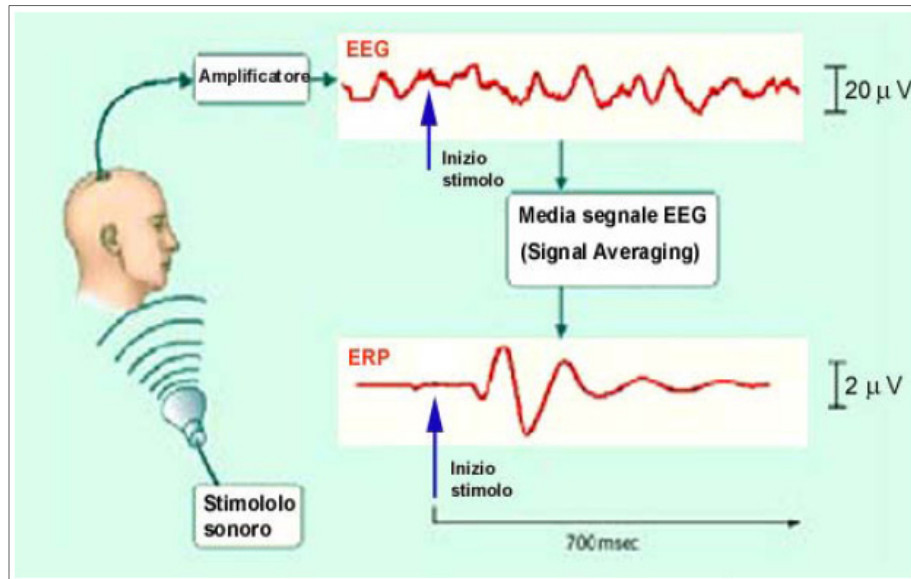


Figura 1.7: ERP, variazione specifica del segnale EEG in seguito ad un evento

Una delle principali caratteristiche di tali potenziali è sicuramente la stretta relazione temporale tra la stimolazione e la risposta allo stimolo stesso. Un ERP può essere, in particolare, visto come il risultato di un rifasamento delle oscillazioni di fondo rispetto all'evento di interesse: le variazioni prodotte dall'evento esterno (sia esso uno stimolo visivo o acustico ad esempio) avvengono sempre ad una distanza fissa nel tempo (latenza) rispetto all'evento di interesse. Tale tipo di attività generalmente si riscontra nello spettro che va dai 4-6 Hz ai 60-70 Hz ed è costituita da oscillazioni di potenziale elettrico e da forme d'onda caratterizzate da una serie di deflessioni positive o negative.

In questo ambito ricopre un notevole importanza la componente P300, un potenziale positivo (maggiore di $10 \mu\text{V}$) endogeno che per definizione compare solamente in seguito a stimoli "target" ed ha distribuzione caratteristica sulle derivazioni posteriori (centro-parieto-occipitali). Si tratta di un fenomeno elettrofisiologico che si colloca al termine di una complessa sequenza di elaborazione cognitiva, attivata dal paradigma di stimolazione e conclusa periodicamente dalla presentazione dello stimolo significativo. La latenza della P300 esprime il tempo impiegato dal soggetto per completare il pieno riconoscimento dello stimolo atteso (il picco di potenziale si evidenzia dopo circa 300 ms dalla presentazione dello stimolo, da cui il nome). L'ampiezza, invece, è funzione inversa della probabilità di comparsa (sia oggettiva che soggettiva) dello stimolo significativo e dalla quantità di informazione da esso trasmessa al soggetto.

Il paradigma “oddball” è quello più utilizzato per indurre tale potenziale, esso è composto da un treno di stimoli standard (detti anche stimoli “non target”) all’interno del quale vengono inseriti degli stimoli rari (“target”). Tale paradigma genera di conseguenza un potenziale P300 nella zona parietocentrale dello scalpo nel momento in cui si distingue lo stimolo target da quello standard.

L’ampiezza dell’onda P300 cresce se diminuisce la probabilità di presentazione dello stimolo target. Per quanto riguarda la latenza invece essa cresce quando i target sono più difficili da discriminare dai no-target.

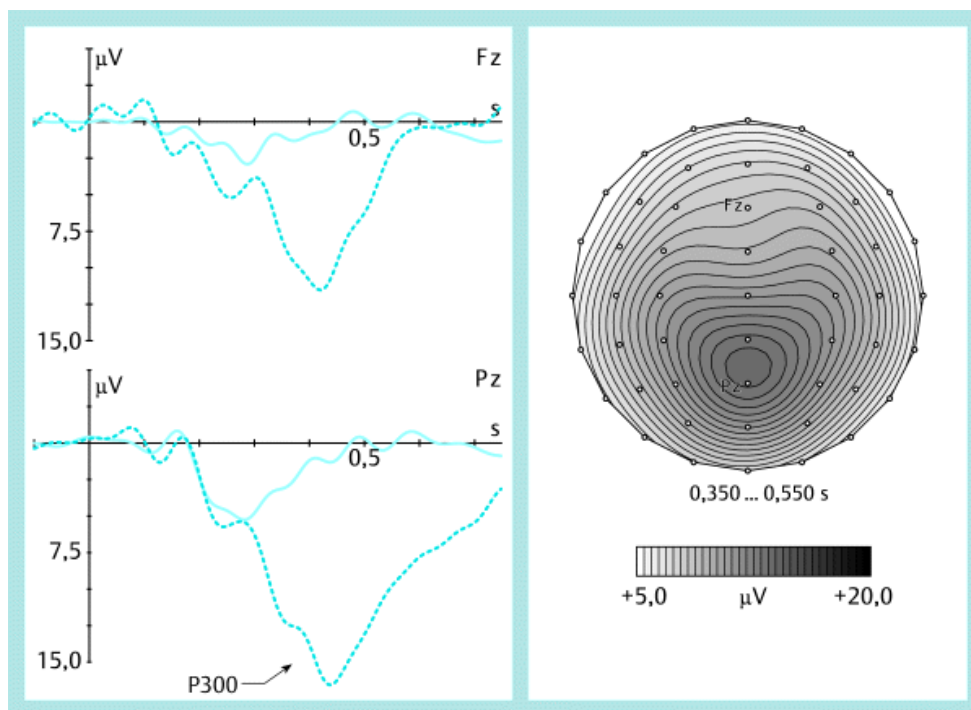


Figura 1.8: Potenziale P300 relativo ai due canali corticali Fz e Pz

1.5.2. CARATTERISTICHE PECULIARI DEL RITMO SENSORIMOTORIO

E’ noto che alcuni eventi certi, quali possono essere compiti percettivi, di memoria o motori, possono bloccare o decrementare l’attività cerebrale nella banda alfa e beta. Dunque cambiamenti in specifiche frequenze dell’attività EEG sono da ricondurre ad una diminuzione o un aumento della sincronia di popolazioni di neuroni corticali. Nel primo

caso parliamo di ERD (Event Related Desynchronization) mentre nel secondo di ERS (Event Related Synchronization).

In fase di rilassamento i tracciati EEG mostrano un andamento ritmico con una frequenza attorno ai 10 Hz (banda alfa). In condizioni di attività mentale intensa si rilevano attivazioni soprattutto attorno alla banda beta.

Il ritmo strettamente legato all'atto motorio o alla sua immaginazione è, come già detto, il ritmo μ , rilevabile nella zona centrale della corteccia.

In particolare, il movimento volontario ha come conseguenza una desincronizzazione circoscritta nella banda alfa alta (ritmo μ per l'appunto) [3],[4]. Nella figura 1.10 possiamo apprezzare le zone caratterizzate da ERD durante l'esecuzione e l'immaginazione del movimento della mano destra ad una frequenza di circa 11Hz. E' possibile notare come l'attivazione dell'area interessata sia naturalmente più intensa durante l'esecuzione reale del movimento. Ricordiamo che, facendo riferimento all'homunculus, le zone di attivazione riguardante l'esecuzione/immaginazione del movimento delle mani si trovano nella regione centro-laterale della corteccia motoria (canali corticali C3 e C4 generalmente).

Alcuni studi hanno dimostrato inoltre come un movimento volontario della mano può avere come risultato non solo un ERD dell'area corticale associata alla mano ma anche un ERS nell'area del piede, mentre un movimento volontario del piede può comportare un pattern opposto. Tale comportamento antagonista è da attribuire alle strutture talamiche che da una parte attivano le aree coinvolte nel processamento di informazioni rilevanti e nel contempo disattivano altre aree corticali che non sono coinvolte nell'esecuzione del task [11].

E' sulla base di questi particolari tipi di ritmo cerebrale (P300 e μ) che si pone la costruzione di applicazioni rivolte all'utente. Queste, nel caso di ritmo μ , pongono le proprie fondamenta sulla simulazione mentale di un'azione motoria che permette ad esempio il controllo continuo di un cursore; mentre nel caso di potenziali P300

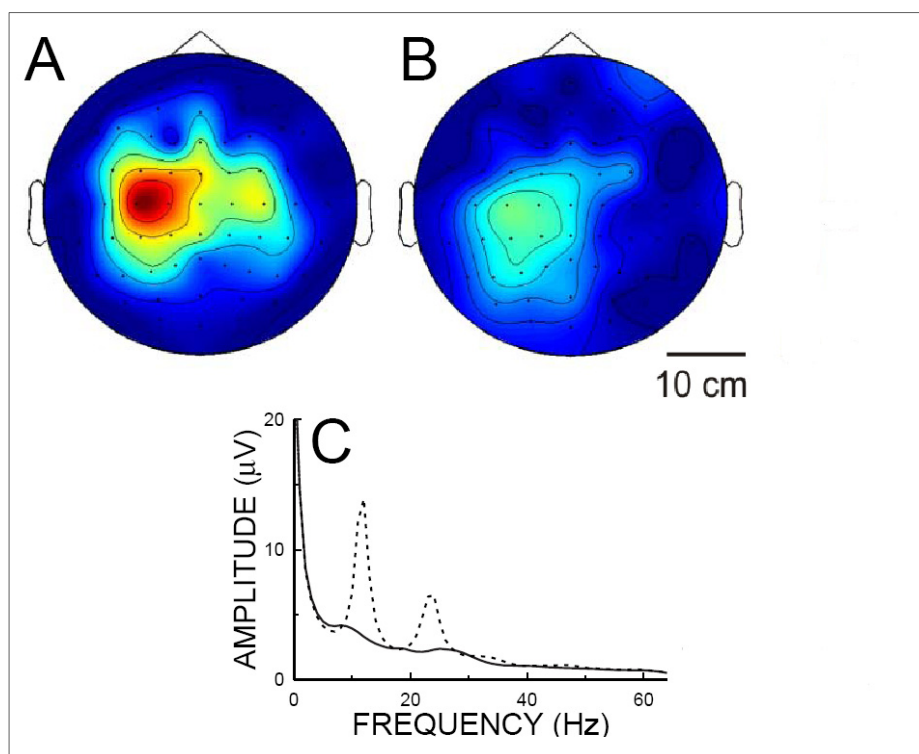


Figura 1.9: Desincronizzazione relativa all'esecuzione (A) e all'immaginazione (B) del movimento della mano destra; ampiezza e frequenza associate all'attivazione corticale relativa al confronto "immaginazione mano dx" (linea tratteggiata) contro "rest" (linea continua) (C).

permettono la selezione discreta di una specifica icona fra il totale di quelle presentate ed utilizzate per la somministrazione di stimoli esterni. In seguito comunque si scenderà nei dettagli delle tecniche utilizzate per il controllo di sistemi BCI.

Tornando quindi alle caratteristiche principali dei ritmi sensori-motori, grazie all'utilizzo delle più moderne tecnologie quali la Tomografia ad Emissione di Positroni (PET), la Risonanza Magnetica Funzionale (fMRI) e, non da ultima, l'Elettroencefalografia ad alta risoluzione (hrEEG), da noi usata, si giunge a risultati che mettono in evidenza come, durante paradigmi sperimentali di esecuzione e immaginazione del movimento degli arti, l'attivazione in termini elettrici delle aree del sistema motorio coinvolte sottende, seppur in misura variabile da soggetto a soggetto, sia l'esecuzione del movimento che l'immaginazione motoria.

2. BRAIN-COMPUTER INTERFACE

Il Brain-Computer Interface (BCI) è un sistema di comunicazione in cui i messaggi e i comandi che l'individuo invia verso l'ambiente esterno non passano attraverso i normali canali di output del cervello, rappresentati da nervi periferici e muscoli. In un BCI basato sull'EEG, per esempio, i messaggi sono codificati attraverso attività elettroencefalografica. I sistemi BCI forniscono, dunque, ai loro utenti metodi alternativi per interagire con l'ambiente esterno. Questa è la definizione di BCI data da Wolpaw nel 2002 ed ancora oggi sostanzialmente indiscussa [5].

Un BCI è un sistema basato sul computer, il cui scopo è di permettere la comunicazione e il controllo di dispositivi meccanici ed elettronici mediante l'interpretazione e la discriminazione della attività spontanea del cervello, dei potenziali evento correlati e/o delle attività singole neuronali. Sebbene un BCI potrebbe essere basato su una varietà di metodi per il monitoraggio dell'attività cerebrale, la maggior parte di quelli utilizzati sono basati su registrazioni EEG, essendo tecniche quali la MEG (magnetoencefalografia), fMRI (MRI funzionale), PET (tomografia ad emissione di positroni) ancora troppo costose e tecnicamente inattuabili. In più, tecniche quali la PET e la fMRI sono dipendenti dal flusso di sangue e ciò, a causa delle grandi costanti di tempo presenti in gioco, rende il sistema non utilizzabile per comunicazioni rapide. L'EEG invece, è una misura dei potenziali prodotti dal cervello e questi possono essere prelevati in tempo reale da elettrodi esploranti.

Le interfacce cervello computer sono quindi in grado di individuare e misurare determinate feature dell'attività cerebrale, e di conseguenza riconoscere l'intenzione del soggetto di compiere una particolare azione e di tradurre questa intenzione, per mezzo di particolari algoritmi di trasferimento, in segnali di controllo per dispositivi tecnologici.

Questa caratteristica è di enorme rilevanza per persone le cui capacità motorie sono compromesse, infatti un BCI capace di tradurre specifici processi mentali in un controllo può permettere a tali persone di interagire con l'ambiente circostante

restituendo loro autonomia e nei casi più gravi (persone affette da Sindrome Laterale Amiotrofica in stato avanzato) la possibilità di comunicare con le persone che le circondano.

2.1. SEGNALI DI CONTROLLO

Le features che generalmente sono state impiegate fino ad oggi nei laboratori, per il controllo di dispositivi sperimentali con tecniche non invasive, sono identificate con il nome di:

- Potenziali corticali lenti (SCPs);
- Ritmi sensori-motori registrati dallo scalpo (ritmi Mu, Beta, etc.)
- Potenziali evocati P300;
- Potenziali stazionari visivi (SSVEP)

Esistono ulteriori tecniche, alcune delle quali conducono a risultati migliori, ma che per la loro natura invasiva, necessitano dell'innesto di protesi corticali e per ciò non sono state prese in considerazione.

2.2. POTENZIALI CORTICALI LENTI (SCP)

Tra le frequenze più basse degli EEG registrati sullo scalpo, ci sono potenziali, sulla corteccia, che cambiano lentamente. Questi si formano su un periodo di 0,5-10,0 sec e sono chiamati potenziali corticali lenti, o SCP. Valori negativi sono solitamente associati ai movimenti ed altre funzioni coinvolgenti attivazioni corticali, mentre valori positivi di essi rilevano riduzioni di tale attività [6],[7]. In studi iniziati circa 30 anni fa, Birbaumer e i suoi colleghi hanno dimostrato che coloro che imparano a controllare gli SCP possono controllare il movimento di un oggetto visualizzato sul monitor [8]. Questa dimostrazione è la base per un BCI che Birbaumer riferisce essere un "dispositivo per tradurre il pensiero" (TTD). La loro principale enfasi è stata quella di sviluppare e validare clinicamente l'applicazione di questo sistema BCI. Esso è stato testato intensivamente in persone con sclerosi amiotrofica laterale (ASL) in stato avanzato ed

è stato trovato idoneo per fornire possibilità di comunicazione di base [9]. Il fatto che possa servire utenti a cui mancano tutti i movimenti volontari, dimostra che questo è un sistema BCI indipendente.

Nel formato standard, l'EEG è registrato da elettrodi riferiti ai mastoidi destro e sinistro. Gli SCP vengono estratti dall'EEG opportunamente filtrato e ripulito dall'attività EOG; all'utente viene poi fornito un feedback attraverso un monitor che mostra due possibili selezioni, una in alto e una in basso. Il soggetto ne sceglie una, producendo rispettivamente un SCP negativo o positivo. Una selezione richiede un tempo pari a 4 sec: i primi due secondi sono utilizzati per determinare, tramite la misurazione del livello iniziale dell'utente, il valore di baseline. Nei successivi 2 secondi, il soggetto seleziona il vertice o il fondo diminuendo o incrementando il voltaggio, rispetto al livello precedentemente definito. Il valore al di sopra di questi due secondi è visualizzato come un movimento verticale del cursore e la selezione finale è indicata in una varietà di modi. Il BCI può operare anche in modalità uditiva nella quale il feedback è fornito dall'emissione di un tono o di una corda musicale, oppure in modalità tattile nella quale l'ampiezza dell'SCP è segnalata attraverso la stimolazione di un dito [8]. Gli utenti sono addestrati in sessioni di 1-2 h per settimana nell'arco di settimane o mesi. Quando raggiungono almeno il 75% della padronanza, sono selezionati per un programma di supporto al linguaggio (LPS).

Il sistema LPS [1] permette all'utente di selezionare una lettera alla volta o parole, attraverso una serie di doppie scelte. In ogni selezione, la scelta è tra la distinzione o meno di un gruppo di una singola lettera o più lettere. La prima divide in due l'alfabeto, la successiva ripete l'operazione per la metà rimanente, e così via fino all'individuazione di una singola lettera. E' fornita anche l'opzione di cancellazione e salvataggio. Con questo programma, chi ha delle percentuali di doppia selezione intorno al 65-90% può scrivere 0,15-3,0 lettere/min, o 2-36 parole/hr. A dispetto del fatto che le percentuali sono basse, l'LSP si è verificata un'utile e valida tecnologia di comunicazione per coloro che sono impossibilitati ad utilizzarne di convenzionali. Inoltre, un algoritmo predittivo, che sfrutta le prime due lettere selezionate per

scegliere la parola da un lessico che include il vocabolario dell'utente, può notevolmente incrementare le prestazioni. Per utenti che non possono leggere, è disponibile un protocollo che permette la selezione visiva di segni o simboli. Un protocollo recentemente completato fornisce una via d'accesso ad Internet, per utenti disabili. Una modalità stand-by permette un accesso al BCI 24 ore su 24, per quelli che utilizzano elettrodi fissi, tramite una sequenza specifica di SCP positivi e negativi. Questa sequenza è essenzialmente una chiave per accendere e spegnere un BCI, e rappresenta un'effettiva soluzione iniziale al problema di On/Off, problema che deve essere risolto per permettere ai sistemi BCI di uscire dal mondo della ricerca per essere utilizzati quotidianamente per aumentare l'autonomia e quindi migliorare la qualità della vita delle persone con difficoltà motorie.

2.3. RITMI SENSORI-MOTORI (SMR)

I ritmi sensori-motori (SMRs): sono associati alle aree corticali direttamente legate ai canali motori naturali del cervello e includono le frequenze classiche sensori-motorie (12-15Hz), il ritmo Mu (8-13Hz), la banda Beta centrale (13-26Hz) e il ritmo Gamma (fino ai 32Hz)[5]. In corrispondenza del movimento o della preparazione dello stesso si nota, in particolare, un decremento dei ritmi Mu e Beta detto "event-related desynchronization" (ERD). Successivo al movimento e in corrispondenza del rilassamento si verifica, invece, un incremento dei ritmi o "event-related synchronization" (ERS). La peculiarità dei ritmi sensori-motori risiede nel fatto che sono naturalmente collegati alle aree cerebrali proprie del movimento, sono potenziabili tramite allenamento e soprattutto vengono generati non solo in corrispondenza dell'azione eseguita, ma anche della sola immaginazione dell'azione stessa [12]. Quest'ultimo aspetto è di fondamentale importanza per l'utilizzo di questi ritmi da parte di soggetti con severe disabilità motorie come feature per il controllo di sistemi BCI.

L'immaginazione è la capacità di generare il correlato mentale di eventi percettivi e motori, in assenza di stimoli esterni scatenanti. Lo studio di questo fenomeno

fisiologico ha origine da diversi campi di ricerca come la psicologia cognitiva e più recentemente, le neuroscienze cognitive; ciascuno con un proprio vocabolario. In generale, l'immaginazione mentale implica una serie di processi attivi attraverso i quali, l'uomo richiama sensazioni con o senza stimoli esterni. Questa operazione cognitiva può essere eseguita in modalità differenti quali visiva, uditiva, tattile, cinestesica, olfattiva, gustativa, o in una combinazione di questi sensi. L'immaginazione del movimento è un termine generale che descrive il processo di immaginazione del movimento di un oggetto o di una persona. Per esempio, la rotazione mentale rappresenta una forma di immaginazione di movimento nella quale il soggetto deve ruotare una figura geometrica mentalmente per identificarne la sua forma. Quando nel fenomeno immaginativo viene coinvolto il corpo umano, viene preferito il termine di immaginazione motoria (motor imagery, MI) che corrisponde a un processo attivo durante il quale la rappresentazione di una azione specifica è internamente riprodotta dalla memoria di lavoro (working memory) senza nessun output motorio. In termini più strettamente propri della fisiologia umana, la MI si riferisce a quei processi dinamici di simulazione del movimento in assenza di esecuzione evidente dello stesso [12]. Nel corso di questi ultimi venti anni si è osservato un crescente interesse nello studio di questo tipo di esperienza mentale, e il numero di esperimenti volti alla definizione dei correlati fisiologici della MI è incrementato considerevolmente. A questo riguardo, i risultati scaturiti dai differenti studi ad oggi disponibili, supportano in modo pressoché unanime, l'idea che la simulazione mentale e l'esecuzione fisica di una azione motoria siano sottese da strutture cerebrali o sistemi anatomo-funzionali sovrapponibili [13]. Tale idea ha trovato ampio consenso grazie al recente avvento di tecniche di neuroimaging funzionali per il mappaggio di funzioni cerebrali, quali la Tomografia a Emissione di Positroni (Positron emission Tomography, PET), la Risonanza Magnetica Funzionale (functional Magnetic Resonance Imaging, fMRI), l'Elettroencefalografia ad alta risoluzione (hrEEG), la Magnetoencefalografia (MEG) e la Stimolazione Magnetica Transcranica (Transcranial Magnetic Stimulation, TMS). Queste tecniche di studio hanno permesso una precisa definizione anatomo-funzionale delle strutture e circuiti nervosi implicati nell'esecuzione e nell'immaginazione del

movimento; basandosi sulle proprietà di risoluzione spaziale e temporale proprie delle singole tecnologie in oggetto [14].

2.4. POTENZIALI EVOCATI

Il potenziale evocato (PE) rappresenta una risposta indotta dalla presentazione di uno stimolo esterno che è possibile isolare dall'attività elettroencefalografica spontanea. Questo significa che, per qualsiasi stimolazione sensoriale esterna, il cervello risponde con un'onda specifica, caratterizzata da una particolare latenza, ampiezza e polarità. Un dato potenziale evocato compare ad intervalli di tempo approssimativamente costanti dalla presentazione dello stimolo; poiché l'ampiezza di ogni singola risposta è piccola rispetto alle fluttuazioni dell'ampiezza dell'attività EEG spontanea, dal tracciato viene estratta la risposta come media di una serie di risposte singole (averaging), in modo da elidere le oscillazioni casuali dell'EEG. Le variazioni di potenziale che non sono sincrone con lo stimolo si cancellano, mentre quelle sincrone si sommano a condizione che siano in fase. L'onda evocata media si evidenzia così, nettamente, sullo sfondo di attività elettrica continua e si caratterizza, da un punto di vista morfologico, come un picco che può avere polarità positiva o negativa (P o N)

Dal punto di vista fisiologico i potenziali evocati sono definibili come modificazioni elettriche che avvengono nel sistema nervoso centrale in risposta ad uno stimolo esterno: in questo senso i potenziali evocati, quali gli acustici ed i somatosensoriali a breve latenza ed i visivi da stimolo *pattern reversal*, rappresentano la risposta obbligata di pool neuronali ad uno stimolo particolare e, sempre in questo senso, le loro caratteristiche identificative (latenza e ampiezza), dipendono dalle caratteristiche fisiche dello stimolo applicato (per esempio, tono e intensità per il sistema uditivo; contrasto, luminanza e frequenza spaziale per il sistema visivo; intensità e modalità di stimolazione per il sistema somatosensoriale):

I potenziali evocati si distinguono in due tipi fondamentali: i potenziali evocati stimolo correlati, i quali dipendono dalle caratteristiche fisiche dello stimolo e la cui latenza può essere individuata nell'ambito temporale della percezione, ed i potenziali Evento-

Correlati o ERPs (Event-Related Potentials). La generazione degli ERPs è funzione del contesto psicologico (evento) in cui avviene la stimolazione e la loro latenza è nell'ambito temporale dei fenomeni attentivi e della cognizione [15][16]

2.5. POTENZIALI EVOCATI STIMOLO-CORRELATI

I potenziali evocati stimolo-correlati possono essere divisi in componenti a breve, media e lunga latenza, per esempio nell'ambito dei potenziali stimolo correlati acustici, le componenti a breve latenza sono quelle registrabili entro i primi 10 ms dallo stimolo (BAEPs: brainstem auditory evoked potentials), e sono generate dal nervo cocleare e da strutture del tronco encefalico. Le componenti a media latenza, 10-50 ms dallo stimolo, consistono in una serie di deflessioni (N0, P0, Na, Pa, Nb, Pb o P1) che si ritiene siano una combinazione di potenziali di attività muscolare riflessa e attività neuronale, verosimilmente generata dalle radiazioni talamocorticali, dalla corteccia uditiva primaria e dalle aree associative. Le componenti a lunga latenza, maggiore di 50 ms, sono N1 e P2, le quali presentano la loro massima ampiezza al vertice e per questo motivo vengono definite "Vertex Potential". Le componenti N1 e P2 sono composte da attributi sia esogeni che endogeni, ossia non riflettono esclusivamente la natura fisica degli stimoli sensoriali che sono stati impiegati per evocarle, e per questo motivo vengono chiamate anche "miste". La componente N1 compare dopo circa 100 ms dalla presentazione dello stimolo; è stato dimostrato che l'ampiezza di questa onda è maggiore in risposta a burst tonali attesi rispetto a quelli non attesi. La P2 è un'onda vertice-positiva con latenza pari a circa 165 ms dall'inizio dello stimolo. In un compito di detenzione del target, è correlata agli stimoli infrequenti e inattesi. Probabilmente è una manifestazione precoce di quei processi di decisione correlati con le successive componenti endogene N2 e P300 [17].

2.6. POTENZIALI EVOCATI EVENTO-CORRELATI

I potenziali evento-correlati (ERPs), diversamente da quelli stimolo correlati, sono dipendenti dal contenuto informativo dello stimolo, compaiono solo quando il

soggetto presta attenzione allo stimolo e quando a questo è stato attribuito un “significato”. Una delle principali caratteristiche degli ERP è sicuramente la stretta relazione temporale tra la stimolazione e la risposta allo stimolo stesso. Un ERP è il risultato di un aggiustamento della fase (rifasamento) delle oscillazioni di fondo rispetto all’evento di interesse e di un aumento della potenza. Le variazioni prodotte dall’evento esterno (sia uno stimolo visivo, acustico o un movimento) avvengono sempre ad una distanza fissa nel tempo (latenza) rispetto all’evento di interesse. La relazione temporale tra lo stimolo (o movimento) e l’attività oscillatoria è molto stabile ed estremamente ripetibile se vengono effettuate più stimolazioni. La ripetibilità si aggira intorno a pochi millisecondi. Entrambi i processi (rifasamento e aumento di potenza) possono interessare solo alcune bande di frequenza, ma generalmente, negli ERP, interessano l'intero spettro da 4-6 Hz a 60-70 Hz. Generalmente, le oscillazioni più rapide (frequenze più alte) avvengono negli istanti appena dopo lo stimolo, e il segnale ERP rallenta e torna a livelli di fondo più ci si allontana dall'evento.

2.6.1. P300

Nell’ambito degli ERP la P300 ha una storia di circa mezzo secolo ed ha fornito molte informazioni fondamentali sulla connessione fra fenomeni neurali e meccanismi di cognizione. Inoltre la P300 è un segnale EEG stabile e riproducibile e per questo può essere considerata come “feature” utilizzabile dal “classificatore” nell’ambito dei sistemi BCI.

La P300 è una componente positiva ($>10\mu\text{V}$) nell’ambito dei potenziali evento-correlati il cui picco si colloca a partire da circa 300ms dopo lo stimolo. Si ritiene che la P300 sia una componente endogena, ovvero che essa sia dipendente dallo stimolo, dalla sua elaborazione da parte del soggetto e dal livello di attenzione. Il paradigma “oddball” per indurre la P300 è composto da un treno di stimoli standard (detti anche stimoli “nontarget”) all’interno del quale vengono inseriti degli stimoli rari (stimoli “target”). Questi paradigmi generano una P300 nella zona parietocentrale dello scalpo nel momento in cui si distingue lo stimolo raro (“target”) da quello standard, e questo avviene indipendentemente dal tipo di stimolo (visivo, uditivo, somatosensoriale) e

dalla risposta del soggetto sperimentale al target (ad esempio il soggetto può contare quante volte viene presentato lo stimolo target o premere un bottone ogni volta che questo appare). Inoltre è possibile osservare una risposta P300 quando treni di stimoli regolari sono interrotti dall'omissione dello stimolo stesso, e questo sottolinea la natura endogena di questa componente [16].

In Figura 2.1 vengono comparati due diversi paradigmi: *Single stimulus* e *Oddball*. La task del single stimulus prevede un target raro (T) in assenza di altri stimoli. La task oddball invece prevede due differenti stimoli che vengono presentati con una sequenza random, dei quali uno ha una frequenza minore dell'altro (target=T, standard=S). Al soggetto viene chiesto di rispondere mentalmente o fisicamente agli stimoli target e di non rispondere a qualsiasi altro stimolo. In ogni caso, il target genera un ampio potenziale positivo che cresce in ampiezza muovendosi dagli elettrodi frontali verso i parietali ed ha una latenza di circa 300ms per gli stimoli uditivi e 400 ms per quelli visivi in soggetti giovani. La P300 può essere interpretata come la reazione del cervello quando la rappresentazione mentale dello stimolo viene aggiornata. Questa teoria affonda le sue origini nel modello di *orienting response* di Sokolov che si basa sugli effetti di abitudine e "disabitudine" a cui spesso la P300 è soggetta [16].

L'ampiezza dell'onda P300 cresce se diminuisce la probabilità di presentazione dello stimolo target e se lo si rende più facilmente discriminabile. Per quanto riguarda la latenza essa cresce quando i targets sono più difficili da discriminare dagli standard ma non quando il tempo di risposta aumenta per altri motivi. La P300 può essere considerata come una manifestazione dei meccanismi neurali, e in quanto tale può essere sfruttata come mezzo per creare nuovi modelli mentali che mettano in relazione gli stimoli esterni, considerati nel proprio contesto ambientale, e la relativa risposta a livello corticale.

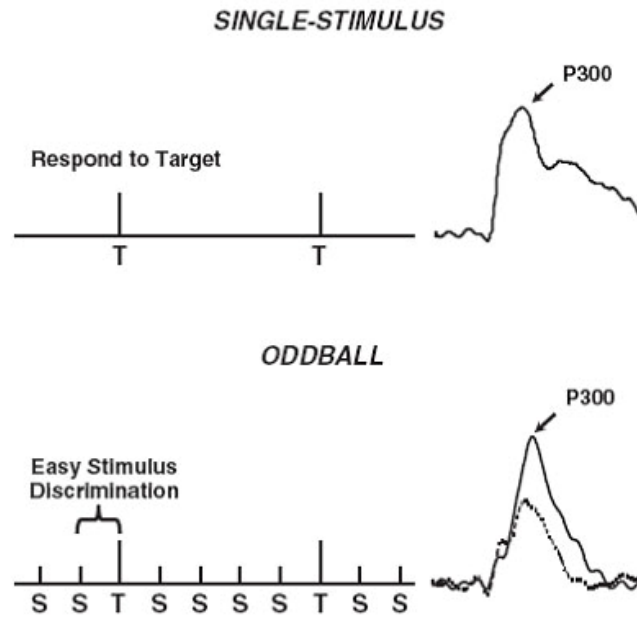


Figura 2.1: Illustrazione schematica di un singolo stimolo e di un paradigma oddball. Nel Single-Stimulus paradigm l'onda P300 viene indotta attraverso la presentazione di un unico stimolo target (T), nel paradigma di tipo Oddball invece lo stimolo target (T) deve essere riconosciuto all'interno di un treno di stimoli standard (S)

In Figura 2.2 è riassunto il processo di generazione dell'onda P300: il processo comparativo della memoria discrimina i tipi di stimoli che vengono proposti dall'esterno, in particolare riconosce quando lo stimolo presentato è diverso da quello precedente e in quel caso si ha la generazione della componente endogena P300, al contrario se lo stimolo non si differenzia dal precedente si ha la generazione di un'onda N100 seguita da una P200. Dal punto di vista del dominio della cognizione, sembrano essere coinvolte sia l'attenzione che la "working memory", la prima serve per distinguere lo stimolo raro dal treno di stimoli standard, mentre la working memory supporta questo processo "immagazzinando" le caratteristiche degli stimoli rari e permettendo quindi un confronto tra target e nontarget.

Comunque non si può dire che l'interazione fra l'attenzione e la working memory sia diretta e soprattutto sia semplicemente additiva, infatti target facilmente discriminabili, che richiedono un minore impegno per quanto riguarda la memoria, implicano un aumento dell'ampiezza della P300, al contrario una task più impegnativa,

che comporta quindi un maggior carico da parte della working memory, genera una P300 di ampiezza minore.

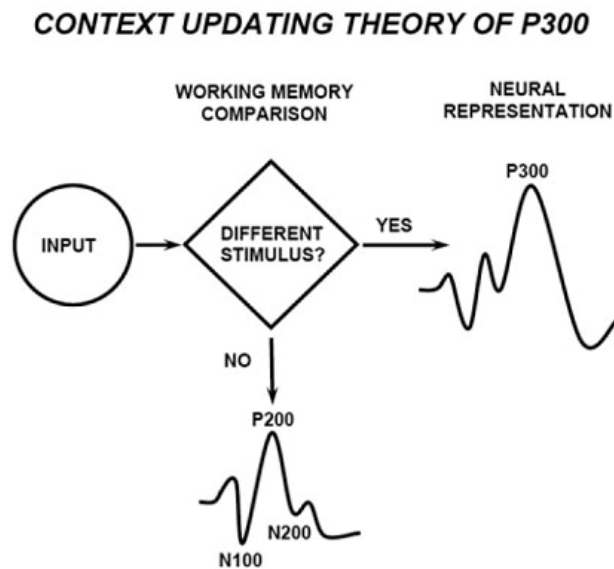


Figura 2.2: Modello base della generazione della P300.

La latenza della P300 è considerata come un metro per misurare la velocità con cui viene classificato lo stimolo indipendentemente dalla risposta del processo di selezione. Questo perché il tempo di classificazione è generalmente indipendente dal tempo di risposta nonostante sia a esso connesso. La latenza del picco è associata all'efficienza cognitiva ed è inversamente correlata ad ottime performance in test neurofisiologici sulla memoria transitoria effettuati in soggetti normali. Inoltre essa cresce con l'aumento dell'età del soggetto e se quest'ultimo è affetto da demenza. Molti fattori cognitivi influenzano le caratteristiche principali dell'onda P300, ossia il contenuto informativo dello stimolo, la struttura probabilistica della sequenza, l'attinenza e la difficoltà del compito. In più, la P300 è sensibile al livello attentivo del paziente che influisce sulla concentrazione e sui meccanismi di elaborazione dell'informazione. Cambiamenti tonici del livello attentivo avvengono in intervalli temporali molto ampi (minuti e ore) e si manifestano con fluttuazioni relativamente

lente nello stato attentivo energetico, una risposta fasica del livello attentivo invece indica la reazione istantanea dell'organismo a specifici stimoli esterni. Per questo in fase sperimentale è importante controllare che non ci siano fattori che possano influenzare il livello attentivo sia dal punto di vista tonico che fasico, in modo da ridurre le variazioni individuali e incrementare la sensibilità sperimentale.

A causa del suo diffuso utilizzo negli studi sui meccanismi di cognizione, la P300 è utilizzata anche come mezzo di indagine nell'ampio campo dei disturbi neurologici e mentali. Questo perché può essere indotta con paradigmi relativamente semplici, potenzialmente permette di condurre indagini sui processi cognitivi in assenza di una risposta comportamentale (P3a), la sua latenza è più sensibile a sottili cambiamenti dei processi cognitivi e può indicare la presenza di altri tipi di deficit, ed inoltre cambiamenti dell'ampiezza e della topografia possono essere segno di alterazioni di tipo funzionale e/o strutturale del cervello. Per il momento i meccanismi di generazione della P300 non sono del tutto chiari e per questo motivo il significato funzionale di questa componente o complesso di componenti non può essere definita univocamente, comunque la ricerca è attualmente indirizzata ad utilizzare la P300 nella diagnosi precoce di demenze e come un aiuto per distinguerne i vari tipi.

