

**UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI TORINO**  
**CORSO DI LAUREA SPECIALISTICA IN SCIENZE**  
**STRATEGICHE E DELLE COMUNICAZIONI**



**RELAZIONE DI LAUREA IN**  
**TELECOMUNICAZIONI B**

***MONITORAGGIO DELL' ATTIVITÀ CEREBRALE***  
***PER APPLICAZIONI MILITARI***

**Relatore:**

**Chiar.mo Prof. Ing. Vito De Feo**

**Correlatore:**

**Dott.ssa Manuela Matta, Neurologa, PhD**

**Candidato:**

**Ten. t. (tlm.) Francesco Moroni**

**Matricola 729926**

**ANNO ACCADEMICO 2011 – 2012**

## INDICE

Ringraziamenti	Pag.5
----------------	-------

### **CAPITOLO 1 INTRODUZIONE**

Obiettivi dello studio	Pag.9
------------------------	-------

### **CAPITOLO 2 CENNI DI ELETTROENCEFALOGRAFIA**

#### **1 - ELEMENTI DI NEUROFISIOLOGIA**

a. Anatomia e fisiologia del sistema nervoso centrale (SNC)	Pag.10
b. La trasmissione degli impulsi nervosi	Pag.16

#### **2 - ACQUISIZIONE DEL SEGNALE EEG**

a. Generazione delle onde EEG	Pag.20
b. Elettrodi per le registrazioni di superficie: generalità, posizionamento degli elettrodi, derivazioni e montaggi	Pag.27
c. Elettroencefalografo digitale: schema a blocchi	Pag.40
d. Sistema di acquisizione: amplificazione differenziale e captazione dei rumori	Pag.42
e. Artefatti	Pag.44

#### **3 - EEG NORMALE IN VEGLIA**

a. Caratteristiche generali	Pag.48
b. Frequenze EEG, ritmi e variabilità	Pag.50

#### **4 - EEG DEL SONNO**

a. Generalità e scoring	Pag.58
b. Studio del sonno e regole per la determinazione	Pag.61

### **CAPITOLO 3 TEORIA ED ELABORAZIONE INFORMATIZZATA DEI SEGNALI**

## **1 - CENNI DI TEORIA DEI SEGNALI**

- a. Introduzione ai segnali e serie di Fourier Pag.65
- b. Trasformata di Fourier Pag.67
- c. Spettro di potenza e densità spettrale di potenza Pag.69
- d. Discrete Fourier Transform e Fast Fourier Transform Pag.71

## **2 - AUSILI INFORMATICI PER LO STUDIO DEI BIOSEGNALI**

- a. Introduzione Pag.75
- b. Matlab ed EEGLab Pag.76

## **CAPITOLO 4 SISTEMI AUTOMATIZZATI**

### **1 - SISTEMA DI ACQUISIZIONE ED ELABORAZIONE DATI**

- a. Introduzione Pag.85
- b. Trasduttori: caratteristiche e parametri Pag.88
- c. Condizionamento del segnale (Amplificatori, filtri, moduli funzionali, precauzioni contro le interferenze) Pag.89
- d. Campionamento e sample/hold Pag.96
- e. Quantizzazione Pag.102
- f. Codifica Pag.104
- g. Multiplazione Pag.105
- h. Conversione digitale – analogico Pag.108

### **2- IL POLIGRAFO**

- a. Introduzione Pag.113
- b. Caratteristiche poligrafo moderno Pag.114
- c. Schema circuitale poligrafo moderno Pag.118
- d. Elettronica nell'elettrodo e trasduttori Pag.121

## **CAPITOLO 5**

## **IL PROGETTO “SOLDATO FUTURO**

a. Introduzione	Pag.125
b. Caratteristiche tecnico – tattiche	Pag.127
c. Architettura del sistema	Pag.129
d. Aree capacitive	Pag.132

## **CAPITOLO 6 ACQUISIZIONE E ANALISI SEGNALI CEREBRALI**

a. Neurosky e Mindwave	Pag.136
b. Test in casa Neurosky	Pag.137
c. Acquisizione ed elaborazione sperimentale	Pag.143
d. Test di accuratezza	Pag.150
e. Realizzazione di un algoritmo per la rilevazione degli stati mentali	Pag.160

## **CONCLUSIONI**

Pag.170

## **BIBLIOGRAFIA**

Pag.173

## **Ringraziamenti**

Sono tante le persone che vorrei ringraziare e a cui vorrei dedicare questo lavoro.

Le prime sono quelle che hanno il mio amore incondizionato, quindi i miei genitori, Marco, zio Paolo e nonna Maria, insieme a tutti gli altri nonni che mi accompagnano, giorno dopo giorno, da lassù.

Il Prof. Vito De Feo, molto più che un semplice professore, per tutto quello che mi ha insegnato, per la sua infinita disponibilità e per le opportunità che mi ha permesso di cogliere.

Il Magg. Mario Sanna, per la professionalità e gli sforzi costantemente profusi nella mia formazione di Ufficiale.

La Dott.ssa Manuela Matta, per il sostegno costante, l'estrema competenza e la dedizione paziente nel trasmettermi i concetti di neurologia.

Ci sono poi altre persone a cui devo esprimere gratitudine per il loro aiuto nella stesura di questa tesi. Sono persone che gratificano con la loro amicizia e la loro stima il mio presente e che sono da me ricambiate nel modo più assoluto.

È doveroso quindi ringraziare:

Stefano Prandi, per l'amicizia fraterna e per tutto quello che abbiamo passato e passeremo insieme.

Stefano Fonnesu e Aurelio Telonico per la loro amicizia fedele e quotidiana.

Alessandro, Davide, Luca, Filippo e tutti gli altri "Superamici" di Mantova, per la loro amicizia lontana ma costante.

Dicono che quando si finisce di leggere un buon libro o si termina un lavoro importante durato mesi, è come dire addio ad un amico che parte. Io ho provato, a torto o a ragione, la stessa cosa quando ho finito di scrivere questa tesi in quanto simbolo della mia carriera universitaria durata cinque anni presso questa Scuola.

