

Brain computer interface: studio, evoluzione ed applicazione dell'interfaccia neurale

I CONTRIBUTI

Matteo Dell'Anna
Università del Salento
Sara Invitto
Università del Salento

ABSTRACT

This research aims to illustrate the progress in the field of Artificial Intelligence, in particular with an examination of the Brain Computer Interface (BCI), also known as Neural Interface. These devices, which have a distinctly interdisciplinary character, binds primarily the medical engineering field with that of neuro - cognitive research and have as main objective the rehabilitation or better support for therapeutic purposes with the so-called lock-in patients. First a brief focus on the neural interface story was outlined, with attention to early studies and recent developments that have characterized this protocol. Then we moved to the clarification of the neuro - psychological components that form the basis of a Neural Interface and therefore, detection systems and the particular brain frequencies that activate a BCI will be analyzed.

Finally, we'll discuss some of the most recent studies which have guided the BCI to new scope for development.

Keywords: Artificial Intelligence; Neural Interface; rehabilitation; brain computer interface.

Brain computer interface: studio, evoluzione ed applicazione dell'interfaccia neurale

La disamina relativa al sistema BCI (Brain Computer Interface), deve, necessariamente, essere delineata dal punto di vista storico, partendo dai primi esperimenti che ne hanno individuato l'esordio. Lo studio originario, inerente all'interfaccia neurale però, è difficilmente individuabile poiché, il metodo BCI è legato ad una serie di innovazioni tecnologiche e progressi medici che hanno caratterizzato gli ultimi trent'anni. Tuttavia, genericamente si può affermare che questo dispositivo abbia iniziato a svilupparsi intorno agli anni novanta del XX secolo, anni in cui «è emersa una nuova capacità, attraverso cui il cervello umano potesse comunicare direttamente con l'ambiente» (Serby 2005) ed è stata rivalutata, nettamente, l'importanza dell'EEG (elettroencefalogramma) di Hans Berger (1873-1941).

Da quel momento, i laboratori statunitensi in primis, in linea con una tendenza che vedeva, e vede tutt'ora, la crescita esponenziale di malattie neurodegenerative che, solo negli Stati Uniti sono state diagnosticate a circa due milioni di persone, come la sclerosi laterale amiotrofica, l'ictus del tronco encefalico, la lesione del midollo spinale e le distrofie muscolari, si sono interessati allo sviluppo di sistemi elettroencefalografici in grado di garantire un margine accettabile di autonomia-comunicativa ai soggetti con gravi disabilità. Nasceva così la BCI, un nuovo canale muscolare per inviare messaggi e comandi al mondo esterno, un sistema comunicativo che non dipende dalle normali vie di risposta dei nervi periferici e dei muscoli, un sistema capace di segnare l'inizio della neuroprostetica moderna.

Presentatasi al mondo delle neuroscienze, con un'impronta per lo più terapeutica, la BCI ha suscitato dunque un forte interesse intorno a sé. Tutto questo è sfociato in un climax di studi che oggi la rendono uno degli argomenti scientifici più complessi e affascinanti da affrontare. Numerose sono le ricerche condotte in particolar modo negli ultimi dieci anni, ed ognuna di queste è sorta con l'intento di cogliere una sempre nuova sfaccettatura, una potenzialità latente di questo si-

stema. Difatti nonostante l'impulso alle ricerche per la BCI sia stato dato dalla volontà di fornire tecnologie assistivo-comunicative alle persone con disabilità, l'evoluzione delle tecniche che, forniscono una migliore catalogazione dei dati e garantiscono interazioni molto più efficaci, ha portato tuttavia a capacità di controllo neurale sempre maggiori e alla nascita di diversi rami applicativi in seno alla BCI.

Oltre dunque alla già citata funzione assistivo-terapica, la BCI è stata sviluppata per la diagnostica e l'incremento delle funzioni cognitive. Gli utenti possono oggi pertanto, controllare i cambiamenti nei ritmi EEG attraverso l'esercizio della meditazione, classificare immagini in base alla risposta elettroencefalografica a stimoli visivi e monitorare il proprio livello attentivo, strettamente legato ai ritmi, in compiti di sicurezza. Nei soggetti in stato vegetativo-comatoso inoltre, l'interfaccia neurale può valutare lo stato cognitivo del paziente attraverso la misurazione dei potenziali evento correlati (ERPs) di vari stimoli.

Una recente indagine ha infine evidenziato un uso completamente diverso della BCI, scevro dalle motivazioni citate in precedenza. L'interfaccia neurale ha mosso infatti i primi passi nell'ambito ludico-ricreativo, laddove semplici periferiche di gioco guidate dal principio dell'intelligenza artificiale, sono state messe a disposizione di un pubblico sempre più vasto. Il primo sistema, per implementare il controllo dei segnali neuronali utili per il gioco, è stata la Berlin BCI che, poco più tardi, ha incluso in sé una versione cerebrale del ping pong e del famoso pacman (Krepki et al., 2007). Successivamente sono nate nuove BCI per il controllo del gioco, specifiche per il proprio basarsi sulla rilevazione dell'attenzione e del grado di relax, monitorabili per mezzo dei ritmi della corteccia frontale.