2.6.2. VEP

Il VEP (Visual Evoked potential) è la risposta elettrofisiologica della corteccia celebrale, in particolare della regione occipitale, ad uno stimolo visivo. Tale risposta evocata corticale può assumere caratteristiche morfologiche differenti in rapporto alle frequenze temporali di stimolo, con potenziali di tipo transitorio (Transient) per le frequenze più basse (fino a 4 Hz) e quasi sinusoidali ("Steady-State") per quelle più alte.

Per ottenere una risposta "transient" è necessario stimolare l'occhio del soggetto con flashes brevi (0.5ms), alta intensità (oltre 1000 cd/m²) e bassa frequenza temporale (0.5-2Hz), generati in presenza di una luce di fondo costante. La risposta può essere registrata con elettrodi di superficie posti in regione medio-occipitale, occipitale laterale ed al vertice (posizioni Oz, O1, O2 e Cz secondo il sistema internazionale 10-

20). Deve essere tenuto presente che la latenza e l'ampiezza delle componenti del VEP possono variare molto in dipendenza di parametri di stimolazioni quali l'intervallo interstimolo, l'intensità luminosa e la lunghezza d'onda del flash. Inoltre, la risposta può variare in dipendenza delle condizioni di coscienza e di attenzione del soggetto ed esiste in generale un'ampia variabilità interindividuale.

2.7. IL FRAMEWORK BCI2000

Molti laboratori hanno sviluppato dei sistemi BCI proprietari; i risultati ottenuti sono però influenzati in gran misura dalle soluzioni operative e sperimentali adottate, come: i differenti segnali cerebrali, gli algoritmi di analisi, i metodi di registrazione, i formati di output ed i protocolli adottati nella sperimentazione. Il framework BCI2000 nasce proprio per operare una standardizzazione delle tecniche e dell'analisi. Il BCI2000 fornisce una standardizzazione nella scelta dei segnali cerebrali di interesse, dei metodi di analisi di tali segnali, dei dispositivi di output e dei protocolli utilizzati. Il linguaggio scelto per la sua implementazione è il C++, eseguibile su piattaforme windows nelle release 2000/XP; il software prodotto ha una struttura object oriented [17].

Il BCI2000 presenta una struttura articolata in quattro blocchi, i quali vengono realizzati con la finalità di lavorare in maniera indipendente e di comunicare tra loro attraverso lo scambio di opportuni messaggi. Una struttura di questo tipo presenta notevoli vantaggi dal punto di vista della progettazione e della manutenzione. La filosofia di progetto consiste nella scomposizione del problema generale in differenti task, che andranno a costituire oggetti autonomi in grado di cooperare. Questo consente la possibilità di intervenire su uno qualsiasi di questi blocchi senza ritoccare la struttura dei rimanenti. In Figura 2.3 è riportata la struttura del BCI2000 comprensiva delle unità che lo compongono e dei vettori indicanti la direzionalità dei flussi di comunicazione.

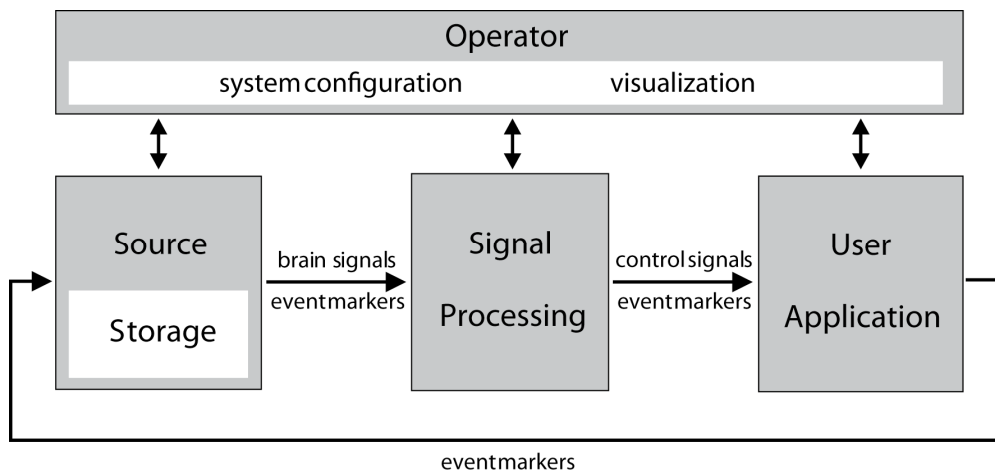


Figura 2.3: Struttura del BCI2000 comprensiva delle unità che lo compongono e dei vettori indicanti la direzionalità dei flussi di comunicazione.

Passiamo ad analizzare da vicino i 4 moduli:

- **Source Module:** il suo compito è quello di digitalizzare ed immagazzinare i segnali elettrici provenienti dal cervello per poi trasmetterli ai blocchi successivi di processing dei dati. I file di dati che vengono creati, e il cui formato consiste di un header ASCII seguito dai campioni del segnale e dai valori del vettore degli stati espressi in formato binario, immagazzinano inoltre i tutti parametri di configurazione impiegati durante la registrazione.
- **Signal Processing Module:** a tale modulo è demandato il compito di convertire i segnali EEG in comandi che controllino un dispositivo in uscita. Tale conversione passa attraverso due fasi. Ognuno di questi due stadi è costituito a sua volta da una cascata di micro-moduli di signal processing (filtri spaziali, filtri temporali, classificatori) che si occupano di realizzare la traduzione del segnale EEG di ingresso in un output di controllo. Possiamo in generale dire che una prima fase si occupa dell'estrazione delle features e una successiva si occupa di tradurre le stesse in comandi verso le periferiche esterne. Col termine features andiamo ad indicare le specifiche zone della corteccia cerebrale, e il dominio frequenziale/temporale in cui lavorano, che risultano essere significative ai fini del controllo.

- *Feature Extraction*: in questo primo stadio, il segnale digitale proveniente dal source module è soggetto ad una serie di procedure che estraggono le features del segnale stesso (come ad esempio l'ampiezza di un potenziale evocato)
- *Feature Translation*: in tale stadio, un algoritmo di traduzione codifica queste features in comandi di controllo che vengono mandati allo user application module
- **User Application Module**: questo stadio riceve i segnali di controllo dal signal processing e li usa per pilotare un'applicazione. Spesso tali applicazioni, che forniscono dunque un feedback all'utente, sono di tipo visivo, ovvero rappresentano un cursore che si muove all'interno dello schermo o degli stimoli lampeggianti. Come già anticipato precedentemente questo lavoro prende in considerazione anche feedback "meno classici" come quelli vibro-tattili.
- **Operator Module**: tale modulo dà la possibilità di configurare i parametri di sistema andando a toccare tutte le caratteristiche significative di un'applicazione BCI: interfaccia grafica, configurazione dell'acquisizione EEG, filtering, gestione dei segnali in uscita, configurazione dei classificatori, storing dei dati e così via. Questo modulo è il front-end tra l'operatore e le applicazioni del BCI2000. Nelle due figure sottostanti si possono apprezzare due schermate del suddetto modulo.

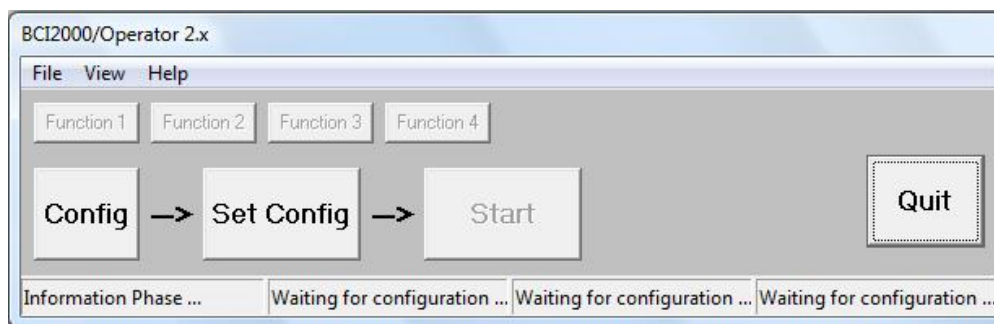


Figura 2.4: Interfaccia principale dell'Operator Module

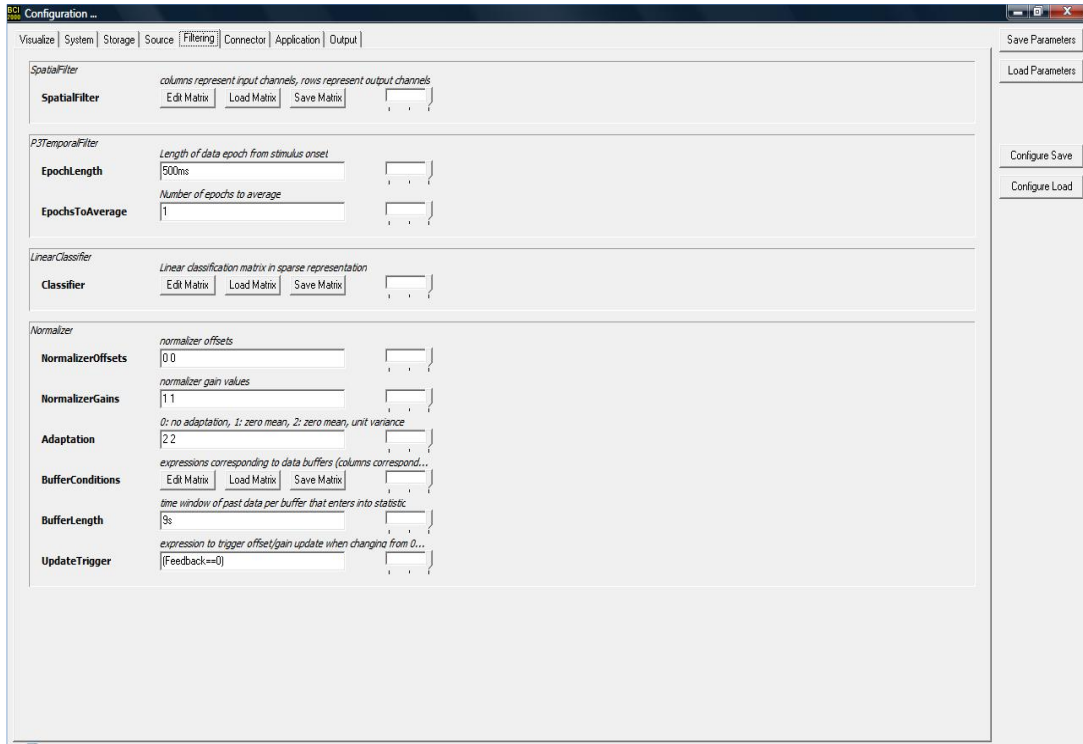


Figura 2.5: Pannello di configurazione dell'Operator Module, tramite il quale è possibile configurare una registrazione BCI.

A questo punto si può sviscerare il funzionamento della piattaforma BCI2000 descrivendo in maniera minuziosa l'interno dei moduli appena descritti, e per fare ciò prendiamo in considerazione la seguente catena.

	Data Acquisition		
SMR	DataIOFilter	Alignment Filter	Transimission Filter
Feedback			
P3 Speller	ADCFileWriter		
Stimulus Preentation			

Figura 2.6: Le possibili combinazioni di filtri disponibili a livello Source

Signal Processing					
SMR Feedback	Spatial Filter	AR Filter	Linear Classifier	Lp Filter	Normalizer
P3 Speller		FFT Filter			
Stimulus Preentation		P3 Temporal Filter			

Figura 2.7: Le possibili combinazioni di filtri disponibili a livello Signal Processing

Application			
SMR Feedback	Connector Input	Cursor Task	Connector Output
P3 Speller		P3 Speller Task	
Stimulus Preentation		Stimulus Presentation Task	

Figura 2.8: Le possibili combinazioni di filtri disponibili a livello Signal Processing

Come si può vedere ognuno dei core modules del BCI2000 contiene una catena di filtri, alternativamente utilizzati a seconda del task impiegato (SMR FeedBack fa riferimento a task basati su ritmo μ mentre P3 Speller e Stimulus Presentation a potenziali evocati P300).

Nel modulo *Data Acquisition* il *DataIOFilter* gestisce l'acquisizione e l'immagazzinamento dei dati (comprensivi dei parametri significativi impiegati, quali il numero di elettrodi usati, il sampling rate e così via). Vi è poi un *Alignment Filter* a cui è demandata l'operazione di sincronizzazione dei dati provenienti dagli elettrodi attraverso un'interpolazione lineare tra successivi time points. Il *Transmission Filter*

infine seleziona un sottoinsieme di canali registrati per il processing on-line, riducendo così il carico di dati da trasmettere.

Il modulo *Signal Processing* si occupa di effettuare un filtraggio spaziale e temporale sui segnali EEG, estraendo in questa maniera le features caratteristiche del segnale stesso, per poi effettuare un'operazione di classificazione e normalizzazione. Il filtro spaziale calcola istantaneamente una trasformazione lineare dei propri input: tale operazione è descritta da una matrice di trasformazione, e viene applicata separatamente per ogni campione in maniera tale che ogni segnale in uscita sia definito dalla combinazione lineare di tutti i segnali in ingresso.

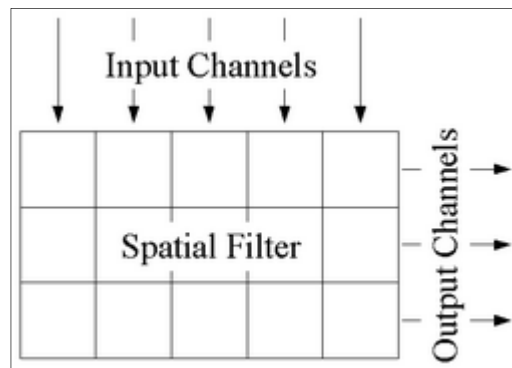


Figura 2.9: Filtro Spaziale

Come da Figura 2.9, le colonne rappresentano i canali di ingresso (provenienti direttamente dal *Source Module*) mentre le righe sono i canali in uscita (ogni elemento della matrice definisce un peso attraverso il quale il rispettivo channel input entra nel calcolo del relativo channel output). A questo punto i dati, a seconda del tipo di applicazione impiegata, possono attraversare diversi tipi di manipolazione: AR Filtering o FFT Filtering per applicazioni basate su ritmo μ , o P3 Temporal Filtering per task che fanno uso di potenziali evocati P300. In particolare l'AR Filter genera un modello auto regressivo dei suoi dati di input al fine di fornire uno spettro continuo e smooth; i coefficienti AR vengono così generati sulla base di una combinazione lineare dei campioni precedenti. Il filtro P3 Temporal Filter viene invece impiegato in applicazioni che fanno uso del segnale EEG P300: esso immagazzina ed opera la media di epoche di dati registrati in risposta ad un numero di stimoli (fondamentale per la classificazione

online delle risposte di ERPs, Event Related Potentials). La media in particolare viene fatta separatamente per ogni stimolo e, nel momento in cui un numero prefissato di epoche viene raggiunto per un dato stimolo, il P3 Temporal Filter calcola la loro media temporale e riporta la waveform mediata in uscita. Tali dati vengono poi inviati, qualunque sia il tipo di applicazione, ad un classificatore lineare che, nel caso di segnali P300, prende le forme d'onda da molteplici locazioni e time points per poi calcolarne la combinazione lineare. In generale il classificatore lineare calcola una proiezione dello spazio delle caratteristiche del segnale su uno spazio di classificazione a dimensione minore. In tale maniera ogni dimensione dello spazio di classificazione è una combinazione lineare delle features del segnale. In particolare i dati in ingresso hanno 2 indici (N canali x M elementi) mentre l'uscita ha un singolo indice (C canali x 1 elemento) come indicato dalla seguente formula:

$$\text{output}_k = \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^M \text{input}_{ij} \text{Classifier}_{ijk}$$

Nel caso di task che si basano sull'impiego di ritmo μ , l'input del classificatore è l'ampiezza tempo variante o la densità di potenza spettrale di un certo numero di canali EEG filtrati. A questo punto i dati vengono passati ad un normalizzatore che effettua una trasformazione lineare su ogni segnale di uscita in maniera tale che quest'ultimo risulti essere a media nulla e/o varianza unitaria giocando sui valori di offset e gain impiegati nella seguente equazione e che vengono riaggiornati in real-time:

$$\text{output}_i = (\text{input}_i - \text{NormalizerOffset}_i) \times \text{NormalizerGain}_i$$

Il segnale così prodotto è l'effettiva uscita del modulo *Signal Processing*.

L'ultimo macro-modulo è l'*Application*. Esso contiene un singolo filtro, che gestisce il sequenziamento dei trial e il segnale di feedback proveniente dal cervello, ed è circondato dai filtri Connector Input e Connector Output. Il primo si occupa di permettere che cambiamenti dello stato del BCI2000 influenzino il comportamento dell'*Application Module* istantaneamente. Similarmente il Connector Output farà in

maniera tale che l'informazione sullo stato rilevata rifletta immediatamente i cambiamenti dell'Application Module.

2.7.1. APPLICAZIONI STANDARD DELLA PIATTAFORMA BCI2000

Andiamo dunque a descrivere, con un dettaglio che verrà approfondito maggiormente nella sezione dei risultati sperimentali, le applicazioni standard disponibili nel BCI2000.

Come mostrato nella Figura 2.10 il BCI2000 mette a disposizione 3 applicazioni standard. Ciò non toglie che, come nel nostro caso, avendo accesso al codice sorgente se ne possano creare ed aggiungere altre o modificare quelle esistenti.

L'obiettivo dell'applicazione *Cursor Task*, di cui mostriamo uno screenshot nella figura sottostante è quello di fornire la possibilità di controllare, tramite feedback di tipo visivo, il movimento mono-, bi- o tri-dimensionale di un cursore sullo schermo.

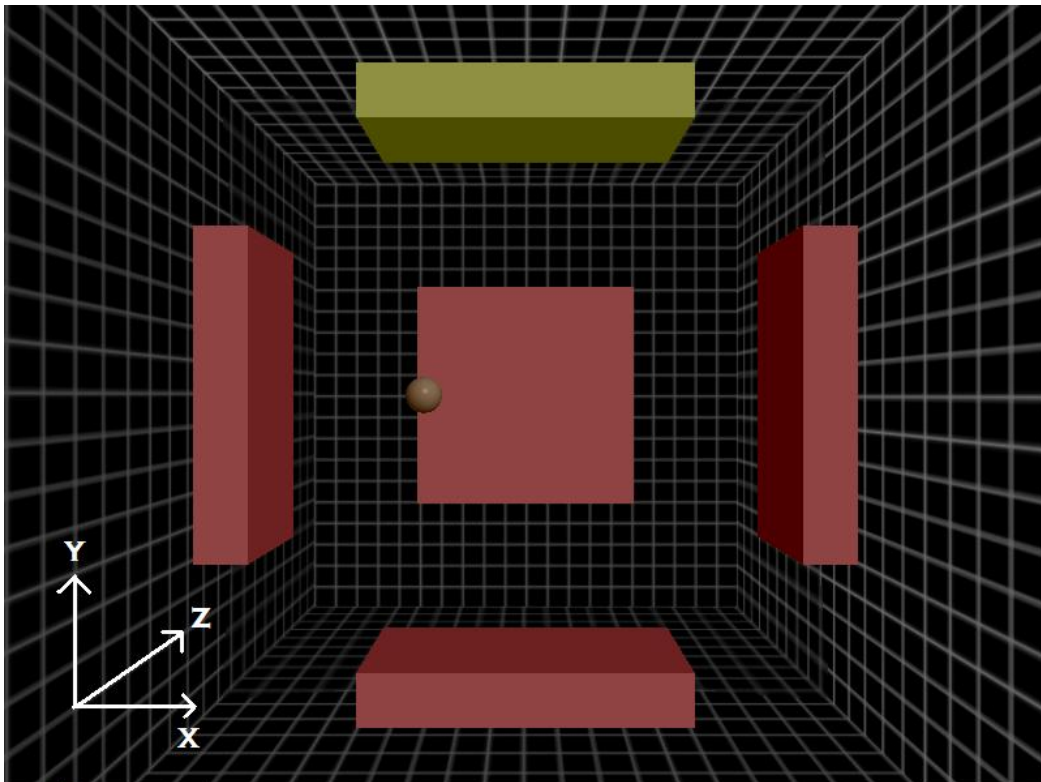


Figura 2.10: Applicazione Cursor Task 3D

Il controllo in tal caso è deputato ai ritmi EEG registrati sulla corteccia sensori-motoria primaria a frequenze che si aggirano genericamente nelle bande 8-12 Hz (ritmo μ) e/o 18-26 Hz (ritmo β) [9][13]. Come già descritto in precedenza questi ritmi sensori-motori evidenziano incrementi e decrementi di ampiezza relativi al movimento/immaginazione di un particolare distretto corporeo (mani, piedi ecc). Tali ERD/ERS (Event Related Desynchronization/Synchronization) vengono dunque collegati al movimento verticale, orizzontale e lungo l'asse z del cursore (nel caso di task 3D): quando appare un target (giallo) in una posizione della scena il cursore si muove con una velocità e in una direzione in maniera dipendente dalla potenza rilevata in una particolare regione corticale e ad una specifica banda frequenziale di interesse. Qualora il target illuminato venga colpito, esso, assieme al cursore, cambia colore (verde) e il trial finisce. Ciò succede anche quando il cursore impatta contro un target che non è quello indicato all'inizio del trial o qualora trascorra un intervallo prefissato durante il quale il cursore non riesce a colpire alcuno dei target proposti.

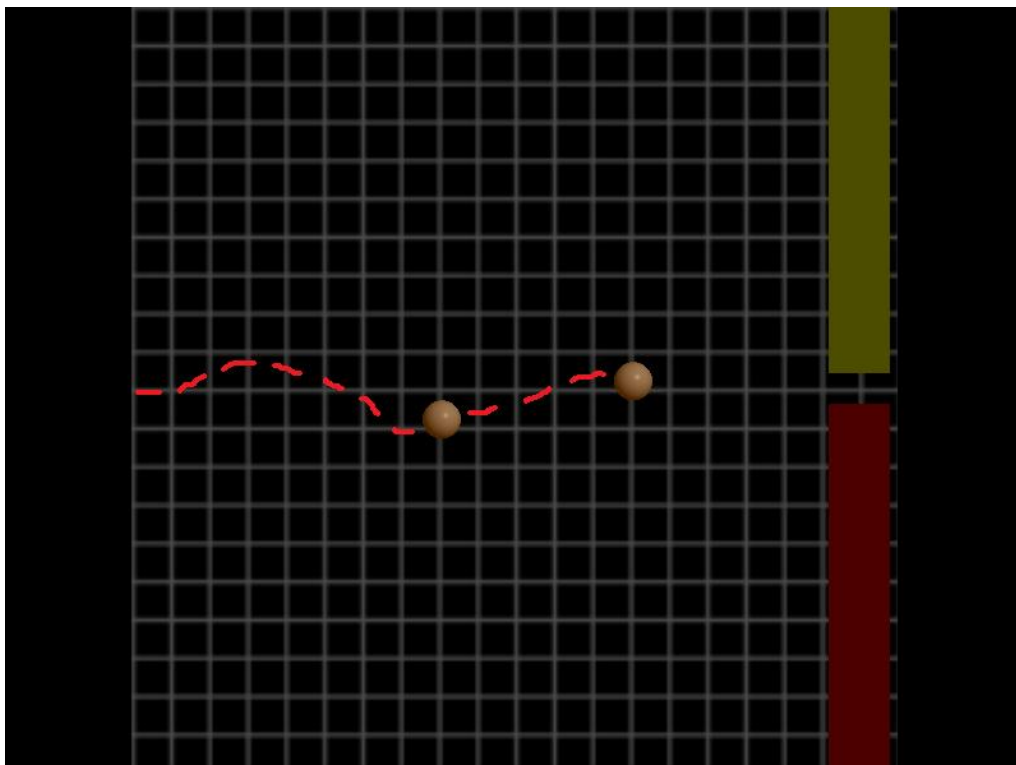


Figura 2.11: Applicazione Cursor Task 1D

Naturalmente è anche possibile considerare task bidimensionali (movimento verticale e orizzontale del cursore) o, ancora, task monodimensionali (verticali o orizzontali) nei quali il cursore viaggia a velocità costante lungo una direzione mentre l'altra è soggetta a controllo da parte del soggetto (Figura 2.11).

L'applicazione in sé attraversa varie fasi che possono essere così suddivise: visualizzazione scena, illuminazione target, visualizzazione cursore, movimento cursore, eventuale impatto target/cursore, refresh della scena. Il sequencing dell'applicazione può dunque essere messo a punto andando a variare diversi parametri all'interno del BCI2000.

State							
TargetCode	0	2	2	2	2	0	3
Feedback	0	0	1	1	0	0	0
IntertrialInterval	1	0	0	0	0	1	0
ResultCode	0	0	0	0	1	0	0
Stage	1	2	3	4	5	6	7

Figura 2.12: Temporizzazione Cursor Task

In generale possiamo dire che il movimento del cursore sarà tanto più fine e preciso quanto più nel soggetto è marcata la differenza tra i diversi stati mentali che sono stati scelti ed associati a diverse direzioni del cursore.

Le altre due applicazioni disponibili nel Framework BCI2000 sono la *P3Speller* e la *Stimulus Presentation Task*. In tal caso obiettivo principale è quello di presentare una serie di stimoli al fine di evocare Potenziali Evento Correlati o ERPs.

Il tipo di segnale EEG sotto osservazione in tal caso è il potenziale P300, di cui abbiamo parlato in precedenza, mentre il paradigma impiegato è quello "oddball". Viene cioè inviato un treno di stimoli tra i quali vi sono numerosi non-target (ovvero stimoli ai quali il soggetto non deve prestare attenzione) e pochi stimoli target ai quali il soggetto

deve prestare attenzione (ad esempio contando il numero di apparizioni degli stessi). A questo punto si distinguono due modalità di funzionamento: free mode e copy mode. Nella modalità free, ogni sequenza di stimoli (il cui numero è configurabile dall'operatore a seconda delle caratteristiche/performance del soggetto) è seguita da un lasso di tempo in cui il modulo *Signal Processing* visualizza il risultato della sua classificazione; il soggetto in tal caso è libero di concentrarsi sul target desiderato e solo alla fine delle sequenze a lui necessarie per "selezionare" tale target, il BCI2000 visualizzerà il risultato della sua "scelta" preceduto da una scritta "The Result Is". In modalità copy mode invece l'operatore può definire a priori una lista di stimoli obiettivo ognuno dei quali verrà presentato al soggetto prima di far partire il treno di sequenze preceduto dalla scritta "Focus On"; in tal caso il soggetto dovrà dunque focalizzare la sua attenzione sullo stimolo target imposto inizialmente per poi vedere, alla fine della serie di sequenze, il risultato della sua "selezione". Quest'ultima modalità è estremamente utile durante il "training" (letteralmente l'allenamento) del soggetto al fine di localizzare le features maggiormente significative, che naturalmente variano sia da persona a persona che dal tipo di feedback impiegato. Come nell'applicazione *Cursor Task*, anche in tal caso è possibile settare i vari parametri di configurazione dei quali per ora diamo solo una descrizione grafica.

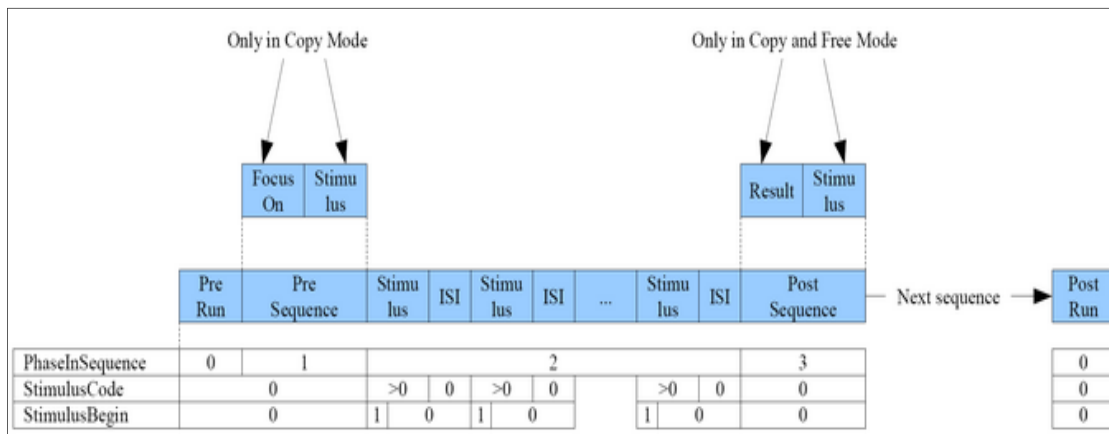


Figura 2.13: Temporizzazione Stimulus Presentation e P3Speller Task

2.7.2. IL SOFTWARE MARIO

In quest'ultimo paragrafo andiamo a descrivere le funzionalità di un importante strumento software, il MARIO, grazie al quale è stato possibile effettuare le analisi off-line sui dati provenienti dalle registrazioni EEG fatte durante i task BCI.

Tale piattaforma è stata interamente sviluppata in ambiente Matlab. Con esso è possibile analizzare le attivazioni cerebrali ed estrarre le features impiegate dal soggetto, sia nel caso di applicazioni basate su ritmo sensorimotorio che su potenziali P300.

L'architettura caratteristica è del tipo a cascata e include al suo interno vari moduli:

- Caricamento dati;
- Applicazione di tecniche di filtraggio spaziale quali RAW (no filtering), CAR (Common Average Reference), filtri laplaciani e bipolari;
- Visualizzazione Topografica delle attivazioni corticali;
- Calcolo di stime statistiche (R^2)
- Identificazione features significative

Il parametro di cui si tiene conto per capire se il soggetto riesce o meno, con le features selezionate, a variare in maniera soddisfacente l'attività ritmica del proprio EEG è pertanto l' R^2 . Tale coefficiente statistico (chiamato anche coefficiente di determinazione) fa uso della nozione di retta di regressione. Esso ha una range variabile tra -1 e 1 ed indica il rapporto di variazione totale tra due variabili, l'una dipendente dall'altra in maniera non reciproca. In altre parole esso indica quanto una retta di regressione approssimi bene un insieme di dati reali legati al fenomeno sotto studio. Dal punto di vista analitico definendo con y_i il dato i-esimo, con f_i il valore che dovrebbe modellizzare il dato y_i , con \bar{y} la media dei dati reali, e con SS_{tot} e SS_{err} rispettivamente la somma totale dei quadrati e la somma dei quadrati degli errori (chiamata anche somma residua dei quadrati), l'R-Square si definisce, nella sua forma più generale, come di seguito:

$$SS_{\text{tot}} = \sum_i (y_i - \bar{y})^2$$

$$SS_{\text{err}} = \sum_i (y_i - f_i)^2$$

$$R^2 \equiv 1 - \frac{SS_{\text{err}}}{SS_{\text{tot}}}$$

Un valore di R^2 pari a 1 indica come la retta di regressione approssimi perfettamente i dati. Per spiegare meglio il significato di tale parametro consideriamo il seguente caso di studio. Consideriamo l'applicazione CursorTask monodimensionale, con l'apparizione alternativa del target in alto e in basso. In tal caso la variabile indipendente è costituita dalla comparsa del target up o down mentre la variabile dipendente è lo spettro di densità di potenza del segnale EEG (relativo ad ogni canale corticale considerato e per ogni frequenza). Per ogni feature (coppia canale-frequenza) pertanto viene calcolata la correlazione fra la presenza del target e il valore dello spettro facendone la media su tutti i trial associati al singolo target, ovvero il valore del coefficiente R^2 . Valori che rappresentino un buon R^2 per applicazioni basate su ritmo sensorimotorio o su potenziali evocati partono, rispettivamente, da valori di ± 0.5 e ± 0.05 .

Allo stato attuale il MARIO utilizza due interfacce, una per task μ -based e l'altra per applicazioni P300-based come mostrato nella Figura 2.14 e Figura 2.15. Tramite queste interfacce è possibile caricare i dati relativi alle registrazioni (sezione DATA I/O) e definire una serie di impostazioni tra cui il filtraggio spaziale (che comprende come già detto 5 opzioni disponibili) e quello nel dominio della frequenza (filtri passa-basso, passa-alto e notch) nella sezione CONDITIONING. Nella sezione STATISTICS è possibile infine visualizzare i risultati delle elaborazioni in formato grafico. Nel caso di analisi μ è possibile inoltre analizzare i dati statistico/grafici andando a selezionare quale contrapposizione inter-target prendere in considerazione (ad esempio, nel caso bidimensionale, target 1 contro target 3 qualora il target 1 rappresenti il target up e il 3 il target down). E' infine disponibile una sezione CLASSIFICATION grazie alla quale poter individuare nuove significanti features, qualunque sia il tipo di applicazione in questione.

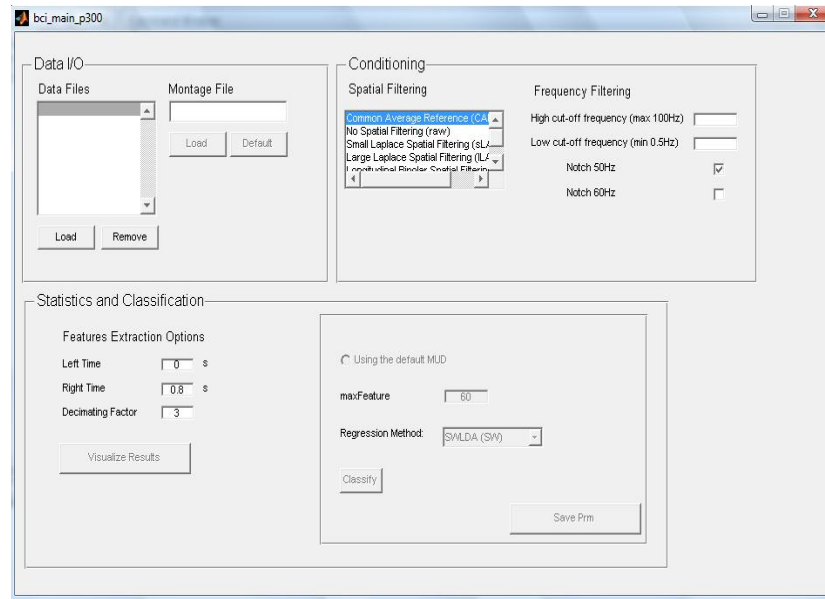


Figura 2.14: Interfaccia Mario_P300

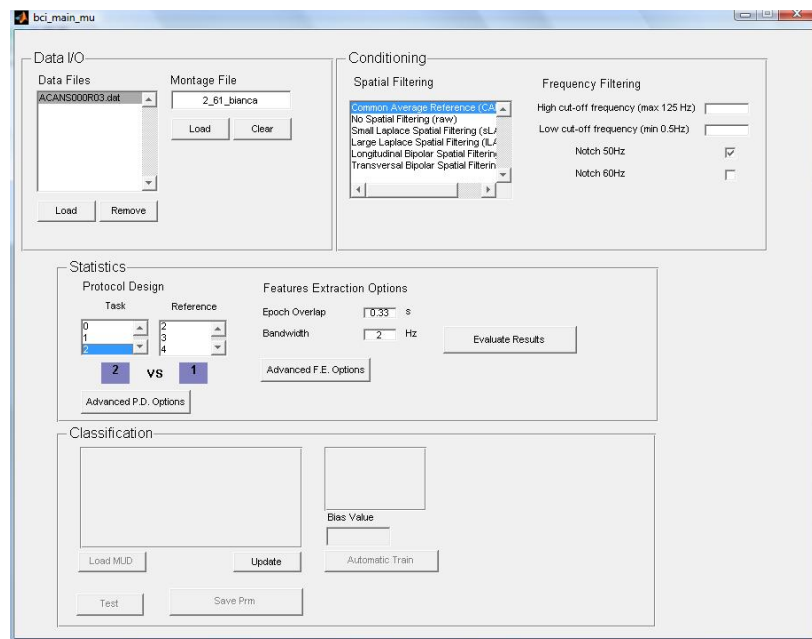


Figura 2.15: Interfaccia Mario_μ

Passiamo dunque ad analizzare le visualizzazioni dei risultati. Proponiamo qui di seguito i risultati di un'analisi su Cursor Task bidimensionale in cui prendiamo in considerazione l'attivazione in relazione alla contrapposizione fra target alto (codificato con Target 4) e target basso (codificato con Target 2).