Mi sono impegnato a fondo perché fosse un buon lavoro.

Se ci sono riuscito è merito anche delle persone che ho ringraziato.

## CAPITOLO 1 - INTRODUZIONE

Cinquant'anni fa lo scrittore americano Arthur Bloch affermò che “se il cervello umano fosse abbastanza semplice da essere capito da noi, noi saremmo troppo ingenui per capirlo”. Tale assunto si concretizza materialmente nel fatto che ancora oggi, malgrado l'avanzamento tecnologico e scientifico di cui disponiamo, molte dinamiche cerebrali ci siano ancora ignote.

Fine ultimo di questa tesi è quello di offrire un'analisi della stretta connessione tra ciò che accade dal punto di vista biologico nel cervello umano e ciò che le moderne strumentazioni scientifiche EEG sono in grado di rilevare, ponendo l'attenzione su ciò che concerne lo stato di veglia e sonno di un soggetto.

A tal fine, è stata presentata una panoramica sull'organo cerebrale, partendo dal punto di vista anatomico-strutturale per poi soffermarsi sulle dinamiche chimiche tra le cellule ed, in ultimo, approfondire il tema degli impulsi nervosi, segnali acquisibili ed elaborabili dagli apparati EEG (apparati per elettroencefalografia).

L'attenzione è poi stata posta al segnale EEG vero e proprio, trattando le diverse tipologie di bande e ritmi dei segnali cerebrali, infatti, vi sono quattro categorie principali di onde cerebrali: alfa, beta, theta e delta, ognuna delle quali denota particolari stati fisici, psico-fisiologici o patologici. Alcuni cenni sono stati fatti circa i vari aspetti relativi all'acquisizione EEG, come elettrodi, derivazioni, regole di scoring e artefatti, sia nelle fasi di sonno che di veglia. L'importanza di questi aspetti risiede nel fatto che l'ordine di grandezza dei potenziali che giungono al rilevatore (elettrodo) è dell'ordine delle decine-centinaia di microvolt, pertanto è sufficiente trascurare anche solo un piccolo particolare o non prendere una determinata precauzione per invalidare una sessione di dati raccolti.

Con riferimento alla parte tecnologica, si è ritenuto necessario un breve accenno alla teoria dei segnali, agli ausili informatici per l'elaborazione

dei dati cerebrali, come EEGLAB, ed infine alle strutture, dal punto di vista elettronico, dei vari sistemi di acquisizione ed elaborazione dei segnali.

Col passare degli anni, i macchinari EEG hanno subito una evoluzione continua. I primi dati sperimentali di elettrofisiologia risalgono alla metà del Settecento, in particolare a due italiani, Volta e Galvani, che posero le basi per la comprensione delle proprietà elettriche di alcuni tessuti. Man mano che si acquisivano sempre maggiori conoscenze circa i meccanismi neurofisiologici di base, diveniva possibile la registrazione dei fenomeni elettrici con essi correlati, come fece Caton a fine Ottocento, fino ad arrivare alle prime ricerche sui potenziali elettrici cerebrali del primo Novecento. In meno di un secolo si è riusciti ad ottenere sistemi digitali di acquisizione ed elaborazione automatizzata dei dati e in particolare la possibilità di valutare modificazioni evento-correlate, di sviluppare una analisi in frequenza e di localizzazione dei dipoli.

In materia sperimentale, l'opera è stata duplice; da un lato si è voluto verificare, mediante l'uso di un poligrafo con solo un elettrodo posto in determinate aree sul cranio, l'effettività delle conoscenze sulle dinamiche pratiche sonno/veglia utilizzando un unico elettrodo (in neurologia, il montaggio minimo prevede tre elettrodi), con una possibilità di predizione di tale stato e, dall'altro, l'utilizzo del poligrafo per validare un strumento disponibile in commercio, *Mindwave*, composto da un solo elettrodo frontale.

Grazie al pacchetto *Matlab - EEGLAB*, insieme alla notevole quantità di dati raccolti nelle varie sedute di acquisizione al poligrafo, è stata collezionata un'ingente mole di spettri di potenza cerebrale relativi ai diversi stati fisiologici del paziente, rendendo così possibile la discriminazione basata solo dalla lettura, manuale o tramite software, dello spettro.

Un capitolo infine, è stato dedicato al progetto "Soldato Futuro" in quanto una possibile applicazione empirica della presente relazione potrebbe

consistere nell'implementazione di un elettrodo nell'elmetto di un soldato, per la predizione del suo stato mentale mediante l'analisi del suo spettro di potenza cerebrale, strumento militare di notevole importanza soprattutto nell'ambito dell'impiego corretto delle risorse umane.

### **1.1 Obiettivi dello studio:**

- 1 Individuare tramite il poligrafo ed un solo elettrodo posto in area frontale, una corrispondenza univoca e generalizzabile tra stato di sonno/veglia del soggetto e predizione di tale stato da parte dello strumento;
- 2 Studiare tramite poligrafo l'affidabilità dello strumento Mindwave e in caso positivo studiare un modello costituito da elettrodo implementabile nel progetto "Soldato Futuro".

## CAPITOLO 2 - CENNI DI ELETTROENCEFALOGRAFIA

### 2.1 ELEMENTI DI NEUROFISIOLOGIA [1][2][3][4]

#### a. Anatomia e fisiologia del Sistema Nervoso Centrale (SNC)

Il sistema nervoso centrale (SNC), o nevrasse, è composto da due grandi parti che sono direttamente contigue l'una con l'altra: l'encefalo e il midollo spinale.

L'encefalo ha un peso medio di 1200 -1300 grammi ed è rivestito da membrane denominate meningi; quest'organo consuma da solo circa il 20% dell'energia del corpo. Nell'encefalo umano si riconoscono tre parti fondamentali:

1. Il *cervello* propriamente detto, che si divide in *diencefalo*, a cui appartengono l'ipotalamo, l'ipofisi, il talamo e l'epitalamo, e *telencefalo*, a cui appartengono gli emisferi cerebrali, l'ippocampo e le strutture comuni ai due emisferi, il corpo calloso, il fornice, la commissura anteriore, il setto pellucido. Ciascun emisfero viene a sua volta suddiviso in quattro lobi (frontale, parietale, temporale, occipitale), specializzati in determinate funzioni e all'interno degli stessi, vi è la presenza di solchi delimitanti le circonvoluzioni (Figura 2.1);
2. Il *mesencefalo*, (a cui appartengono i peduncoli cerebrali e la lamina quadrigemina);
3. Il *romboencefalo*, formato da cervelletto, ponte del Varolio e midollo allungato.