L'ambito ricreativo coinvolge inoltre il settore della realtà virtuale e quello più artistico della musica e delle arti grafiche, settori questi accomunati dal ruolo fondamentale dell'immaginazione. La facoltà di rappresentare mentalmente un compito, un gesto infatti, consente nel caso degli ambienti virtuali di "camminare", "toccare oggetti" solo supponendo di farlo e generando in tal modo una modifica alla normale attività neuronale. In merito alla musica e all'arte visiva tuttavia, il solo fattore "immaginazione" non è sufficiente; la BCI coinvolta in questi campi richiede un efficace livello di preparazione del paziente, un suo costante allenamento per affrontare così le fatiche provocate da una continua sollecitazione cerebrale e per strutturare una memoria

dei diversi feedback prodotti. Il progetto Plymouth Brain-Computer Music Interface partendo dalla preliminare predisposizione dei soggetti coinvolti ha, in seguito, dato vita ad un meccanismo in cui, si fondavano complementariamente, un motore musicale ed un software BCI: l'interfaccia rilevava in questo caso quella frequenza preminente del segnale cerebrale che, individuata da un classificatore, un database specifico, consentisse la produzione musicale tramite EEG (Moore Jackson, Mappus, 2010).

Ben più complessa è stata invece l'indagine che ha portato alla BCI artistica. Per l'appunto gli studiosi del settore si sono dovuti scontrare con un ulteriore ostacolo: il controllo della risposta emodinamica. La Brain Painting Application è stata sviluppata di fatto per un paziente affetto da SLA, Peggy Chun, per offrire la possibilità di creare immagini cogliendo i flussi ematici del cervello in risposta a compiti linguistici o al movimento oculare. Volendo essere più chiari questa applicazione della BCI richiede al paziente di "cantare nella propria testa" o di "recitare parole senza senso" per generare rispettivamente, un incremento o una diminuzione del livello del sangue registrato nell'area del linguaggio, area attraverso cui gestire il software di disegno digitale.

I sistemi di rilevamento implicati in una BCI

La BCI Europea adopera metodiche di rilevamento non invasive, come l'EEG (elettroencefalogramma), la fNIRS (spettroscopia funzionale nel range dell'infrarosso) e la fMRI (risonanza magnetica funzionale) per processare le varie attività cerebrali, *condicio sine qua non* per la funzionalità dell'Interfaccia Neurale.

L'elettroencefalografia adopera elettrodi piazzati direttamente sullo scalpo per registrare i potenziali elettrici deboli (tra i 5-100 V) generati dall'attività neuronale. Il numero di elettrodi può variare ma il loro posizionamento resta immutato (Smith, 2004); la presenza inoltre della scatola cranica, del sangue e della pelle fa sì che il segnale possa talvolta risultare "piatto". L'EEG ha una buona risoluzione temporale e fornisce feedback immediati, con ritardi da annoverare nell'ordine dei millisecondi; per quanto concerne la risoluzione spaziale invece, essa tende ad essere più approssimativa con una precisione di circa 2-3cm, distanza sì irrisoria nella vita quotidiana ma capace di coinvolge-

re più attività nel caso della corteccia cerebrale (Tan, Nijholt,2010).

La fMRI o risonanza magnetica funzionale è una delle tecniche non invasive più usate nel campo della ricerca neuronale. Questo metodo sfrutta la risposta emodinamica e i livelli di ossigenazione di una specifica area corticale sottoposta a stimolazione. Le regioni della corteccia cerebrale infatti, conseguentemente a sollecitazioni pertinenti alle proprie funzioni evidenziano un logico incremento di emoglobina ossigenata. La fMRI denota sicuramente una efficiente risoluzione spaziale andando a mappare funzionalmente il cervello ma questa, per contro, si accompagna ad una peggiore risoluzione temporale dovuta alla costruzione delle immagini che avviene in maniera indiretta.

La spettroscopia funzionale nel range dell'infrarosso (fNIRS) infine fornisce una analisi strumentale della corteccia cerebrale tramite la proiezione di particolari fotoni (NIR) nel cervello; la conseguente misurazione dei cambiamenti ottici a varie lunghezze d'onda poi, legati alla dispersione degli stessi fotoni e ai diversi gradi di ossigenazione dei tessuti coinvolti, consente una mappatura piuttosto precisa delle attività cerebrali (Coyle et al.,2004). Questa metodologia è caratterizzata, come la fMRI, da una buona risoluzione spaziale, con precisione prossima ad 1cm, ma anche da una più bassa risoluzione temporale (5-8 secondi).

Queste tre tecniche quindi, come affermato in precedenza, sono quelle maggiormente adoperate nell'ambito delle ricerche neuronali che hanno come presupposto la non invasività delle proprie attrezzature. Tuttavia nel caso della BCI, una serie di fattori ha determinato il preponderante uso dell'EEG. Le indagini nel campo dell'interfaccia neurale infatti, mirano al controllo diretto dei computer ed in tal senso l'elettroencefalogramma è caratterizzato da quell'alta risoluzione temporale, fondamentale per gli utenti che devono adattare la propria attività cerebrale sui feedback immediatamente forniti dal sistema.