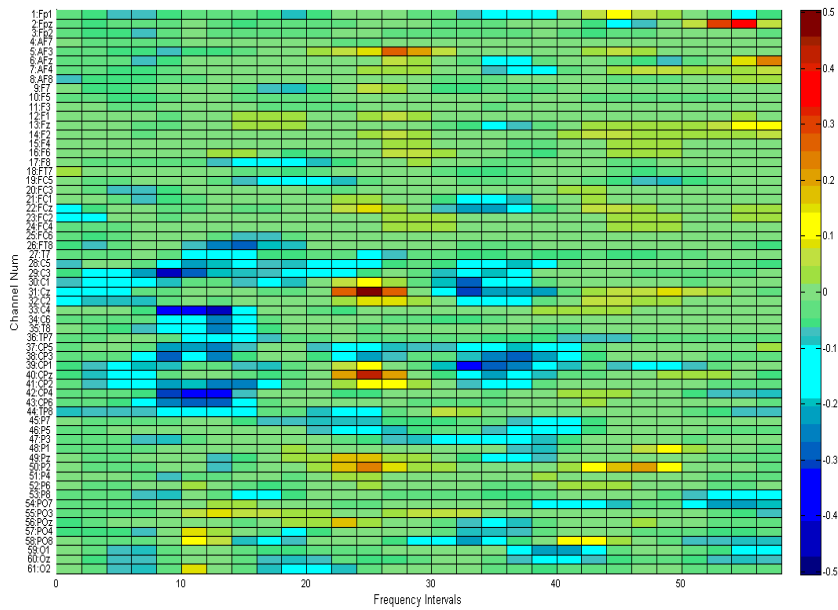


Figura 2.16: Visualizzazione topografica delle attivazioni corticali

In questa prima visualizzazione viene proposta una matrice che descrive i valori di R^2 relativi ai vari canali corticali (disposti per righe) e alle varie frequenze (disposte per colonne). Sulla barra laterale è disposta una scala di valori che descrive il livello di R^2 associato alle varie regioni. Il colore di ciascuna cella può variare dal rosso al blu, colori che corrispondono al valore di R^2 per uno specifico canale corticale ad una specifica frequenza. Valori di R^2 , in modulo, prossimi ad 1 sono indice di una differenza netta a livello di separabilità statistica tra le classi impiegate. Il canale verrà dunque ritenuto idoneo solo se la differenza fra gli spettri di potenza risulta sufficientemente grande,

Come è possibile notare, i valori di R-Square del soggetto in questione sono notevolmente elevati (in valore assoluto circa pari a 0.45) e, cosa non meno importante, evidenziano le zone di attivazione classiche di mani (blue) e piedi (rosso), descritte, nelle sezioni precedenti, dall'homunculus: canali C3 e C4 per l'immaginazione del movimento di entrambe le mani e Cz per l'immaginazione motoria dei piedi. Questo è ancora più evidente andando a cliccare con il mouse sulle zone suddette, il che porta alla visualizzazione delle immagini seguenti.

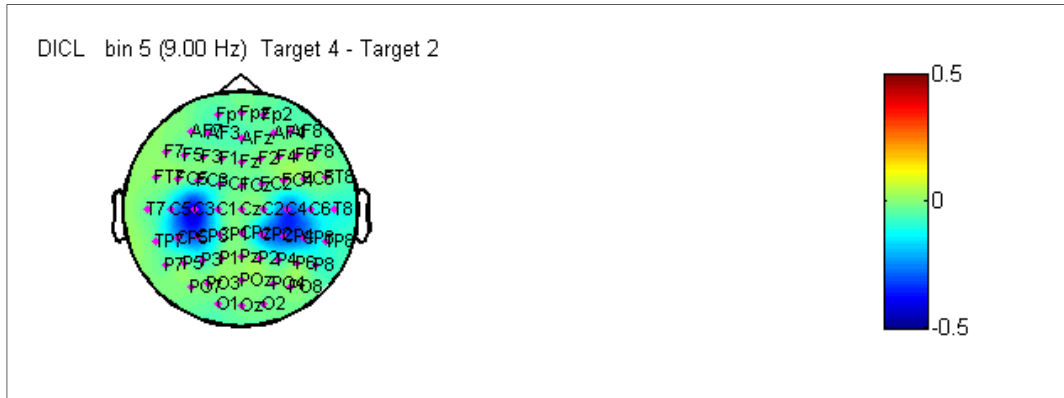


Figura 2.17: Visualizzazione topografica delle attivazioni corticali (dettaglio mani)

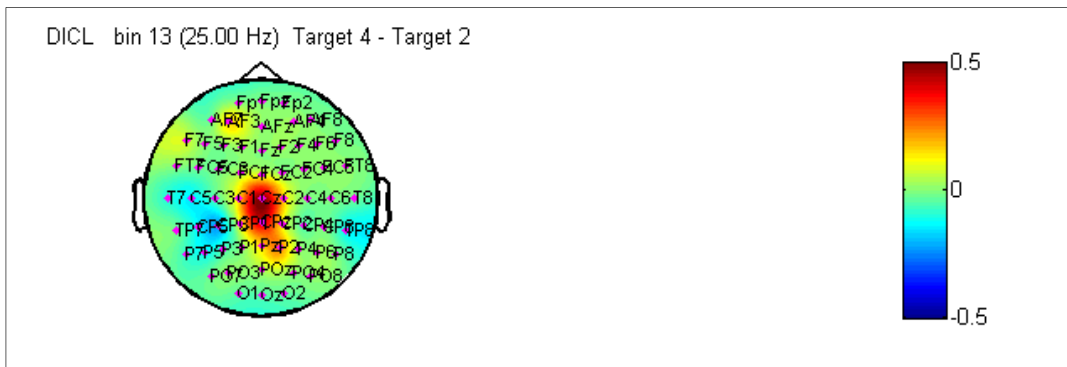


Figura 2.18: Visualizzazione topografica delle attivazioni corticali (dettaglio piedi)

E' evidente come sia possibile in taluni casi, tra cui questo, che il soggetto controlli il proprio ritmo EEG a frequenze differenti per quanto riguarda l'immaginazione motoria di mani (9 Hz, ritmo μ) e piedi (25 Hz, ritmo β).

Possiamo concludere dunque dicendo che valori di R^2 prossimi in modulo ad 0.4/0.5 sono la testimonianza della presenza di nette differenze fra i dati delle diverse classi mentali (nel caso in analisi, due, Hand VS Feet) e pertanto indice di ottime performance di controllo.

3. CANALI DI INTERFACCIA NON VISIVI

Un dispositivo BCI, come già detto, può rilevare i pattern di attivazione del cervello ed è in grado di rilevare la modifica di questi ultimi da parte dell'utente traducendoli in un'azione associata ad una volontà del soggetto. Questa modifica può avvenire in maniera volontaria da parte del soggetto (SMR) o in reazione ad uno stimolo particolare (P300); il canale di interfaccia tra il sistema ed il soggetto gioca un ruolo centrale in un sistema BCI in quanto esso può essere utilizzato sia per permettere al soggetto di imparare a modulare il proprio EEG, sia per indurre degli stimoli al soggetto e registrarne la successiva reazione. Da qui si evince l'importanza nella scelta di questo canale informativo all'interno di un sistema BCI; il tipico canale informativo usato in un sistema BCI è quello visivo, il canale visivo ha l'indubbio vantaggio di essere quello tipicamente più usato, in maniera conscia, nella vita di tutti i giorni, questo lo porta ad essere il più intuitivo e semplice da utilizzare, ma così facendo la vista viene monopolizzata e non può essere usata per altri scopi. Nasce così l'esigenza di sviluppare un canale di interfaccia che non limiti le applicazioni del BCI alla semplice interazione dei soggetti con il monitor di un computer ma che sia in grado di fornire tutte le informazioni necessarie. Per far questo si è pensato all'utilizzo di un canale di interfaccia tattile che lasci libero il canale visivo.

In virtù di quanto affermato sopra sono stati messi in opera due setup sperimentali con le rispettive sperimentazioni, per verificare la possibilità di utilizzo di un sistema alternativo per il canale di interfaccia, sia usato come feedback che come canale di stimolazione. Vedremo dapprima l'impiego di dispositivi vibro tattili come feedback per BCI basati sui ritmi SMR. Nella seconda sperimentazione invece vedremo come applicare questi stessi dispositivi nei BCI basati sui potenziali P300, ed un confronto tra diversi canali sensoriali: vibro tattile, acustico e visivo.

3.1. PROGETTO MAIA

L'idea di utilizzare questo tipo di canale nasce all'interno del progetto europeo MAIA (Non Invasive Brain Interaction with Robots - Mental Augmentation through Determination of Intended Action) che si prefiggeva lo scopo di sviluppare protesi neurali non invasive per quei soggetti che hanno perso in parte o del tutto le capacità motorie. In particolare l'obiettivo specifico del progetto è lo sviluppo di un sistema di guida di una carrozzina basato sui segnali provenienti dal BCI, che lasci libero il soggetto di concentrare la vista sul percorso da seguire senza essere distratto dal feedback BCI.

Per il raggiungimento di tale scopo viene focalizzata l'attenzione su cinque aspetti fondamentali:

- Il riconoscimento dell'intento motorio del soggetto attraverso stime dei potenziali intracranici valutati con lo studio dell'EEG, in particolare attraverso gli estimated local field potentials (eLFP);
- L'utilizzo del modulo ASA (Adaptive Shared Autonomy) suddiviso tra due enti intelligenti- l'uomo e il robot- in modo che l'utente possa trasmettere la sua volontà al robot che l'acquisisce e la traduce in azione;
- l'utilizzo del feedback aptico da parte del soggetto al fine di velocizzare la fase di training e migliorare il livello di controllo;
- il riconoscimento di eventi cerebrali associati a stati cognitivi di alto livello, come riconoscimento di errori e di allarmi per incrementare l'affidabilità del robot comandato dal cervello;
- l'adattamento on-line dell'interfaccia da parte del soggetto per mantenere il BCI costantemente sincronizzato con la sua volontà.

Per testare gli obiettivi del progetto MAIA, è stata implementata dal consorzio una carrozzina robotica in grado di muoversi all'interno di un ambiente.



Figura 3.1: Immagine della carrozzina utilizzata durante le sperimentazioni MAIA

Le cinque unità che compongono il progetto MAIA sono comandate e coordinate dall'ASA (Adaptive Share Autonomy). L'ASA è un modulo decisionale, che si interfaccia con le altre unità che compongono il sistema, inviando comandi e analizzando le informazioni in ingresso, rappresentate dagli output BCI.

3.2. LE INTERFACCE APTICHE

Le interfacce aptiche (dal greco apto, che significa tocco) sono dispositivi meccanici in grado di fornire delle sensazioni tattili in risposta all'operatore umano che le manovra. Un'interfaccia aptica deve consentire uno scambio bidirezionale di informazioni. Il dispositivo agisce comunicando al computer i movimenti compiuti dall'utente e il computer equipaggiato con un programma ad hoc provvede a simulare le informazioni fisiche degli oggetti con i quali avviene il contatto e a trasmetterle al dispositivo, che a sua volta le trasformerà in movimenti meccanici percepibili dall'utente.

Lo studio svolto parte dalla definizione classica di interfaccia vibro tattile per poi elaborarla ed adattarla ad un contesto BCI.

L'idea alla base è sempre quella di fornire delle sensazioni tattili all'utente, ma la stimolazione non è più frutto di una risposta del sistema in base all'interazione virtuale tra l'utente e l'ambiente simulato. Ma bensì va a sostituire, codificata opportunamente, il canale informativo tra il soggetto e il sistema BCI. A questo scopo si ci è avvalsi di attuatori vibro tattili chiamati Tactor.

3.2.1. TACTOR

I Tactor sono attuatori elettromeccanici, prodotti dalla C-2 tactors (Engineering Acoustics, Inc, Winter Park, FL, USA), che opportunamente alimentati sono in grado di riprodurre vibrazioni. La frequenza di vibrazione di tali attuatori è racchiusa in un intervallo abbastanza ristretto, centrato intorno ai 250 Hz: questo valore risulta percepibile dalle terminazioni nervose poste sull'epidermide. Questi trasduttori elettromeccanici sono costituiti da un involucro rigido che funge da supporto al contatto vibrante che è posto sul corpo (Figura 3.2).

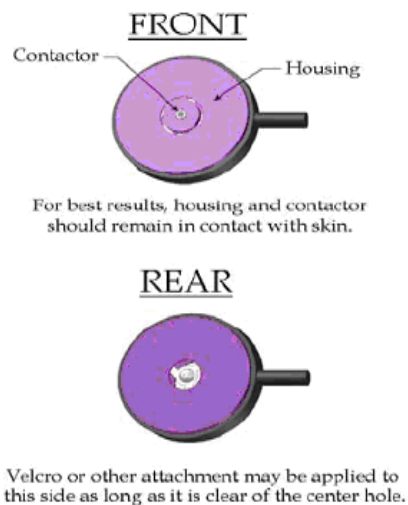


Figura 3.2: Rappresentazione dei tactor in cui si notano il contatto vibrante e il disco metallico che lo supporta

La peculiarità di questi trasduttori di ridotte dimensioni e peso, è quella di riuscire a trasmettere al soggetto una sensazione vibrotattile molto intensa. La loro dimensione

è tale da permettere il loro posizionamento a contatto con il corpo senza intralciare i movimenti del soggetto.

Il loro funzionamento è molto simile a quello di uno speaker audio: all'interno di un magnete circolare viene posto un conduttore spiraliforme e su di esso viene montato il contatto vibrante. Quando ai capi del conduttore viene applicata una differenza di potenziale, al suo interno scorrerà una corrente. Poiché, però, gli elettroni sono mantenuti fissi nella loro posizione dal campo magnetico generato dal magnete, è il conduttore che deve mettersi in movimento per far sì che avvenga uno scorrimento di elettroni al suo interno. L'intero avvolgimento si muove, quindi, verso l'alto e verso il basso in base alla polarità applicata ai suoi capi. Ciò significa che se viene applicato un segnale sinusoidale con una certa ampiezza, la semionda positiva spinge l'avvolgimento, e quindi il contatto esterno, verso l'alto; analogamente durante la semionda negativa si sposteranno entrambi verso il basso generando così la vibrazione voluta (Figura 3.3).

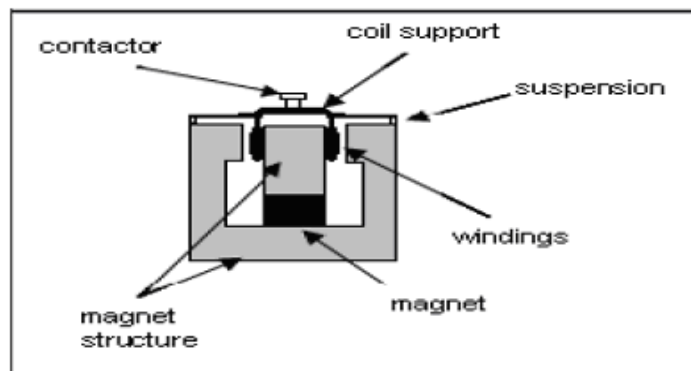


Figura 3.3: Schema costitutivo del trasduttore elettromeccanico in cui figura il magnete che tramite un supporto mette in vibrazione il contatto

La frequenza di risonanza di questi dispositivi è legata al dato che i meccanocettori cutanei che rispondono alle vibrazioni (corpuscoli del Pacini) diventano più sensibili intorno a frequenze dell'ordine dei 250 Hz. Altri tipi di recettori cutanei che rispondono a stimolazioni meccaniche sono i Recettori di Meissner, Merkel e Ruffini, i quali però si comportano meglio a basse frequenze (intorno ai 25 Hz)[19]. Rispetto ai primi inoltre, questi hanno un campo recettivo più ristretto e ciò significa che il

soggetto ha maggiore difficoltà nel discriminare la provenienza dello stimolo. Una caratteristica fondamentale dei recettori cutanei e l'adattamento: per i recettori di Merkel, in particolare, l'adattamento risulta un processo abbastanza lento per cui riescono a trasmettere efficacemente il segnale al sistema nervoso centrale quando vengono interessati da uno stimolo costante nel tempo. Per questo motivo essi non possono essere considerati buoni rilevatori dello stimolo vibratorio prodotto dai tactor. Analogo comportamento si riscontra nei recettori del Ruffini, i quali risultano tra l'altro maggiormente idonei a rilevare stimolazioni presso arie come un infossamento profondo della cute.

Per quanto riguarda, invece, i recettori di Meissner, essi sono caratterizzati da una fase di adattamento abbastanza rapida, ma risultano sfavoriti nella discriminazione dello stimolo perché caratterizzati da ristretti campi recettivi. I recettori più idonei alla discriminazione dello stimolo generato dalla vibrazione dei tactor, risultano i corpuscoli del Pacini (Figura 3.4).

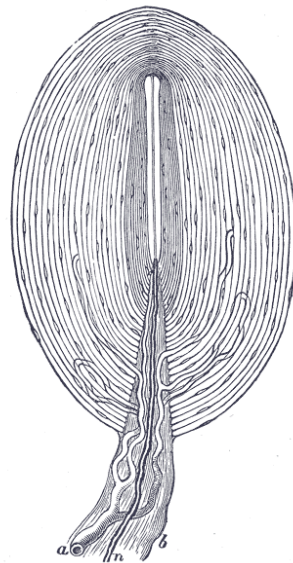


Figura 3.4: Rappresentazione del Corpuscolo del Pacini in cui si possono osservare la serie di lamelle connettivali concentricamente e l'assone di una fibra nervosa afferente, responsabile del flusso di informazioni tra la superficie cutanea ed il SNC

Essi, oltre ad avere grandi campi recettivi, hanno una fase di adattamento molto rapida e quindi rispondono bene all'inizio e alla fine dello stimolo. Tutte queste caratteristiche

li rendono idonei a discriminare bene una stimolazione di tipo vibrazionale. I tactor sfruttano quindi al meglio le caratteristiche dei corpuscoli del Pacini e ciò è risultato di fondamentale importanza nella fase di sperimentazione in cui i tactor sono utilizzati come feedback nel training del BCI.

3.2.2. L'INTERFACCIA DI CONTROLLO

La Tactor controller Evaluation Board 2.2, fornita dalla Engineering Acoustics,(Inc, Winter Park, FL, USA), è un modulo integrato di controllo in grado di indirizzare otto tactor, ed eventuali slave board, in maniera indipendente. Questa può essere comandata attraverso un computer con collegamento seriale (RS232) oppure attraverso la connessione USB, che simula a sua volta un collegamento RS232. Il cuore della scheda è il microcontrollore microchip, che si è preoccupa da un lato di gestire la comunicazione con il PC dall'altro di pilotare opportunamente i due generatori di segnale audio presenti sulla scheda, settabili in modo indipendente l'uno dall'altro; attraverso specifiche configurazioni dei generatori di segnale si possono realizzare anche melodie o battimenti, oltre ad impostare la frequenza di azione e il guadagno di ogni generatore. E' possibile predisporre due gruppi di tactor che coincidono con le due bancate in cui gli attuatori elettromeccanici sono suddivisi, distribuendo quattro tactor per banco. Il guadagno può assumere quattro differenti valori, da zero a tre, in modulo unico per entrambe le bancate.

La board, il cui schema a blocchi è rappresentato in Figura 3.5, può essere alimentata a batterie oppure con un trasformatore esterno da 6-12 Volt.

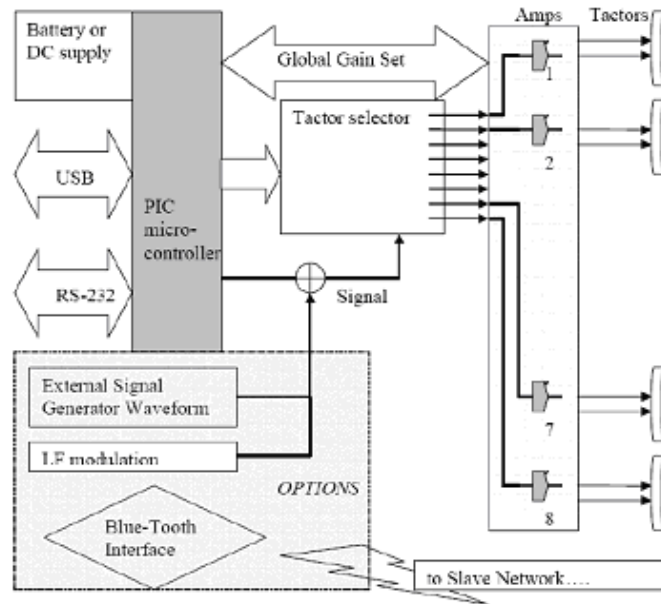


Figura 3.5: Schema a blocchi della board prodotta dalla C-2 tactors.

E' possibile inoltre usare un generatore di forme d'onda esterno per pilotare i tactor. L'ultimo stadio è costituito da un amplificatore che si interfaccia direttamente con gli attuatori ed amplifica il segnale in ingresso proveniente dal PIC. In Figura 3.6 è mostrata la tactor board con tutti i suoi componenti.

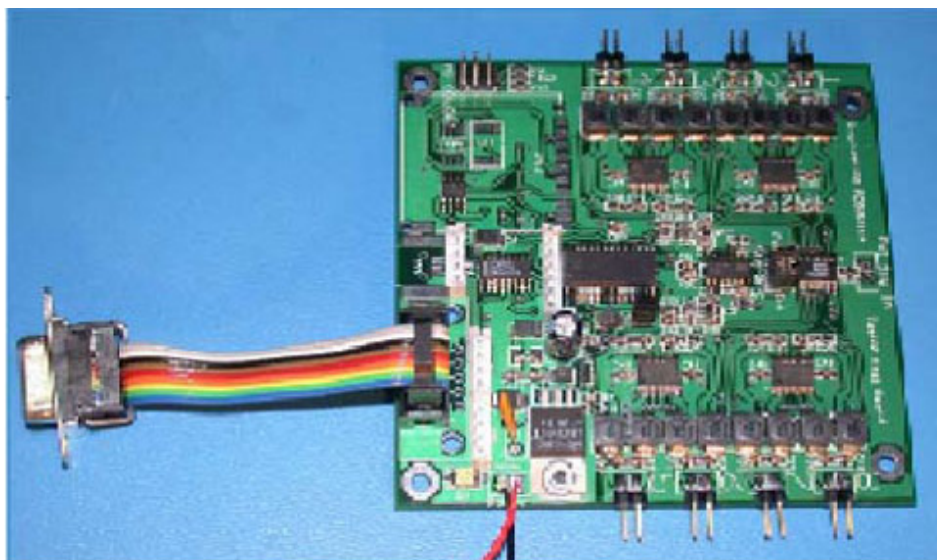


Figura 3.6: Foto della Tactor board 2.2 della C-2

Il software in dotazione con la board permette di controllare i tactor e regolare le modalità di vibrazione tramite un'interfaccia grafica (Figura 3.7) con cui è possibile infatti pilotare uno o più tactor impostandone frequenza e guadagno.

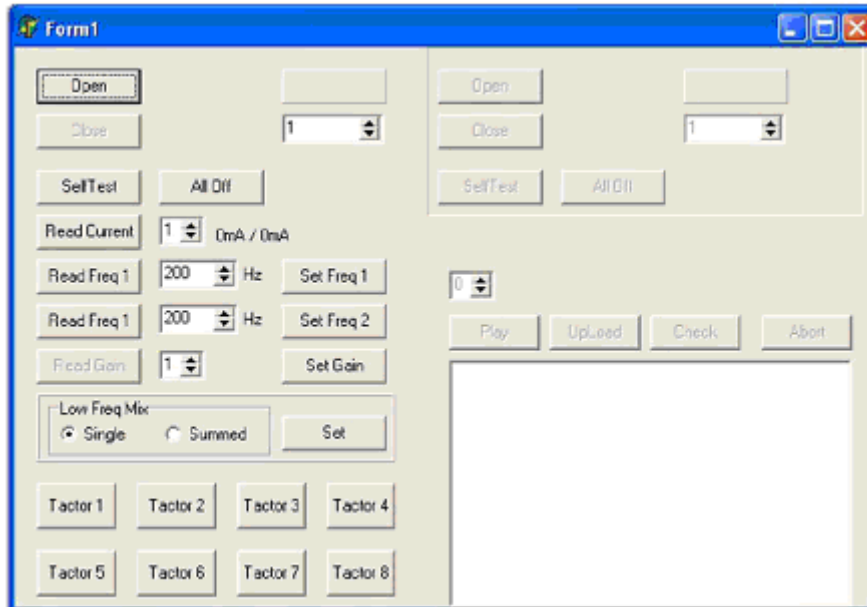


Figura 3.7: Interfaccia di controllo grafica attraverso cui si sceglie la frequenza di battimento o il guadagno di accensione dei tactor

Il software permette di impostare il numero della porta seriale e pilotarne sia l'apertura che la chiusura. Permette di impostare le frequenze dei due generatori. Impostando il generatore 1 a 260 Hz ed il generatore 2 a 240 Hz si ottiene una frequenza di battimento a 10 Hz centrata intorno al valore di 250 Hz. Prima di iniziare la sperimentazione viene in genere effettuato un test sugli otto tactor per verificarne il funzionamento, attraverso il tasto "SelfTest".

3.2.3. LIBRERIA DI CONTROLLO E TEST STRUMENTALI

Il primo passo per l'inserimento della piattaforma tattile nel setup BCI è stato di scrivere una libreria che permettesse il controllo da parte dello stesso. Come linguaggio di sviluppo è stato scelto Java.

Si è scelto di creare una libreria opportunamente incapsulata che permettesse diversi livelli di interazione, ossia che mettesse a disposizione sia comandi di basso che di alto livello.

Si sono riscontrate alcune difficoltà nell'implementazione dell'Acknowledgment in quanto questo non viene gestito in maniera ottimale da parte della board, per cui si è optato per un invio dei comandi senza attesa di conferma.

Una volta sviluppata la libreria si sono svolti una serie di test strumentali per verificare il corretto funzionamento del sistema seguendo il protocollo in Figura 3.8

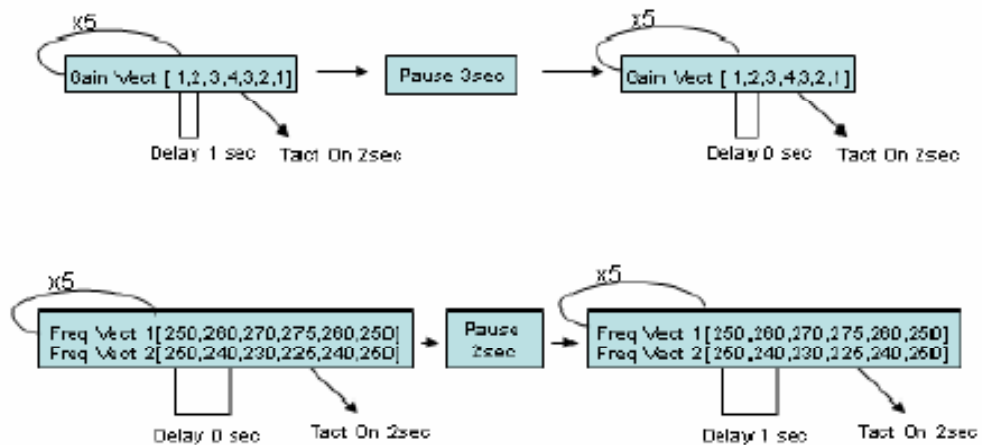


Figura 3.8: Protocollo utilizzato per il test strumentale

Sono stati eseguiti quattro esperimenti impostando come parametri di base i seguenti valori:

- Frequenza = 250Hz
- Gain = 2
- Switch-off time = 1sec
- Switch-on time = 1sec

Con un numero di ripetizioni pari a 100

Fissando gli altri parametri, in ogni ciclo sono stati modificati i seguenti parametri:

1. Switch-on time in un range compreso tra 10 e 320ms

2. Frequenza in un range compreso tra i 10Hz e i 350Hz
3. La frequenza di battimento centrata a 250Hz con un range compreso tra i 10 e i 50Hz
4. Guadagno tra 1 e 4

Per le misurazioni è stato posto un microfono vicino al tactor per permettere la registrazione della forma d'onda prodotta dallo stesso. I test sono stati ripetuti per tutte le modalità di comunicazione (USB, seriale e Bluetooth)

Di seguito è possibile osservare i risultati dei test. Come detto il primo test è consistito nel variare la durata del tempo di stimolazione. Questo test ha permesso di verificare che le durate fossero coerenti con i parametri impostati ed ha messo in luce un difetto del firmware della scheda che comportava la perdita di uno stimolo in maniera randomica (Figura 3.9).

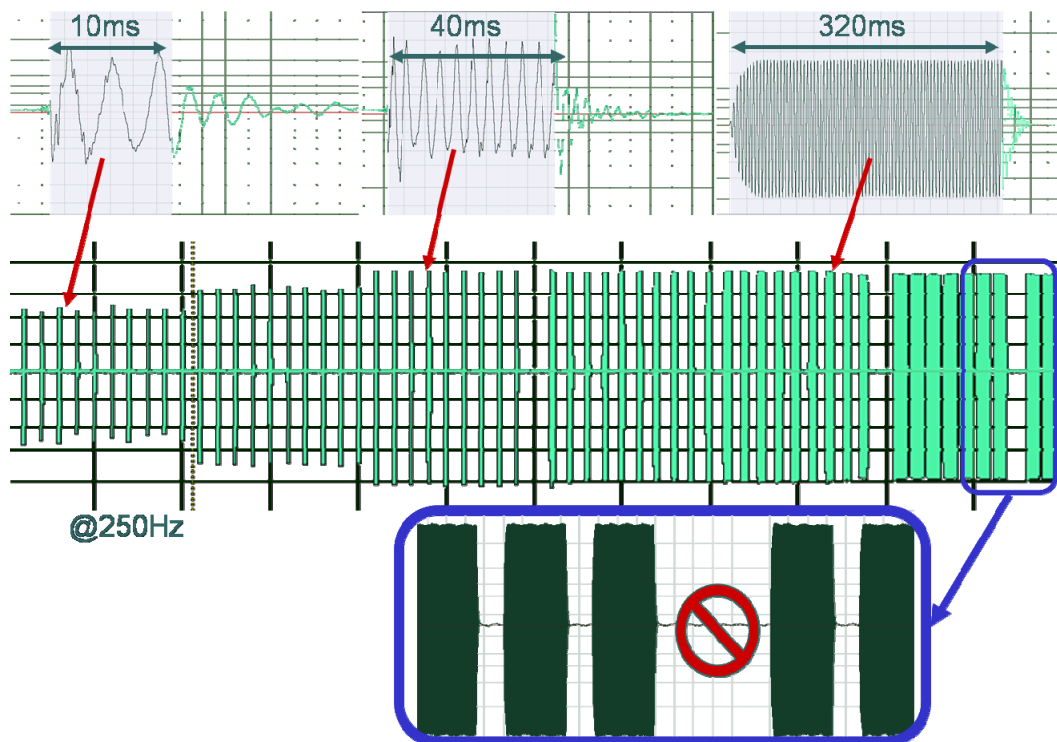


Figura 3.9: forme d'onda risultanti dal primo test strumentale in cui è stata fatta variare la durata di stimolazione

Nel secondo test è stata fatta variare la frequenza di stimolazione, com'è possibile osservare in Figura 3.10, la stimolazione risultate è congruente con i parametri impostati, e non sono stati riscontrati problemi.

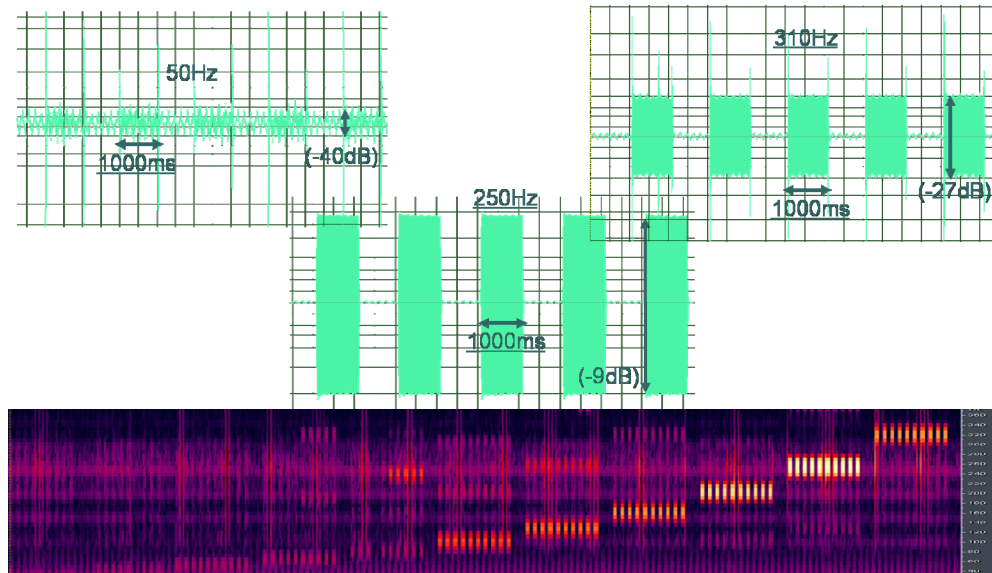


Figura 3.10: forme d'onda risultanti dal secondo test strumentale in cui è stata fatta variare la frequenza di stimolazione

Nel terzo test il parametro che è stato fatto variare è il livello di guadagno, come si può osservare in Figura 3.11, in questo test sono stati rilevati il maggior numero di anomalie.

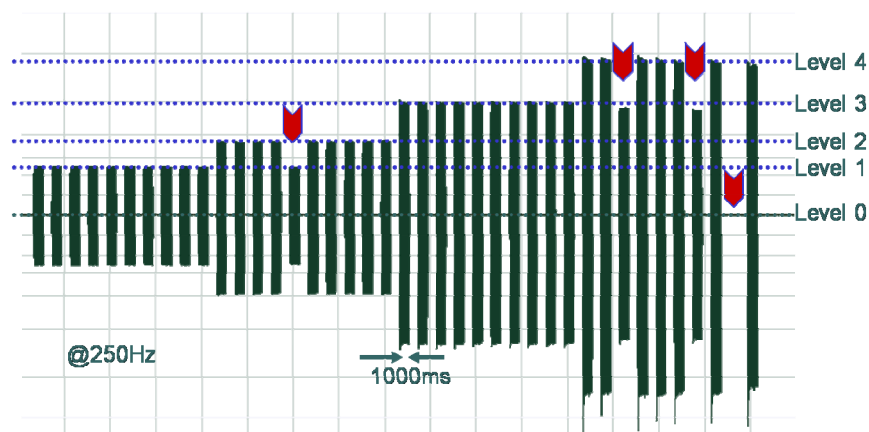


Figura 3.11: forme d'onda risultanti dal terzo test strumentale in cui è stata fatta variare l'intensità della stimolazione

Come si può notare infatti in alcuni casi il sistema ha erroneamente impostato il gain ad un valore diverso e in altri casi addirittura si è avuta un'assenza di stimolazione.

Nel quarto ed ultimo test strumentale si è voluto testare la generazione di stimolazioni composte da frequenze diverse (battimenti) ad ampiezze diverse. I risultati ottenuti in questo test non hanno messo in luce alcun problema, e le registrazioni delle forme d'onda sono risultate essere coerenti con i parametri impostati (Figura 3.12).

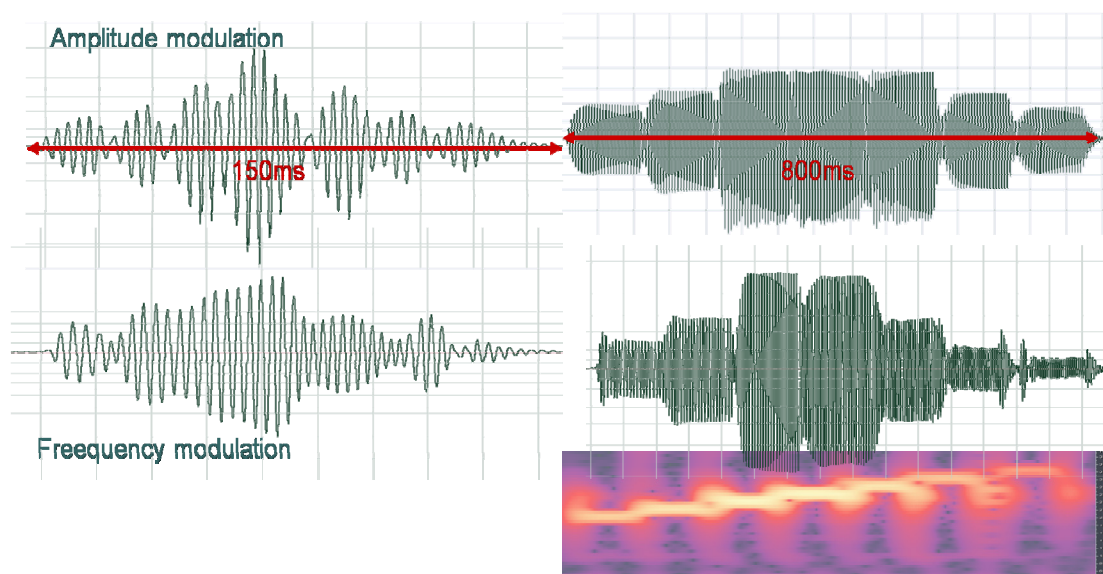


Figura 3.12: forme d'onda risultanti dal quarto test strumentale in cui è stata fatta variare l'intensità della stimolazione con frequenze composte

Le problematiche riscontrate durante i test sono state poste all'attenzione della ditta americana produttrice dei dispositivi che hanno provveduto a fornire una nuova versione del firmware della scheda di controllo, questo ha permesso di risolvere i problemi venuti alla luce durante i test strumentali..

3.2.4. TEST DI PERCEZIONE

Lo scopo di questo esperimento è stato quello di selezionare fra diverse posizioni dei dispositivi vibrotattili e fra diverse intensità di vibrazione quelle che realmente mostravano una facilità di discernimento maggiore per l'utente. Questo test è stato condotto in funzione dell'inserimento dei dispositivi vibro tattili all'interno di un

sistema BCI basato sui ritmi SMR. In particolare l'obiettivo era quello di validare il sistema su soggetti affetti da lesioni alla spina dorsale. Alla sperimentazione hanno preso parte 5 soggetti con lesione alla spina dorsale e 5 soggetti sani di controllo [18].

I tactor sono stati disposti in senso orario sul dorso dei soggetti, come illustrato in figura, per far sì che aderissero sul corpo dell'utente è stata utilizzata un'apposita maglietta di lycra al cui interno erano state ricavate delle tasche per contenere i tactor. Questo per evitare spostamenti non voluti, inoltre sono state approntate magliette di diverse taglie in funzione della costituzione del soggetto.