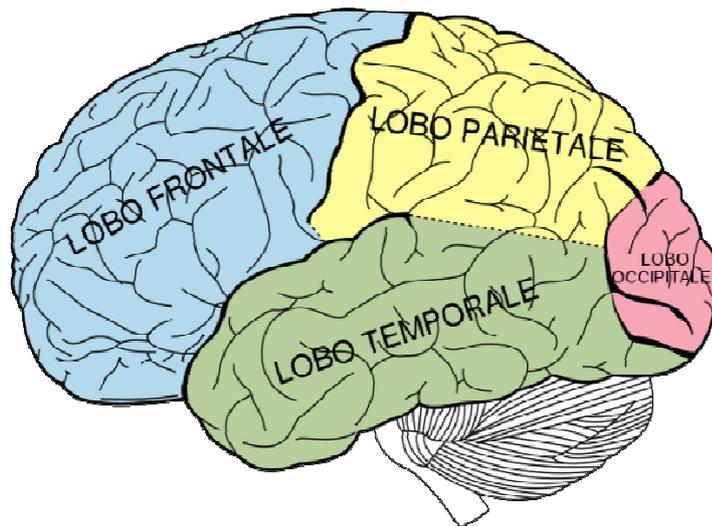


Figura 2.1 Principali lobi del cervello –

Fonte: Principal fissures and lobes of the cerebrum viewed laterally. Figure 728 from Gray's Anatomy.

Nel SNC esistono due classi di cellule: le cellule nervose (o neuroni) e le cellule gliali (o glia).

I neuroni sono l'unità fondamentale del SNC (circa  $10^{10}$ ) e la loro struttura ne rispecchia le caratteristiche funzionali. Dal punto di vista morfologico (Figura 2.2), i neuroni sono costituiti da un corpo cellulare (o soma) e da due tipi di prolungamenti citoplasmatici: i *dendriti*, che rappresentano la parte recettiva della cellula nervosa, e l'*assone*, che trasmette gli impulsi fino alla sua ramificazione terminale. L'assone ha un diametro variabile da 0.2 a 20  $\mu\text{m}$  e può estendersi da poche centinaia di  $\mu\text{m}$  fino a lunghezze di 1 m. Suddetto prolungamento rappresenta inoltre la principale via di conduzione dei segnali nervosi ed è in grado di trasmettere informazioni, anche a grande distanza, tramite un segnale elettrico di "tutto-o-nulla" detto *potenziale d'azione* (action potential, AP).

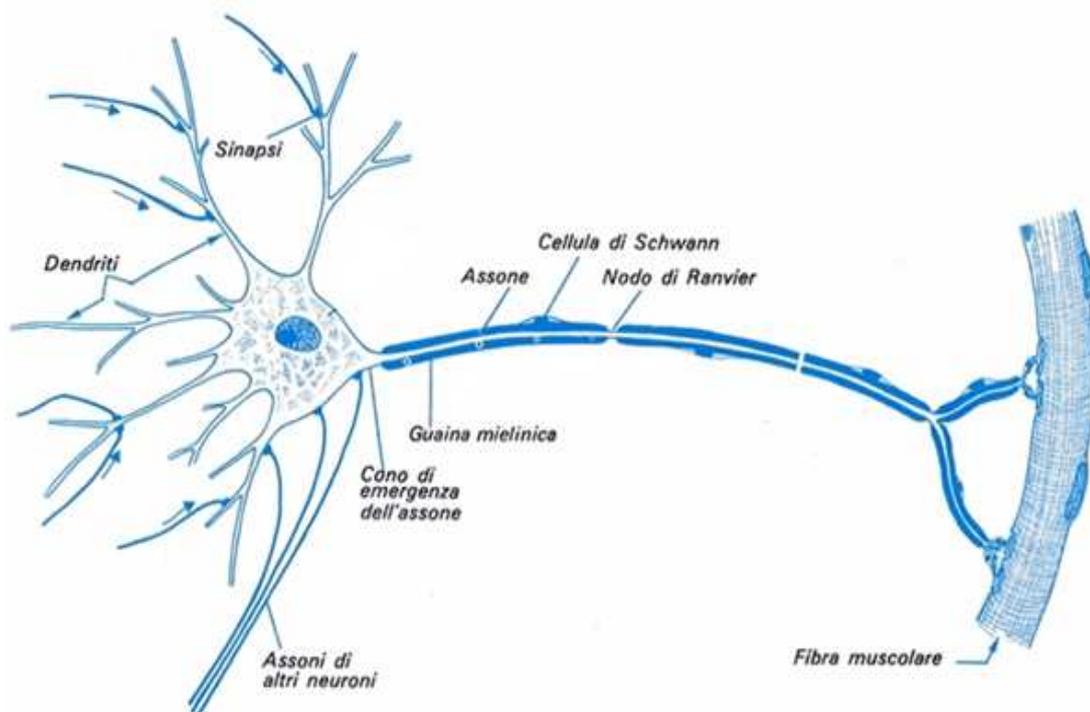


Figura 2.2. Disegno schematico di un neurone con le sue componenti evidenziate.

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

Le cellule gliali (astrociti, microglia, oligodendrociti e cellule di Schwann), presenti in un numero maggiore rispetto i neuroni, hanno una funzione trofica e di sostegno nei confronti dei neuroni. Gli oligodendrociti sono inoltre responsabili della formazione della guaina mielinica (o mielina) degli assoni nel SNC: ogni oligodendrocita avvolge un singolo segmento di assone e lo spazio tra un segmento mielico e l'altro, detto nodo di Ranvier, contiene canali al sodio ( $\text{Na}^+$ ). La funzione principale della guaina mielinica è quella di consentire la corretta conduzione degli impulsi nervosi, amplificandone la velocità di trasmissione attraverso la cosiddetta "conduzione saltatoria", per cui la sua integrità è pressoché fondamentale per la funzione neuronale (analoga funzione è svolta dalle cellule di Schwann negli assoni del sistema nervoso periferico).