Le frequenze neuronali coinvolte nell'Interfaccia Neurale

I sistemi di rilevamento risultano fondamentali per l'estrapolazione di quei segnali elettrofisiologici che costituiscono l'essenza di un sistema BCI, e del quale delineano le potenzialità. Queste risposte generate a livello neuronale sono diverse ma risulta opportuno fornire delucidazioni innanzitutto sui potenziali visivi evocati (VEPs), segnali esempla-

ri di una tipologia di Interfaccia Neurale, definita dipendente per il suo essere legata alle normali vie di afferenza motoria del cervello.

I visual evoked potentials sono generati in risposta ad uno stimolo visivo e furono utilizzati per la prima volta negli anni 70 da Jacques Vidal. Nel corso dei suoi studi egli elaborò un sistema che riuscisse ad usare i VEP, registrati dallo scalpo sulla corteccia visiva, per determinare, tramite lo sguardo, la direzione verso cui l'utente volesse muovere un cursore (Wolpaw, 2002). Sutter (1992) ha successivamente usato i VEPs nella sua Brain Response Interface (BRI); quest'interfaccia attraverso una matrice di lettere 8x8 registrava le risposte dell'utente riguardanti il simbolo osservato. Questo simbolo era poi riproposto in sottogruppi, i cui potenziali visivi elicitati venivano confrontati con un database, capace di evidenziare il segno desiderato. Nei soggetti normali questo approccio ha portato alla produzione di 10-12 parole al minuto; risulta chiaro invece come l'utilizzo dei VEPs, nel caso di soggetti con forti disabilità, incapaci di controllare il proprio movimento oculare, determini una performance insufficiente dell'intera Interfaccia Neurale.

Le altre tipologie di attività neuronale utilizzate per la BCI, discriminano quella che viene definita BCI indipendente: «non subordinata in alcun mondo alle normali vie di risposta del cervello e dove il messaggio non è portato dai nervi periferici e dai muscoli» .

In questo gruppo rientrano innanzitutto i Potenziali Corticali Lenti (SCPs). Essi si identificano con bassi cambiamenti di voltaggio, generati dalla corteccia, che si verificano in un intervallo che va dai 0.5 s ai 10s. Il contributo più importante alla ricerca su gli SCPs è stato fornito sicuramente da una BCI denominata TTD, "Thought Translation Device" (Birbaumer et al., 2001). Questo sistema di traduzione del pensiero sfruttando la possibilità, che ogni individuo ha nel controllare i propri potenziali lenti corticali, previo periodo di allenamento, ha consentito lo svolgimento di compiti, per lo più semplici, come il muovere un oggetto su un desktop o effettuare una scelta tra due alternative, tramite appunto il solo utilizzo dei sopraccitati potenziali.

Le ricerche sul TTD muovono da un preliminare rilevamento, tramite elettrodi situati principalmente in zona frontale, e filtraggio dei SCPS dell'utente. In un secondo momento poi ha inizio la fase interattiva che ha una durata di 4s. Nei primi 2s, i Potenziali Lenti Corticali vengono rilevati e riproposti come feedback visivo. Negli ultimi

due secondi invece, l'utente è chiamato ad effettuare una scelta, tra due target, tramite un cursore preliminarmente situato sulla sinistra dello schermo. Questo cursore viene attivato dalla modulazione dei potenziali lenti: se il voltaggio degli stessi risulta essere negativo, il cursore muoverà verso lo stimolo situato in alto, se invece il potenziale è positivo sarà selezionato lo stimolo presente nella parte inferiore dello schermo. Tra i segnali neuronali collegati alla BCI indipendente troviamo poi i Ritmi Mu e Beta e le altre attività innescate nella corteccia sensorimotoria (Niedermeyer et al., 2005).

Il termine Mu rimanda all'idea della motricità; questi ritmi minimi infatti sono registrati, in persone adulte, come conseguenza di un'attivazione della corteccia motoria. Essi hanno un voltaggio compreso tra gli 8-12 Hz e sono spesso associati ai ritmi beta, la cui frequenza invece si attesta tra i 18-26 Hz. Questi segnali denotano una certa affinità con i sistemi di comunicazione basati sull'elettroencefalografia. Per esempio un'ipotetica BCI comunicativa potrebbe reggersi sull'analisi di questi ritmi ed in particolar modo sui processi di desincronizzazione e sincronizzazione evento correlata, rispettivamente ERD ed ERS, a loro collegati. La desincronizzazione dipende da una decrescita nel voltaggio dei ritmi mu e beta in relazione al movimento o alla preparazione ad esso; la sincronizzazione, all'opposto, si regge su un incremento del voltaggio da imputare al movimento e al rilassamento seguente. È importante sottolineare inoltre che entrambi i processi possono essere generati dalla sola costruzione mentale del movimento, fattore questo di fondamentale importanza nell'ideazione di un'interfaccia neurale comunicativo-motoria efficiente.