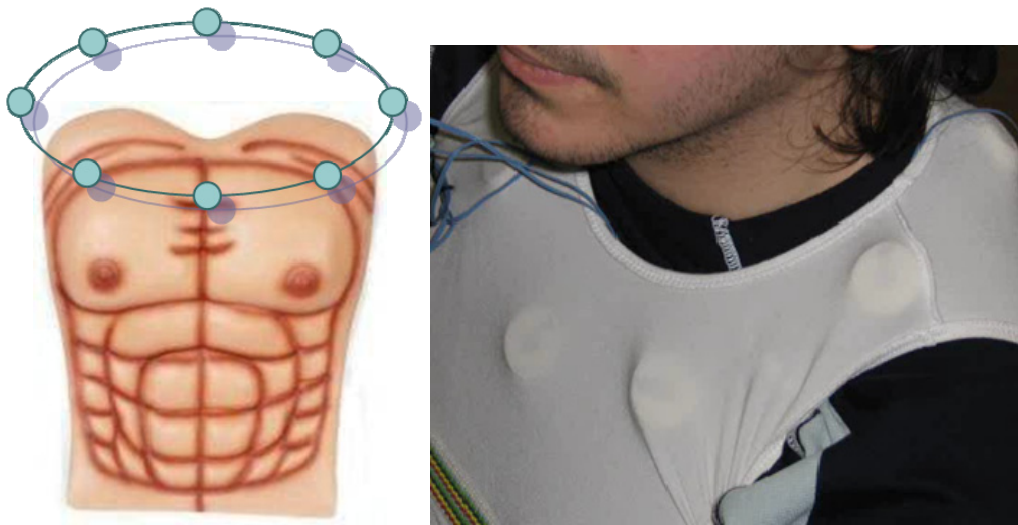


Figura 3.13: Posizione dei tactor sul soggetto.

Il protocollo utilizzato prevede l'accensione random di uno dei tactor con un determinato guadagno; l'utente deve decidere la posizione del tactor acceso, usando il tastierino numerico posto all'estrema destra della tastiera. Il guadagno viene identificato tramite i numeri posti in alto alla tastiera, qualora il paziente fosse indeciso sul tactor acceso o sul guadagno, la pressione del tasto 5 fa in modo che la risposta non venga inserita nella media dei risultati validi (Figura 3.14).

I risultati ottenuti da tale esperimento, mostrano una percentuale di successo nel riconoscimento del tactor molto alta. Infatti dopo alcune sessioni la percentuale di riconoscimenti corretti sale fino a raggiungere valori dell'90%; più difficoltoso risulta invece l'identificazione del guadagno di attivazione; in particolare i valori estremi della

scala vengono quasi sempre riconosciuti, mentre i due guadagni centrali sono spesso soggetti a confusione.

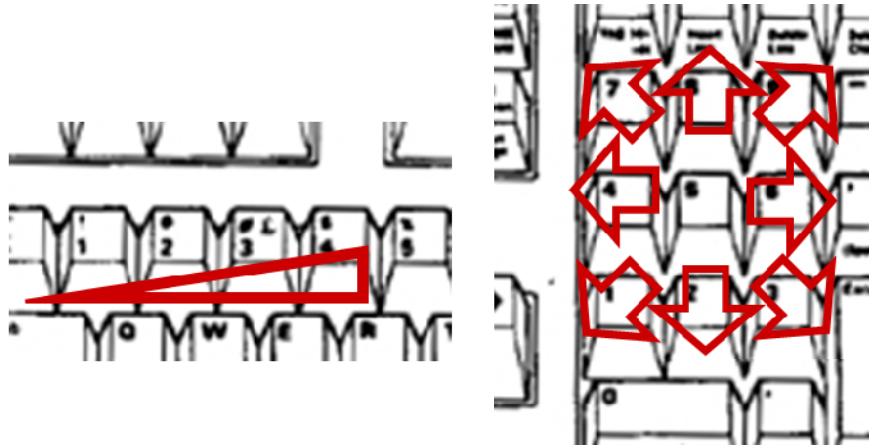


Figura 3.14: Il tastierino numerico serve per indicare la pozione del tactor acceso, i numeri in alto sulla tastiera permettono invece la selezione del fattore di guadagno. Il tasto 5 serve nel caso in cui il soggetto non sia indeciso sulla selezione da effettuare.

Un confronto tra i due gruppi, evidenzia come per il gruppo di controllo (Figura 3.15) la discriminazione della posizione sia più precisa rispetto a quella del gruppo dei pazienti (Figura 3.16) ma come già detto la percentuale di riconoscimento si assesta comunque su valori più che soddisfacenti. Discorso diverso per quel che riguarda il guadagno in quanto le differenze tra i gruppi non sono rilevanti ma comunque la percentuale di riconoscimento risulta non proprio soddisfacente, motivo per cui durante la sperimentazione con il sistema BCI è stato scelto di includere solo guadagni pari a 2 e 4.

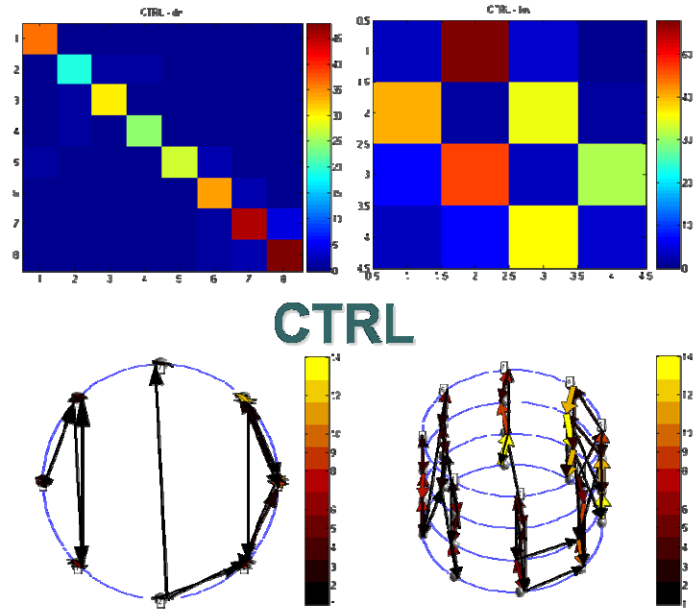


Figura 3.15: Plot dei risultati su una matrice di confusione per i soggetti di controllo, sulla sinistra sono rappresentati i risultati relativi al riconoscimento della posizione sulla destra i risultati relativi ai diversi guadagni.

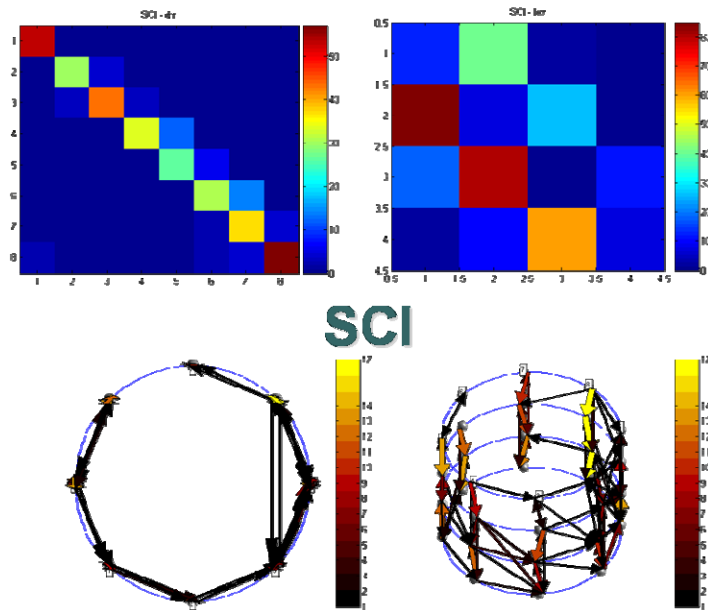


Figura 3.16 Plot dei risultati su una matrice di confusione per i pazienti, sulla sinistra sono rappresentati i risultati relativi al riconoscimento della posizione sulla destra i risultati relativi ai diversi guadagni

I risultati ottenuti attraverso entrambi gli esperimenti mostrano che l'utilizzo dei tactor rappresenta un ottimo canale di comunicazione alternativo a quello visivo, anche se può richiedere un training più lungo.

3.3. L'UTILIZZO DEL CANALE VIBRO TATTILE IN SISTEMI BCI

Una volta conclusa la fase di validazione del sistema vibro tattile si è passati alla realizzazione di un setup sperimentale che ci permettesse la verifica sperimentale dell'utilizzo del canale vibro tattile come canale alternativo tra il soggetto e il sistema BCI.

Il primo setup sperimentale su cui ci si è concentrati è quello che vedeva come segnale di controllo il SMR. In questo tipo di sperimentazioni come abbiamo visto in precedenza il canale informativo assume una funzione di feedback per il soggetto, in quanto è quest'ultimo che impara a modulare opportunamente i propri ritmi.

Questa prima sperimentazione nasce all'interno del progetto MAIA. Durante la sperimentazione è stato scelto di utilizzare una versione semplificata dell'ASA che permettesse di effettuare il training del soggetto e la misurazione delle performance utilizzando un simulatore. Questa scelta ha portato alla creazione del Dispatcher System Module (DiSMo), un software capace mettere in funzione quegli elementi che rappresentano l'interfaccia tattile in base agli output ricevuti dal BCI.

Il DiSMo è in grado di prelevare i segnali provenienti dal BCI, analizzarli e pianificare una strategia di controllo per l'azionamento di quegli elementi che rappresentano l'interfaccia tattile, e cioè il simulatore e gli attuatori vibro tattili (Tactor).

Il DiSMo è un software implementato utilizzando il linguaggio java e consta di differenti moduli che comunicano tra loro via socket. I vari moduli sono organizzati tra loro in maniera gerarchica: al centro è posta un'unità decisionale che si interfaccia con una classe in grado di trasformare gli output del BCI in input interpretabili dal sistema. In base a queste informazioni e alle impostazioni scelte a inizio sessione dall'utilizzatore, viene pianificata una strategia di controllo da comunicare ai dispositivi esterni (Figura 3.17)

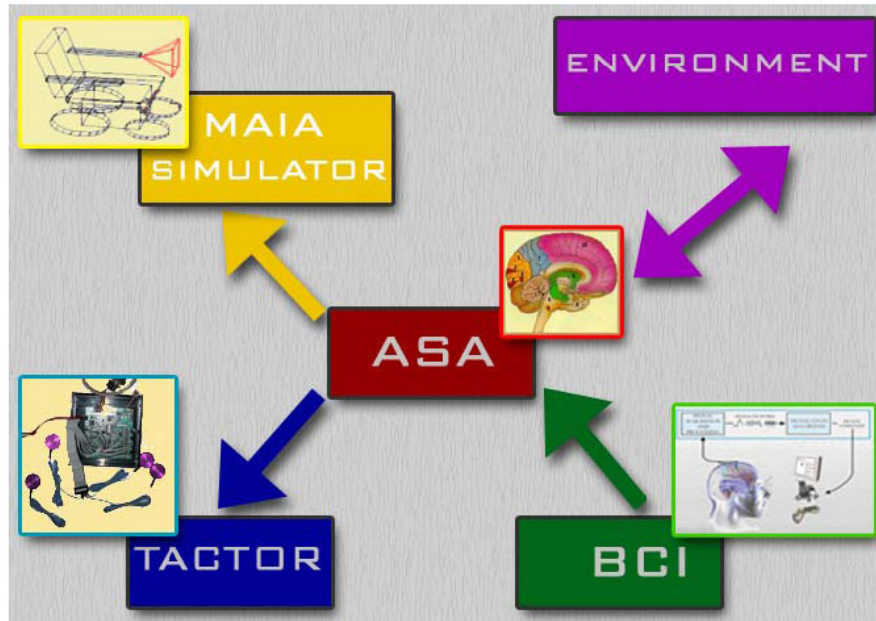


Figura 3.17 : Schema a blocchi del sistema. al centro è mostrato il modulo decisionale , le frecce che collegano i vari blocchi mostrano la direzione dei flussi informativi. i segnali in ingresso dal modulo bci vengono interpretati dal dismo, il quale in base alle scelte dello sperimentatore pianifica una strategia di controllo azionando in maniera opportuna il simulatore ed i Tactor

Ciascuno stato mentale corrisponde alla volontà di eseguire una determinata task; una volta che è stato identificato tale intento, il sistema elabora una strategia di azione per i vari dispositivi. In particolare al simulatore, che è un software in gradi di riprodurre la navigazione di un carrozzina virtuale in un ambiente in cui sono presenti ostacoli, vengono inviati messaggi che ne ordinano il movimento in una determinata direzione. Per quanto riguarda i Tactor, invece, questi vengono comandati attraverso l'invio di messaggi che indicano al soggetto, in tempo reale, verso quale target si sta dirigendo e quanto sia lontano dal conseguimento dell'obiettivo.

In questa trattazione prenderemo in esame solo la parte relativa al BCI ed ai tactor non essendo il resto di interesse.

Ci si dedicherà ora all'analisi della tipologia e del formato dei messaggi in uscita dal BCI 2000, facendo luce sulla funzione dei vari campi dati e sul loro utilizzo nel software in esame. Il BCI presenta in uscita un vettore di stato con una serie di campi dati corredati con opportuni valori; questo serve a descrivere lo stato di funzionamento del BCI 2000


in quel particolare istante. Dall'analisi del vettore di uscita è possibile sapere, istante per istante, la posizione del cursore sul monitor, il numero di target mostrati, se si è colpito oppure no un bersaglio e molte altre informazioni che saranno utilizzate per identificare l'intento del soggetto. Il vettore degli stati appena descritto, rappresenta gli input del sistema progettato; come si vedrà, sarà attraverso l'interpretazione di alcuni valori di interesse che si comanderà il sistema.

Una volta azionato, il BCI 2000 emette un vettore di uscita il quale sarà recepito dalla classe Echo; non tutti i parametri presenti in tale vettore hanno un'utilità determinante; a tal fine si procederà con l'estrazione e l'analisi dei soli campi d'interesse, i quali possono essere riassunti in:

- TargetCode
- ResultCode
- CursorPosX
- CursorPosY

Il campo TargetCode ha un ruolo fondamentale; questo segnala, attraverso un opportuno valore numerico, il target da colpire presentato sullo schermo, nell'attuale run; è quindi possibile conoscere in ogni momento la posizione del bersaglio, informazione utile per sapere se il cursore si sta muovendo, oppure no, nella direzione giusta. Un TargetCode di valore nullo corrisponde alla non visualizzazione di nessun target, cosa che avviene ad inizio sessione (Figura 3.18.A), oppure nel momento in cui lo schermo viene resettato perché è stato colpito un target, o perché è scaduto il tempo assegnato per il run (Figura 3.18.D). Il range di valori che tale campo può assumere è in ovvia relazione con la modalità di funzionamento del BCI; in particolare è legato al numero di target visualizzabili sullo schermo. Ogni valore numerico identifica un target in modo univoco; conseguentemente, se ci si trova in modalità monodimensionale, il valore numerico "1" sarà associato al target in alto dello schermo (Figura 3.18.B-C), mentre il valore "2" a quello in basso (Figura 3.18.E). In maniera del tutto analoga, in modalità bidimensionale il TargetCode assumerà valori compresi tra 1 e 4; in tale circostanza i 4 target vengono mostrati

contemporaneamente sullo schermo, il valore di TargetCode indicherà il target scelto come obiettivo dal BCI2000, il quale sarà mostrato con una colorazione differente dagli altri tre. Risulta importante far notare che l'associazione tra la posizione di un target all'interno dello schermo ed il numero ad esso associato, non segue una legge definita. È possibile operare tale associazione direttamente accedendo al menù di configurazione del BCI2000, scegliendo l'ordine di posizionamento dei target.



	A	B	C	D	E
TargetCode	0	1	1	0	2
ResultCode	0	0	1	0	0
CursorPos X	0	260	400	0	0
CursorPos Y	0	80	0	0	10

Dimensioni dello schermo 400x300

Figura 3.18: Valori assunti dai campi dati mostrati nelle differenti configurazioni

Il campo ResultCode viene utilizzato per segnalare l'avvenuta selezione di un target. Come mostrato in Figura 3.18, nel momento in cui viene colpito il target in alto, il valore di ResultCode viene cambiato dal valore nullo a quello associato al target in questione. Come si è avuto modo di far notare, non c'è una corrispondenza univoca tra la posizione del target e il valore numerico a esso associato; per ovviare a questo si è scelto di rispettare la convenzione che i target siano numerati in senso antiorario partendo da quello in basso.

L'analisi combinata dei campi TargetCode e ResultCode si rivela di grande importanza, poiché valori coincidenti dei due segnalano la selezione del target indicato dal BCI, mentre valori discordi indicano una selezione errata. Tale informazione si rivela fondamentale per la segnalazione, mediante feedback aptico, del risultato del run al paziente.

I campi CursorPos X e CursorPos Y sono valori numerici che segnalano, istante per istante, la posizione del cursore all'interno dello schermo. Questa è identificata grazie ad un sistema di assi coordinati con origine posta nell'angolo in alto a sinistra dello schermo; conseguentemente, ogni punto del quadrante è identificato da una coppia di coordinate con valori variabili da zero alla dimensione considerata dello schermo.

L'interfacciamento con i tactor non avviene in modo diretto; il Dispatcher invia dei messaggi i quali saranno interpretati dalla classe EchoTactor. Il feedback implementato è di tipo continuo e deve comprendere una serie di messaggi il più differente possibile tra loro per accrescere le probabilità di essere riconosciuto correttamente. L'analisi che segue si basa sulla modalità target, alla quale saranno successivamente aggiunte le funzioni proprie del Training mode.

Si affronterà ora un problema direttamente collegato all'azionamento dei tactor; in particolare, alla conversione tra una primitiva di moto ed i tactor da azionare. Fino ad ora, i messaggi scambiati tra Echo e Dispatcher esprimono una relazione tra il bersaglio colpito ed una direzione di moto; lo step successivo è invece quello di collegare una primitiva di movimento ad un gruppo di tactor. In Figura 3.19, è mostrata tale associazione nel caso monodimensionale ed in quello bidimensionale.

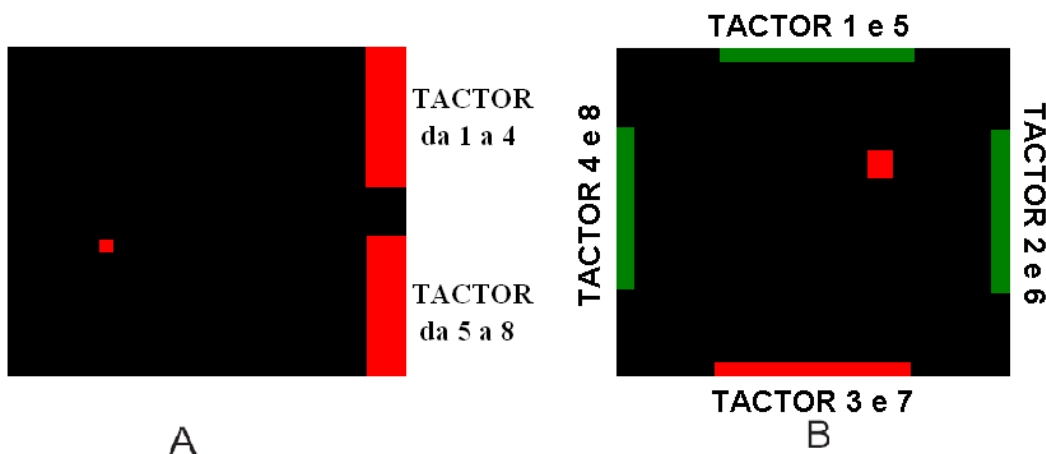


Figura 3.19: A. Associazione target-tactor nel monodimensionale B. Associazione target-tactor nel bidimensionale

Nel caso monodimensionale, i tactor sono stati divisi in due bancate da quattro target ciascuna; il target in alto, associato alla direzione forward, è rappresentato dalla prima

bancata di tactor; in modo analogo, al target in basso e quindi alla direzione backwards, viene associata la seconda bancata di tactor. Nel BCI bidimensionale, a ogni target sono associati due tactor disposti in configurazione alternata, partendo da quello in alto. Si fa presente che nei due casi proposti si opererà anche una disposizione spaziale differente dei tactor sul corpo del paziente.

Realizzare un feedback di tipo continuo significa implementare una funzione che segnali costantemente la posizione del cursore ed una che indichi la selezione di un target; nel primo caso, si parlerà di “funzione traccia”, mentre nel secondo di “funzione fire”.

Si inizierà con l’analisi della funzione “fire”; questa serve ad informare che un target è stato colpito e comanda l’accensione dell’opportuna maschera di target. Il Dispatcher compilerà un messaggio da inviare ad EchoTactor, con la seguente sintassi: “fire = maschera di tactor”; dalla Figura 3.19 si può vedere come alla selezione del target in alto debba seguire l’accensione dei tactor 1 e 5. Il valore numerico “maschera di tactor” è una conversione decimale della stringa binaria che indica i tactor 1 e 5.

Per quanto concerne la funzione “traccia”, questa vuole realizzare la comunicazione della posizione del cursore, attuando in maniera opportuna maschere di tactor ad un determinato guadagno e frequenza di battimento. Come accennato più volte, lo schermo è stato diviso in due o quattro quadranti a seconda della modalità bidimensionale o monodimensionale utilizzata; ad ogni spicchio è stato associato uno o più tactor. Sembrerebbe quindi possibile rifarsi alle divisioni già mostrate per segnalare in real-time la posizione del cursore. In realtà non è così; una volta che il cursore entra in una regione dello schermo, sarebbe impossibile sapere la sua vicinanza dal bordo, caratteristica fondamentale perché indice della vicinanza ad un bersaglio. A questo scopo, si è operata una successiva divisione (Figura 3.20), la quale seziona lo screen in aree di piccole dimensioni caratterizzate dalla maschera di tactor accesi e dal guadagno.

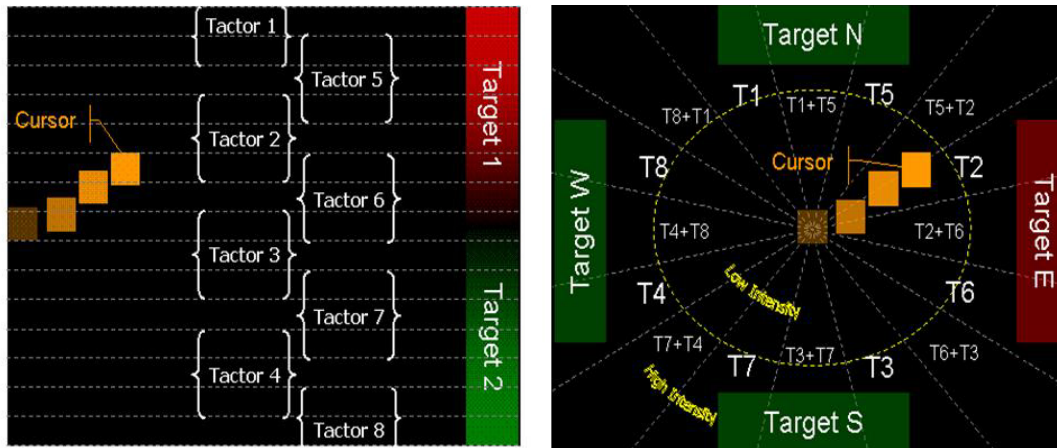


Figura 3.20: Divisione dello schermo in zone; ogni area è caratterizzata da una differente maschera di tactor e da un differente valore del guadagno

3.3.1. SPERIMENTAZIONE BCI SMR BASED CON FEEDBACK VIBRO TATTILE

Nella sperimentazione sono stati coinvolti sei soggetti, di cui cinque soggetti sani ed uno affetto da lesione del midollo spinale a livello della terza vertebra toracica. I sei soggetti rientrano tutti all'interno di una fascia di età compresa tra i 23 e i 40 anni e tra questi vi sono cinque uomini e una donna. Durante la sperimentazione ciascun soggetto ha effettuato un numero di sessioni compreso tra un massimo di sei ed un minimo di tre: ciascuna di queste comprendeva un numero di run variabile, al limite otto, in cui la tipologia di feedback da utilizzare (visivo, tattile o viso-tattile) era fortemente dipendente dalla capacità di apprendimento e adattamento del soggetto al nuovo tipo di feedback. [21]

Il passaggio dal feedback visivo a quello tattile è avvenuto in maniera graduale in modo da facilitare la fase di apprendimento e presentazione del nuovo feedback. Come già detto il numero di sessioni è dipesa dalla capacità di ciascun soggetto, ma ciascuna era costituita da un numero minimo di sei run di cui almeno i primi due erano con l'utilizzo di entrambi i feedback per velocizzare la fase di training del soggetto. Durante questa prima fase è emerso però che l'utilizzo del canale visivo associato al feedback tattile per alcuni soggetti rappresentava motivo di confusione e distrazione: si è preferito quindi accelerare il successivo passaggio all'utilizzo del solo feedback tattile in modo

che il soggetto potesse concentrarsi esclusivamente sulla percezione della vibrazione dei tactor e, in base a questa, andare a colpire il bersaglio.

Attraverso il software MARIO sono state eseguite le analisi off-line che hanno evidenziato come le zone di attivazione non hanno subito modificazioni significative, in Figura 3.21 è riportata la mappa relativa ad un soggetto rappresentativo, Il colore è indicativo del valore di R^2 .

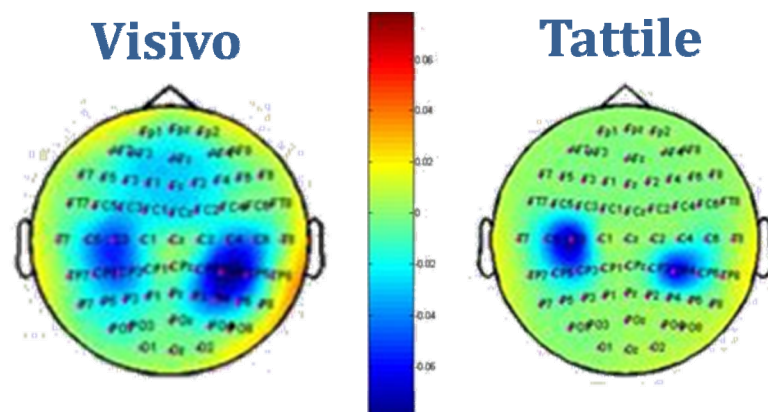


Figura 3.21: Confronto tra i pattern di attivazione, di un soggetto rappresentativo, durante una sessione con feedback visivo ed una sessione con feedback tattile, nella caso specifico abbiamo un attivazione sui canali C3 e C4 con un valore di R^2 negativo .

Osservando le mappe si conclude che nei soggetti le features EEG non differiscono quando viene utilizzato un feedback diverso da quello visivo. Ciò significa che i parametri di controllo sono svincolati dalla scelta del feedback e quindi è possibile passare dal visivo al tattile senza che il soggetto subisca modifiche significative dei propri pattern di attivazione, avendo perciò la possibilità di mantenere lo stesso livello di controllo, più avanti vedremo come nel caso di sessioni P300 non si possa arrivare alla medesima conclusione.

L'andamento generale delle performance comprensivo di tutte le sessioni di sperimentazione cui è stato sottoposto ciascun soggetto, è riportato all'interno della tabella.

NAME	PROG.SESSION	Tactor	Visual	
ALFA	1		72,20%	
	2		77,20%	
	3	74,30%		
	4	58,60%		
	5	69,20%		
	6	71,80%	85,30%	
ALFA Totale		68,48%	78,23%	
BOAN	1		88,60%	
	2		73,60%	
	4	77,90%		
	5	67,60%		
	6	81,80%	89,40%	
	BOAN Totale		75,77%	83,87%
MADA	1		70,60%	
	2		70,70%	
	5	60,40%		
	6	80,20%		
	7	87,60%	82,90%	
	MADA Totale		76,07%	74,73%
	PEPI	1		69,40%
2			95,00%	
3		95,90%		
4		87,40%		
5		97,10%		
PEPI Totale		93,47%	82,20%	
RUDA	1		97,80%	
	2		98,20%	
	4	48,60%		
	5	48,60%		
	6	52,80%		
	7	57,00%		
	8	58,20%	67,10%	
	RUDA Totale		53,04%	87,70%
WUWE	1		91,40%	
	2		75,00%	
	3	91,20%		
	4	78,80%	87,60%	
WUWE Totale		85,00%	84,67%	
Totale		75,30%	81,90%	

Dai dati relativi alle percentuali delle performance per ciascun soggetto emerge che in media l'utilizzo dei tactor non porta cambiamenti drastici o sufficientemente rilevanti da poter affermare che il feedback visivo sia migliore del tattile o viceversa. Analogamente, dai risultati ottenuti, si può affermare che i tactor possono rappresentare una valida alternativa all'utilizzo del canale visivo e ciò significa che non è più strettamente necessario l'utilizzo della vista per ottenere un buon livello di controllo.

Questo lavoro ha portato dei risultati innovativi nell'ambito del BCI [20][21][22][23] dimostrando la possibilità di utilizzare un feedback vibro tattile in sostituzione al feedback visivo, permettendo così al soggetto di utilizzare la vista per altri compiti.[19]

3.3.2. SPERIMENTAZIONE BCI P300 BASED CON STIMOLAZIONE MULTIMODALE

La sperimentazione aveva l'obiettivo di implementare un setup BCI che impiegasse come feature di controllo il potenziale evocato P300. L'approccio usato è di tipo multimodale, ossia si sono voluti comparare tre diverse tipologie di stimolazione: visivo, uditivo, tattile, utilizzando due diverse modalità nella presentazione degli stimoli video. La scelta di due task visive: "Oddball" e "Standard" è dovuta al fatto che in una si è utilizzato il classico paradigma oddball presentando solamente due stimoli differenti (uno target e l'altro no-target), mentre nell'altra sono stati presentati otto stimoli (uno target e sette no-target) [23]. L'obiettivo specifico della sperimentazione consisteva nello studio comparativo dei potenziali P300 utilizzando diverse forme di stimolazione sensoriale.

Hanno partecipato alla sperimentazione 8 soggetti sani fra i 23 e i 37 anni. I soggetti sottoposti hanno partecipato a 3 sessioni sperimentali. Le prime due sessioni sono servite da screening, atte a identificare le features individuali di ciascun soggetto per ogni singola task, che poi sono state utilizzate nella terza sessione. Per questo motivo, nelle prime due sessioni, i soggetti sono stati messi al corrente che l'esito della classificazione non avrebbe effettivamente rispecchiato le loro intenzioni.

Ciascuna sessione prevedeva 8 run, ciascuno dei quali costituito da 8 trial. Un trial rappresenta una serie di sequenze di stimolazione, alla fine delle quali viene eseguita

l'operazione di media che porta alla selezione dello stimolo Target, mentre una sequenza di stimolazione prevede una singola presentazione di ciascuna possibile classe di stimolo. In questo caso ciascun trial era composto da 15 sequenze di 8 stimoli presentati in modalità random, di durata 192 ms (on time) + 64 ms (off time).

STIMOLAZIONE VISIVA "ODDBALL"

In questa task, si sono utilizzati due differenti stimoli visivi, che compaiono al centro del monitor singolarmente, con una frequenza 1:7, presentati in una sequenza random, in modo tale da avere un totale di 8 stimoli, tra target e no target, per singola sequenza. È questa la configurazione classica del paradigma oddball. Tale paradigma prevede che al soggetto in esame siano presentate sequenze di due stimoli distinguibili in base alle caratteristiche fisiche (in questo caso colori differenti); uno degli stimoli occorre frequentemente, l'altro infrequentemente (stimolo target). Il soggetto deve quindi riconoscere e contare gli stimoli rari (ossia quelli presenti in proporzione minore), all'interno di una serie di stimoli frequenti. Il target era rappresentato da un quadrato blu, mentre il no-target da un cerchio rosso.

STIMOLAZIONE VISIVA "STANDARD"

Nella seconda task, sono stati proposti al soggetto otto target, posizionati secondo i riferimenti dei punti cardinali. All'interno di ogni singola sequenza, gli 8 target si illuminano una sola volta secondo un ordine casuale. In questo caso il soggetto doveva focalizzare l'attenzione sul target richiesto dal sistema, gli stimoli hanno caratteristiche fisiche equivalenti, ed è il soggetto a eleggere uno degli stimoli a "target", concentrando su esso la propria attenzione. Questo paradigma è alla base dei sistemi BCI basati sul potenziale P300. Il potenziale P300 non è più generato in base alla presentazione di stimoli evidentemente diversi ma la "differenza" tra gli stimoli target e notarget ha una natura di tipo cognitivo.

STIMOLAZIONE Uditiva

Per quanto riguarda la scelta degli stimoli audio e quindi delle otto classi di stimolo da presentare al soggetto, si è tenuto conto della necessità che i suoni dovessero rispondere alle seguenti caratteristiche:

- breve durata (di 192 ms al massimo)
- il più possibile omogenei (in modo tale che non ce ne fossero alcuni che prevalessero su altri e che potessero così creare involontariamente e passivamente delle attivazioni cerebrali in corrispondenza a stimoli no-target)
- facili da riconoscere e da discernere

Per le motivazioni di cui sopra si è scelto di usare la pronuncia delle note musicali. A queste, ne è stata aggiunta una ottava, la “ut” (come originariamente Guido d’Arezzo aveva chiamato la nota “do”).

STIMOLAZIONE TATTILE

Nel caso della stimolazione tattile si sono posti otto tactor in posizioni diverse. Ricordando che l’obiettivo è quello di offrire le condizioni più semplici per il riconoscimento dei target, per la disposizione degli otto tactor, sono state utilizzate parti del corpo con elevate terminazioni nervose, ove maggiore è la concentrazione dei recettori tattili, e quindi la sensibilità e la capacità di discriminazione. Prendendo spunto anche dalla letteratura, i tactor sono stati disposti sui polsi, sui polpastrelli dei pollici, medi e mignoli di entrambe le mani, cosicché fossero, tra l’altro, sufficientemente distanziati tra loro. In particolare i tactor sui polsi, non sono stati posizionati esattamente in corrispondenza dei tendini, ma leggermente spostati, così da non indurre la stimolazione del polso alle dita (Figura 3.22).

I parametri che servono a caratterizzare la P300 usati in letteratura sono principalmente tre: ampiezza, latenza e forma dell’onda. A questi abbiamo aggiunto quelli tipici del BCI che sono le performance (accuratezza di classificazione di ciascun trial) e il valore del coefficiente di determinazione (R^2).

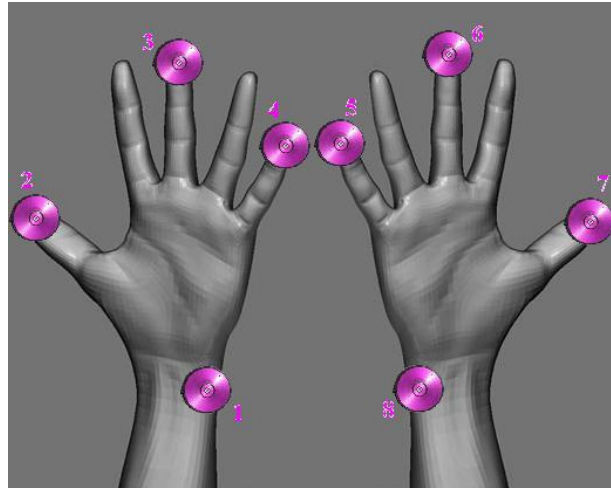


Figura 3.22: Disposizione dei factor adoperata durante la sperimentazione BCI P300 based

Lo studio della latenza (ossia della distanza temporale tra il momento di applicazione dello stimolo e il momento di comparsa dell'onda P300), è stato effettuato mediante il valore di R^2 fornito dal MARIO, ovvero sono stati selezionati i valori massimi di R^2 ricavati dai migliori run, dagli stessi run sono state poi estrapolate le feature caricate nella terza sessione.

Focalizziamo l'attenzione sulle differenze tra le quattro task, analizzando i canali in corrispondenza dei quali si è riscontrata l'attivazione massima, ricorrendo a:

- MIN: il momento della comparsa dell'attivazione, in corrispondenza quindi all'inizio della componente P300;
- MAX: il tempo corrispondente alla scomparsa della componente P300;
- PICCO: la latenza corrispondente all'ampiezza massima della componente P300.
- DURATA: la durata media dell'attivazione (dal minimo al massimo).

I suddetti parametri vengono evidenziati nella Figura 3.23.

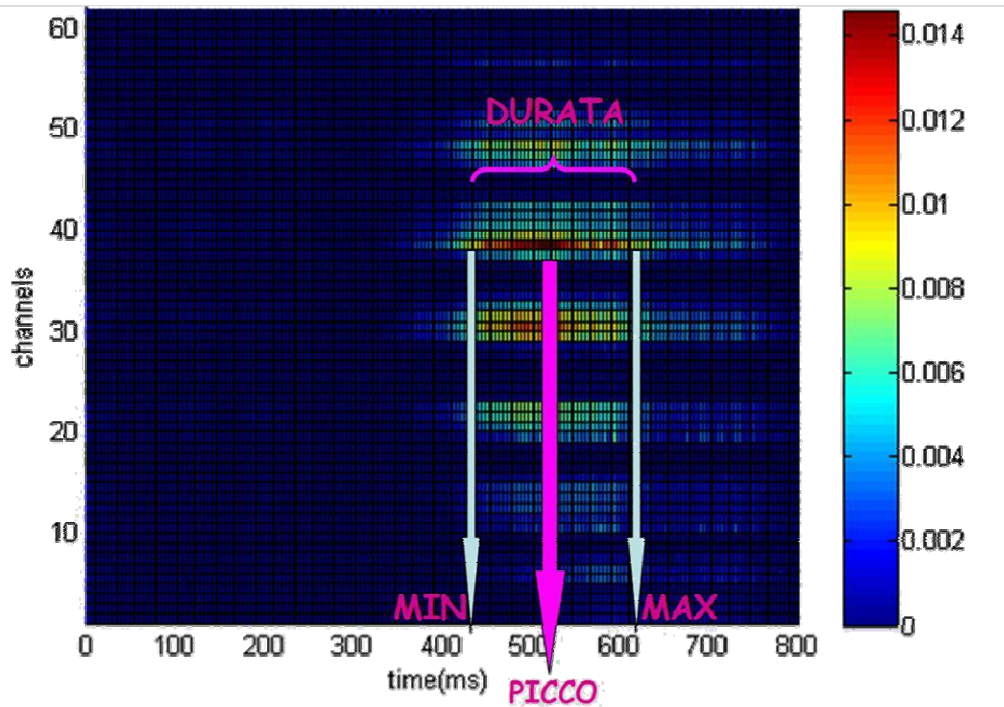


Figura 3.23: Esempio di R^2 per la definizione dei parametri Min, Max, Picco e Durata.