Sulla base delle caratteristiche cito-architettoniche, la corteccia cerebrale viene suddivisa in sei strati:

1. Plessiforme o molecolare;
2. Delle piccole cellule piramidali o granulare esterno;
3. Delle medie e grandi cellule piramidali;

4. Granulare interno;
5. Delle cellule piramidali giganti;
6. Delle cellule polimorfe o fusiforme.

Le cellule piramidali hanno un corpo cellulare di volume variabile con l'apice rivolto verso la superficie della corteccia: dal polo superficiale prende origine il dendrite apicale che, giunto alla superficie, si divide in ciuffi; dal polo profondo si distaccano i dendriti basali, che si ramificano orizzontalmente, e l'assone che, dopo aver attraversato gli strati sottostanti ed essersi munito di guaina mielinica, abbandona la corteccia e va a costituire i fasci di proiezione o di associazione.

Ogni cellula nervosa è dotata di una *membrana cellulare*. La membrana cellulare, che funge da filtro selettivo, è estremamente sottile (0,005  $\mu\text{m}$  di spessore) ed è formata da due strati di fosfolipidi. Sulla membrana sono localizzati recettori specifici per determinate sostanze chimiche e canali specifici, canali voltaggio-dipendenti, per il passaggio di ioni con cariche elettriche positive ( $\text{Na}^+$ ,  $\text{K}^+$ ,  $\text{Ca}^{2+}$ ) o negative ( $\text{Cl}^-$ ); tali canali possono essere aperti e chiusi da peculiari modificazioni biochimiche che spettano alla membrana stessa. Essi svolgono una duplice funzione:

1. depolarizzare la membrana presinaptica al fine ultimo di innescare il potenziale d'azione;
2. produrre una corrente d'intensità tale da generare una variazione di potenziale anche nella cellula postsinaptica (per realizzare ciò è necessario che la terminazione presinaptica sia di dimensioni maggiori rispetto le terminazioni postsinaptiche).

I neuroni sono contraddistinti dalla loro specializzazione nella comunicazione intracellulare. Il meccanismo che trasporta i segnali è detto *potenziale d'azione* (action potential, AP), un impulso elettrico che si propaga dal suo punto di origine nel corpo cellulare fino al termine dell'assone, punto in cui si formano i contatti sinaptici. Tutte le cellule nervose stabiliscono connessioni interneuronali attraverso le *sinapsi*, le quali possono realizzarsi a livello del corpo cellulare, dei dendriti e

dell'assone. Le sinapsi sono zone di contatto specializzate a livello delle quali i neuroni comunicano tra loro: i dendriti costituiscono una zona principale di contatto per le terminazioni sinaptiche provenienti da diversi neuroni e i processi chimici ed elettrici attraverso i quali l'informazione codificata dal potenziale d'azione viene trasmessa, mediante contatti sinaptici, alla cellula successiva lungo una via nervosa. Essi danno quindi la definizione di *trasmissione sinaptica*. Esistono due tipi di sinapsi: le *sinapsi chimiche*, che sono il tipo di sinapsi più diffuso nel sistema nervoso, e le *sinapsi elettriche*, che sono meno frequenti. Nelle sinapsi elettriche esiste continuità citoplasmatica fra terminazione pre e post sinaptica e la trasmissione avviene mediante il flusso diretto di corrente dal neurone pre a quello postsinaptico attraverso le giunzioni comunicanti (gap-junctions) che connettono il citoplasma delle due cellule. Queste sinapsi interconnettono spesso intere popolazioni di neuroni e, in questo caso, la funzione è quella di sincronizzare le loro risposte. Quando le cellule connesse mediante sinapsi sono molteplici, la soglia necessaria per evocare un potenziale d'azione diviene elevata. Tuttavia, se tale soglia viene superata tutto il gruppo dei neuroni accoppiati elettricamente tenderà a scaricarsi in maniera sincrona e massimale. Le sinapsi che mettono in comunicazione le cellule piramidali sono elettriche e si comportano come delle semplici resistenze, la cui trasmissione elettrica permette la scarica rapida e sincrona di due o più cellule interconnesse.

Le sinapsi chimiche hanno caratteristiche morfologiche completamente diverse da quelle elettriche: non esiste un elemento strutturale che connetta l'elemento pre e postsinaptico, ma esiste uno spazio tra le due cellule (vallo o fessura sinaptica, la cui dimensione è di circa di 30-50 nm) nel quale deve essere liberato il neurotrasmettitore che deve andare a legarsi al recettore della cellula bersaglio. A causa di tale processo esse sono più lente rispetto alle precedenti appena analizzate. Nella terminazione presinaptica delle sinapsi chimiche sono presenti delle piccole strutture vescicolari, dette *vescicole sinaptiche*, che contengono

le molecole del neurotrasmettitore. La posizione delle vescicole sinaptiche nelle membrane presinaptiche e la loro fusione che predispone il rilascio del neurotrasmettitore, è regolata da diverse proteine situate all'interno delle vescicole o associate a esse. Il potenziale d'azione in arrivo nella cellula presinaptica, tramite l'ingresso di ioni  $\text{Ca}^{2+}$ , stimola il rilascio di uno o più neurotrasmettitori nella fessura sinaptica, liberati dalle vescicole sinaptiche, i quali modificano le proprietà elettriche della cellula bersaglio legandosi a specifici recettori localizzati a livello della membrana postsinaptica.

I neurotrasmettitori, i recettori, i relativi elementi e le molecole di trasduzione del segnale costituiscono l'apparato che permette alle cellule nervose di comunicare non solo con le altre cellule nervose, ma anche con cellule presenti nei muscoli e nelle ghiandole.