Un capitolo a parte poi, dovrebbe essere dedicato alla P300, che nell'ambito dello studio condotto rappresenta un elemento fondamentale, il substrato necessario per poter pensare ad un'interfaccia altamente operativa. Questa componente scoperta da Sutton, Braren, Zubin e John nel 1965, rientra nella più ampia categoria dei Potenziali Evento Correlati (ERP). In particolare gli studi condotti da Sutton ed i suoi colleghi hanno evidenziato la presenza di questa componente nello svolgimento di compiti selettivi, dove i soggetti non erano in grado di predire e categorizzare, ex ante, la natura di uno stimolo. Lo stimolo raro in questione quindi, generava una grande P300, che raggiungeva il picco a 300ms dall'esposizione (Luck, 2005). I progressi tecnologici e medici ottenuti successivamente, hanno poi creato il terreno fertile

per un utilizzo proficuo della P300 in relazione alla BCI. E' stata colta infatti una correlazione positiva tra l'interfaccia neurale e questa componente ,capace di esplicitare la volontà, il desiderio comunicativo dei soggetti con gravi disabilità. La P300, essendo annoverata tra quei compiti di controllo esogeni o evocati, necessita appunto di stimoli esterni che la possano generare e il paradigma più utilizzato a tale scopo è il cosiddetto oddball. La sperimentazione oddball richiede al soggetto di distinguere due stimoli, uno comune ed uno raro, attraverso il computo mentale di uno dei due ; tuttavia solo le apparizioni dello stimolo insolito elicitano lo svilupparsi della componente P300.

Il primo esempio di utilizzo della P300 e della risposta secondo il metodo oddball all'interno di una BCI è costituito dallo Speller Paradigm di Farewell e Donchin (1988). L'apparato sperimentale in questione, è costituito da una matrice 6 X 6, di lettere e numeri da 0 a 9. Le colonne e le righe sono evidenziate di volta in volta, tramite un ordine casuale. I soggetti sono chiamati ad individuare il carattere che desiderano esprimere e a conteggiare il numero di volte che esso è presente nelle colonne o righe messe in rilievo. Questo calcolo mentale elicitava proprio la componente P300 che, è facilmente discriminabile, se l'intervallo tra stimoli è abbastanza consistente e se la probabilità di presentazione è bassa (Lenhardt et al., 2008) .

Poste queste condizioni, tuttavia, è necessario evitare che la P300 risulti caoticamente immischiata al rumore di fondo, generato dalle altre stimolazioni elettriche. Per tanto la registrazione della componente è stata implementata da due metodiche: la MLE (maximum likelihood estimation) che sfrutta le conoscenze statistiche per stimare la natura delle frequenze con un margine di errore ridotto; e la ICA (independent component analysis) che separa la P300 da artefatti vari come per esempio quelli derivanti dal movimento oculare.

La Neuroproestetica per rigenerare l'attività prensile

Nel panorama vastissimo della BCI sono stati condotti numerosi studi orientati a sempre nuove applicazioni della stessa Interfaccia (Cangelosi, Invitto 2016). Uno di questi, di matrice americana, è stato condotto nell'ambito della Neuroproestetica, di quel settore cioè che si occupa di protesi ad attivazione neurale. Il suddetto lavoro è stato per-

meato sulla volontà di ricostruire meccanicamente la capacità prensile, attraverso una chiara analisi di quelle frequenze EEG che sottintendono “l’attività del prendere”. In questo movimento sono imputate la corteccia motoria primaria, pre-frontale, senso motoria e visuo-motoria ma la caratterizzazione neurale a livello dello scalpo in queste aree è sconosciuta (Agashe, 2015). Decodificare pertanto la cinematica dell’afferrare ha suscitato grande interesse soprattutto per la costruzione di una BMI (interfaccia cervello-macchina) che estrapolasse l’intenzione del movimento dall’attività cerebrale e controllasse così dispositivi esterni. Tuttavia questa decodifica non è stata per nulla semplice poiché lo spazio cinematico, dato dalla velocità dell’angolo articolare e dalle sinergie del movimento, è criptato da campi corticali potenziali.

La ricerca è stata condotta su cinque soggetti umani, quattro maschi ed una femmina, di età compresa tra i 20 ed i 28 anni. Essi erano chiamati ad afferrare, con la mano destra, cinque oggetti comuni come una lattina, un CD, una carta di credito, una moneta ed un cacciavite, mentre venivano effettuate registrazioni con EEG e tramite un guanto robotico che, nello specifico, coglieva le traiettorie di 18 angolazioni articolari.

Il compito comportamentale prevedeva che i soggetti, seduti dietro un tavolo con le braccia su un pulsante per cogliere l’insorgenza e l’offset, dovessero concentrarsi su uno dei cinque oggetti posti dinanzi a loro in una zona contrassegnata visivamente; quindi un gesto rilasciato sull’interruttore avviava il test e dopo aver impugnato il target, di volta in volta proposto, il ritorno alla posizione di partenza determinava la conclusione della prova. La durata media del movimento principale si attestava intorno al $1,9 \pm 0,3$ sec. mentre la potenza media evocata dal gesto analizzato si concentrava tra lo 0,1 Hz ed 1Hz. I dati grezzi EEG sono stati filtrati poi a 0,3 Hz con il filtro Butterworth per rimuovere le componenti più basse della frequenza; successivamente l’EEG è stato scomposto in componenti statistiche indipendenti usando la EEGLAB (Delorme et al., 2004), che ha evidenziato i dati corrotti dagli artefatti dei movimenti, consentendo così l’eliminazione di questi elementi di disturbo dei canali elettroencefalografici usati. Per valutare poi quali regioni corticali abbiano contribuito maggiormente alla previsione cinematica è stato tracciato il contributo dei canali EEG ad ogni intervallo di tempo. I contributi più alti sono stati evidenziati da C1 ed FC1, situate al di sopra della corteccia motoria primaria e da

P1 e P3 situate invece al di sopra delle cortecce associative, coerentemente con quanto previsto dalla mappatura funzionale del cervello; in linea di massima i risultati raggiunti si possono semplificare affermando che l'emisfero controlaterale ha reso il contributo più alto.