Esprimendo i valori dell' R^2 indicati sulla destra in percentuale (in modo tale che lo 0 blu corrisponda allo 0% e 0.014 rosso al 100%), il minimo corrisponde al 50% dell' R^2 (in verde immediatamente prima dell'attivazione in rosso), così come il massimo (in verde, subito dopo l'attivazione in rosso). Con “Picco” viene indicata la latenza in corrispondenza della quale è possibile osservare la massima ampiezza della componente P300. Con “Durata” la differenza tra il Max e il Min, corrispondente al periodo compreso tra la comparsa e la scomparsa della componente P300

In Figura 3.24 si riporta il grafico relativo alla media delle durate d'attivazione effettuata sugli otto soggetti partecipanti alla sperimentazione relativa alle quattro task.

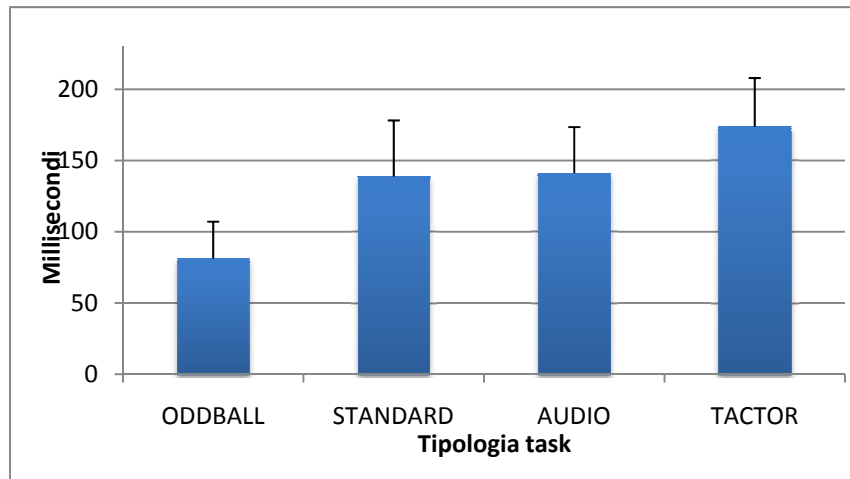


Figura 3.24: Comparazione della media con la deviazione standard delle durate d'attivazione, effettuata sugli otto partecipanti alla sperimentazione, relativa alle quattro differenti task. È indicata in ascisse la tipologia di task e in ordinate la durata dell'attivazione in millisecondi

La breve durata della P300 nella task Oddball è da imputare alla sola comparsa dell'onda P300 senza subcomponenti P3a, P3b o Slow Wave che aumentano la durata della risposta cerebrale. Aumentando il grado di difficoltà della task, aumenta anche la durata della risposta, in quanto si assiste alla comparsa delle subcomponenti suddette che riguardano un meccanismo di un sistema di riconoscimento cerebrale in corrispondenza allo stimolo target.

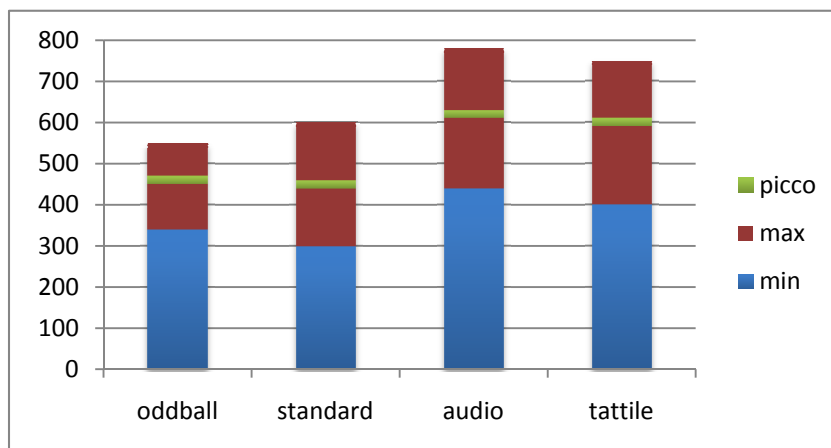


Figura 3.25: Comparazione dei ms relativi alla comparsa (minimo assoluto, in azzurro) alla scomparsa (massimo assoluto, in marrone) e alla media dell'attivazione P300 (in verde).

Dal precedente grafico, risulta evidente come, aumentando il grado di difficoltà della task e la complessità degli stimoli, aumenti anche il tempo impiegato dal soggetto per completare il pieno riconoscimento dello stimolo atteso.

Si osservi come le task audio e tattile presentino tempi d'attivazione simili. Come evidenziato dai precedenti grafici, infatti, oltre alla latenza, anche il tempo medio, la durata d'attivazione e la latenza del picco P300 sono paragonabili e, in ogni caso, più lunghe e in ritardo rispetto alla task visiva.

Gli R^2 maggiori risultano essere quelli relativi alle task visive, in particolare nella task Oddball è maggiore, perché il numero di classi di stimolo totale utilizzato è minore. D'altra parte, il canale visivo è più intuitivo e veicola un maggior numero di informazioni: non meraviglia dunque il fatto che i valori di R^2 , così come le performance ottenute con esso, siano superiori rispetto a quelle ottenute con i feedback uditivi e tattili.

Inoltre gli R^2 della task tattile sono più alti rispetto a quelli della task uditiva. La ragione è intuibile: più facile memorizzare un punto specifico di stimolo sulla superficie corporea, che memorizzare e riconoscere fra otto, la presentazione di uno stimolo sonoro (Figura 3.26).

Le analisi delle performance saranno trattate in due blocchi diversi: saranno prima studiati i risultati che si riferiscono alla comparazione tra le due task visiva-Oddball e visiva, e in seguito alla comparazione fra le tre task nelle quali si utilizzano stimolazioni differenti (visiva, uditiva e tattile).

Vengono di seguito comparate le performances ottenute da ogni singolo soggetto durante la terza, e ultima, sessione, relative alle due task visive.

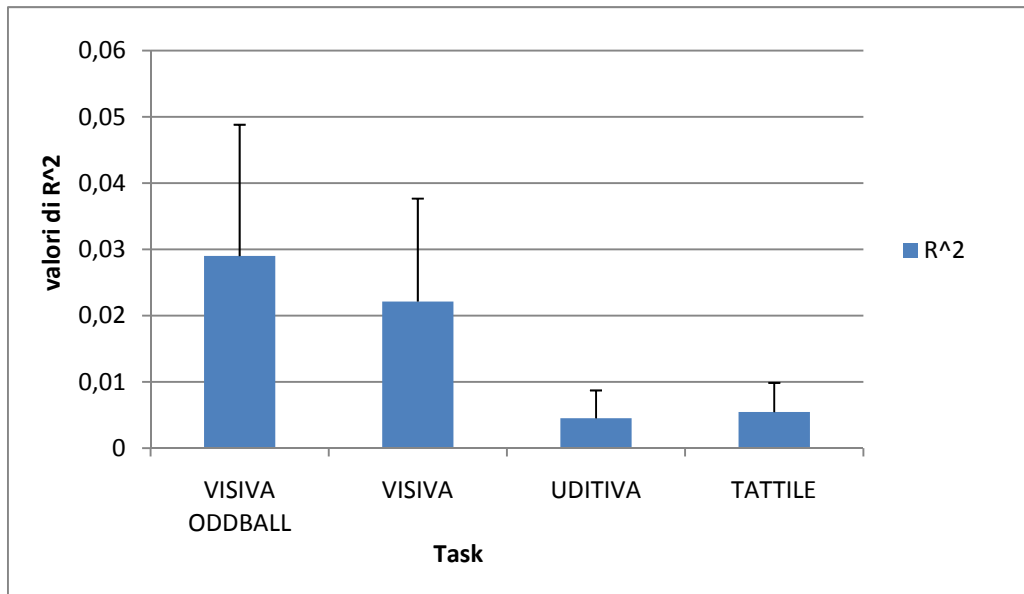


Figura 3.26: Grafico degli R^2 relativi alle quattro task, effettuate sugli otto soggetti con relativa la deviazione standard.

Benché si siano ottenute in linea generale delle altissime performances per tutti i soggetti, nella task Oddball la totalità dei soggetti ha raggiunto il 100% nella terza sessione. Lo stesso non si può dire per la task Standard.

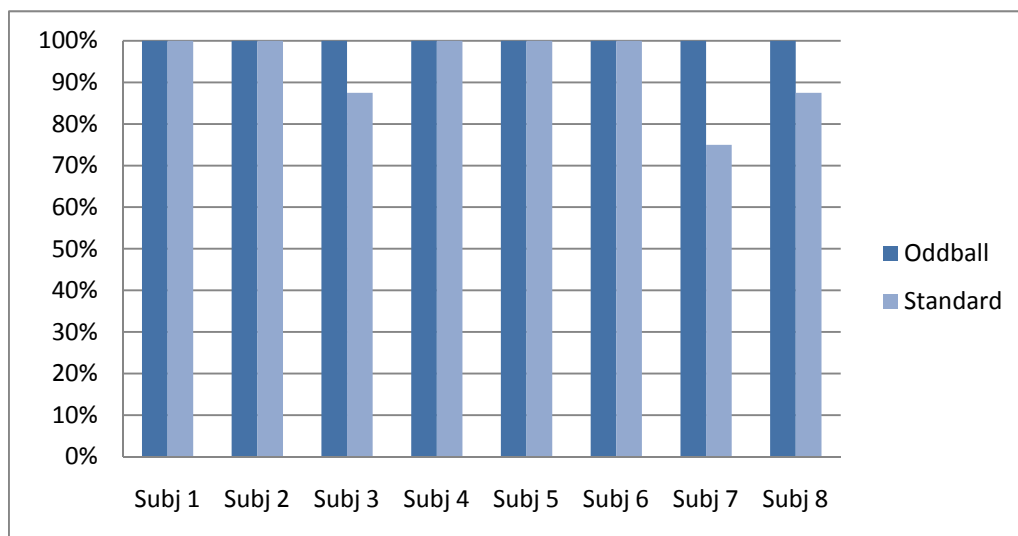


Figura 3.27: Comparazione delle performance relative alle task Oddball e Standard, ottenute on-line nella terza sessione da ciascun soggetto partecipante alla sperimentazione

Entrambe le task necessitano di un processo attivo cognitivo, in quanto è il soggetto stesso a dover contare mentalmente e focalizzare l'attenzione sul target, nel caso

dell'Oddball però il riconoscimento del target avviene in maniera più immediata del secondo, in quanto in quest'ultimo aumenta inevitabilmente la concentrazione richiesta al del soggetto che, oltre a focalizzare l'attenzione sulla comparsa del target, deve anche impegnarsi a focalizzare lo sguardo su un determinato punto del monitor, evitando di farsi distrarre dagli stimoli frequenti che nel frattempo compaiono in altri punti dello spazio. La generazione della P300, infatti, è ritenuta espressione di un processo cognitivo di discriminazione e categorizzazione degli stimoli che presuppone adeguati livelli di vigilanza, attenzione, memoria, motivazione. È richiesta quindi, in linea generale, la collaborazione attiva del soggetto.

Per quanto riguarda invece le performance relative alle tre differenti stimolazioni: visiva, uditiva e tattile, si può riportare quanto segue:

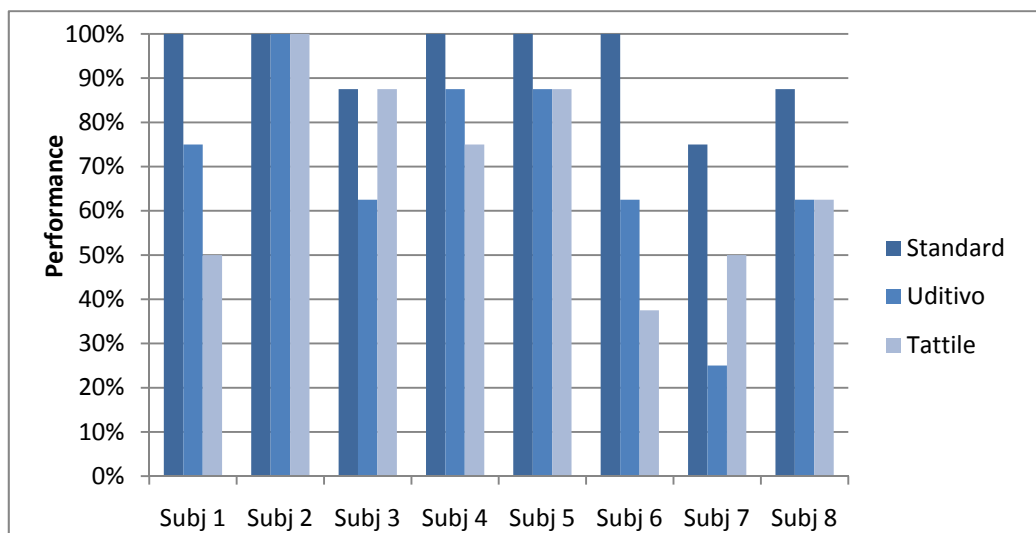


Figura 3.28: Comparazione delle performance relative alle task visiva, uditiva e tattile, ottenute on-line nella terza sessione.

Anche questa volta le performance relative alle task uditive e tattili sono pressoché identiche (intorno al 70% in media). In ogni caso sia per l'una che per l'altra task si può notare un'alta variabilità da soggetto a soggetto. Questo è indice del fatto che non è da sottovalutare la predisposizione specifica per affrontare una determinata tipologia di stimolazione, ossia l'affinità personale a un determinato stimolo.

La vista inoltre è l'attività sensoriale più comunemente utilizzata, e quindi più allenata nella definizione del mondo esterno, inoltre è anche l'attività sensoriale che può arrivare alle maggiori distanze. In ogni caso, è noto che la perdita di un'attività sensoriale è di solito compensata dal potenziamento di altri organi di senso. [25]

3.4. CONCLUSIONI SUI CANALI DI INTERFACCIA ALTERNATIVI

L'utilizzo del BCI come canale di comunicazione alternativo e non solo sostitutivo passa necessariamente attraverso l'impiego di canali informativi diversi da quello visivo. Come già detto non sarebbe pensabile usare il BCI solo con il canale informativo visivo, se non in contesti particolari. Il canale vibro tattile risulta essere il candidato ideale per questo scopo in quanto attualmente è il canale sensoriale meno usato nell'interazione uomo macchina, risulta facile da indossare e in abbastanza intuitivo.

Il lavoro svolto dimostra la possibilità di utilizzare sistemi alternativi per il canale informativo tra il BCI e il soggetto. Come si è visto l'utilizzo di sistemi tattili per il BCI basato sui ritmi SMR risultano molto versatili e con differenze in termini di intuitività e raggiungimento delle performance praticamente nulle. Come già evidenziato in precedenza i risultati sono stati ritenuti innovativi e utili per la comunità BCI come si può evincere dai riscontri ricevuti [20][21][22][23].

Discorso diverso per i sistemi BCI P300-based le differenze non sono trascurabili ma comunque i risultati raggiunti sono di sicuro interesse. Come abbiamo visto le caratteristiche della risposta P300 variano al variare del tipo di stimolazione. Problema questo trascurabile poiché è vero che non è possibile utilizzare le stesse caratteristiche per tutti i tipi di stimolazione, ma è altresì vero che è possibile prevedere un sistema BCI in grado di cambiare le feature utilizzate per il riconoscimento in maniera dinamica. In termini di performance un 20% in meno non si può definire trascurabile ma ciò non toglie che un training del soggetto potrebbe permettere di ridurre questo bias e portare a risultati maggiormente confrontabili. Anche in questo ambito i risultati ottenuti sono stati considerati innovativi e di interesse [25][26],[27]

La possibilità di utilizzare in contesti reali questo tipo di canali informativi è attualmente confinata a brevi periodi o per situazioni che permettano agevolmente il

| Sviluppo di un sistema Brain-Computer Interface per il controllo ambientale

collegamento ad alimentazione di rete, in quanto i dispositivi attuali sono piuttosto esigenti in termini di consumi. Ciò non toglie che l'avvento di nuove tecnologie, quale ad esempio l'utilizzo di attuatori piezoelettrici possano aggirare questo problema.

Questo lavoro pone una solida base di partenza per le future sperimentazioni e identifica le prospettive di applicabilità dei dispositivi BCI anche in quei contesti in cui il canale visivo dell'utente non possa essere utilizzato.

4. SISTEMI BCI PER IL CONTROLLO AMBIENTALE

Un fattore molto importante nell'utilizzo delle interfacce cervello computer è il coinvolgimento del utente nella task di controllo. In virtù di questa fattore e sulla base del fatto che un qualsiasi dispositivo di input non può prescindere da quello che deve controllare, una parte dello studio è stata rivolta ai dispositivi pilotabili dal BCI, nel caso particolare abbiamo focalizzato la nostra attenzione sul controllo ambientale. Dove per controllo ambientale si intende la possibilità di controllare carichi elettrici di vario tipo e più in generale il monitoraggio e il controllo di ambienti domestici.

Come per la precedente sperimentazione anche questa in parte si va a collocare all'interno di un progetto finanziato dalla comunità europea, SM4All (Smart Homes for All).

L'obiettivo che ci si è posti è la creazione di una piattaforma domotica pilotabile in maniera semplice e funzionale da molteplici dispositivi di input, tra cui ovviamente il BCI. Questa scelta è stata effettuata in rispetto alle linee guida dell'universal design che veste bene gli obiettivi del presente lavoro. In quanto ricordiamo che il fine ultimo è quello di creare una tecnologia BCI che permetta l'interazione diretta con l'ambiente.

4.1. PROGETTO SM4ALL

SM4ALL è un progetto partito a settembre del 2008, della durata di tre anni, l'obiettivo del progetto è quello di sviluppare middleware innovativa per l'inter-operabilità di servizi smart embedded in ambienti *immersive* e *person-centric*, attraverso l'uso di componibilità e tecniche semantiche per la riconfigurazione dinamica di un servizio facendo leva su tecnologie P2P [29].

Il progetto SM4ALL ha come obiettivo principale quello di garantire dinamicità, affidabilità e scalabilità, pur mantenendo privacy e sicurezza della piattaforma e dei suoi utenti. In particolare nel progetto SM4ALL sono fusi P2P e architetture orientate ai servizi.

La piattaforma SM4ALL offrirà caratteristiche specifiche di scalabilità (rispetto al numero di servizi embedded da gestire) e dinamicità (la capacità della piattaforma di gestire *on-the-fly* l'inserimento e la rimozione di nuovi dispositivi, sensori, etc). Sfruttando tecniche di computing autonomo e sistemi peer-to-peer, i servizi e la piattaforma offriranno tali caratteristiche built-in direttamente, e non come un'ulteriore add-on.

Particolare attenzione è dedicata alla sicurezza globale dell'ambiente smart, in relazione a chi/che cosa può fare e ad eventuali inclusioni di sensori/servizi/dispositivi. Infine, il progetto SM4ALL mira a definire e sviluppare tale piattaforma embedded per ambienti smart *pervasive* veramente per tutti, in cui gli utenti con diverse capacità e bisogni possano interagire con i servizi previsti dai vari dispositivi di domotica, attraverso apparecchi, sensori di base e interfacce avanzate, essendo quest'ultime basate sulla tecnologia di interazione cervello-computer.

Ancora, il sistema SM4ALL propone nuove alternative possibili, e il ciclo (scelta dell'utente, composizione e orchestrazione) è ripetuto fino a quando la soddisfazione dell'utente viene raggiunta. In tal modo, la continua interazione tra l'utente e le infrastrutture della casa (l'interazione tra i vari punti agisce in modo proattivo e automatico, e non è "passiva") permette di soddisfare i suoi bisogni.

Nella Figura 4.1 è mostrata la visione dell'architettura SM4All, costituita da:

- *The Pervasive Layer* - infrastrutture hardware (dispositivi, sensori) e il software embedded, vale a dire, i servizi, il middleware e il motore di orchestrazione distribuiti.
- *The Composition Layer* - tutti i componenti che hanno bisogno di soddisfare automaticamente le esigenze degli utenti, vale a dire, il composition engine, il repository e il context-aware dell'utente.
- *The User Layer* - interfacce utente, tradizionali e Brain-Computer-Interface (BCIs).

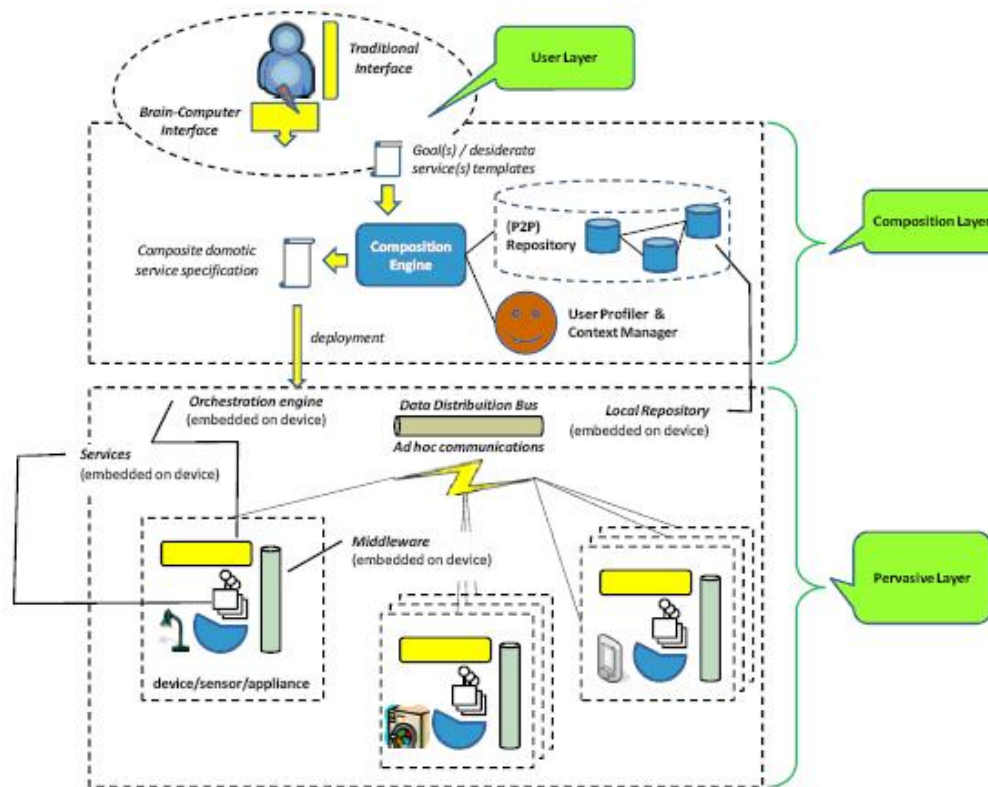


Figura 4.1: L'architettura di Smart hoMes for All – An Embedded Middleware Platform for Pervasive and Immersive Environments for-All

4.2. DOMOTICA

La domotica è la disciplina che studia gli strumenti e le tecnologie atte al controllo e all'automatizzazione di sistemi, impianti e più in generale di apparecchiature elettroniche all'interno di ambienti domestici o lavorativi. L'obiettivo principale della domotica è di apportare in tali ambienti un miglioramento della qualità della vita per le persone in essi presenti. Essa permette di controllare e gestire la quasi totalità degli impianti domestici e in generale qualsiasi componente in uso nella vita quotidiana che venga alimentato dall'energia elettrica.

In particolare la domotica può essere adottata nelle seguenti aree funzionali:

- Gestione dell'ambiente: impianto elettrico, impianto d'illuminazione, climatizzazione, riscaldamento, ecc...

- Sicurezza: impianto antifurto, impianto antincendio, protezione da fughe di gas e scariche elettriche, ecc...
- Gestione delle apparecchiature domestiche: frigoriferi, lavatrici, forni, ecc...
- Comunicazione: telefono, PC, trasmissione dati per controlli sanitari o attività lavorative, comunicazioni interne, ecc...
- Intrattenimento: TV, DVD, Hi-Fi, ecc...

Un sistema domotico favorisce l'integrazione di tutti gli impianti tecnologici presenti in un'abitazione. Il risultato dell'applicazione della domotica alla progettazione di una casa è la cosiddetta "casa intelligente" (smart house). In una casa intelligente le apparecchiature e i sistemi sono in grado di svolgere le proprie funzioni in parziale (o a volte totale) autonomia. Tali apparecchiature sono spesso in grado di comunicare tra di loro, permettendo ad un dispositivo di controllarne un altro o di visionarne lo stato, e di interagire con l'ambiente circostante misurandone attributi come la luminosità, la temperatura o l'umidità. Questa caratteristica permette la creazione di sistemi avanzati di apparecchiature coordinate tra di loro che tengono conto della situazione attuale all'interno e all'esterno della casa; ad esempio, ciascun dispositivo può, in ogni momento, sapere se sono o no presenti persone all'interno della casa e dove si trovano, se all'esterno c'è luce o no, se è caldo o freddo, se l'allarme è attivo o no, se il gas è aperto o chiuso, e così via prendendo di conseguenza delle decisioni sulle azioni da intraprendere.

Ad un livello più alto la domotica viene utilizzata in ambiti lavorativi e commerciali per automatizzare sistemi estesi ad interi edifici. In questo contesto si parla di "Building Automation". Gli obiettivi, le esigenze e i destinatari della building automation sono completamente distinti da quelli relativi alle smart house; per questo motivo, non rientrando nell'interesse di questa tesi, questo concetto non verrà ulteriormente analizzato.

4.2.1. INTERAZIONE CON L'UTENTE

L'automatizzazione non preclude naturalmente il controllo da parte dell'utente, il quale ha a disposizione una o più interfacce per interagire con i vari apparecchi all'interno della casa. Con una stessa interfaccia è possibile verificare lo stato di un dispositivo, inviargli comandi o programmarne le attività. La natura tecnologica di un sistema domotico fornisce inoltre la possibilità di un'interazione a distanza, tramite rete telefonica, per mezzo di messaggi registrati o SMS, o tramite la rete internet per mezzo di un computer o un palmare. In questo modo l'utente può essere avvisato su eventuali variazioni all'interno della casa, ad esempio l'intrusione di un ladro o un allagamento. Altrettanto interessante è la possibilità del controllo da remoto del sistema, permettendo per esempio di accendere il riscaldamento prima di recarsi nell'abitazione o di spegnere qualcosa che si è dimenticata accesa. Sistemi di questo tipo, comunemente noti come 'residential gateway', espongono però il sistema a una rete di pubblico dominio aggiungendo naturalmente problematiche relative alla sicurezza.

Le interfacce di controllo interne all'abitazione possono variare da semplici telecomandi, a pannelli LCD touch screen, a sistemi più avanzati come il riconoscimento vocale.

Ogni cambiamento nel sistema (cioè il passaggio di un dispositivo da uno stato a un altro) viene solitamente notificato all'utente tramite un segnale visivo (come un led o un cambiamento visivo nel touch screen) o acustico.

Tutti i sistemi domotici condividono delle peculiarità fondamentali, quali:

- Semplicità d'uso: l'utilizzatore finale, deve poter facilmente comprendere e controllare tutto il sistema.
- Affidabilità: il sistema non deve richiedere una grande manutenzione, deve essere in grado di svolgere le proprie funzioni in ogni momento, anche in caso di guasti o malfunzionamenti. Inoltre deve notificare in tempo i problemi riscontrati e permetterne una rapida riparazione.
- Economicità: il sistema, inteso come la sola rete di sensori e attuatori, deve avere costi ridotti, accessibili a tutti.

I principali vantaggi portati dalla domotica sono:

- **Risparmio energetico:** grazie al controllo della rete elettrica e alla sua automazione è possibile evitare gli sprechi di corrente dovuti a una possibile distrazione (una luce lasciata accesa).
- **Comfort:** l'automazione delle azioni quotidiane solitamente svolte manualmente e un controllo centralizzato di diversi impianti, rende la casa più vivibile e confortevole.
- **Sicurezza:** l'integrazione del sistema antifurto con la più ampia rete che si estende per tutta l'abitazione permette una più efficace protezione dalle intrusioni esterne. Inoltre il sistema, grazie al costante monitoraggio di tutte le apparecchiature, è in grado di proteggere gli abitanti da guasti e malfunzionamenti potenzialmente dannosi per le persone (come incendi o allagamenti).

Attualmente la domotica è supportata da un gran numero di dispositivi standard, flessibili e interfacciabili in grado di fornire funzionalità, interagire tra di loro e comunicare con l'esterno tramite internet o tramite la rete GSM.

Tali dispositivi possono essere suddivisi, in base alla loro funzionalità, in due categorie: sensori e attuatori.

Il compito di un sensore è di misurare quantità fisiche (come luminosità o calore) e convertirle in un segnale che può essere letto da opportuni strumenti.

L'attuatore si occupa invece di ricevere dei segnali in input, interpretarli e muovere o controllare un meccanismo o un sistema esterno. Nei casi più semplici vengono semplicemente attivate o disattivate delle linee elettriche in uscita.

Ovviamente un singolo dispositivo può essere in grado di offrire entrambe le funzionalità ed essere quindi sensore ed attuatore allo stesso tempo.

Un elemento fondamentale in un sistema domotico è inoltre il controllore, il quale può essere costituito da un programma in esecuzione su un computer o può essere implementato in hardware con un dispositivo dedicato.

Solitamente tra i dispositivi e l'interfaccia è presente un interlocutore comune, che intercetta i comandi inviati dall'interfaccia utente e si preoccupa di farli eseguire al giusto dispositivo. Questo è il caso dei sistemi centralizzati dove questo interlocutore coinciderà con il controllore centrale. In alternativa, nei sistemi distribuiti, dove la rete contiene solo sensori e attuatori in collaborazione tra di loro, è possibile connettere l'interfaccia direttamente al sistema facendolo interagire con gli altri dispositivi.

In genere il secondo tipo di architettura è superiore in termini di affidabilità ma è più complesso da realizzare. Per questo motivo la soluzione più comunemente utilizzata è il sistema centralizzato, il quale consente di concentrare in un solo punto il controllo di tutto il sistema.

Per mettere in comunicazione i componenti di un impianto domotico è possibile utilizzare diversi mezzi di trasmissione. Al momento sono supportati i seguenti mezzi:

- Doppino telefonico (TP)
- Cavo elettrico (PowerLine)
- Cavo coassiale (COAX)
- Cavo dedicato (Bus)
- Radiofrequenza (RF)
- Infrarossi (IR)
- Fibra ottica

In genere i dispositivi supportano uno solo di questi mezzi e la scelta dipende dal costruttore. La maggior parte dei dispositivi è orientata all'utilizzo del cavo BUS; questo infatti permette, grazie all'utilizzo di un unico cavo per tutti i dispositivi, di rendere il sistema più semplice, più economico e più flessibile. Un altro mezzo in fase di espansione è la radiofrequenza, la quale permette, in ambienti ridotti, di creare soluzioni economiche ed adattabili a infrastrutture preesistenti.

Il panorama dei protocolli di comunicazione, nel mondo della domotica, è molto ampio. Come in ogni ambito, esistono standard formalizzati da enti autorizzati

(standard de iure), standard affermatosi col tempo nel mercato (standard de facto) e protocolli privati sviluppati dalle singole aziende e utilizzati nei loro prodotti (protocolli proprietari).

Tra i protocolli più diffusi troviamo per il mercato europeo:

- EIB (European Installation Bus): è uno standard aperto, definito dalla EIBA. Permette la comunicazione con doppino, powerline, RF e infrarossi e ethernet. La topografia può essere lineare, a stella o ad albero, con un massimo di 61455 dispositivi collegati. Ogni segmento non deve superare i 1000 metri di lunghezza e la distanza tra i dispositivi non può superare i 700 metri. La velocità di trasmissione è di 9600 bps.
- BatiBUS: è un sistema di tipo Bus, utilizza il doppino schermato per la trasmissione dei dati. Permette fino a 1000 dispositivi collegati su una distanza non superiore ai 2500 metri. La comunicazione tra i dispositivi può essere punto a punto, multicast o broadcast.
- EHS (European Home System): è uno standard aperto e prevede l'implementazione nei dispositivi dei livelli 1, 2, 3 e 7 del modello OSI. Permette il controllo, all'interno dello stesso sistema, di milioni di dispositivi raggruppati in gruppi da 256. Prevede la trasmissione su doppino, powerline, cavo coassiale, infrarossi e radio frequenza. La topologia può essere lineare o a stella. Supporta il Plug & Play e fornisce un servizio in grado di gestire errori di comunicazione, apparecchi malfunzionanti e rilocalizzazione dei dispositivi. E' prevista inoltre una certificazione dei prodotti compatibili con questo standard.
- KNX: è nato dalla fusione degli standard EIB, BATIBUS ed EHS. E' uno standard aperto ed è stato ideato allo scopo di creare uno standard unico a livello europeo. Verrà descritto dettagliatamente più avanti, in quanto è il protocollo utilizzato nel progetto.

mentre per il mercato Americano:

- X10: è uno standard aperto ed attualmente è il protocollo più utilizzato. Utilizza principalmente la rete elettrica con la tecnica powerline. Può gestire fino a 256

dispositivi. La velocità di trasmissione è di 100 o 120 bps. Nonostante la larga diffusione, questo protocollo non è esente da difetti. I problemi principali sono causati dall'utilizzo della rete elettrica come mezzo di comunicazione: elettrodomestici e trasformatori possono creare delle interferenze che disturbano la trasmissione dei comandi; segnali inviati contemporaneamente possono sovrapporsi e non essere quindi interpretati correttamente; il segnale inviato può essere, in diversi casi, attenuato e non giungere quindi a destinazione. Tutto questo rende il protocollo poco affidabile. Esso è inoltre lento: per effettuare un comando sono infatti necessari quasi tre quarti di secondo.

- LonWorks: è uno standard proprietario sviluppato dalla Echelon Corporation. Il protocollo implementa tutti i sette livelli della pila ISO/OSI ed è quindi indipendente dal mezzo trasmissivo utilizzato. La velocità di comunicazione tra i dispositivi varia da 4000 bps su rete elettrica a 1.25 Mbps su doppino.

4.3. LA DOMOTICA IN AIUTO DI ANZIANI E DISABILI

La domotica, grazie all'automazione delle apparecchiature domestiche e all'accorpamento di tutti i comandi in un unico centro di controllo, permette di apportare un notevole aiuto alle persone con difficoltà motorie, quali anziani e disabili.

Le funzionalità offerte da un sistema domotico possono infatti:

- dare autonomia ai pazienti
- alleviare le condizioni di disabilità grazie a strumenti in grado di sollevare il paziente da sforzi fisici e aumentarne la mobilità oppure facilitarne l'accesso ai mezzi di comunicazione
- migliorare l'assistenza sanitaria, permettendo, anche a distanza, il monitoraggio continuo delle condizioni del paziente.

Per venire incontro alle esigenze di ogni paziente, le quali possono variare notevolmente, è possibile utilizzare interfacce personalizzate in grado di essere utilizzate da ogni tipo di utenza. Nel definire i requisiti di una smart home per persone

a ridotte capacità bisogna tenere conto in particolar modo delle capacità fisiche e cognitive del soggetto in questione. Fra i fattori fisici influenti si possono citare:

- capacità motorie e di deambulazione
- ridotta coordinazione dei movimenti e presenza di eventuali tremori
- disabilità sensoriali quali riduzione della vista o dell'udito

Fra i fattori cognitivi vanno invece considerate disabilità come:

- riduzione della memoria a breve termine
- difficoltà ad eseguire sequenze complesse di operazioni
- possibilità di insorgere in stati confusionali

L'interfaccia dovrà quindi adattarsi di conseguenza, prevedendo diverse modalità d'interazione sia per l'acquisizione dei comandi che per la notifica di eventi o messaggi.

4.4. SISTEMA DI CONTROLLO DOMOTICO: IL PROGETTO ASPICE

La base da cui si è partiti è stata il sistema sviluppato all'interno del progetto ASPICE [30][31].

Il progetto Aspice (Assistive System for Patient's Increase of Communication, ambient control and mobility in absence of muscular Effort) è nato nel 2004 per rispondere ad una Call di Telethon sui trials clinici con l'intento di creare un prototipo di ausilio per pazienti affetti da patologie neuromuscolari degenerative, che hanno perso o che stanno per perdere ogni attività muscolare degli arti pur mantenendo una valida funzione cognitiva (casi di amiotrofie spinali, distrofia di Duchenne nelle ultime fasi, malattie del motoneurone [e.g. SLA]).