L'azione di un neurotrasmettitore sull'elemento postsinaptico non dipende tanto dalla struttura chimica del neurotrasmettitore, quanto piuttosto dalla proprietà dei recettori con i quali il neurotrasmettitore si lega. I potenziali postsinaptici potranno essere eccitatori o inibitori, secondo il neuromediatore liberato. Il principale neuromediatore inibitorio del SNC è l'acido aminobutirrico (GABA); i recettori postsinaptici di questo neurotrasmettitore formano canali permeabili agli ioni  $\text{Cl}^-$ , la cui attivazione determina l'ingresso di ioni  $\text{Cl}^-$  che iperpolarizzano la membrana dei neuroni e ne aumentano la conduttanza a riposo. Il principale neurotrasmettitore eccitatorio è invece il glutammato (Glu), di cui sono stati identificati vari tipi di recettori postsinaptici fondamentalmente rappresentati dai recettori AMPA (acido  $\alpha$ -amino-3idrossi-5-metil-4isoxazol-propionico) e dai recettori NMDA (N-metil-D-aspartato). I recettori AMPA formano canali permeabili sia agli ioni  $\text{Na}^+$  che  $\text{K}^+$  e i flussi ionici che passano attraverso questi canali sono responsabili della fase precoce di un potenziale postsinaptico eccitatorio veloce.

Il recettore NMDA forma un canale che è permeabile agli ioni  $\text{Ca}^{++}$ , oltre che agli ioni  $\text{K}^+$  e  $\text{Na}^+$ ; questo complesso recettore-canale è anche

sensibile alla tensione. In condizioni di riposo, il canale è bloccato dagli ioni  $Mg^{++}$  extracellulari e l'accesso al canale si libera soltanto in seguito a una depolarizzazione, perciò, per aprire il canale NMDA non basta la presenza del Glu ma è necessaria anche una depolarizzazione. Dato il ritardo con cui si apre questo canale, i flussi ionici che l'attraversano, determinano la comparsa di una componente tardiva del potenziale eccitatorio postsinaptico.

Le sinapsi eccitatorie sono in genere localizzate sui dendriti, mentre le sinapsi inibitorie si trovano principalmente sul corpo cellulare dove sono in grado di contrastare efficacemente gli effetti delle afferenze eccitatorie che possono arrivare dall'assone e dai dendriti. L'integrazione finale delle afferenze sinaptiche viene fatta a livello del cono d'emergenza dell'assone poiché questa zona possiede la densità più elevata di canali  $Na^+$  di tutta la cellula e perciò rispecchia una soglia più bassa per l'innescamento di un potenziale d'azione.

### **b. La trasmissione degli impulsi nervosi**

Volendo fare un sunto della questione, possiamo quindi dire che il potenziale d'azione presinaptico raggiunge la membrana presinaptica (o bulbo terminale) permettendo l'apertura del canale ionico  $Ca^{2+}$  nella membrana cellulare a favore di un flusso di questi ioni nella cellula presinaptica. L'elevata concentrazione intracellulare del  $Ca^{2+}$  permette la fusione delle vescicole sinaptiche con la membrana cellulare del bulbo terminale (le vescicole sinaptiche risiedono nel bulbo terminale e contengono i neurotrasmettitori). Nel momento in cui le vescicole si fondono con la membrana cellulare, i neurotrasmettitori vengono rilasciati nello spazio intersinaptico e i neurotrasmettitori extracellulari si legano a specifici recettori presenti sulla membrana cellulare della cellula postsinaptica, infine, oltre al legame dei neurotrasmettitori con i relativi recettori, un potenziale d'azione viene così inviato nella cellula postsinaptica (Figura. 2.3).

Le cellule nervose comunicano tra di loro attraverso contatti sinaptici diretti o mediati e l'impulso elettrico si genera e si trasmette grazie all'ingresso o all'uscita di ioni con cariche elettriche positive (cationi +) o negative (anioni -); questi ioni sono distribuiti irregolarmente attraverso la membrana del neurone poiché questa è differenzialmente permeabile ad essi. All'interno della cellula, in condizioni di riposo neuronale, il potenziale è pari a -70 mV e la concentrazione di ioni  $K^+$  è circa 30 - 50 volte maggiore rispetto all'esterno mentre gli ioni  $Na^+$  risultano 10 volte più concentrati all'esterno che all'interno. Le concentrazioni dei vari ioni sono mantenute stabili da un meccanismo attivo di *pompa ionica* e in condizioni di riposo i canali riservati agli ioni  $K^+$  sono aperti mentre quelli per gli ioni  $Na^+$  chiusi.

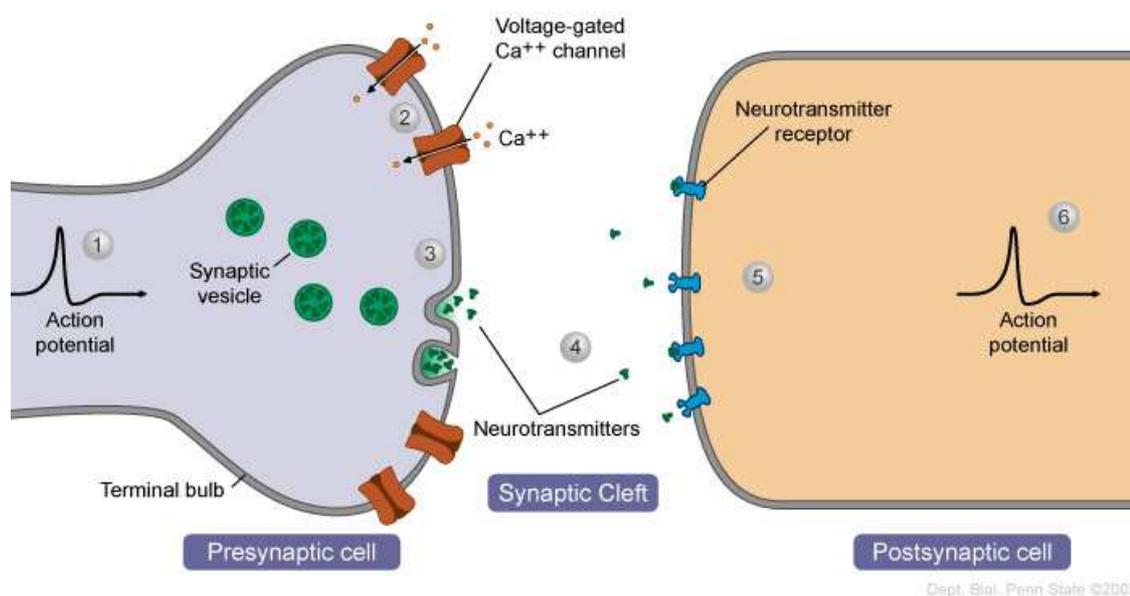


Figura 2.3. In figura viene mostrato il processo in cui il potenziale d'azione dalla cellula presinaptica viene trasmesso a quella postsinaptica tramite una sinapsi chimica.