Gli esiti di questa ricerca hanno dimostrato che questo metodo investigativo dell'attività neurale, è capace di individuare le regioni imputate in un preciso movimento e, soprattutto è capace di riprodurre su una protesi le angolazioni articolari che si strutturano per esempio nelle dita di una mano nel momento in cui si afferra un oggetto. Questi risultati hanno evidenziato l'estrema precisione di questa metodologia che, con i suoi paradigmi di svolgimento, può candidarsi più che meritatamente a base di una futura Interfaccia Neurale, capace di decodificare e rendere possibile il desiderio di un utente di impugnare qualcosa (Agashe et al., 2015). Lo schema di decodifica fondato sulle PC (componenti principali) quindi ben si adatterebbe ad una BCI assistiva anche se l'esperimento sopraccitato è stato condotto su persone sane che hanno realmente effettuato il movimento richiesto.

Pertanto resta da capire se tale orientamento protesico possa essere adattato a soggetti con gravi disabilità, costretti ad immaginare il gesto motorio; le ultime ricerche suggeriscono, in particolar modo, che con l'allenamento sia possibile ripristinare nei pazienti il controllo di popolazioni neurali che siano in grado di svolgere per natura i compiti prensili (Wodlinger et al., 2014) richiesti dall'Interfaccia e dalla protesi robotica (Hockberg et al., 2012).

Come incrementare la sensibilità tattile attraverso il controllo delle protesi robotiche

Volendo proseguire nella disamina di questa tematica molto complessa è inevitabile trattare e chiarire quelli che sono i risultati ottenuti tramite un interessantissimo studio volto ad incrementare la sensibilità tattile delle neuroprotesi. La ricerca è stata condotta da un'équipe che opera all'interno della SynTouch di Los Angeles, ed ha mosso da un riscoperto interesse in una abilità che, le persone normodotate sfruttano inconsapevolmente in gran parte della propria giornata, ed è assente invece in individui con disabilità che obbligano all'uso di protesi, nello specifico degli arti superiori. La capacità in questione è la sensi-

bilità tattile, la quale fa sì che afferrare oggetti fragili sia un compito semplice per la mano umana. Le mani protesiche al contrario mancano in questa sensibilità e per ovviare a questo problema, i benefici di polpastrelli accondiscendenti, con i riflessi della presa, sono stati implementati in una protesi : una mano robotica è stata modificata per introdurre il sensore tattile BioTac (Matulevich et al., 2013) .

Le protesi classiche per ottenere performance mediocri, richiedono comunque pazienza, concentrazione ed un buon feedback visivo. Inoltre come conseguenza dell'alto attrito interno di questi dispositivi, è richiesta una grande energia elettrica che può generare segnali che, lasciati incustoditi, si traducono in elevate forze di stallo, quando le dita si avvicinano all'oggetto, rendendo la presa di oggetti fragili un compito quasi impossibile. Pertanto per limitare la forza in eccesso, è stato implementato un riflesso artificiale sia per individuare il contatto che per inibire i segnali di comando EMG (Preston et al., 2012) dall'utente al motore. A questo punto è logico porsi delle domande in riferimento a quanto si stia dicendo: cosa è in realtà il Bio-Tac (Su et al., 2012)? Come acquisisce e processa i dati?

Ebbene, il Bio-Tac è un sensore tattile che imita le capacità prensili delle dita e consiste in un nucleo simile all'osso, rivestito di silicone; tra la pelle siliconata e il nucleo c'è un liquido che conferisce quel grado di conformità e di similarità alle dita dei primati (Fishel, Loeb, 2012). Esso può percepire forza, vibrazione, colore, e i dati sono digitalizzati nel dispositivo ed inviati ad una interfaccia esterna. Per quanto concerne l'acquisizione dei dati, i segnali elettromiografici sono desunti da due elettrodi impiantati nella protesi. Questi hanno un sistema di filtraggio sviluppato dalla Ottoback, ed entrambi gli EMG (per l'apertura e la chiusura) sono acquisiti in LABview con una campionatura a 20 Hz , per riflettere i tempi di integrazione e di risposta. Nel software sono stati definiti tre stati d'intenzione dell'utente, corrispondenti a apertura, chiusura e un terzo stato neutro. Un valore elettromiografico netto inferiore a $-1,65\text{ V}$ è stato considerato un intento di apertura; un valore superiore a $0,24\text{ V}$ esprime invece un intento di chiusura, mentre tutti i valori intermedi sono considerati neutri. La precisione e la velocità di processazione sono state testate con esperimenti comparativi, in cui si confrontavano una protesi classica, una Biotac con algoritmo per il rilevamento di contatto (CD) ed una senza il dispositivo, e la mano dominante del soggetto.

L'esperimento prevedeva cinque prove da eseguire dopo un periodo di allenamento e preparazione; al soggetto veniva richiesto di impugnare delle confezioni per arachidi, dei crackers, delle uova, una sfera di argilla ed una lattina di soda, e di compiere dei movimenti di riposizionamento degli stessi oggetti (Matulevich et al.,2013) . I risultati hanno evidenziato che protesi con CD e con polpastrelli accondescendenti operano con maggiore precisione e con maggiore rapidità con, talvolta, degli scarti veramente minimi rispetto alla mano dominante.