Il sistema Aspice è composto da tre moduli principali: Interfaccia di Input, Unità di controllo e Interfaccia di output (Figura 4.2)

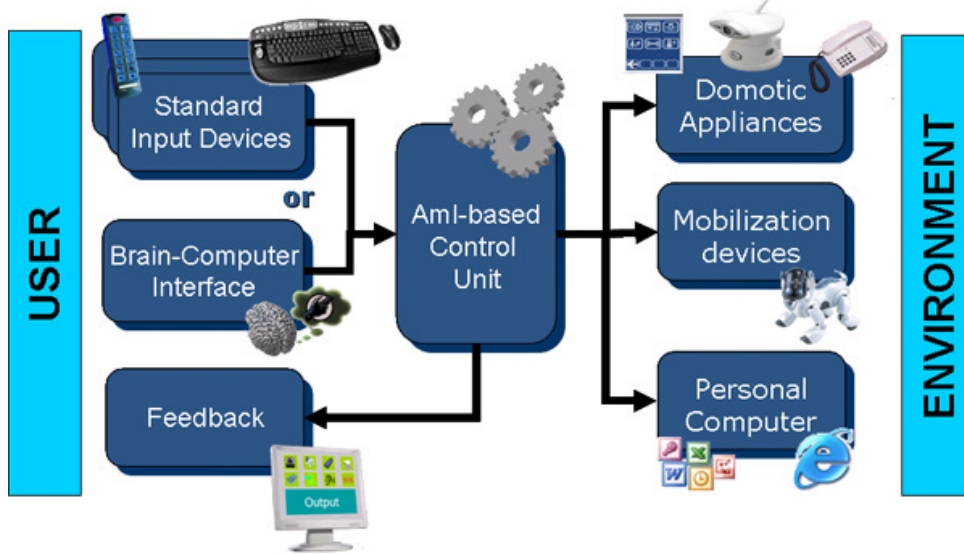


Figura 4.2: Schema funzionale del sistema Aspice. Il sistema si pone come interfaccia tra l'utente e l'ambiente che egli desidera controllare, indipendentemente dal grado di abilità residue dell'utente stesso. Per questo motivo è prevista una estrema modularità nei dispositivi di input, che vanno da normali telecomandi fino al Brain Computer Interface. La Control Unit prende carico di interpretare tutti i possibili ingressi e tradurli in comandi opportuni per controllare i dispositivi di output: dispositivi domotici, robots, personal computer. E' previsto un dispositivo di feedback per informare l'utente sullo stato del sistema

4.4.1. INTERFACCE DI INPUT.

Una delle caratteristiche principali del sistema e la sua relativa efficacia d'uso, ossia il suo obiettivo è di sfruttare al massimo le abilità residue del paziente. Ciò è reso possibile dalla progettazione modulare dell'interfaccia d'input. Per pazienti con il controllo degli arti superiori è disponibile la possibilità di interagire con il sistema attraverso mouse, o una barra di comando o un insieme d'interruttori; per pazienti con un buon controllo della pronuncia è previsto il controllo vocale del sistema; per i pazienti con disabilità più importanti sono stati previsti dispositivi d'input alternativi, quali interruttori sip/puff, o dispositivi basati sull'inseguimento di posizione dell'occhio; infine per pazienti con disabilità gravi è possibile usarlo con un sistema BCI.

Il sistema è stato concepito in maniera tale da seguire il paziente lungo il decorso della sua malattia, dandogli la massima autonomia possibile e cercando di fargli percepire il sistema come un ulteriore ausilio per la sua indipendenza.

4.4.2. L'UNITÀ DI CONTROLLO

La logica di base dell'unità di controllo è di ricevere gli input dal paziente, processarli e intraprende le azioni appropriate.

E' stato previsto che l'input possa arrivare dai dispositivi elencati precedentemente. Il sistema in base al tipo d'input fornito dal paziente fornisce un feedback appropriato, per esempio un cursore nel caso di un mouse o un sistema a menu se i dispositivi di input sono più lenti, tipo BCI. Questo permette all'utente di conoscere lo stato delle periferiche sia prima sia dopo le scelte effettuate. Inoltre il feedback serve anche nelle sessioni di BCI per fornire il biofeedback necessario per il controllo dell'interfaccia.

4.4.3. INTERFACCE DI OUTPUT: DOMOTICA

Molti dispositivi e standard industriali si stanno sviluppando con lo scopo di mettere a disposizione delle persone un controllo a distanza sugli apparecchi di casa, tale controllo può avvenire da una stanza ad un'altra, o addirittura in remoto quando si è fuori casa. Le funzionalità messe a disposizione vanno dal video controllo a distanza della casa, tramite un videocamera installata nelle stanze, al controllo della temperatura con relativo controllo del sistema di riscaldamento. Inoltre erano stati considerati in questa sezione apparecchi quali il telecomando a infrarosso o il telecomando a radio frequenza per permettere di comandare impianti TV, HiFi e cancelli. O ancora anche un telefono può essere modificato facilmente in modo da poter essere controllato a distanza. L'integrazione di questi dispositivi è possibile attraverso la scrittura di opportuni driver che rispettano il protocollo basato sull'XML definito nel progetto.

4.5. INTERFACCIA BCI P300 BASED

Il limite del sistema Aspice è la sola predisposizione per l'utilizzo di BCI basati sul segnale SMR, come abbiamo già visto in precedenza questo tipo di BCI ha una naturale attitudine per il controllo di tipo analogico, per il quale è particolarmente performante, ma poco adatta per un controllo di tipo discreto come può essere quello messo a disposizione da un sistema come Aspice. Si è deciso di integrare la possibilità di avere un controllo BCI basato sul segnale P300, così da poter poi verificare se fosse funzionale.

Il primo passo è stato di adattare l'applicazione Stimulus Presentation presente nel framework BCI2000 affinché fosse in grado di comunicare con l'unità di controllo di ASPICE. Con lo Stimulus Presentation si ha la possibilità di presentare singoli stimoli di tipo visivo o uditivo al fine di generare la P300 [32].

Per adattare la Stimulus Presentation al controllo di periferiche domotiche è stato necessario innanzitutto creare delle immagini intuitive raffiguranti alcune delle azioni che possono essere comunemente svolte in un ambiente domestico. Queste immagini sono state poi caricate nel BCI2000, che, grazie proprio alla Stimulus Presentation, le ha utilizzate come stimolo visivo per la generazione del potenziale P300. In secondo luogo è stato necessario scrivere un programma in grado di trasdurre la selezione effettuata dal sistema BCI nel protocollo del sistema Aspice.

Nella prima interfaccia, configurata a scopo dimostrativo, sono state disposte 8 icone su 2 righe di 4 elementi ciascuna. Questa soluzione grafica elementare è stata considerata un buon compromesso tra tempo necessario per l'invio di un comando e numero di dispositivi controllati.

Le 8 immagini illustrate nella Figura 4.3 compongono una sequenza di stimoli ed il software ha il compito di mostrarle in maniera casuale per un numero di volte pari al numero di sequenze impostato. Esse sono state costruite da otto icone (lampada accesa, lampada spenta, aumenta canale, diminuisci canale, invia SOS, rispondi al telefono, chiama, apri la porta), una per ogni azione, raggruppate in un unico blocco. Intervenendo su parametri di luminosità e contrasto è stato possibile evidenziare soltanto un'icona (associata a un'azione) in ogni immagine.

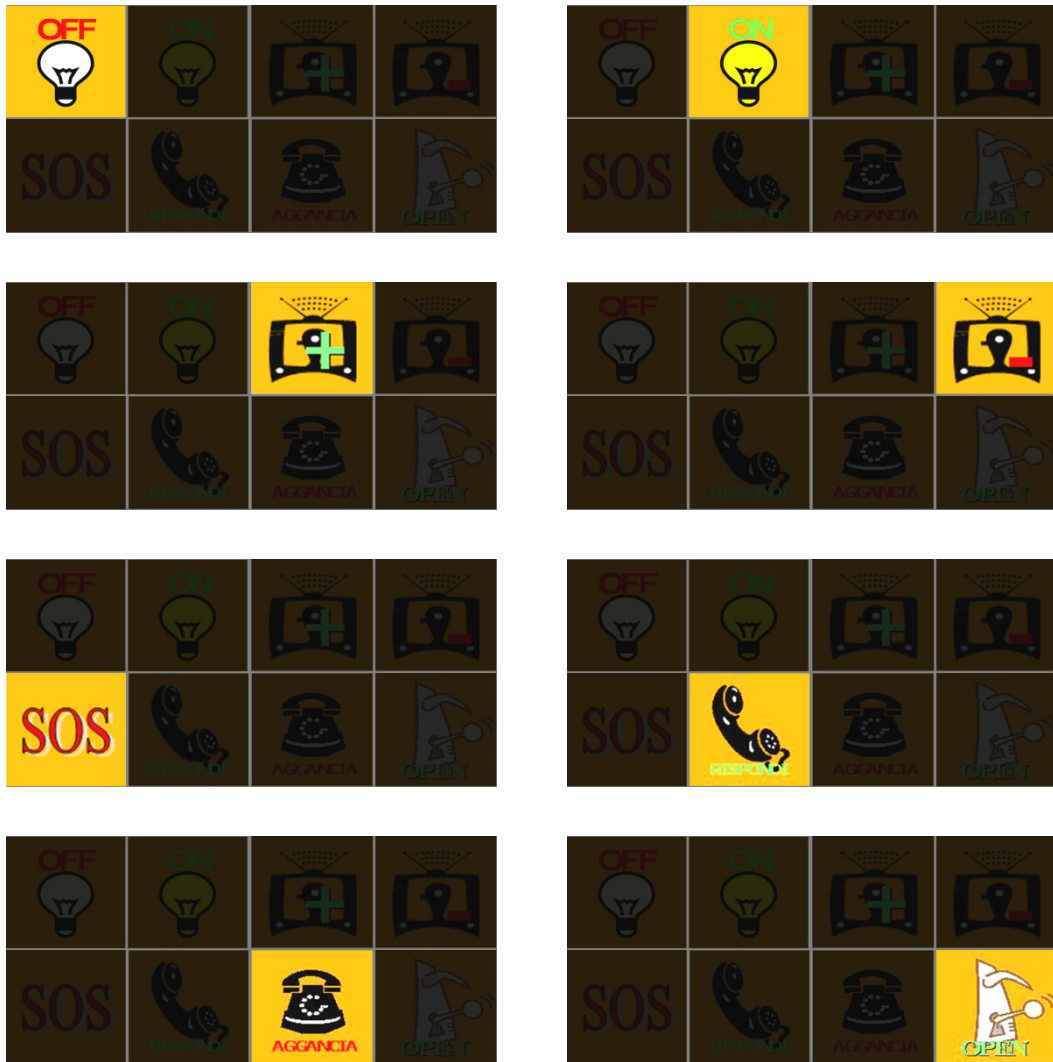


Figura 4.3: Immagini che compongono una sequenza. Costruite intervenendo sulla luminosità e contrasto di 8 singole icone, vengono mostrate in maniera casuale dall' applicazione Stimulus Presentation del software BCI2000

E' logico che un aumento delle azioni che si vogliono compiere implica un aumento del numero di immagini e quindi un incremento del tempo necessario al software per mostrare una sequenza.

Ecco perché dopo aver verificato la funzionalità dell'approccio P300 con una serie di esperimenti pilota. Si è decisi di passare ad un'altra applicazione presente nel framework BCI2000: P3Speller [33].

L'applicazione P3Speller si basa su una logica di stimolazione differente, nasce come tastiera virtuale e la tipica configurazione prevede un'interfaccia composta da caratteri

e numeri disposti in una matrice 6x6. La stimolazione avviene per righe e per colonne, il target viene desunto dall'intersezione dello stimolo riga e stimolo colonna che hanno generato il più alto punteggio nel classificatore (Figura 4.4).

WATER (A)					
W					
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	1	2	3	4
5	6	7	8	9	-

Figura 4.4: Finestra di applicazione della P3Speller nella sua versione standard. Si può notare la matrice 6x6 contenente le lettere dell'alfabeto inglese e i primi 10 numeri. La sezione in grigio posta nella parte alta della finestra riporta le lettere precedentemente scelte dall'utente

E' intuitivo come un approccio di questo tipo risulti sicuramente più performante in termini temporali rispetto all'approccio singolo stimolo della Stimulus Presentation.

La controparte è che essendo nata come applicazione per un comunicatore alfabetico a richiesta delle modifiche maggiori per essere adattata ai nostri scopi.

Un caratteristica di grande interesse presente nell'applicazione P3Speller è la possibilità di gestire più matrici e il passaggio tra esse. Questo ci ha permesso di creare una replica dell'interfaccia Aspice senza presentare un numero di scelte eccessivo, infatti sfruttando questa caratteristica abbiamo creato una struttura a menù gerarchica.

Una volta noto il numero di flash per sequenza, è possibile calcolare (come suo reciproco) qual'è la probabilità che l'elemento target venga illuminato, la probabilità del target sarà pari a $\frac{1}{r+c}$ dove r ed c rappresentano rispettivamente numero di righe e numero di colonne.

Da questa semplice formula si può osservare come la frequenza di flashing del target diminuisca all'aumentare della dimensione della matrice (all'aumentare di r o c). Nel caso di una 6×6 il target sarà illuminato 1 volta ogni 6 flash, mentre in una 3×3 sarà illuminato ogni 3 flash. Come descritto nei capitoli precedenti l'ampiezza del potenziale P300 è inversamente proporzionale alla frequenza con la quale il target viene illuminato. Per questo motivo più un evento target è "raro", come nel caso di una matrice 6×6 , maggiore è la probabilità che "l'intenzione" del soggetto sia correttamente classificata dal software. Questo è solo uno dei termini che influenzano le performances. L'altro termine, che al contrario suggerisce l'adozione di matrici piccole, è legato alla casualità: è più probabile che venga correttamente interpretata la scelta di un elemento su un insieme di 9 elementi piuttosto che su un insieme di 36. Per quantificare l'incidenza che la dimensione della matrice ha sulle performances, è risultato di grande aiuto lo studio condotto da Sellers et al. del 2006 relativo agli effetti delle dimensioni della matrice e dell'ISI (Inter Stimulus Interval) sulle performances. L'ISI è il tempo che intercorre tra uno stimolo e il successivo. A conclusione della campagna sperimentale su 5 soggetti sono state tratte le seguenti conclusioni nello studio di Sellers [34]:

- l'ISI a 175ms garantisce delle performances che prescindono dalle dimensioni della matrice adottata;
- in termini di performances è più conveniente adottare un ISI di 175ms rispetto ad un ISI di 350ms.
- l'accuratezza è risultata accettabile per entrambe le dimensioni; tuttavia la classificazione avviene con miglior successo quando viene adottata una matrice 3×3 rispetto ad una 6×6 ;



Figura 4.5: Menù principale: soltanto gli elementi “SOS” e “Null” inviano comandi diretti, gli altri servono ad accedere ai blocchi di comandi. Convenzionalmente lo sfondo azzurro è stato assegnato agli elementi che danno accesso ad un sottomenù, l’arancione a elementi di comando, il grigio a comandi nulli.

La selezione di una di queste icone (o impropriamente “tasti”) può inviare un comando, come nel caso dell’“SOS”, o dare accesso ad un menù secondario, contenente icone ordinate in matrici di dimensione 2x3 o 3x3. In questo modo viene favorita l’introduzione di nuovi dispositivi o tecnologie, ma anche l’intuitività dell’interfaccia, dato che i comandi sono raggruppati in blocchi.

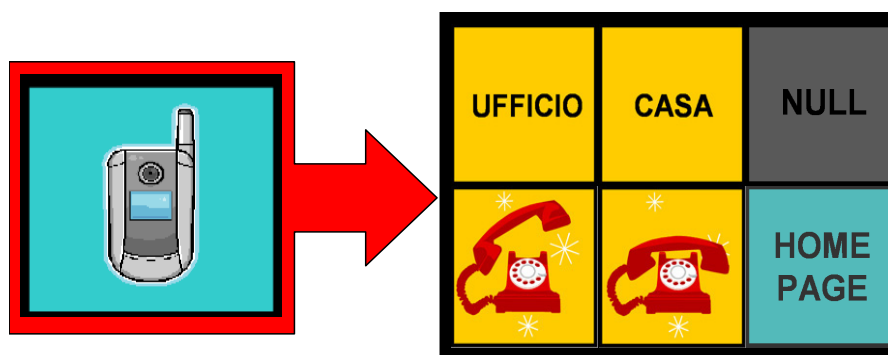


Figura 4.6: Esempio di accesso ad un menù secondario: selezionando l’elemento “telefono” dal menù principale, si accede al blocco di comandi ad esso relativi. L’elemento “home page” consente di ritornare al menù principale.

Nel menù principale soltanto i tasti “SOS” e “Null” sono di tipo comando. L’utente può capirlo in quanto sono rispettivamente di colore arancione e grigio, convenzionalmente assegnati alle icone di tipo “azione” e “comando nullo”. Gli altri tasti, in azzurro, danno accesso ai sottomenù relativi al dispositivo raffigurato nell’icona (Figura 4.6)

4.6. SPERIMENTAZIONE INTERFACCIA BCI PER IL CONTROLLO DOMOTICO

La sperimentazione, volta all’utilizzo di BCI basato su potenziali P300 per il controllo di un’interfaccia domotica. L’obiettivo è quello di verificare da un lato la fattibilità di questo tipo di controllo e dall’altro confutare l’ipotesi che un controllo di questo tipo risulti più veloce e meno frustrante per il soggetto inoltre si vuole verificare che l’organizzazione dei menù fosse effettivamente esemplificativa per il controllo. La sperimentazione ha visto la partecipazione di 11 persone (10 uomini ed una donna, di età compresa tra i 23 e i 38 anni). Questa ha previsto, per ogni soggetto, una registrazione di screening (sessione 0) e 2 registrazioni con interfaccia a blocchi (sessioni 1 e 2) in un arco temporale di 2 settimane. Tutti i soggetti hanno dichiarato nella fase preliminare di essersi già sottoposti a registrazioni P300, ma di ignorare la task P3Speller. Nella registrazione di screening è stato chiesto agli utenti di selezionare una alla volta tutte le icone del menù principale; nelle altre due registrazioni invece gli utenti hanno cercato, muovendosi attraverso i menù della P3Speller, di gestire un’interfaccia più complessa per compiere le azioni che venivano suggerite. La sperimentazione è stata finalizzata allo studio della possibilità di utilizzare un’interfaccia a blocchi per il controllo di dispositivi domotici [35].

La fase di screening ha previsto la registrazione di 4 run identici, finalizzati all’acquisizione dei dati necessari al calcolo dei parametri del soggetto. Ad ognuna delle icone presenti sull’interfaccia mostrata è stato associato un numero (1 all’icona in alto a sinistra, 9 a quella in basso a destra). In ogni run all’utente, opportunamente istruito riguardo alle corrispondenze icona-numero, è stato chiesto di scrivere la sequenza 123456789 selezionando le immagini dell’interfaccia.

Per riuscire in questo compito, il soggetto ha prestato attenzione una alla volta, a tutte le icone presenti nella finestra di applicazione. Nei 4 run è stato utilizzato un Intervallo Inter-Stimolo di 120 ms e trial di 8 sequenze. Partendo dai dati raccolti è stato possibile calcolare con il software Mario i parametri da utilizzare nel prosieguo della sessione. Una volta calcolati, i parametri sono stati quindi caricati nel BCI2000 e utilizzati nei 6 run finali così suddivisi:

- 3 run con ISI=120 ms e trial di 8 sequenze;

- 3 run con ISI=120 ms e trial di 5 sequenze;

SCREENING: 8 SEQUENZE, ISI= 120ms

SOGGETTO	R1	R2	R3	MEDIA	σ	MEDIA(%)	σ(%)
Subj 1	4	4	5	4,33	0,47	48%	5%
Subj 2	8	9	9	8,67	0,47	96%	5%
Subj 3	7	6	8	7,00	0,82	78%	9%
Subj 4	9	7	9	8,33	0,94	93%	10%
Subj 5	7	9	8	8,00	0,82	89%	9%
Subj 6	5	9	8	7,33	1,70	81%	19%
Subj 7	9	7	7	7,67	0,94	75%	10%
Subj 8	8	9	8	8,33	0,47	93%	5%
Subj 9	8	9	9	8,67	0,47	96%	5%
Subj 10	6	3	5	4,67	1,25	52%	14%
Subj 11	8	8	8	8,00	0,00	89%	0%
TOTALE	7,18	7,27	7,64	7,36	0,76	81%	8%

Figura 4.7: Risultati relativi alla sessione di screening condotta con trial di 8 sequenze. I risultati dei

run 1,2 e 3 (rispettivamente R1, R2 ed R3) rappresentano il numero di icone correttamente selezionate durante la task. Dividendo questo valore per 9 (il numero totale di icone da selezionare) sono state ottenute le medie percentuali di ogni soggetto e la media totale. Lo stesso procedimento è stato utilizzato per esprimere la varianza in termini percentuali.

SCREENING: 8 SEQUENZE, ISI= 120ms

SOGGETTO	R1	R2	R3	MEDIA	σ	MEDIA(%)	σ(%)
Subj 1	4	4	5	4,33	0,47	48%	5%
Subj 2	8	9	9	8,67	0,47	96%	5%
Subj 3	7	6	8	7,00	0,82	78%	9%
Subj 4	9	7	9	8,33	0,94	93%	10%
Subj 5	7	9	8	8,00	0,82	89%	9%
Subj 6	5	9	8	7,33	1,70	81%	19%
Subj 7	9	7	7	7,67	0,94	75%	10%
Subj 8	8	9	8	8,33	0,47	93%	5%
Subj 9	8	9	9	8,67	0,47	96%	5%
Subj 10	6	3	5	4,67	1,25	52%	14%
Subj 11	8	8	8	8,00	0,00	89%	0%
TOTALE	7,18	7,27	7,64	7,36	0,76	81%	8%

Figura 4.8: Risultati relativi alla sessione di screening condotta con trial di 5 sequenze. I risultati dei run 1,2 e 3 (rispettivamente R1, R2 ed R3) rappresentano il numero di icone correttamente selezionate durante la task. Dividendo questo valore per 9 (il numero totale di icone da selezionare) sono state ottenute le medie percentuali di ogni soggetto e la media totale.

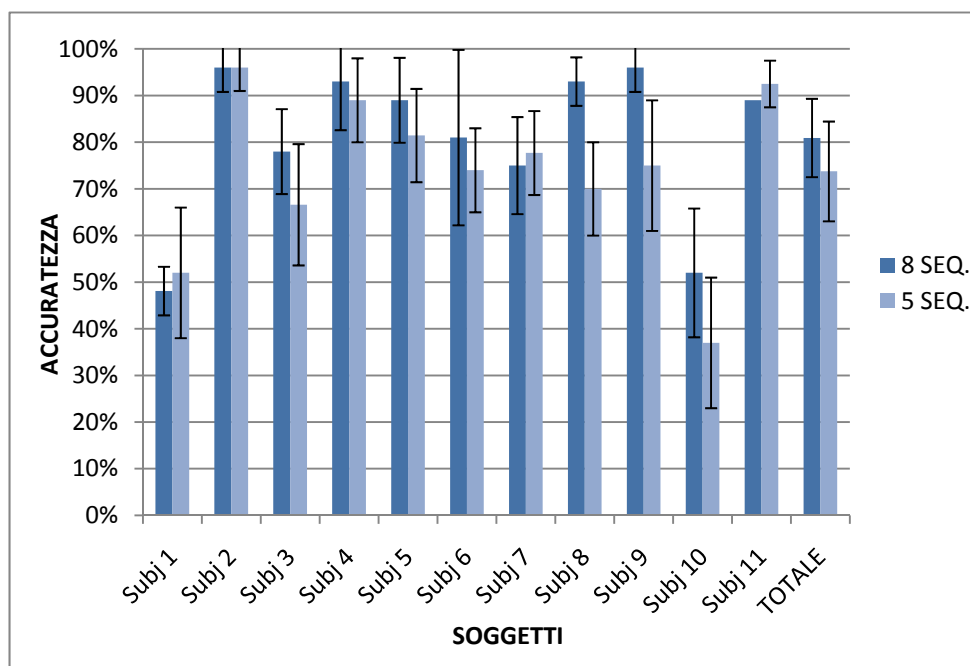


Figura 4.9: Confronto tra le performances medie dei soggetti (espresse in accuratezza percentuale) nei run ad 8 e a 5 sequenze effettuati durante la sessione di screening.

Dai risultati (mostrati nella figura 4.7 e 4.8 riassunti nella figura 4.9) emerge che la media calcolata su tutti i soggetti relativa allo screening con trial di 8 sequenze (7,36/9 pari all' 81,7%) non si discosta molto da quella relativa allo screening condotto con trial di 5 sequenze (6,73/9 pari al 74,4%). Il fatto che, seppur di poco, il primo termine suddetto sia maggiore del secondo è in linea con il principio della classificazione: un maggior numero di sequenze per trial equivale ad un maggior numero di epoche su cui effettuare l' opportuna operazione di averaging per l' eliminazione delle componenti non correlate all' evento. D'altra parte trial costituiti da più sequenze prevedono durate maggiori e di conseguenza tempi più lunghi per la classificazione e per la selezione di un comando.

I risultati dello screening si sono rivelati utili per capire quanto il miglioramento di performances dovuto all'adozione di trial ad 8 sequenze possa compensare l' incremento del tempo necessario alla selezione di un' icona.

Per oggettivare i risultati delle run a 8 e a 5 sequenze e favorirne il confronto è stato calcolato un' indice, il bit rate, che tiene conto sia del quantitativo di informazioni che

| Sviluppo di un sistema Brain-Computer Interface per il controllo ambientale

viene trasferito, che della percentuale di successo nella classificazione. Il bit rate, espresso come bits/trial, è così definito:

$$\text{Bits/Trial} = \log_2(N_c) + p \cdot \log_2(p) + (1 - p) \cdot \log_2\left(\frac{1 - p}{N_c - 1}\right)$$

Questo indice può essere convertito in bits/secondo attraverso la relazione:

$$\text{Bits/secondo} = \text{velocità} * \text{Bits/Trials}$$

Sostituendo le percentuali trovate e calcolando il valore delle velocità, espressa in trial/secondo, si ottiene:

$$5\text{seq:Bits/trial}=1,26$$

$$\text{Bits/secondo}=1,26*0,14=0,17$$

$$8\text{seq:Bits/trial}=1,56$$

$$\text{Bits/secondo}=1,56*0,09=0,14$$

Quindi, l'incremento della performances nei run ad 8 sequenze (7,5% circa) rispetto ai run a 5 sequenze, non riesce ad influire quanto l'altro parametro da cui bit/rate dipende, la velocità di trasferimento, termine notevolmente maggiore nel caso a 5 sequenze (0,14 trials/secondo contro 0,09 del caso a 8 sequenze). Questo risultato è stato utilizzato come criterio di scelta per il prosieguo della sperimentazione. Nelle sessioni di registrazione successive (sessioni 1 e 2) i soggetti hanno infatti gestito l'interfaccia a blocchi servendosi di trial costituiti da 5 sequenze.

La prima sessione è stata concepita per valutare la fruibilità e l'intuitività di un'interfaccia a blocchi volta alla gestione di periferiche installate in un ambiente domestico. I soggetti, partendo dalla schermata principale già incontrata nella sessione di screening, hanno cercato di compiere una serie di azioni precedentemente illustrate dall'operatore. Ogni azione ha richiesto l'ingresso ad un sottomenù, la selezione di

uno specifico comando, e il ritorno alla schermata iniziale. L' uscita dai menù, resa possibile dalla selezione di comandi come "back" o "home page", oltre a rappresentare un inevitabile passaggio per la realizzazione del compito dettato dalla sessione, ha rappresentato per l' utente anche un elemento di correzione, cioè la sola possibilità di uscita da menù indesiderati. In un' interfaccia a blocchi, come i risultati dimostreranno, il numero di trial necessari per portare a compimento la prova, può discostarsi molto dal numero minimo necessario per l' invio di tutti i comandi: la correzione di eventuali errori di classificazione infatti fa "spendere" 1, 2 o addirittura 3 selezioni (quindi trial) al soggetto per ripristinare il corretto stato dei dispositivi o il ritorno alla schermata precedente. In questa prima sessione è stato deciso di far precedere l' utilizzo dell' interfaccia da 4 run di screening e dal conseguente calcolo dei parametri con l' obiettivo di non aggiungere alle difficoltà di gestione di un' interfaccia inedita anche un elemento potenzialmente limitante per la prestazione come l' utilizzo di un file di parametri calcolato alcuni giorni prima.

La seconda sessione invece è stata concepita per comprendere la ripetibilità dei risultati nella gestione dell' interfaccia a blocchi con cuffia ad 8 canali. In questa ultima parte della sperimentazione i soggetti hanno affrontato le stesse prove della prima sessione (realizzazione delle azioni suggerite), senza sottoporsi però ad un nuovo screening: per ogni soggetto è stato utilizzato il file dei parametri calcolato sulla base dei dati raccolti nella sessione 1. Questa scelta di impiego ha consentito di studiare quanto il montaggio della cuffia con gli elettrodi o altre cause di errore possano pesare in termini di classificazione in run analoghi ripetuti in 2 differenti momenti (distanti meno di una settimana). A livello applicativo lo studio ha permesso di comprendere l' incidenza che può avere uno screening all' inizio di ogni sessione, o meglio, l' utilità del calcolo dei parametri ogniqualvolta la cuffia viene tolta e riposizionata sullo scalpo del soggetto.

Per verificare l' efficacia dell' interfaccia a blocchi, nella prima e nella seconda sessione è stata riprodotta all' interno dell' ambiente di sperimentazione, una visita da parte di un amico dell' utente. Il soggetto sperimentale, equipaggiato con cuffia ad 8 canali e precedentemente istruito sul compito, si è servito dell' interfaccia computer cervello per controllare i dispositivi installati, ed ha cercato in ogni run di inviare i comandi che

gli hanno permesso di accendere la webcam posta fuori dalla stanza di controllo per vedere il volto dell' attendente, aprire la porta, accendere la luce e accendere il ventilatore. Nella prima sessione la parte dimostrativa, costituita da 6 run con trial da 5 sequenze, è stata preceduta, come già detto, dal calcolo dei parametri ottenuti da uno screening di 4 run analogo a quello della sessione 0. La seconda sessione non ha previsto uno screening, quindi nei 6 run dimostrativi sono stati caricati, come già detto, i parametri calcolati nella sessione 1.

Partendo dal presupposto che le operazioni suggerite hanno necessitato di almeno 9 selezioni (considerando sia i comandi che la navigazione tra i vari menù) è stata fissata per i run una soglia massima di 36 trial, cioè 4 volte il valore della soglia minima. Oltre i 36 trials (corrispondenti a circa 330 secondi per ISI di 120 ms), l' operatore si è occupato di sospendere il flashing, definendo il compito "non riuscito" nell' intervallo temporale di accettabilità. Riassumendo, i run sono stati considerati conclusi quando:

1. il soggetto è riuscito a completare l' invio dei comandi utilizzando un numero di trial inferiore a 36, e correggendo eventuali errori per ripristinare lo stato iniziale dei dispositivi (es. il controllo della poltrona non fa parte della task, quindi il suo erroneo sollevamento deve essere compensato dall' abbassamento prima della fine del run).
2. il soggetto non è riuscito ad ultimare il compito nel tempo prestabilito. In questo caso l' operatore ha interrotto la stimolazione definendo non riuscito il compito.

Ai fini della comprensione dei risultati è utile esprimere un trial, unità di misura assunta per i run, in una forma sicuramente più nota: i secondi. Conoscendo il numero di sequenze che compongono un trial e il tempo destinato alla presentazione del risultato è possibile calcolare il tempo necessario per selezionare un' icona dell' interfaccia. Un trial è costituito da stimoli che hanno una durata temporale pari all' ISI. La scelta di assegnare ai parametri Inter e Stimulus Duration il medesimo valore si è tradotto in un flash della stessa durata del "buio" che separa un flash dal successivo. Al Post Run Duration, responsabile della presentazione del risultato della classificazione,

Sviluppo di un sistema Brain-Computer Interface per il controllo ambientale

è stato assegnato un valore di 2s, in modo da consentire al soggetto di comprendere la risposta ambientale e di valutare la correttezza del comando inviato.

Durata del Trial = ISI x 2 x Num.Seq x (num.righe + num. Colonne)+Post Run Duration

Sostituendo alla formula generica i valori adottati nella sperimentazione si ottiene:

Durata del Trial = $120\text{ms} \times 2 \times 5 \times (3+3) + 2000\text{ms} = 9200 \text{ ms} = 9,2\text{s}$

Dal valore ottenuto, conoscendo la durata minima e massima di un run espressa in numero di trial (rispettivamente 9 e 36), si può calcolare l'intervallo di accettabilità:

min: $9 \times 9,2\text{s} = 83 \text{ s}$

max: $36 \times 9,2 = 331,2 \text{ s}$

Gli errori in cui un soggetto può imbattersi sono 4:

- di null: non richiedono correzione poiché sono associati alla selezione indesiderata di un comando che non produce alcun tipo di azione (comando di tipo "null"). In termini di realizzazione della task, questo tipo di errore implica solo un ritardo della durata di un trial.
- Di blocco: derivano dall'ingresso in un menù indesiderato. La loro correzione implica il dispendio di un trial aggiuntivo, necessario per la selezione di "back" o "home page".
- Di "comando": analogamente a quelli di blocco, richiedono un trial di correzione, atto al ripristino delle condizioni ambientali iniziali: a seguito del sollevamento indesiderato della poltrona ad esempio, il soggetto è costretto ad inviare, oltre a quelli previsti, anche il comando responsabile dell'abbassamento della poltrona per concludere della task.
- Di sleep: rappresentano gli errori più dispendiosi a livello di trial impiegati per la correzione. Il menù di sleep, infatti, concepito come blocco tasti dell'applicazione P3Speller, consente il ritorno alla schermata principale solo a seguito dell'invio in sequenza dei comandi "back" e "home page".

Lo studio dei possibili errori e dei comandi di correzione è risultato doveroso per una valida interpretazione delle performances. Il risultato di un run, così come la media individuale o collettiva espressa in numero di trial, non riesce a fornire un' esplicita informazione in termini di percentuale di classificazione. Per ottenere quest' ultima è necessario sottrarre ad ogni risultato individuale un termine comprensivo dei trial spesi dal soggetto per la correzione degli errori.

Sulla base del fatto che ogni errore, comprensivo della correzione, può coinvolgere 1, 2 o 3 trial, per semplificare il calcolo è stato assegnato ad ogni errore un "peso" di 2 trial. Questa assegnazione è stata confermata anche dalla sperimentazione, che ha visto gli errori di comando e di blocco susseguirsi con maggiore frequenza degli altri. Partendo dal numero di trial necessari per la conclusione della task, è stata calcolata la percentuale di successo (accuratezza) in questo modo:

$$\text{Accuratezza(\%)} = \frac{9}{\frac{(\text{Trial}-9)+9}{2}} * 100$$

Il numero 9 che compare nella formula rappresenta il numero minimo di trial necessari per la conclusione della task, il 2 invece è il "peso" espresso in trial che è stato dato agli errori. Il termine (Trial-9), in cui $\text{Trial} \geq 9$, rappresenta il numero di trial associati ad errori o correzione degli stessi. La formula vuole "premiare" la correzione degli errori, cioè tenere conto del fatto che se un soggetto sbaglia l'accesso ad un blocco di comandi ma riesce a tornare subito dopo all' home page, anche se i trial spesi sono 2, in realtà l' errore c'è stato solo su un trial.

Il presente lavoro ha voluto verificare la possibilità di utilizzo dell'interfaccia cervello-computer basata su potenziale P300 per il controllo di applicazioni domotiche e robotiche all'interno di un ambiente domestico.

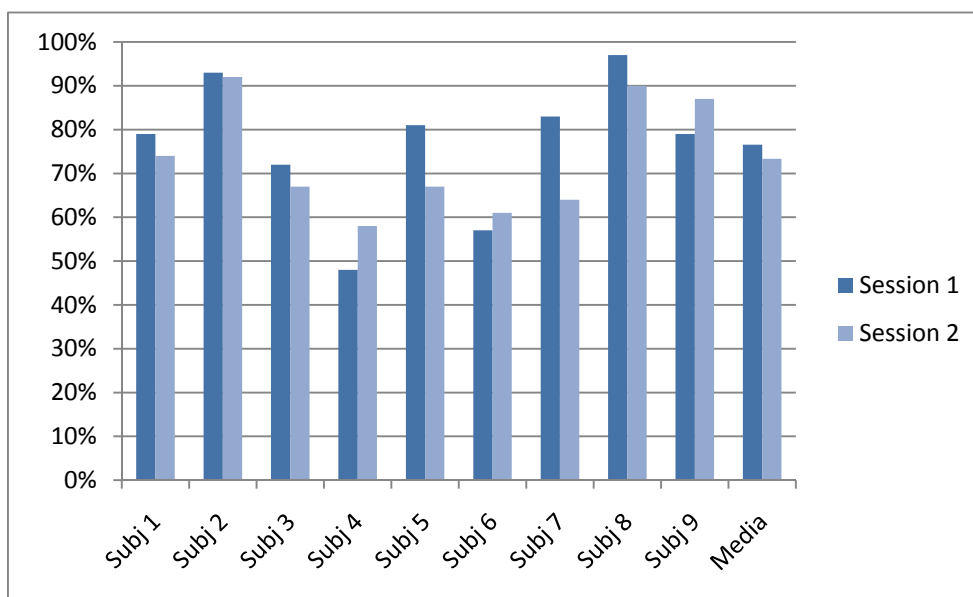


Figura 4.10: Tabella relativa all'accuratezza percentuale nella prima e nella seconda sessione.

Per il calcolo dei valori dell'accuratezza in ogni run è stata utilizzata la formula vista in precedenza. Si può notare che i risultati nelle 2 sessioni sono molto simili e il loro valore si avvicina molto a quello ottenuto su interfaccia statica nella sessione di screening.