Fonte: University of Pennsylvania <http://www.psu.edu/>

Oltre che dal gradiente di concentrazione creato dalla pompa  $Na^+/K^+$ , il potenziale di membrana dipende anche dalla facilità con cui gli ioni  $K^+$  riescono a penetrare attraverso la membrana stessa (permeabilità elevata) e, al contrario, dalla bassa permeabilità della membrana in condizioni di riposo ad opera degli ioni  $Na^+$ . In condizioni basali, all'interno della cellula è presente un potenziale a riposo di circa -70mV;

quando si verifica un ingresso significativo di ioni  $\text{Na}^+$  all'interno della cellula, (non compensabile dall'uscita di ioni  $\text{K}^+$ ), si genera il *potenziale d'azione* che raggiunge valori positivi di circa 30 mV (depolarizzazione). A questo punto i meccanismi di compenso permettono un blocco dell'ingresso di  $\text{Na}^+$  e una fuoriuscita massiccia di ioni  $\text{K}^+$  accompagnata all'ingresso di ioni  $\text{Cl}^-$ , con ritorno finale alle condizioni basali. Il potenziale d'azione si genera in un tempo pari a circa 1 ms, mentre la ripolarizzazione avviene in 2-3 ms. Immediatamente dopo la genesi di una potenziale d'azione, la membrana è refrattaria ad altre stimolazioni, inizialmente in modo assoluto e poi in modo relativo (innalzamento della soglia di eccitabilità).

Le sinapsi possono essere eccitatorie o inibitorie. Le sinapsi eccitatorie generano, a livello della membrana postsinaptica, una variazione del potenziale di membrana consistente in una depolarizzazione definita *potenziale post sinaptico eccitatorio (Excitatory Postsynaptic Potential, EPSP)*. Le sinapsi inibitorie inducono una iperpolarizzazione della membrana definita *potenziale postsinaptico inibitorio (Inhibitory Postsynaptic Potential, IPSP)*. Tali variazioni del potenziale di membrana sono causate da variazioni dei flussi intra ed extracellulari che si generano in un senso e nell'altro. Un EPSP (innescato da neuromediatrici eccitatori) è caratterizzato da un massiccio ingresso di cationi, con una preponderanza di  $\text{Na}^+$ , dallo spazio extracellulare verso l'ingresso della cellula. Durante questo breve lasso di tempo (1-2 ms), gli ioni  $\text{Na}^+$  entrano all'interno della cellula riducendo la negatività del potenziale di riposo di un valore compreso tra 1-5 mV, che impiega circa 15 ms per scomparire del tutto. Al contrario, un IPSP (dovuto ai neuromediatrici inibitori) è caratterizzato da un esodo di cationi (principalmente  $\text{K}^+$ ) dall'interno della cellula verso lo spazio extracellulare e da un ingresso di anioni (principalmente  $\text{Cl}^-$ ) all'interno della cellula, determinando un aumento del potenziale di riposo (-70 mV) fino a valori di circa -75mV. Tale IPSP persisterà anch'esso per circa 15 ms.

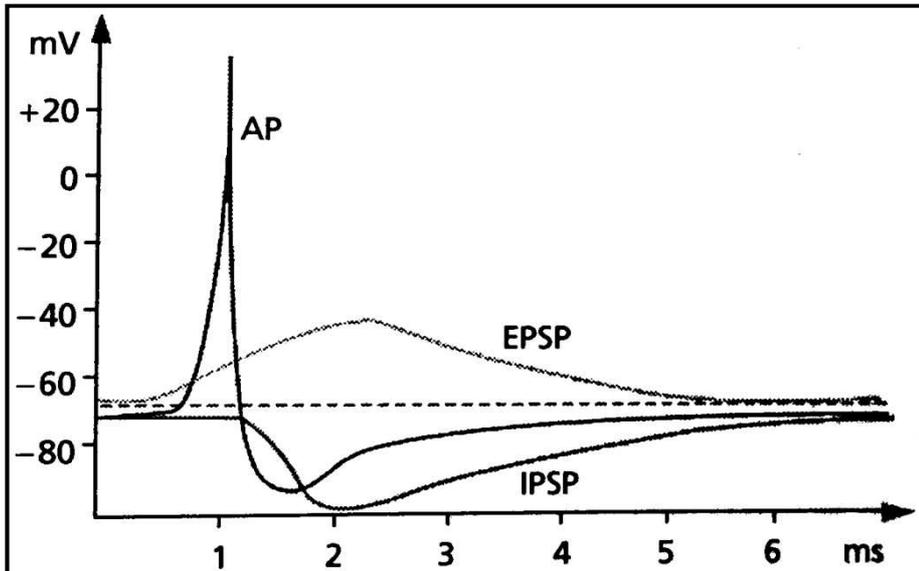


Figura 2.4. Grafico relativo al potenziale d'azione (AP), potenziale postsinaptico eccitatorio (EPSP), potenziale postsinaptico inibitorio (IPSP,) in funzione del tempo (ms) e della tensione (mV). Fonte: [6]

Gli spostamenti delle cariche ioniche causati dagli EPSPs-IPSPs generano dei potenziali extracellulari definiti "field potentials" (potenziali di campo), la cui registrazione all'esterno dello scalpo costituisce l'attività EEG.