	VS	C	CD	DH
Foam	3.59	3.04	1.85	1.00
Crackers- Speed	4.41	1.54	1.32	1.00
Crackers- Accuracy	4.82	1.78	1.43	1.00
Eggs-No Distraction	2.45	1.83	1.71	1.00
Eggs- Distraction	2.79	2.14	1.70	1.00
Soda	1.86	N/A	1.86	1.00

Tab. 1. The results achieved from tests performed by Matulevich.VS= VariPlus hand, C= prostheses with condensing fingertips, CD= prostheses with DC and condensing fingertips, DH= dominant hand.

L'introduzione di questi due microdispositivi all'interno di una protesi robotica ha generato quindi una serie di benefici nel vasto campo della neuroprostetica. Le dita protesiche conferiscono una sicurezza maggiore nell'atto dell'afferrare, grazie alla capacità di attenuare il superamento della forza e ad un requisito più basso di precisione. Ma il vero punto di svolta rispetto alla tradizione protesica passata è stato dato dall'implementazione del software di rilevamento di contatto (Contact Detection) (Flores, Ambrosio 2012) . Grazie ad esso sono migliorate le prestazioni , in termini di velocità e precisione, e sono state determinate una nuova sensibilità ed una nuova capacità predittiva, nei momenti in cui un utente è chiamato a prendere oggetti fragili. E' possibile affermare dunque che il software CD si auto-orienti in itinere , riducendo la probabilità che l'utente possa inficiare le proprie prestazioni, a causa di distrazioni cognitive da imputare alla consapevolezza della difficoltà del compito che, senza dubbio, è presente in protesi prive del suddetto software.

MindBeagle Technology

La strumentazione mindBeagle è stata progettata e sviluppata dalla G.TEC, un'eccellenza austriaca nel campo dell'ingegneria medica. Lo scopo principale della metodologia mindBEAGLE è quello di fornire uno strumento assistivo rapido e di facile utilizzo ai pazienti DOC (Guger et al.,2014) , con disturbi dello stato di coscienza, con particolare attenzione a quei soggetti colpiti da ictus. Questo dispositivo di natura non invasiva, oltre alle normali caratteristiche di una generica Interfaccia Neurale, che analizza i cambiamenti nell'attività cerebrale indotti dai processi mentali dell'utente, poi registrati tramite EEG, adoperando stimolazioni sonore e stimolazioni vibro-tattili. Questo per ottenere risposte cerebrali tipiche, che si basano su un certo livello di consapevolezza e di elaborazione cosciente.

Il sistema mindBEAGLE prevede una cuffia da 64 canali con elettrodi attivi che sono collegati ad un amplificatore g.Hlamp. L'intero sistema tuttavia, richiede un preliminare lavoro di preparazione, in cui vengono calcolati i comuni modelli spaziali tramite i 64 canali EEG che misurano ciascun elettrodo in base alla propria importanza. Questa selezione effettuata sugli elettrodi avviene automaticamente, grazie anche ad algoritmi che perfezionano il segnale separandolo dal rumore di fondo. Una volta terminato il training, che solitamente dura circa un'ora, il paziente è in grado di controllare l'Interfaccia e di utilizzarla per i diversi scopi ad essa collegati. Una delle possibilità offerte a tal proposito dal mindBEAGLE, consiste nel controllo di braccia virtuali all'interno di un ambiente tridimensionale (Guger,Holzner et al., 2009) , o in un più specifico programma di riabilitazione che associa a questa funzione anche l'utilizzo di protesi. Dopo aver collocato la cuffia EEG di tipo wireless ed un elettrostimolatore, che produce feedback vibro-tattili per tutte e due le braccia, si procede con l'omologazione del sistema alle caratteristiche dell'utente. Vengono effettuate diverse prove in cui, l'immaginazione di un movimento produce una P300 che, una volta riconosciuta dal software, causa una stimolazione dell'avambraccio corrispondente, generando una flessione a livello dell'articolazione radio-carpale, come riportato similmente in una ricerca di Pfurtscheller (Pfurtscheller, Guger, 1999). Successivamente l'utente diviene capace di sfruttare la propria attività cerebrale, precedentemente analizzata, per compiti anche più complessi, come appunto può essere l'interagire per mezzo di un avatar in un mondo 3D.

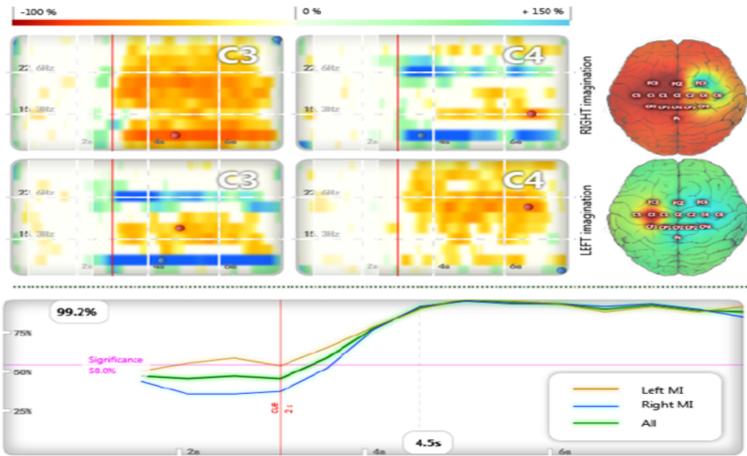


Fig. 1: The panel represents the cortical activation generated by the imagination of a movement.