A seguito della sperimentazione condotta su 11 soggetti, si è giunti alle seguenti conclusioni:

- Nonostante per tutti i soggetti questa sperimentazione abbia rappresentato la prima esperienza con l'applicazione P3Speller, 9 soggetti su 11 sono risultati idonei alla gestione delle periferiche.
- L'accuratezza ottenuta nella sessione di screening (74% su interfaccia statica di 9 elementi) è risultata comparabile a quella ottenuta nelle 2 sessioni di registrazione (rispettivamente 76% e 73%) condotte su interfaccia a blocchi.
- I soggetti hanno impiegato mediamente 2 minuti e mezzo per compiere 4 azioni, che richiedevano 9 selezioni corrette, per essere effettuate, attraverso l'interfaccia a blocchi.

I risultati ottenuti da questo lavoro hanno quindi dimostrato l'estrema funzionalità dell'applicazione P3Speller in un contesto di gestione di apparati domestici attraverso interfaccia cervello-computer [36].

5. PROGETTAZIONE DI SISTEMI BCI EMBEDDED

Allo stato attuale un sistema BCI è costituito da un sistema di acquisizione elettroencefalografico e un calcolatore su cui viene fatto girare un software che permette la trasduzione dei segnali cerebrali in segnali di input per le varie applicazioni disponibili (controllo di un cursore, scrittura, controllo di dispositivi domotici, etc.).

Questo tipo di approccio risulta efficace nel contesto di un laboratorio di ricerca in quanto la versatilità di un sistema siffatto permette di creare agevolmente delle sperimentazioni. Ma se si pensa alla transizione dei dispositivi BCI in contesti diversi da quello di ricerca queste caratteristiche positive diventano superflue è addirittura controproducenti, in quanto la numerosità dei parametri di impostazione e la flessibilità del setup richiede conoscenze avanzate e non permette di avere delle soluzioni portatili. In virtù di questo l'idea che si è voluta portare avanti è stata quella di una semplificazione del setup sia in termini di configurazione software che hardware. Questo approccio porta ad avere un sistema sicuramente meno flessibile, ma allo stesso tempo si potrà avere un sistema che sia più semplice da utilizzare, con costi ridotti e indossabile. Che in un contesto di tipo spaziale o clinico assistenziale risulterebbe vincente. Questo approccio trova riscontro anche negli obiettivi del progetto finanziato dalla comunità europea, TOBI (Tool for Brain Computer Interface)

5.1. PROGETTO TOBI

TOBI è un progetto europeo di ricerca che mira a sviluppare una tecnologia pratica per l'interazione cervello-computer per migliorare la qualità di vita di persone disabili e l'efficacia della riabilitazione. L'obiettivo è di progettare dei prototipi di BCI non invasive che saranno integrati con le tecnologie assistenziali e i protocolli riabilitativi già esistenti.

In questo approccio ibrido, gli utenti potranno collegare l'interazione cerebrale a quella muscolare, oppure potranno naturalmente spostarsi tra i vari tipi di interazioni.

Le potenzialità di TOBI consentiranno di ampliare un uso più appropriato delle tecnologie assistenziali del BCI, incorporando capacità adattative che amplieranno le altre tecnologie assistenziali con cui sono combinate

Il consorzio ha identificato quattro aree di applicazione in cui la tecnologia BCI può avere un grosso impatto per persone con disabilità motorie:

- Comunicazione e Controllo
- Sostituzione motoria
- Intrattenimento
- Recupero motorio.

Dopo una pre-validazione clinica, le soluzioni di BCI assistivo saranno testate e valutate in situazioni di vita reale con differenti tipologie di utenti. Le quattro aree d'interesse sono: Comunicazione e Controllo, Sostituzione Motoria, Intrattenimento e Recupero Motorio.

COMUNICAZIONE E CONTROLLO

L'obiettivo è di migliorare in maniera rilevante le potenzialità e le opportunità comunicative delle persone, fornendo accessibilità a numerosi strumenti tra cui: tastiera virtuale, internet, email, telefono, fax, sms e controllo ambientale. La tecnologia BCI è dominata dal controllo dei segnali utili derivati dall'EEG, mentre gli aspetti interattivi hanno spesso avuto una priorità minore. La conseguenza è che il sistema BCI è sempre stato "menomato", mancando dell'esperienza dell'utente e dell'attrazione giusta per trasferirlo in un prodotto commerciale.

TOBI intende creare delle interfacce più comode ed adatte che prenderanno in considerazione il rumore e le proprietà dinamiche del controllo del segnale BCI. Inoltre, le interfacce saranno multimodali (combinazione di feedback visivi, uditivi e vibrotattili) per migliorare l'esperienza dell'utente.

In conclusione, sarà esplorato il rapido riconoscimento dei segnali cognitivi mentali (come le risposte errate, il livello di stress e il carico di lavoro) per affinare in modo più appropriato le interazioni.

SOSTITUZIONE MOTORIA

Per persone con disabilità fisiche, le possibilità di recupero di una funzione sono una priorità. Le funzioni motorie possono essere classificate sommariamente come di tipo manipolativo e di mobilità. Inoltre lavoreremo sullo sviluppo di neuro protesi per attività come le prese e il raggiungimento di un oggetto, così come per la mobilità assistita.

Nel primo caso, verrà sviluppata un'ortesi integrata con elettrodi di stimolazione che consentirà operazioni della mano (presa) e del gomito (raggiungimento). Nel secondo caso, l'utente potrà comandare mentalmente un robot mobile per la telepresenza, equipaggiato di videocamera e monitor, per raggiungere parenti o amici che si trovano in altri posti e partecipare alle loro attività.

INTRATTENIMENTO

La finalità di questa area è esplorare applicazioni meno immediatamente funzionali, che possano essere però molto importanti per gli utenti. Questo include il fornire al paziente il controllo degli oggetti dell'ambiente, come display, l'illuminazione, la musica, che consenta loro non solo di controllare l'ambiente, ma anche di esprimere i propri sentimenti agli altri in modo non verbale.

Verranno sviluppate e valutate tecniche per la visualizzazione e la selezione di foto, così come per la navigazione e la scelta di musica, inoltre sarà investigato su quale possa essere il migliore accoppiamento tra BCI e le moderne applicazioni sociali su internet, quali Skype e Facebook.

Saranno sviluppati dei giochi BCI per l'intrattenimento e per allenare gli utenti nel suo uso. Ciò consentirà ai pazienti di poter riscoprire il mondo dei giochi, realizzando semplici giochi BCI controllati, che siano anche uno stimolo motivazionale per il singolo, ma anche giochi di interazione tra più persone.

I giochi possono essere sia di strategia (e pertanto più lenti), che giochi in cui sono richieste reazioni più rapide e un controllo divertente di apprendimento all'uso del BCI.

RECUPERO MOTORIO

Tradizionalmente, il BCI è stato sempre considerato come una tecnologia specifica per pazienti che hanno perso parzialmente o totalmente una funzione. In un certo senso, il BCI è inteso come una tecnologia riabilitativa, dal momento che cerca di sostituirsi alle funzioni perse

La tecnologia BCI potrebbe anche giocare un ruolo riabilitativo potenziale nell'incrementare il recupero della funzionalità motoria in pazienti con esiti di ictus. Negli approcci riabilitativi delle attuali neuroscienze di base, è ben riconosciuta, accanto alla pratica della mobilizzazione passiva ed attiva dei movimenti residui, l'immaginazione del movimento, come una via di accesso al sistema motorio in assenza di movimenti "reali". Questo accade perché la pratica mentale di azioni motorie, induce un'attivazione delle connessioni sensorimotorie affette dalla lesione.

Basandosi su questo, la tecnologia TOBI introdurrà la pratica mentale di attività motorie attraverso il training BCI, così da incrementare le strategie riabilitative cliniche e condurre ad un miglior outcome funzionale.

E' intenzione del consorzio a latere di queste macro aree di sviluppare delle tecnologie che permettano la transizione dal laboratorio di ricerca alla clinica. Questo può avvenire solo attraverso un'opportuna semplificazione dei sistemi BCI.

5.2. SCELTA DELLA PIATTAFORMA

Il primo passaggio per operare la semplificazione dei sistemi BCI è stato identificare i segnali di controllo più adatti allo scopo e di conseguenza identificare la piattaforma più adatta ai segnali di controllo identificati. Gli studi condotti in precedenza hanno portato a scegliere come caratteristiche di controllo candidate il potenziale P300 e gli SSVEP.

Dato il diverso tipo di analisi necessaria per la caratterizzazione di questi segnali si è optato per due diverse piattaforme: Propeller e Diopsis.

5.3. IL SISTEMA PROPELLER

Il Propeller è un microcontrollore prodotto dalla Parallax caratterizzato da 8 cores a 32 bit integrati sul singolo chip. In Figura 5.1 ne viene mostrata l'architettura interna. Ogni core è un microprocessore completo che può funzionare indipendentemente dagli altri, grazie ad una propria memoria RAM che viene inizializzata via software.

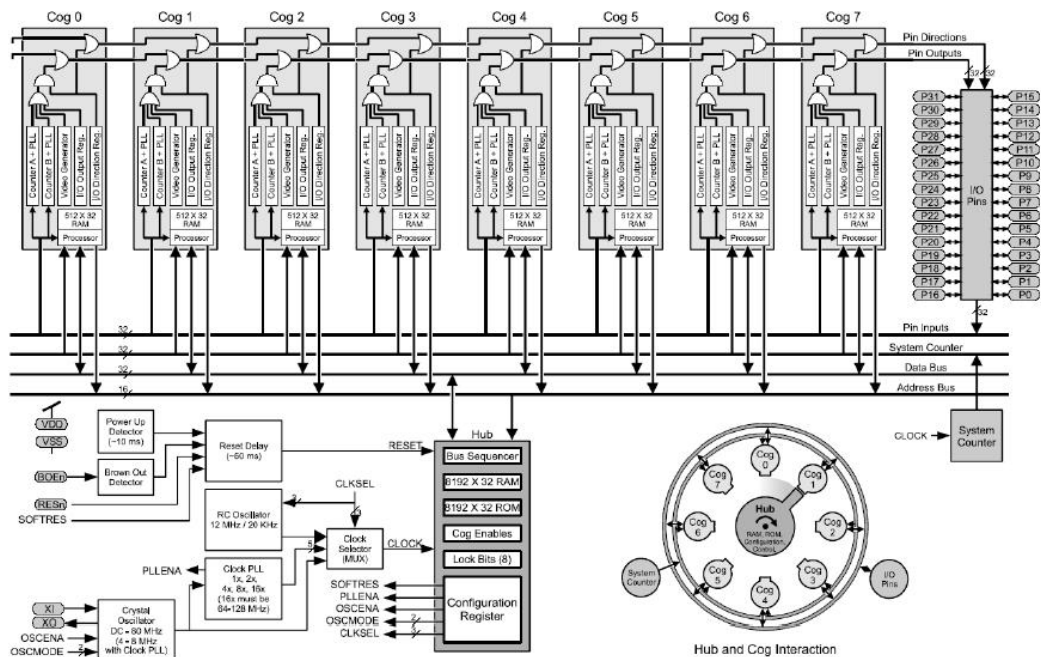


Figura 5.1 Architettura interna del Propeller

La caratteristica di avere in sé otto microcontrollori che possano eseguire i compiti in modo parallelo, conferisce al Propeller la sua maggiore attrattiva. I microcontrollori più diffusi, si pensi alla classe dei PICmicro, sono costituiti da un solo microprocessore che esegue generalmente un loop di istruzioni. Avere a disposizione 8 microcontrollori (Cog) consente invece di riprodurre una struttura multiprocessore tipica delle architetture più complesse. Seppure la tecnica di accesso alle risorse condivise è in se un elemento che tende a contrastare il lavoro parallelo dei Cog è facile intuire come la realizzazione di una struttura analoga con PICmicro presenti difficoltà molto più consistenti; a causa della sincronizzazioni dell'uso di risorse di memoria comune, che dovrebbe essere realizzata via software con tutti gli svantaggi del caso. Il Propeller può

essere programmato sia in linguaggio assembly che con un linguaggio proprietario chiamato Spin, che permette di implementare algoritmi in modo relativamente semplice. Tra i costrutti del linguaggio Spin sono presenti alcune funzioni utilizzate per “istruire” i diversi Cog con il codice da eseguire.

Il Propeller dispone anche di risorse condivise tra i Cog: memorie RAM e ROM. L'accesso a queste risorse è gestito da un meccanismo chiamato Hub il quale funziona secondo una logica round-robin e consente a ciascun Cog di usare a turno le risorse. Questo meccanismo limita l'indipendenza dei Cog e peggiora le prestazioni in termini di flusso dati, perché più processori sono attivi simultaneamente più tempo è richiesto per l'accesso alle risorse condivise.

I pin di I/O sono organizzati in un'unica porta da 32 bit, sono condivisi tra i Cog e la loro direzione (input o output) dipende da come viene definita in ciascun Cog. Ai pin possono accedere contemporaneamente tutti i Cog e una opportuna logica di arbitraggio evita possibili conflitti.

5.3.1. I Cog

Un Cog è un microcontrollore con un core a 32 bit le cui caratteristiche sono:

- 2KB di memoria RAM con locazioni a 32 bit;
- due timer con relativi PLL per modificarne la frequenza di clock;
- una periferica per la generazione di segnali VGA;
- registri locali per I/O e per la configurazione.

L'attivazione e la disattivazione dei Cog può avvenire a runtime direttamente via software, caricando il codice nella RAM locale la quale può essere utilizzata anche per variabili e dati. Nell'indirizzamento di un Cog una parte fondamentale è costituita dal calcolo delle risorse occupate da ogni processo; tale dimensione deve essere preventivamente dichiarata e qualora risultasse insufficiente il processo non verrebbe mandato in run sul Cog stesso questa mancata esecuzione purtroppo non produce segnalazioni di errore. I registri interni dei diversi Cog sono mappati nella RAM nelle

ultime 16 locazioni, come mostrato in figura 4.2. I PLL dei Cog possono variare la frequenza di lavoro fino ad un massimo di 80MHz con l'aggiunta preventiva di un quarzo esterno da 5 MHz.

5.3.2. MEMORIA PRINCIPALE CONDIVISA

La memoria principale è indirizzata in un unico spazio ed è divisa tra ROM e RAM, come mostra la Figura 5.2. La ROM contiene le seguenti sezioni:

- Set di caratteri
- Tavole (Logaritmo, Seno, Anti-Logaritmo)
- BootLoader e interprete Spin

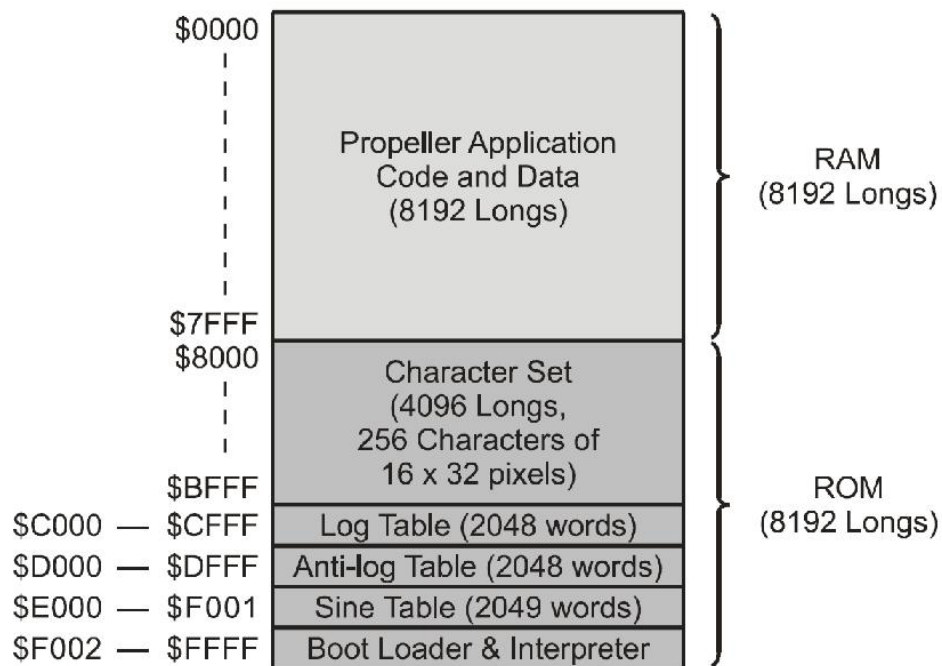


Figura 5.2: Mappa della memoria RAM locale di ciascun Cog

Il set di caratteri contiene 256 riquadri di 16x32 pixel utilizzati per visualizzare su VGA caratteri e simboli grafici corrispondenti ad un tipo di carattere denominato Propeller Font Character.

Le tavole contengono valori numerici che consentono di ricostruire alcune funzioni. Questo permette, ad esempio, di produrre forme d'onda e segnali analogici, così come di effettuare calcoli che altrimenti richiederebbero l'uso di numeri in virgola mobile. Inoltre come sarà più chiaro in seguito, tali caratteri sono stati utilizzati anche per la costruzione dell'interfaccia di stimolazione. Il bootloader e interprete Spin è un firmware che viene utilizzato sia per attivare il codice programmato nella RAM del Propeller, sia ad eseguirlo. Lo Spin è un linguaggio che deve essere interpretato a basso livello prima di poter essere eseguito ed è l'interprete che si fa carico di svolgere questo lavoro. Il resto dello spazio di indirizzamento è occupato dalla RAM; tale risorsa, condivisa fra tutti i microprocessori, può essere acceduta in modo esclusivo solo da un'unità per volta.

Risulta evidente da quanto detto fino ad ora, la necessità di un dispositivo che consenta la gestione esclusiva delle risorse di memoria da parte dei Cog, al fine di evitare stati intermedi che possano portare alla lettura o scrittura di dati corrotti. Per rendersi conto di ciò si supponga di avere due processi paralleli, denominati A e B i quali vogliano aggiornare simultaneamente il valore della medesima variabile. Il processo A scriverà il valore esadecimale \$07, al contrario, il processo B scriverà il valore \$A5. Qualora non fosse presente un meccanismo di sincronizzazione tra i due processi, che consenta l'accesso esclusivo alla memoria, si potrebbero verificare collisioni le quali darebbero vita a dati privi di significato come ad esempio \$0A, il quale non rappresenta l'informazione portata dal processo A, ne da B ne dalla somma dei due. Il dispositivo che sovrintende a tutti i processi di gestione della memoria è detto Hub.

5.3.3. HUB

Nelle architetture con alto livello di parallelismo, ad ogni core è associato un certo numero di canali per l'accesso alla memoria, in questo modo il sistema è in grado di ridurre la latenza d'accesso alla memoria condivisa rischiando però di compromettere i

dati ivi contenuti in quanto soggetti a possibili conflitti. Nel Propeller, l'accesso esclusivo alle risorse condivise è gestito da un meccanismo basato su di un principio di round-robin; ogni 16 cicli di clock un Cog (in sequenza da 0 a 7) ha accesso in lettura e scrittura alla memoria condivisa. La latenza di accesso alla memoria non è fissa, ma dipende dal numero di Cog attivi. Un'istruzione assembly, quindi di tipo semplice, che accede alla memoria condivisa richiede 7 cicli per essere eseguita. A questi va aggiunto un tempo di sincronizzazione, vale a dire che è necessario attendere che l'Hub inizi la "finestra di accesso". La sincronizzazione può durare fino a 15 cicli, per cui un accesso a memoria può richiedere:

- minimo 7 cicli di clock (caso migliore con hub già sincronizzato);
- massimo 22 cicli di clock (caso peggiore con hub da sincronizzare).

Da notare inoltre che l'Hub lavora ad un periodo di clock che è doppio rispetto al clock principale del chip.

5.3.4. LINGUAGGI DI PROGRAMMAZIONE

Come già accennato, esistono due diversi tipi di linguaggio: Spin e Assembly che vengono utilizzati in modo coordinato per la programmazione del Propeller. Tali linguaggi presentano caratteristiche molto diverse che saranno sommariamente messe in evidenza in quanto segue.

SPIN LANGUAGE

Lo Spin è un linguaggio di "alto" livello, posizionale, interpretato, con una sintassi proprietaria ispirata a diversi linguaggi di programmazione. Può essere considerato il linguaggio primario del Propeller poiché non è possibile eseguire nessuna parte di codice che non sia lanciata da un'istruzione in Spin code. Chiariamo innanzitutto cosa s'intende con il termine "interpretato". Ci si riferisce a linguaggi interpretati come a quei linguaggi che richiedono una traduzione, ossia una scomposizione in compiti base, che li trasformino in codice eseguibile a runtime. Tale compito è svolto, come già accennato, dall'Interpreter situato in una regione specifica della ROM. Tale operazione

fa sì che sia presente un tempo di latenza pari a 381 cicli di clock per l'esecuzione del programma.

La filosofia dello Spin language è quella di un linguaggio di programmazione ad oggetti in cui ciascuno di questi sia composto da una serie di metodi o funzioni accessibili dall'interno dell'oggetto tanto quanto dall'esterno. Qualora si vogliano utilizzare metodi di un oggetto esterno a quello su cui si opera sarà necessario importare l'oggetto desiderato ed utilizzare la classica sintassi riportata in seguito comune ai più diffusi linguaggi ad oggetti.

<objectName.methodName>

Lo Spin risulta essere composto da 5 direttive principali che differenziano la porzione di codice che contengono; abbiamo:

- CON costanti presenti nell'oggetto considerato
- VAR variabili predefinite all'interno dell'oggetto
- PUB identificativo di una funzione che può essere acceduta sia dall'interno dell'oggetto stesso che da un altro oggetto esterno
- PRI identificativo di una funzione che può essere acceduta solamente dall'interno dell'oggetto considerato
- DAT dove è scritto il codice assembly

In figura 4.7 vediamo riportato un esempio tipico di un oggetto realizzato in Spin language.

```

CON
    xtiles = hp / 32
    ytiles = vp / 32
    hv_inactive = (hn << 1 + vn) * $0101

VAR
    long cog

OBJ
    serial : "fullduplex"

PUB start(BasePin, ColorPtr, PixelPtr, SyncPtr) : okay | i, j|

    stop
    reg_vcfg := $200000FF + (BasePin & $111000) << 6
    i := $FF << (BasePin & $011000)
    j := BasePin & $100000 == 0
    reg_dira := i & j
    reg_dirb := i & !j
    longmove(@color_base, @ColorPtr, 2)
    if (cog := cognew(@init, SyncPtr) + 1)
        return true

PRI stop | i

    if cog
        cogstop(cog - 1)

DAT
init          mov    dira,reg_dira      'set pin directions
              mov    dirb,reg_dirb
              movi   ctra,#$00001_101  'enable PLL in
              movi   frqa,#(pr / 5) << 3 'set pixel rate
              mov    vcfg,reg_vcfg      'set video
    
```

Figura 5.3: Esempio di un oggetto che presenta sia linguaggio spin che assembly identificato dalla primitiva DAT

Dall'esempio mostrato si evince subito che l'ambiente di sviluppo contribuisce ad aiutare il programmatore nella lettura del codice identificando con aree colorate in modo differente i metodi (aree in blu), quelle in codice assembly (area verde), quella degli oggetti importati (parte in rosa), quella delle variabili (parte arancio) e quella delle costanti (parte gialla). Osservando ulteriormente la figura è possibile notare come a differenza dei comuni linguaggi di programmazione sono del tutto assenti i marker grafici, come parentesi graffe o punti e virgola, che comunemente determinano inizio e fine di un metodo o di un'istruzione. La ragione di questo va ricercata nella semplicità che il linguaggio spin vuole raggiungere; tale differenza si traduce quindi in un'interpretazione posizionale delle istruzioni. Nei comuni linguaggi

di programmazione l'indentazione è uno strumento grafico che viene usato dal programmatore per definire una gerarchia visiva delle istruzioni e per migliorare la leggibilità del codice. In questo caso l'indentazione fornisce direttamente l'informazione sulla gerarchia effettiva dell'istruzione. Non a caso il metodo "start" viene identificato rispetto al metodo "stop" grazie alle primitive PUB e PRI indentate in modo da racchiudere al loro interno tutte le istruzioni costituenti il metodo. Per capire meglio tale punto chiave facciamo un ulteriore esempio. Consideriamo il seguente frammento di codice:

```
if(cog := cognew(@init, SyncPtr), +1)
```

```
    return true
```

In questo caso si desidera eseguire l'istruzione return solo nel caso in cui l'istruzione condizionata if(-) dia esito positivo e per far questo, tale istruzione verrà annidata in modo opportuno. Consideriamo invece il secondo caso

```
if(cog := cognew(@init, SyncPtr), +1)
```

```
return true
```

La mancanza dell'indentazione fa sì che l'istruzione return venga eseguita immediatamente dopo il check sulla if(.) e quindi indipendentemente dal valore restituito dall'istruzione condizionata.

5.3.5. ASSEMBLY LANGUAGE

L'assembly del Propeller viene racchiuso nella sezione DAT di un oggetto Spin e viene usato per programmare ogni Cog come un normale processore. In questo caso non c'è il ritardo nel tempo d'esecuzione dovuto all'interpretazione; per questa ragione si preferisce configurare alcune periferiche (come ad esempio i timer) in assembly anziché in Spin. La programmazione delle periferiche in linguaggio assembly richiederebbe una trattazione ampia e approfondita in quanto è necessario conoscere in dettaglio le caratteristiche tecniche e hardware della periferica, nonché i protocolli che questa usa per la comunicazione. Tuttavia questo argomento non sarà ulteriormente preso in considerazione in quanto, nel seguente lavoro si è cercato di

adattare i driver sviluppati dalla Parallax ai propri scopi ed intervenire in maniera ridotta su di essi.

5.4. PROGETTAZIONE DI UN SISTEMA BCI SUL PROPELLER

L'approccio utilizzato per lo sviluppo su questa piattaforma ricalca l'approccio modulare del BCI2000. L'obiettivo di questo lavoro è stato quello di arrivare ad un primo prototipo funzionante che non prevede l'applicazione di un sistema autonomo di acquisizione montato on-board. Questa scelta è da ricondursi a due motivazioni principali. La prima è che l'implementazione di un sistema di acquisizione elettroencefalografico avrebbe richiesto molto tempo e in secondo luogo un sistema siffatto non sarebbe utilizzabile con soggetti veri in quanto sprovvisto della necessaria certificazione.

In fase di progettazione andando a ricalcare l'approccio del BCI2000 è stato deciso di suddividere logicamente il sistema in quattro moduli: source, signal processing, application ed operator. In realtà come detto in precedenza l'obiettivo del sistema è quello di avere tra le altre cose un sistema di facile utilizzo quindi la parte di configurazione è stata ridotta al minimo.

In Figura 5.4 è riportato uno schermo funzionale del Propeller e dei processi istanziati al suo interno. Le frecce mettono in evidenza i flussi di dati scambiati tra i medesimi blocchi e con l'esterno. La Secure Digital viene utilizzata sia per il caricamento ed il salvataggio dei parametri di configurazione, sia per il salvataggio dei dati acquisiti effettuato dal modulo Source.

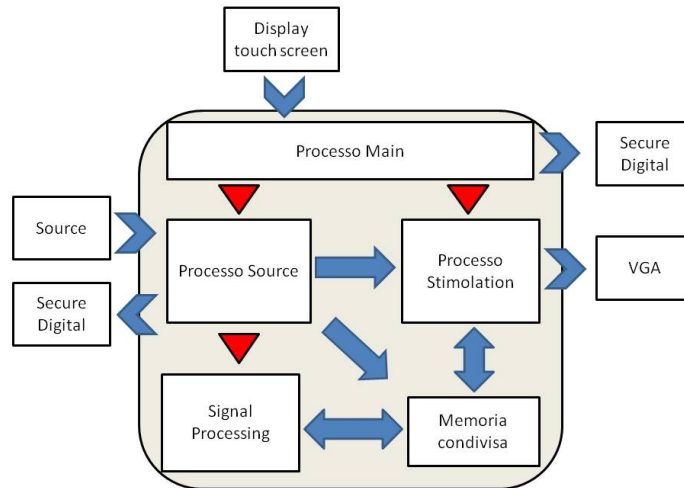


Figura 5.4: Lo schema rappresenta i differenti processi eseguiti all'interno del Propeller e lo scambio di informazioni con l'esterno rappresentati da elementi e frecce all'esterno del box grigio.

Tale particolare funzionalità viene utilizzata, in maniera del tutto simile a quanto fatto dal BCI2000, per un'analisi off-line dei dati. Si nota un aspetto interessante ossia la comunicazione tra il modulo Source e Stimulation. È necessario avere una perfetta sincronizzazione tra la stimolazione e l'acquisizione dei campioni per stabilire una corrispondenza univoca tra lo stato di funzionamento del processo di stimolazione ed il campione acquisito in ogni istante. Tale risultato è stato raggiunto considerando il flusso dei dati ricevuti come un clock di sistema il quale scandisse tutte le operazioni eseguite. Alla luce di quanto detto risulta comprensibile come il flusso di dati svolga il ruolo di sincronizzazione tra i processi.

Si nota anche come sia ancora una volta il processo di acquisizione ad istanziare il quello di processamento e filtraggio; tale operazione viene effettuata non appena si dispone di un dato completo utilizzabile.

Passiamo ora a considerare quanto avviene all'interno del Propeller. Acquisiti i dati dal source module provvede alle operazioni di processamento dei segnali, sincronizzazione dei processi e comando delle periferiche. Tale unità si compone di quattro processi i quali lavorano in modo parallelo. Il processo Main, quello di Source e di Stimulation presentano tre loop infiniti i quali li pongono, una volta istanziati, in attesa di

istruzioni; il Signal Processing invece viene lanciato ogni volta che si hanno dati disponibili. Il processo Source istanzia una porta seriale per la comunicazione e si pone in attesa dei dati provenienti dal modulo sorgente. Acquisiti tali valori, provvede all'opportuna decodifica degli stessi, i quali vengono archiviati in porzioni di memoria condivisa diventando disponibili per il processamento. Il Signal Processing si incarica del processamento dei dati trattati, salvandoli in opportune aree di memoria. Lo Stimulation si occupa quindi di tutta la gestione della stimolazione e del calcolo e output dei risultati conseguiti. Infine il processo Main funge da interfaccia con l'operatore garantendo la configurabilità del sistema stesso e la gestione della degli stati e modalità di funzionamento. Tali processi richiedono per un corretto funzionamento opportuni algoritmi di sincronizzazione che garantiscono una corretta interoperabilità ed un accesso sicuro alle aree di memorie comune.

Passiamo ora a commentare i flussi di dati scambiati dal sistema con l'esterno relativi al comando delle periferiche. Il processo di stimolazione comunica attraverso interfaccia VGA con un monitor (viene generalmente utilizzato un monitor da PC) proponendo un'interfaccia grafica in stile P3Speller, la quale oltre alla stimolazione presenta anche i risultati conseguiti. Nella modalità copymode viene anche suggerito lo stimolo su cui concentrarsi, caratteristica utile durante la fase di screening.

Per quel che riguarda le unità di input-output connesse e comandate dal dispositivo verrà fatta una breve panoramica senza scendere nei dettagli.

5.4.1. RS232

Come già detto esula dagli obiettivi di questo lavoro la generazione dell'hardware necessario per l'acquisizione del segnale elettroencefalografico, ecco perché si è scelto di utilizzare un sistema di acquisizione commerciale e solo una volta acquisiti e digitalizzati i dati vengono trasferiti al Propeller.

Per far questo si è scelto la seriale come mezzo di comunicazione. Il primo passo è stato quello di creare un piccolo circuito per adattare i segnali del PC con quelli del Propeller in quanto quest'ultimo eroga una tensione di soli 3,3V. Per questo motivo si è creato un circuito adattatore con il MAX3232. Una volta fatto questo utilizzando le

librerie fornite, in particolare esistono due oggetti `fullduplexSerial.spin` e `ExtendedFdSerial.spin` che hanno facilitato il compito di scrittura dei driver necessari per l'acquisizione dei dati dal PC.

5.4.2. VGA

Il Propeller consente la gestione di una periferica VGA, tale dispositivo è stato utilizzato per fornire un'interfaccia grafica di stimolazione. Sono disponibili diverse librerie per la gestione VGA, che a seconda della complessità delle grafiche che realizzano necessitano di più o meno risorse. In questa sede sembra inutile commentarle tutte, si farà per tanto riferimento alla sola libreria che si è realmente utilizzata. L'oggetto base per l'utilizzo della periferica VGA è `vga.spin`, questo permette di inizializzare lo schermo lanciando un Cog dedicato. Il video viene quindi organizzato come una matrice formata da 32 colonne e 16 righe. Il resto del driver è scritto in linguaggio assembly in quanto, come già accennato, risulta essere più indicato per la gestione ottimizzata dell'hardware. Il software sviluppato consente il print di diversi componenti che vanno dai caratteri alfanumerici ad oggetti più complessi. Per il printing dei caratteri si ricorre all'utilizzo dei simboli presenti nell'area di memoria (ROM) dedicata alla grafica. Attraverso il metodo: `PUB Print(char)` è possibile indicare il carattere da stampare, specificando la sua locazione di memoria, indicandone il corrispondente codice ASCII o attraverso la scrittura del carattere stesso posto tra virgolette, ad esempio "A" stamperà il carattere A. Sono inoltre state realizzate delle primitive grafiche che consentono la visualizzazione di strutture più complesse come ad esempio dei box colorati o la possibilità di avere una gestione dinamica dei colori.

5.4.3. SUPPORTO DI MEMORIA ESTERNA

Consideriamo ora un'altra componente fondamentale che si è aggiunta al progetto. Come si è avuto modo di dire, il Propeller è provvisto di una memoria on-board di 64KB equamente distribuita tra ROM e RAM; in alcuni casi tale memoria può rivelarsi insufficiente qualora si eseguissero programmi che, come nel caso trattato, gestiscono una gran mole di dati. Per risolvere questo problema si è pensato di introdurre un ulteriore supporto di memoria esterno che potesse servire da unità di salvataggio. È

stata scelta una EEPROM da 1025KB per la quale si è realizzato anche un opportuno circuito di interfacciamento e l'espansione delle librerie necessarie al suo utilizzo.

5.4.4. SECURE DIGITAL

Secure Digital, da cui l'acronimo SD, è il più diffuso formato di schede di memoria, dispositivi elettronici utilizzati per memorizzare in formato digitale grandi quantità di informazioni all'interno di memorie flash. Si tratta di memorie non volatili funzionanti in lettura e scrittura, caratterizzate dall'essere a stato solido, ossia senza alcune parti mobili al loro interno come ad esempio accade per gli hard-disk.

Nel progetto in esame si è utilizzato un ulteriore supporto di memoria che avesse però caratteristiche differenti dalla eeprom. Il supporto SD è una memoria esterna, rimovibile, sulla quale possono essere letti e scritti dati da qualunque dispositivo dotato di opportuno lettore. L'idea di ricorrere a tale supporto nasce dall'esigenza di dover caricare file di configurazione in modo rapido e veloce. Inoltre questo viene utilizzato come un recipiente per i dati da analizzare off-line rispetto al processo di acquisizione. Anche per questo dispositivo è stato necessario effettuare una scheda di interfaccia e l'espansione delle librerie necessarie al suo utilizzo.

5.4.5. DISPLAY TOUCH SCREEN

Passiamo ora ad analizzare l'ultimo dispositivo utilizzato nel progetto. Data la possibilità di effettuare delle scelte tramite l'interfaccia touch screen, questo svolge il ruolo di unità sia di input che di output. La scelta di un display touchscreen fornisce la possibilità di avere un'interfaccia di IO, direttamente on-board, che consenta all'utente una configurazione rapida del dispositivo. I display touch screen che siano: resistivi, capacitivi o strain gauge sono in genere dotati di un'interfaccia seriale che ne permette il collegamento con i dispositivi di pilotaggio. Il dispositivo utilizzato ha necessitato della costruzione di un circuito che ne consentisse il collegamento con il propeller.

Tale circuito è stato realizzato per consentire una stabilizzazione del segnale di tensione in ingresso al dispositivo. Esistono in commercio dei dispositivi a resistenza variabile che realizzano la stessa funzionalità, la scelta di costruirlo a partire dai

componenti, si rivela particolarmente indicata in ragione di una realizzazione su PBC di tutto il sistema, in modo da avere una struttura più compatta ed ottimizzata dal punto di vista dello spazio utilizzato.

Come già detto la comunicazione avviene tramite interfaccia seriale, quello che merita un commento è il protocollo di alto livello utilizzato per istruire il dispositivo. Tale linguaggio è basato su stringhe testuali, opportunamente formattate, che servono per il posizionamento dei caratteri, il quale avviene attraverso la specifica delle coordinate. È possibile inoltre definire alcune semplici strutture grafiche quali box o immagini. Si è reso necessario quindi la scrittura di una libreria più articolata rispetto alle altre che permettesse la generazione dell'interfaccia di configurazione sul display.

5.5. CONCLUSIONI SULLA PIATTAFORMA PROPELLER

Il lavoro svolto ha dimostrato la fattibilità del porting di un BCI P300 based su dispositivi basati su microcontrollori con ridotte capacità di calcolo. Questo risultato apre nuove interessanti prospettive che si spera porteranno ad avere un dispositivo BCI indossabile dai costi e consumi contenuti. Questo permetterebbe una rapida penetrazione in diversi campi applicativi dei dispositivi BCI che porterebbe sicuramente ad un miglioramento della tecnologia ad essi collegati, facendo sì che il BCI diventi un dispositivo non alternativo ma aumentativo della comunicazione tra uomo e ambiente.