Come si propaga il potenziale d'azione? Quando si forma un potenziale d'azione in un punto specifico della membrana assonica (di solito il segmento iniziale ricco di canali al  $\text{Na}^+$ ), l'ingresso di ioni  $\text{Na}^+$  altera l'ambiente extracellulare causando un flusso locale di carica dalle regioni vicine; ciò induce una depolarizzazione a livello dei nodi di Ranvier (negli assoni con mielina) o della regione vicina della membrana (negli assoni senza mielina), portando questa regione alla soglia e determinando un nuovo inizio del potenziale d'azione. La conduzione del potenziale d'azione lungo un assone mielinico viene chiamata "*conduzione saltatoria*" poiché essa necessita di un nuovo inizio del potenziale d'azione in ciascun nodo di Ranvier ed è risultato ultimo dei salti di questo potenziale da nodo a nodo lungo l'assone.

Grazie alla conduzione saltatoria, la velocità di trasmissione lungo l'assone passa da 0.5-2 m/s a circa 20-100 m/s.

## 2.2 ACQUISIZIONE DEL SEGNALE EEG [5] [6] [7] [8] [9]

### a. Genesi del segnale EEG

L'ettroencefalogramma (EEG) consiste nella registrazione dell'attività bioelettrica cerebrale dalla superficie dello scalpo e può essere considerato la risultante dei "field potential" prodotti dalle fluttuazioni dell'attività elettrica di ampie popolazioni di neuroni corticali; tali flussi di corrente extracellulare sono generati a loro volta dalla somma parziale dei potenziali postsinaptici delle cellule attivate.

L'EEG è la rappresentazione grafica della differenza di potenziale elettrico tra un elettrodo attivo registrante (REG), posto al di sopra della sede dove si svolge l'attività neuronale, e un elettrodo teoricamente indifferente (REF, riferimento) collocato a una certa distanza dal primo. Si tratta di una misura dinamica, in quanto questa differenza di potenziale viene raffigurata in funzione del tempo.

L'EEG di superficie misura la differenza di potenziale tra diverse aree dello scalpo ed è proporzionale alla quantità di corrente che scorre nella corteccia cerebrale durante l'attivazione sinaptica dei dendriti di molti neuroni piramidali che giacciono proprio al di sotto della superficie del cranio. Sebbene i potenziali d'azione possano sembrare una fonte più ovvia dei potenziali elettrici registrati dallo scalpo, di fatto essi contribuiscono poco, se non per nulla, alla genesi dei grafoelementi. I potenziali d'azione non possono difatti essere i responsabili principali della genesi dell' EEG per due motivi principali:

1. l'ampiezza del campo elettrico prodotto dalla propagazione di un potenziale d'azione diminuisce molto più rapidamente dell'ampiezza dei campi prodotti dai potenziali postsinaptici;
2. la durata dei potenziali d'azione è molto breve, dell'ordine di 1 ms, tempo insufficiente per ottenere un'adeguata sincronizzazione di ampie popolazioni neuronali corticali (anche una minima

asincronia di pochi millisecondi renderebbe impossibile il sommarsi dei potenziali d'azione).

I flussi di correnti sinaptiche nello spazio extracellulare, invece, hanno una durata che può variare tra i 10 ed i 40 ms e quindi, anche in assenza di una perfetta sincronizzazione, i potenziali postsinaptici possono sommarsi più efficacemente dei potenziali d'azione e creare campi elettrici abbastanza ampi da poter essere registrati dall'esterno. Il potenziale postsinaptico, eccitatorio o inibitorio, possiede delle peculiarità che lo distinguono dai potenziali d'azione: non ha una soglia, è un segnale graduato (cioè la sua ampiezza è proporzionale alla grandezza dello stimolo) ed un potenziale locale e non ha tendenza a propagarsi senza decremento (come succede per il potenziale d'azione), in quanto diminuisce progressivamente con l'allontanarsi dalla sua sorgente.

La genesi dell'EEG si basa su flusso di correnti ioniche generate da cellule nervose nello spazio extracellulare e poiché la resistenza cellulare è molto piccola rispetto all'elevata resistenza della membrana, la tensione intracellulare è di fatto uguale al prodotto della corrente per la resistenza della membrana; la corrente ionica che fluisce attraverso l'elevata resistenza della membrana determina una differenza di potenziale maggiore di quella che provoca la stessa corrente quando fluisce attraverso la resistenza extracellulare. Questa è una delle ragioni per cui i potenziali intracellulari sono ampi (dell'ordine dei  $\mu\text{V}$ ), mentre quelli extracellulari sono piccoli (dell'ordine dei  $\mu\text{V}$ ).

I tessuti biologici non sono buoni conduttori di corrente elettrica e quindi i campi elettrici si attenuano con l'aumentare della distanza tra il generatore e l'elettrodo registrante. Questo fenomeno dipende dalla diffusione spaziale e dall'orientamento del generatore. Più i neuroni di una popolazione risultano orientati in parallelo e attivi in modo sincrono e maggiore sarà l'ampiezza del segnale registrato a distanza. Per comprendere l'importanza della sincronizzazione di un gran numero di cellule corticali nella generazione dell'EEG bisogna ricordare che il contributo elettrico di ciascun neurone corticale è molto piccolo ed il

segnale deve attraversare diversi strati di tessuto "non neuronale" (le meningi, il liquor, le ossa del cranio e la cute), ognuno dei quali funge da volume conduttore con una conduttività tra loro differenti, situazione che si pone in essere prima del raggiungimento degli elettrodi posizionati sulla scalpo.