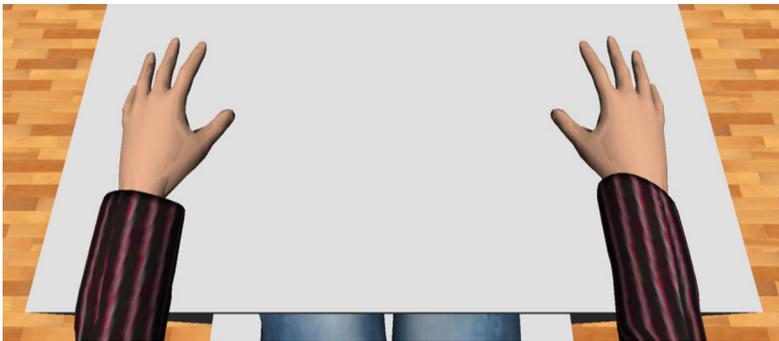


Fig. 2: Example of a virtual feedback for motor rehabilitation of patients with stroke.

La seconda possibilità analizzata da mindBEAGLE concerne invece la produzione linguistica, ottenuta tramite i più recenti sviluppi del paradigma di Farewell e Donchin, e di altri software di elaborazione verbale con P300 (Ortner et al., 2011). La strumentazione g.tec, mol-

to semplice e di rapida implementazione, va ad indagare in questo caso i segnali prodotti nelle aree deputate alla elaborazione lessicale e all'attenzione visivo-selettiva. L'utente effettua prima il solito training per verificare la propria compatibilità con il sistema. Successivamente procede con l'utilizzo reale dello strumento, per mezzo del quale può esprimere un pensiero, può costruire un termine, attraverso la sola attenzione ed il computo mentale del numero di apparizioni del carattere desiderato. Come già visto in precedenza, il concentrarsi su una specifica lettera, fa in modo che il cervello possa produrre una risposta tipica, qual è la P300, ogni qual volta la stessa lettera o la colonna nel quale è inserita vengano illuminate (Reza, 2011). MindBEAGLE da in questo senso un'importantissima possibilità dal punto di vista comunicativo; il proprio software di analisi dei dati garantisce un feedback veloce, che necessita di poche prove per essere determinato, riducendo al minimo i tempi di impiego.

Conclusioni

L'intento principale di questo lavoro era, ed è, quello di creare una guida introduttiva, un biglietto da visita per un sistema, qual è l'Interfaccia Neurale, in rapida ascesa nel panorama dell'ingegneria medica e non solo. Lo studio è stato affrontato attraverso la selezione della vasta letteratura specialistica a disposizione, con particolare attenzione a tutto ciò che potesse riguardare la BCI di tipo non invasivo. Al di là di una ristretta cerchia di ricercatori che sta concentrando i propri sforzi sull'Interfaccia Invasiva, che si avvale della chirurgia e dell'implantologia intracranica, infatti, l'indirizzo comune predilige una BCI che fornisca assistenza e quant'altro, nel rispetto della natura umana. Proprio per questo motivo dunque, sono state riportate per esempio tecnologie di ricerca dell'attività neurale come l'EEG, la fMRI e sono stati citati lavori che non prevedono alcuna tecnica diagnostica capace di occupare morbosamente il corpo. Inoltre, è chiaro anche, che l'attenzione maggiore sia stata rivolta all'Interfaccia assistivo-comunicativa, nucleo tematico principale del suddetto lavoro di ricerca; questo, in linea con la crescita esponenziale di malattie neurodegenerative e la conseguente profusione di sforzi nel campo dell'assistenza e della riabilitazione medica.

Alla luce dei risultati ottenuti dagli studi proposti sembra lecito riporre quindi, grande fiducia nel futuro del sistema BCI. Gli studi procedono infatti con grande regolarità, e i progressi tecnologici fanno sì che orizzonti prima preclusi, date le conoscenze e i mezzi a disposizione, siano ora facilmente raggiungibili. Tuttavia c'è sicuramente tanto su cui lavorare in futuro: il sistema necessita difatti di accorgimenti che lo rendano più pratico e semplice da utilizzare, di migliorie che garantiscano feedback più rapidi, fondamentali nel caso dei paradigmi per la comunicazione, e tanto altro. Gli spunti per la ricerca sono numerosi ma si può guardare all'avvenire dell'Interfaccia Neurale con immenso ottimismo.