5.6. SISTEMA DIOPSIS

Andiamo ora a concentrarci sulla seconda piattaforma scelta per dimostrare la fattibilità del porting su piattaforma embedded di un sistema BCI, gli SSVEP. Come visto in precedenza l'analisi di questo tipo di segnali avviene nel dominio della frequenza, da qui la necessità di rivolgerci ad una piattaforma che integrasse al suo interno un'unità di calcolo in grado di effettuare l'FFT in maniera agevole, per questo scopo è stata scelta la piattaforma DIOPSIS 940 prodotta dall'ATMEL. In questa prima parte sarà presentata e descritta in dettaglio l'architettura del chip DIOPSIS 940, dei

componenti che lo costituiscono e delle tecniche di sincronizzazione tra i due processori, ARM e mAgic, che sono il cuore di tutto il sistema.

5.6.1. STRUTTURA GENERALE DEL SISTEMA

In Figura 5.5 si può vedere una foto del DIOPSIS 940 di Atmel (Dual Inter Operating Processors for Silicon Systems), un sistema biprocessore dotato di una CPU RISC a 32 bit (ARM) accoppiata ad un processore DSP ottimizzato per lavorare con numeri floating point a 40 bit e complessi (mAgic). Il DIOPSIS 940 combina quindi la flessibilità del controllore ARM all'enorme potenza di calcolo del DSP. In particolare mAgic (il DSP VLIW ad alte prestazioni) è il cuore dell'architettura potendo calcolare 1 giga-operazioni floating point al secondo a bassa frequenza (100MHz) e ottenere ottime prestazioni nel calcolo della FFT (Fast Fourier Transform). Il processore ARM serie 9 fa invece parte della famiglia dei microcontrollori a 32 bit RISC (Reduced Instruction Set Computer) che, oltre alla semplicità di programmazione, offre buone prestazioni e un basso consumo energetico. Il campo di applicazione di questo componente copre molteplici settori, sia in ambito industriale che in campo di ricerca. Per dimostrare la superiorità del D940 rispetto ai diretti concorrenti, Atmel ha indetto un contest aperto alle università per ideare un'applicazione che sfruttasse la bontà dell'architettura messa a disposizione e mettesse in luce tutti gli aspetti positivi (e negativi) di questo chip. In realtà le performance di questa architettura vanno ben oltre le necessità del nostro scopo ma la disponibilità della piattaforma e dell'assistenza e l'occasione di partecipare al contest ci ha portato a preferirla ad altre.

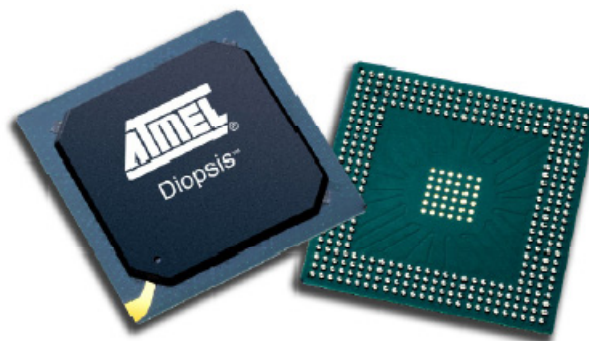


Figura 5.5: Package del DIOPSISIS 940

Per descrivere in dettaglio l'architettura interna del chip è utile osservare con attenzione la Figura 5.6 che offre una visione d'insieme dello schema interno del chip, mettendo in evidenza le parti necessarie alla comprensione del funzionamento del sistema. Verranno ora passati in rassegna i componenti principali di questo prodotto fornendo una descrizione approfondita dell'architettura e del funzionamento di ARM e mAgic

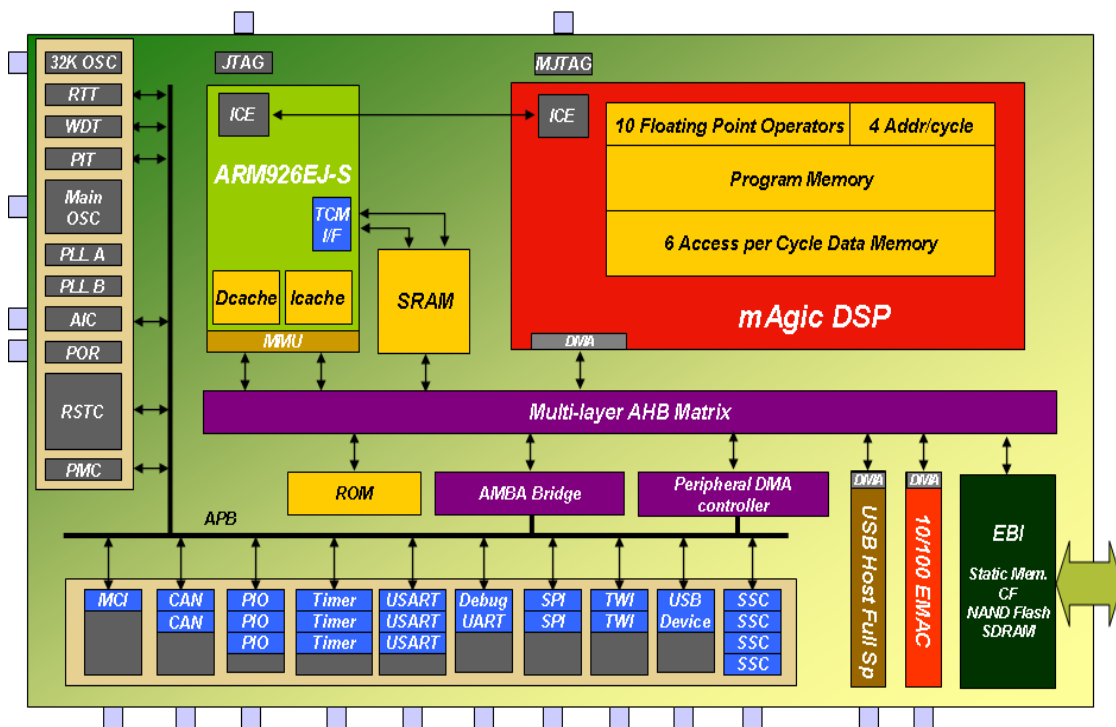


Figura 5.6: Architettura della piattaforma DIOPSISIS 940

5.6.2. IL PROCESSORE ARM

L'ARM è un processore general-purpose a 32 bit che unisce ottime prestazioni a bassi consumi e dimensioni contenute. La sua architettura è basata sulla tecnologia RISC (Reduced Instruction Set Computer): questo tipo di macchine si differenziano da quelle CISC (Complex Instruction Set Computer) per il numero limitato di istruzioni semplici che vengono eseguite in un solo ciclo. Da questo deriva che i processori RISC devono eseguire più istruzioni rispetto alle macchine CISC, ma poiché esse non devono essere

interpretate, garantiscono un'alta velocità di esecuzione e un'ottima risposta in real-time agli interrupt. Per ottimizzare ulteriormente l'esecuzione del codice, l'ARM9 utilizza una pipeline: mentre un'istruzione viene eseguita, quella seguente è decodificata e quella ancora successiva è caricata dalla memoria programma. I due bus principali del microcontrollore sono l'ASB (Advanced System Bus) e l'APB (Advanced Peripheral Bus): il primo assicura il trasferimento dei dati dal core del processore alla memoria interna, e ospita un bridge (ponte) verso il secondo, sul quale viaggiano i dati da e verso le periferiche esterne. L'ARM controlla l'esecuzione di mAgic attraverso il bus AMBA (Advanced Microcontroller Bus Architecture), che consente inoltre di gestire diverse periferiche:

- 2 porte I/O seriali SPI (Serial Peripheral Interface): gestiscono la comunicazione con periferiche esterne in modalità master o slave;
- 2 porte I/O USART (Universal Sync/Asynchronous Rx/Tx) utilizzabili come RS232 o LVTTTL sincrone/asincrone;
- Timer Counter programmabile;
- Watchdog per controllare eventuali blocchi dell'esecuzione del codice;
- PIO (Parallel I/O Controller): mette a disposizione dell'utente 32 linee di ingresso/uscita programmabili;
- PDC (Peripheral Data Controller): si occupa del trasferimento dei dati dalle periferiche on-chip (SPI e USART) alle memorie on-chip e off-chip, attraverso il bus AMBA, senza che il processore debba intervenire;
- ADDA (Analog-to-Digital/Digital-to-Analog Interface): gestisce l'interfaccia seriale verso 4 convertitori A/D stereo e 4 convertitori D/A stereo;
- CLKGEN: generatore di clock programmabile per le varie periferiche;
- IRQ Control: sistema di controllo e gestione degli interrupt provenienti dal core e dalle periferiche.

Tutte le periferiche collegate all'ARM sono mappate come locazioni di memoria: ciò significa che l'applicazione può accedervi semplicemente scrivendo o leggendo dati dagli opportuni registri, senza doversi occupare della loro inizializzazione.

5.6.3. IL DSP mAGIC

Il processore mAgic è un DSP ad alte prestazioni basato sulle VLIW (Very Long Instruction Word) in grado di svolgere fino a 1 GFLOPS (un miliardo di operazioni in virgola mobile al secondo) con una frequenza di clock di 100 MHz; con una singola istruzione è possibile eseguire contemporaneamente 4 moltiplicazioni in virgola mobile, 4 addizioni in virgola mobile, 2 sottrazioni, 6 accessi alla memoria e 6 aggiornamenti degli indirizzi di memoria. Esso opera secondo lo standard IEEE 754: i numeri in virgola mobile hanno 40 bit di precisione, mentre gli interi sono a 32 bit; il mAgic è specializzato nel calcolo di operazioni su numeri complessi.

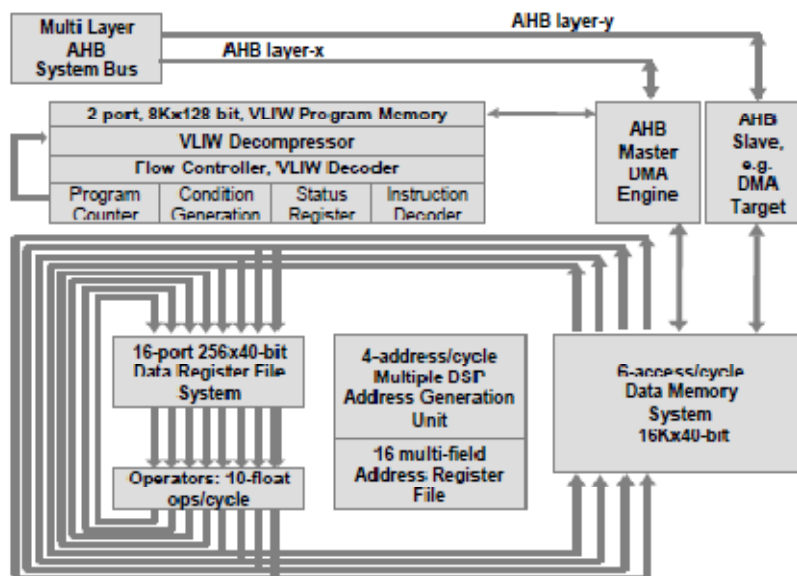


Figura 5.7: mAgicV DSP Block Diagram

L'insieme delle istruzioni VLIW assicura il controllo di tutti i componenti logici, ciclo per ciclo; la lunghezza delle istruzioni è di 128 bit, il DIOPSIS integra un meccanismo di compressione in grado di espandere e ottimizzare la capacità e l'utilizzo di memoria da parte dell'applicazione in esecuzione. In qualsiasi momento il DSP può trovarsi in modalità esecuzione (RUN Mode) o in modalità sistema (SYSTEM Mode): mentre nella prima entrambi i processori lavorano in parallelo e possono scambiare dati attraverso la memoria condivisa, nella seconda modalità il mAgic è inattivo e l'ARM può accedere direttamente alla memoria (dati e programma) e in alcuni registri del DSP,

permettendo di aggiornare le istruzioni e i dati e consentendo la configurabilità dinamica.

5.7. OVERVIEW DEL PROGETTO

Obiettivo del progetto e l'implementazione di un BCI SSVEP-Based sull'architettura DIOPSIS940. Il segnale EEG è processato dal DSP e usato per la selezione di tre frecce che permettono la navigazione all'interno di un menù. Per effettuare la selezione l'utente non deve far altro che porre la sua attenzione su uno dei led che lampeggiano ad una data frequenza.

Il sistema è composto dai seguenti componenti:

- Tre led che lampeggiano per la stimolazione (7Hz, 9Hz e 11Hz con duty cycle del 35%), ad ogni led è associato una freccia che permette la navigazione del menù pilotati da un circuito esterno.
- Un sistema di acquisizione EEG della gTec ad 8 canali che permette la comunicazione seriale.
- La DIOPSIS 940 evaluation board
- Un display LCD

La struttura insieme alle icone del menù sono memorizzati nella memoria di cui è dotato l'LCD.

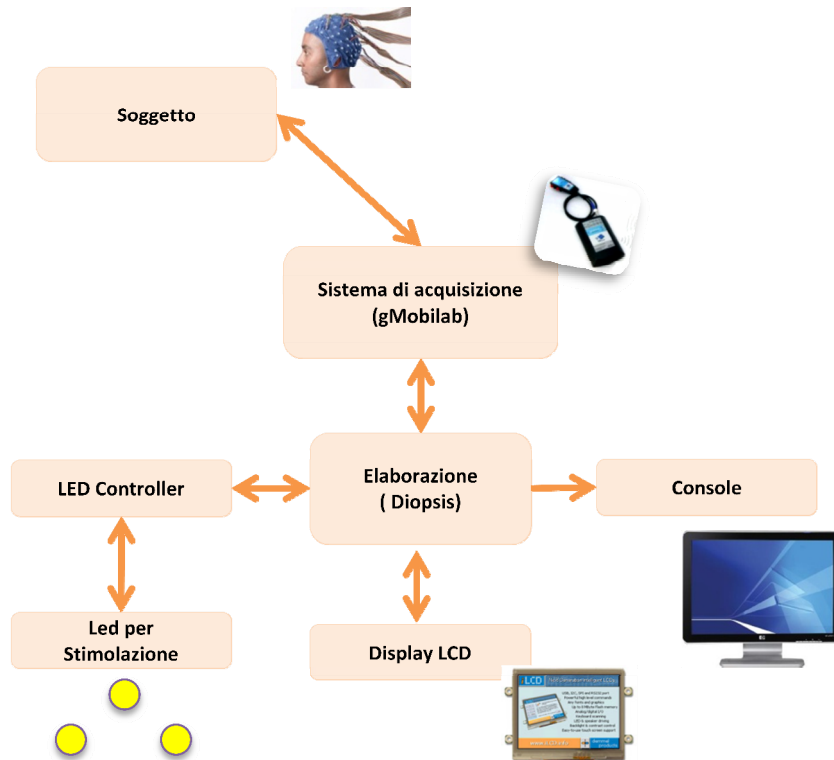


Figura 5.8: Schema a blocchi del sistema

Il lampeggiamento dei led genera all'interno del segnale EEG una sincronizzazione nella regione occipitale della corteccia, effettuando un'analisi spettrale del segnale acquisito è possibile capire il led che il soggetto sta fissando e di conseguenza il comando che intende eseguire. Una volta acquisito il comando questo viene mandato, tramite una seriale, al display LCD che conseguentemente aggiorna l'interfaccia.

Il segnale per il riconoscimento della frequenza viene processato in due passaggi. Il primo passaggio opera una FFT sul segnale stesso, una volta fatto questo viene fatta una riconoscimento del massimo in corrispondenza delle tre frequenze di interesse (7,9,11Hz). Queste operazioni sono a carico del mAgicV. La comunicazione da e verso il display LCD e il circuito di controllo dei led invece viene operato tramite il processore ARM.

5.7.1. DESCRIZIONE DEL SETUP

Il segnale EEG come già detto è dell'ordine dei μV , per questa ragione si è deciso di utilizzare un amplificatore commerciale, la scelta è ricaduta sul g.Mobilab+ (Figura 5.9) fornitoci dalla g.Tec.

Il g.MOBILab+ è un sistema di acquisizione multipurpose. Permette di registrare differenti segnali biomedici attraverso un PC standard. I segnali. Per questo progetto abbiamo utilizzato la versione EEG che include 8 canali monopolari EEG, 4 inputs digitali e 4 inputs e outputs digitali.



Figura 5.9: Sistema di acquisizione gMOBILab

Il gMOBILab è in grado di comunicare con il PC attraverso un'interfaccia USB, Seriale o Bluetooth. L'acquisizione del segnale avviene a 256Hz convertiti attraverso un A/D a 16Bit (Figura 5.10).

Technical details and specifications			
g.MOBILab+ (8-channel EEG version)	EEG Channels: 8, Filters: 0.5 - 100 Hz, Sensitivity: 500 μ V (monopolar), no additional analog inputs		
g.MOBILab+ (multi-purpose version)	EEG Channels: 2 Filters: 0.5 - 100 Hz Sensitivity: 500 μ V (bipolar)	EEG/EOG Channels: 2 Filters: 0.01 - 100 Hz Sensitivity: 2 mV (bipolar)	ECG/EMG Channels: 2 Filters: 0.5 - 100 Hz Sensitivity: 5mV (bipolar)
Analog inputs (multi-purpose)	Channels: 2, Filters: DC-100 Hz, Sensitivity: +/- 250 mV (monopolar)		
Additional inputs/outputs	4 digital inputs/outputs, 4 digital inputs (TTL), +5V		
Power supply	4 standard AA batteries or accumulators (25 - 100 hours operation time, depending on mode)		
Data acquisition Standard	ADC with 16 Bit and 256 Hz/channel, serial interface (RS232), Bluetooth 2.0 / class I (+)		
Internal storage card	Manufactured according to IEC 60601-1, for research application, no medical device		
Weight	Micro-SD flash memory card (up to 2 GB), accessible via the battery compartment		
Dimension	360 gram (including batteries)		
	155 mm x 100 mm x 40 mm		

Figura 5.10: Specifiche dell'amplificatore g.MOBILab+

Il protocollo di comunicazione è proprietario, ma il produttore ci ha fornito le specifiche tramite le quali è stato possibile scrivere un driver per la piattaforma DIOPSIS. Il driver ha il compito di negoziare la comunicazione, farla partire e codificare opportunamente le informazioni ricevute.

Il circuito di controllo dei led è stato realizzato attraverso una FPGA board (Spartan-3 della Xilinx). La scelta di adoperare questa scheda è stata dettata da motivi puramente pratici, in quanto lo sviluppo così facendo ha richiesto pochissimo tempo.

Maggiore attenzione è stata richiesta invece per la costruzione del package per il led. In quanto la luce prodotta dai led risultava troppo concentrata e questo creava fastidio nel fissarla in maniera prolungata, inoltre l'utilizzo dei led senza un opportuno case che ne convogliasse in maniera opportuna la luce portava ad avere una parziale sovrapposizione tra i fasci di luce emessi. Ecco perché si è deciso di costruire una piramide in cui inserire ogni led, alla base della piramide è stato posto un filtro. Il filtro altro è stato costruito con un pannello di plexiglass opaco.

Come unità di visualizzazione è stato scelto un display LCD in quanto la scheda non dispone di un controller VGA. Inoltre per lo scopo è più funzionale un'unità di visualizzazione di dimensioni ridotte. La scelta è ricaduta sul display DPP-CTP3224-1 della demmel, il display ha una diagonale di 3 pollici con risoluzione 320x240. È equipaggiato con 32Mbyte dedicate al salvataggio di immagini, stringhe di testo, font e

Sviluppo di un sistema Brain-Computer Interface per il controllo ambientale

macro. Lo spazio a disposizione può essere ulteriormente espanso con una microSD card. Per la gestione del dispositivo è usato un protocollo AT like, su porta seriale.

Nel setup definitivo vengono usate due porte seriali presenti sulla scheda DIOPSIS. L'amplificatore EEG è connesso alla porta UART0 mentre LCD sulla porta UART1. Mentre la connessione con la scheda FPGA è realizzata con i pin di I/O general purpose presenti sulla scheda.

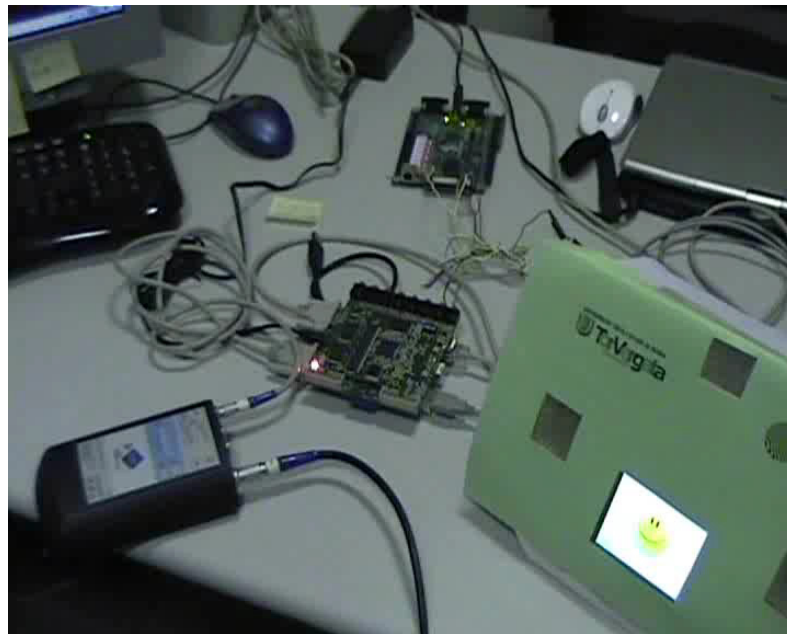


Figura 5.11: Immagine del setup definitivo, in basso a sinistra si può notare l'interfaccia utente costituita dai tre led e il display lcd.

Per quel che riguarda la parte software l'applicazione parte al boot della scheda ma rimane in attesa della pressione di un tasto per far partire la stimolazione e la successiva elaborazione.

Nella versione finale si è scelto di utilizzare un solo canale di acquisizione, in particolare abbiamo scelto il canale Oz. Questo ci ha permesso di semplificare notevolmente il setup mantenendo inalterato il livello di riconoscimento.

5.8. CONCLUSIONI SULLA PIATTAFORMA DIOPSIS

La creazione di un BCI basato sulla piattaforma DIOPSIS si è rivelata più complessa del previsto. Infatti nonostante molte librerie in teoria fossero disponibili, in pratica sono state necessarie diverse modifiche affinché fossero utili ai nostri scopi. Ma le problematiche maggiori si sono avute con la parte hardware in quanto sono stati riscontrate diverse incongruenze nei datasheet che hanno portato via molto tempo.

Ciò nonostante è stata dimostrata la fattibilità di un sistema BCI SSVEP-based su un dispositivo diverso da un calcolatore. Come ci si aspettava la piattaforma è risultata decisamente sovradimensionata, ma ciò nonostante ci ha permesso di mettere in luce alcune considerazioni importanti sull'utilizzo di piattaforme dedicate a questi scopi. E ci ha permesso inoltre di esplorare le problematiche di interconnessione a sistemi di acquisizione EEG.

CONCLUSIONI

Nell'arco degli ultimi due decenni, le interfacce cervello computer sono state oggetto di un crescente interesse da parte della comunità scientifica. Le potenzialità di questa tecnologia sono evidenti, ma a oggi le applicazioni sono limitate. Da un lato è, infatti, ancora necessario un avanzamento delle conoscenze di base (neuroscienze, neuropsicologia, bioingegneria) per comprendere meglio i meccanismi alla base della comunicazione non-muscolare; dall'altro è poi necessario far progredire le tecnologie necessarie al suo utilizzo al di fuori di un ambiente di ricerca.

Nel lavoro descritto in questa tesi, sono stati affrontati alcuni degli aspetti tecnologici menzionati, producendo innovazioni che contribuiscono a soddisfare le esigenze di maggiore usabilità di queste innovative interfacce, e avvicinano la loro applicabilità a contesti di vita reale.

Per giungere a questo scopo restano ovviamente insoluti ancora molti quesiti, legati ad esempio all'acquisizione dei segnali di controllo, sia dal punto di vista squisitamente tecnologico che dal punto di vista qualitativo. A oggi l'acquisizione del segnale EEG è uno degli anelli deboli delle BCI. Un utilizzo tradizionalmente in ambito clinico, con i conseguenti costi di marketing, certificazione e assistenza, ha ad esempio prodotto un prezzo di mercato degli amplificatori EEG di diverse migliaia di euro. Ancora, mentre nella pratica clinica dell'acquisizione EEG i lunghi tempi necessari per il montaggio e l'utilizzo di un gel conduttivo per abbassare l'impedenza elettrodo-cute è perfettamente tollerabile, altrettanto non può sostenersi per un utilizzo continuo o sporadico di una nuova forma di Human-Computer Interface.

E' necessario comunque considerare che il campo di ricerca delle BCI è relativamente giovane. In questa prospettiva sono senz'altro apprezzabili gli avanzamenti che sono stati prodotti in soli due decenni. Tale avanzamento è per la maggior parte avvenuto senza repentini salti nel livello delle conoscenze, ma grazie ad un costante e marginale miglioramento delle conoscenze prodotto ricercatori coinvolti, spesso grazie all'interazione con campi di ricerca contigui.

Nel lavoro svolto durante il percorso di dottorato sono stati affrontati alcuni specifici aspetti di questa tecnologia, accomunati dal potenziale vantaggio che potrebbero apportare in un utilizzo pratico delle BCI. E' stato proposto uno studio volto ad aumentare la velocità (bit-rate) di una comunicazione effettuata attraverso questa interfaccia; è stato proposto l'utilizzo ed è stata valutata l'efficacia di canali informativi diversi da quello visivo; sono state identificate applicazioni pratiche per questo tipo di interfacce, e ne è stata sviluppata un'implementazione; infine è stata dimostrata la possibilità di implementare alcune BCI su dispositivi con bassa potenza di calcolo. Riteniamo che quest'ultimo punto sarà presumibilmente uno dei fattori determinanti per l'avvento di questa tecnologia al di fuori dei laboratori di ricerca.

Se da un lato non si può affermare che le BCI siano mature per entrare nella vita di tutti i giorni, gli avanzamenti proposti possono stimolare ottimismo riguardo al raggiungimento di questo risultato in tempi relativamente brevi; sono infatti diverse le applicazioni in cui un canale alternativo di comunicazione potrebbe avere un impatto essenziale. Nel dire questo ci si riferisce non solo a quelle persone che soffrono di gravi disabilità motorie ma anche quelle, si pensi agli astronauti, in cui la 'disabilità' è di tipo transitorio.

BIBLIOGRAFIA

- [1] E.R. Kandel, J. Schwartz, T. Jessell. Principles of Neural Science. Book Elsevier.
- [2] W. N. Kuhlman. Funcional topography of the human mu rhythm. *Electroencephalogr. Clini. Neurophysiol* (1978) **44**, 83-93.
- [3] Saier, J., Paillas, J., Vigouroux, R. and Gastaut, H. Value of echoencephalography for neurosurgical diagnosis. *Rev Neurol* (1964) **111**, 520-2.
- [4] Schoppenhorst, M., Brauer, F., Freund, G. and Kubicki, S. The significance of coherence estimates in determining central alpha and mu activities. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* (1980) **48**, 25-33.
- [5] J.R. Wolpaw, N. Birbaumer, D.J. McFarland, G. Pfurtscheller, T.M. Vaughan. Brain-computer interfaces for communication and control. *Clin Neurophysiol*. 2002 Jun;113 (2002) 6:767-91.
- [6] Rockstroh B, Elbert T, Canavan A, Lutzenberger W, Birbaumer N. *Slow Cortical Potentials and Behavior* (2nd Ed), Baltimore: Urban and Schwarzenberger, 1989.
- [7] Birbaumer N, Erbert T, Canavan AGM, Roch B. Slow potentials of the cerebral cortex and behavior. *Physiol Rev* 1990; 70:1-41
- [8] Birbaumer N, Kübler A, Ghanayim N, Hinterberger T, Perelmouter J, Kaiser J, Iversen I, Kotchoubey B, Neumann N, Flor H. The thought translation device (TTD) for completely paralyzed patients. *IEEE Trans Rehab Eng* 2000; 8:190-192.
- [9] Kübler A, Kotchoubey B, Hintberger T, Ghanayim N, Perelmouter J, Schaumer M, Fritsch C, Taub E, Birbaumer N. The thought translation device: a neurophysiological approach to communication in total motor paralysis. *Exp Brain Res* 1999; 124:223-232.
- [10] Peremoulter J, Kotchoubey B, Kübler A, Taub E, Birbaumer N. Language support program for thought-translation-devices. *Automedica* 1999; 18:67-84.
- [11] Pfurtscheller G. EEG event-related desynchronization (ERD) and event-related synchronization (ERS). In: Niedermeyer E, Lopes da Silva FH editors.

Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications and Related Fields. 4th ed. Baltimore: Williams and Wilkins, 1999:958-967.

- [12] McFarland DJ, Miner LA, Vaughan TM, Wolpaw JR. Mu and beta rhythm topographies during motor imagery and actual movement. *Brain Topography* 2000a; 3:177-186.
- [13] Decety J., Jeannerod M., Imagery and its neurological substrate. *Rev. Neurol.*, 1995, 151: 447-479.
- [14] Jackson P.L., Lafleur M.F., Malouin F., Richards C., Doyon J. Potential role of mental practice using motor imagery in neurologic rehabilitation. *Archives Physic Medicine Rehabilitation*, 2001, 82:1133-1141.
- [15] Bergia C. Studi Psicofisiologici: I Potenziali Evocati, www.psicolab.net, Nov 2006
- [16] Linden D.E.J. The P300: Where in the brain is it produced and what does it tell us. *The Neuroscientist*. Volume 11, Number 6, 2005: 563-568.
- [17] J. Polich, J.R.Criado. Neuropsychology and neuropharmacology of P3a and P3b. *International journal of psychophysiology*. February 2006: 172-174. Wolpaw J.R., Birbaumer N., McFarland D.J., Pfurtscheller G, Vaughan T.M., Brain computer interfaces for communication and control. *Clinical Neurophysiology*, 2002, Vol. 113, pp 767-791.
- [18] G. Schalk, D.J. McFarland, T. Hinterberger, N. Birbaumer, and J.R. Wolpaw. BCI2000: a general purpose brain-computer interface (bci) system. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, **51** 2004, 1034-1043
- [19] E.H. Weber "The Sense of Touch". Academic Press, London, 1978.
- [20] F. Cincotti, L. Kauhanen, F. Aloise, T. Palomki, N. Caporusso, P. Jylinki, D. Mattia, F. Babiloni, G. Vanacker, M. Nuttin, M.G. Marciani and JR. Millan. "Preliminary Experimentation on Vibrotactile Feedback in the context of Mu-rhythm Based BCI". 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS Cité Internationale, Lyon, France August 23-26, 2007
- [21] F. Cincotti, L. Kauhanen, F. Aloise, T. Palomki, N. Caporusso, P. Jylinki, D. Mattia, F. Babiloni, G. Vanacker, M. Nuttin, M.G. Marciani and JR. Millan.

Vibrotactile Feedback for Brain-Computer Interface Operation. Computational Intelligence and Neuroscience. vol. 2007 ISSN: 1687-5265. doi:10.1155/2007/48937.

- [22] F. Aloise, A. Bononati, A. Amadoro, D. Mattia, F. Babiloni, S. Salinari, M.G. Marciani, F. Cincotti. "Learning control of sensorimotor rhythm using vibrotactile feedback". Challenging Issues in Brain-Computer interaction and Shared Control, Leuven, Belgium. 19-20 November 2007
- [23] F. Aloise, N. Caporusso, D. Mattia, F. Babiloni, L. Kauhanen, JR. Millán, M. Nuttin, MG. Marciani, and F. Cincotti. "Brain-machine interfaces through control of electroencephalographic signals and vibrotactile feedback". HCI International 2007 Beijing, China. 22-27 July 2007
- [24] S. Bufalari, F. Aloise, L. Giuliani, F. Cincotti, F. Babiloni, P. W. Ferrez, J. del R. Millán, J. Philips, M. Nuttin, M.G. Marciani and D. Mattia, "Training paradigm to operate a BCI-controlled robot wheelchair in tetraplegic subjects", Challenging Issues in Brain-Computer interaction and Shared Control, Leuven, Belgium. 19-20 November 2007.
- [25] F. Aloise, I. Lasorsa, F. Schettini, AM Brouwer, D. Mattia, F. Babiloni, S. Salinari, M.G. Marciani, F. Cincotti. "Multimodal stimulation for a P300-based BCI". International Journal of Bioelectromagnetism 2007, Vol. 9, No. 3 ISSN: 1456-7865
- [26] F. Aloise, S. Marchionni, F. Schettini, D. Mattia, F. Babiloni, S. Salinari, M.G. Marciani, F. Cincotti. "Multimodal Feedback for a P300-based BCI". GNB2008, Pisa 5-8 July 2008
- [27] J. B.F. van Erp, AM. Brouwer, F. Aloise, F. Cincotti "Navigation BCI based on touch evoked potentials". Society of Applied Neuroscience, Seville 7-11 May 2008.
- [28] A. M. Brouwer, J. van Erp, F. Aloise, F. Cincotti, "Attending to tactile, visual or bimodal targets: effects on the P3 and the relevance for brain machine interfaces" Perception 37 ECVF Abstract Supplement, page 48 2008
- [29] R. Baldoni, C. Di Ciccio, M. Mecella, F. Patrizi, L. Querzoni, G. Santucci, S. Dustdar, F. Li, H.-L. Truong, L. Albornos, F. Milagro, P. Antolin Rafael, R. Ayani, K. Rasch, M. Garcia Lozano, M. Aiello, A. Lazovik, A. Denaro, G. Lasala, P. Pucci,

C. Holzner, F. Cincotti, F. Aloise. "An Embedded Middleware Platform for Pervasive and Immersive Environments for-All" SECON Workshops '09. 22-26 June 2009 Page(s):1 – 3. doi 10.1109/SAHCNW.2009.5172921

- [30] Cherubini, G. Oriolo, F. Macri, F. Aloise, F. Cincotti, D. Mattia "A multimode navigation system for an assistive robotics project" *Autonomus Robots* (2008) 25: 383–404 doi 10.1007/s10514-008-9102-y
- [31] F. Cincotti, D. Mattia, F. Aloise, S. Bufalari, G. Schalk, G. Oriolo, A. Cherubini, M.G. Marciani, F. Babiloni "Non invasive Brain-Computer Interface system: towards its application as assistive technology" *Brain Res. Bull.* (2008), doi:10.1016/j.brainresbull.2008.01.007
- [32] F. Cincotti, D. Mattia, F. Aloise, S. Bufalari, L. Astolfi, F. De Vico Fallani, A. Tocci, L. Bianchi, M.G. Marciani, S. Gao, J. Millan, F. Babiloni. "High-resolution EEG techniques for brain-computer interface applications". *Journal of Neuroscience Methods* 167 (2008) 31–42. doi:10.1016/j.jneumeth.2007.06.031
- [33] F. Aloise, S. Marchionni, G. Romito, A.M. Brouwer, Jan B.F. van Erp, D. Mattia, F. Babiloni, S. Salinari, M.G. Marciani, F. Cincotti. "P300-based Brain Computer Interface: to operate domestic appliance". 4th BCI Workshop, Graz 18-19 Sept 2008
- [34] E.W. Sellers, D.J. Krusienski, D.J. McFarland, T.M. Vaughan, J.R. Wolpaw. A P300 event-related potential brain-computer interface (BCI): the effects of matrix size and inter stimulus interval on performance. *Biol Psychol.* 2006 Oct;73(3):242-52
- [35] F. Aloise, D. Ferriero, A. Ruiu, G. Santucci, T. Catarci, D. Mattia, F. Babiloni, F. Cincotti "Controlling domestic appliances via a "dynamical" P300-based Brain Computer Interface". AAATE '09, Florence, 31 August-1 September 2009, doi:10.3233/978-1-60750-042-1-200
- [36] F. Aloise, E. Morabito, A. Riccio, M. Riseti, D. Mattia, M. Mecella, T. Catarci, F. Babiloni, S. Salinari, F. Cincotti "Brain Computer Interface to operate domestic environment". HCIItaly '09, Rome 17-19 July 2009 ISBN 978-88-88044-14-9 ISSN 1826-9745

RINGRAZIAMENTI

E' giunta la parte più difficile di questa tesi; descrivere un ipotesi di lavoro, un setup sperimentale o riportare risultati scientifici, non è sempre semplice. Ma lo è sicuramente di più che descrivere quello che sono stati questi anni per la mia formazione personale.

Alla fine di un percorso bisogna sempre tirare le somme. Più questo percorso è lungo è più questo diventa difficile. Sembra giusto l'altro giorno quando sono arrivato in laboratorio, sarà una frase fatta ma ricordo nitidamente quel giorno. Ed invece ne è passata acqua sotto i ponti. Certo non si può sicuramente dire che è stata una traghettazione fatta in acque tranquille, anzi è vero il contrario. Ma proprio questo continuo scorrere vorticoso di eventi mi ha permesso di diventare quello che sono, nel bene e nel male. E così cosicicchi su cosicicchi, interrupt su interrupt, deadline su deadline sono finalmente giunto a questo traguardo, cosa mi riserverà il futuro non è dato sapere, ma so cosa mi ha dato il passato... molto. O forse farei bene a dire molte, molte persone speciali che hanno attraversato la mia strada per brevi periodi lasciando comunque tanto, altre che mi si sono affiancate e che mi hanno sempre supportato e spronato, qualche altra che aja dopo aja mi si è accollata.

Ora dovrei incominciare con un lungo elenco di nomi e aforismi, ma significherebbe ridurre quello che è, ognuno di voi sa, trovo riduttivo scrivere in sole due righe quello che mi avete dato.

E a tutti voi che dedico questa tesi, grazie a voi mi sento a casa, so di aver trovato tanti amici e non solo con cui ho trascorso e spero di trascorrere momenti belli e felici e su cui potrò contare nei momenti brutti e tristi in fondo la vita ci riserva sempre un fantastico mix.