Riferimenti bibliografici

- Agashe H.A., Paek A.Y., Yhuang Z., Contreras-Vidal J.L.(2015). “Global Cortical Activity predicts shape of hand during grasping”, in *Frontiers in Neuroscience*, vol.9, pp. 1-11.
- Birbaumer N.P., Kübler A., Neumann N., Kaiser J., Kotchoubey B., Hinterberger T. (2001). “Brain-computer communication: Self-regulation of slow cortical potentials for verbal communication”, in *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol 82, n.11, pp.1533-1539.
- Brunner C., Birbaumer N., Blankertz B., Guger C., Kübler A., Mattia D., Millán J.R., Miralles F., Nijholt A., Opisso E., Ramsey N., Salomon P., Müller-Putz R.(2015). “BNCI Horizon 2020: Towards a Roadmap for the BCI community”, Taylor & Francis.
- Cangelosi A., Invitto S. (2016) *New technologies for Human Robot Interaction and Neuroprosthetics*, IEEE Consumer Electronics Magazine, in press
- Coyle S., Ward T., Markham C., McDarby G.(2004). “ On the suitability of near infrared systems for next-generation brain-computer interfaces”, in *Physiological Measurement*, vol. 25, pp.815-822.
- Delorme A., Makeig S.(2004). “EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis”, in *Journal of Neuroscience Methods*, vol.134, pp.9-21.
- Fishel J.A., Santos J.V., Loeb G.E.(2008).” A Robust Micro-Vibration Sensor for Biomimetic Fingertips”, in *IEEE International Conference on Intelligent Robots and System*, pp.659-663.
- Fishel J.A., Loeb G.E.(2012).” Sensing Tactile Microvibrations with the Bio-

- Tac – Comparison with Human Sensitivity”, in IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics Roma, pp. 1122-1127
- Flores P., Ambrosio J.(2010). “On the contact detection for contact-impact analysis in multibody systems”, in *Multibody System Dynamics*, vol.24, pp. 103-122.
- Guger C., Holzner C., Grönegress C., Edlinger G., Slater M. (2009).” Brain-Computer Interface for Virtual Reality Control”, in *ESANN proceedings*, Belgium, pp. 443-448.
- Guger C., Lugo Z., Noirhomme Q., Ortner R., Edlinger G., Espinosa A., Rodriguez J., Laureys S.(2014). “Brain-computer interfaces for assessment and communication in disorders of consciousness”, in *Emerging Theory and Practice in Neuroprosthetics*, pp. 181-214.
- Hochberg L.R., Bacher D., Jarosiewicz B., Masse N.Y, Simeral J.D. et al. (2012). “Reach and grasp by people with tetraplegia using a neurally controlled robotic arm”, in *Nature*, vol.485, pp.372-375.
- Kelly S.P, Lalor E.C., Finucane C., McDarby G., Reilly R.B. (2005).”Visual spatial attention control in an independent brain-computer interface”, in *IEEE Transaction Biomedical Engineering*, vol.52, n.9,pp. 1588-1596.
- Lenhardt A., Kaper M. , Ritter H.J.(2008). , *An Adaptive P300 Based Online Brain-Computer Interface*, *IEEE transaction on neural systems and rehabilitation engineering*, vol.16,n.6, pp.121-130.
- Luck S.J.(2005). *An Introduction to Event-Related Potentials and Their Neural Origins*, The Mit Press, London.
- Matulevich B., Loeb G.E., Fishel J.A.(2013). “Utility of contact detection reflexes in prosthetic hand control”, in *IEEE International Conference on Intelligent Robots and System*, pp.4741-4746.
- Moore Jackson M., Mappus R.(2010). “Application for Brain-Computer Interfaces”, in *Brain Computer Interfaces*, Springer, Londra, pp.89-101.
- Niedermeyer E., Lopes da Silva F.(2005). *Electroencephalography, basic principles, clinical applications and related fields*, 5th ed., Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia.
- Ortner R., Prückl R., Putz V., Scharinger J., Bruckner M., Schnürer A., Guger C.(2011). “Accuracy of a P300 Speller for different conditions: A comparison”, in *Proceedings of the 5th International Brain-Computer Interface Conference*, Graz, Austria.
- Perelmouter J., Birbaumer N. (1999).”A spelling device for the paralysed”, in *Nature*, vol. 398, pp. 297-298.
- Pfurtscheller G., Guger C0. (1999). “Brain-Computer Communication System: EEG-based control of hand orthosis in a tetraplegic patient”, in *Acta Chir. Austriaca*, pp.23-31.

- Preston D.C., Shapiro B.E. (2012). *Electromyography and Neuromuscular Disorders: clinical-electrophysiologic correlations*, Elsevier, 3rd edition.
- Reza F.R. (2011). *Recent advances in Brain-Computer Interface Systems*, In-tech, pp.87-95.
- Serby H. (2005). "An Improved P300-Based Brain Computer Interface", In *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, vol.13, n.1, pp. 89-98.
- Smith R.C.(2004). *Elettroencefalograph Based Brain Computer Interfaces*, Thesis for Master of Engineering Science, University College Dublin.
- Su Z., Fishel J.A., Yamamoto T., Loeb G.E. (2012). "Use of tactile feedback to control exploratory movements to characterize object compliance", in *Front Neurobot*.
- Tan D., Nijholt A. (2010). *Brain Computer Interfaces*, Springer, Londra.
- Wodlinger B., Downey J.E., Tyler-Kabara E., Schwartz A.B., Boninger M.L., Collinger J.L.(2014). "Ten-dimensional anthropomorphic arm control in a human brain-machine interface: difficulties, solutions, and limitations", in *J. Neural Eng.*, vol.12, pp.1-17.
- Wolpaw J.R.(2002). *Brain-computer interfaces for comunication and control*, New York, Elsevier.