Conseguenza naturale è la necessità di migliaia di neuroni attivati contemporaneamente per generare un segnale EEG abbastanza grande da poter esser rilevato in superficie. Per determinare un segnale EEG visibile dallo scalpo si necessita l'attivazione sincrona di oltre 100 neuroni corticali, compresi in un'area di almeno 6 cm<sup>2</sup>. Questo aspetto ha un interessante conseguenza riguardo l'ampiezza del segnale EEG che dipende proprio dalla sincronizzata l'attività dei neuroni implicati: difatti, se ciascuna cellula ricevesse la stessa quantità di eccitazione in tempi diversi, i segnali sommati risulterebbero esigui e irregolari. Se tutte le cellule ricevessero, invece, la stessa eccitazione contemporaneamente, i singoli segnali si sommerebbero dando origine a un campo elettrico più intenso. In questo caso il numero di cellule attivate a quantità totale di attivazione possono rimanere invariate in quanto ciò che cambia è la sola sincronizzazione dell'attività. Se l'eccitazione sincrona di questo gruppo di cellule si ripetesse molte volte, l'EEG che ne deriverebbe sarebbe costituito da onde ampie e ritmiche.

Al fine di dare un'esplicazione della polarità del potenziale che viene registrato, è importante fare una distinzione tra la sede nella quale fluisce la corrente (source) e la sede in cui la corrente stessa entra dentro la cellula (sink). In rapporto al flusso di cariche che si verifica "attivamente" e "passivamente" nella terminazione dendritica, questa può essere vista come un dipolo, cioè una unità elementare di generatore di carica, con polarità negativa e positiva ai due estremi, in cui la corrente fluisce in maniera simmetrica dal polo positivo a quello negativo. Più esattamente, il dipolo è costituito da una sorgente (source), corrispondente alla sede dove fluisce la corrente, ed uno scarico (sink), sede nella quale la corrente stessa entra all'interno della cellula; questi dipoli sono

rappresentati graficamente da una freccia che va dal source (polo +) al sink (polo -), con valore di potenziale nullo nel punto equidistante tra le terminazioni negativa e positiva (Figura 2.5).

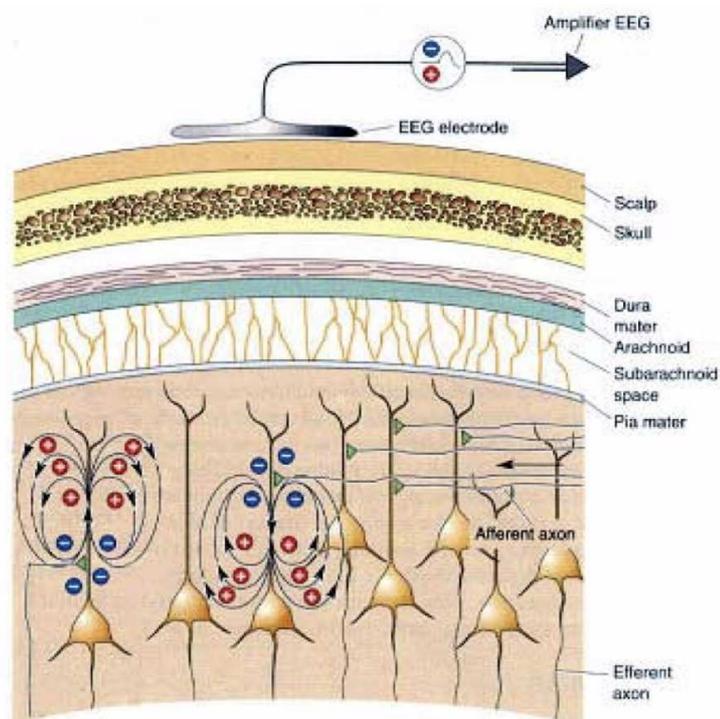


Figura 2.5. Rappresentazione dell'origine dell'attività EEG dovuta ai dipoli dei potenziali postsinaptici. L.S. Costanzo. Fisiologia. EdiSES, 1998

I segnali EEG che si registrano provengono principalmente dai neuroni situati in vicinanza dell'elettrodo e solo in piccola parte da neuroni situati in sede remota: infatti, tanto più ampia è la popolazione di neuroni sotto l'elettrodo registrante, tanto più ampio risulterà il segnale EEG.

La piccola ampiezza dei potenziali registrati extracellularmente è dovuta, oltre al basso valore della resistenza extracellulare, anche dal loro rapido decadimento in funzione della distanza. L'ampiezza di questi potenziali diventa un fattore critico quando la punta dell'elettrodo è lontana dai neuroni attivi come avviene quando si registra dallo scalpo con un macroelettrodo. In tali casi non è possibile registrare l'attività di singoli neuroni perché l'ampiezza dei potenziali è troppo piccola e i macro elettrodi non sono sufficientemente selettivi per poter discriminare l'attività di questi neuroni da quella delle cellule vicine.

L'organizzazione in parallelo della maggior parte dei neuroni corticali e la loro attivazione sincrona in virtù delle loro interconnessioni realizzano uno strato corticale in cui i vari sinks sono localizzati (con le loro cariche negative) superficialmente e le sources (con le loro cariche positive) più in profondità.

Nonostante l'intrinseca capacità della corteccia di generare un'attività elettrica, rimane indiscutibile il ruolo del talamo nel determinare la ritmicità del segnale EEG. In condizioni normali i nuclei talamici (soprattutto del talamo dorsale) interagiscono con la corteccia nel determinismo della sincronizzazione dei potenziali post sinaptici in condizioni di veglia e di sonno. Secondo la teoria del pace-maker facoltativo, i neuroni del fascio talamo-corticale inviano connessioni alla corteccia e agli interneuroni inibitori talamici realizzando un servomeccanismo a biofeedback.

Le afferenze talamiche attivano in modo sincrono migliaia di neuroni corticali. La prima risposta della corteccia ad un segnale proveniente dal talamo è la formazione di un sink negli strati profondi (dove si trovano le sinapsi eccitatorie) e di un source negli strati superficiali (un elettrodo di registrazione posto sullo scalpo è più vicino alla source che al sink).

La teoria reticolare attribuisce invece le proprietà di pace-maker regolatorio al nucleo reticolare talamico, da cui si dipartono vie inibitorie dirette al talamo dorsale e al tronco rostrale con funzione depolarizzante. Convenzionalmente, nelle registrazioni extracellulari, una deflessione verso l'alto indica un potenziale negativo, ovvero quando l'elettrodo di registrazione si trova in vicinanza della sinapsi dove la corrente è entrante. Quando invece l'elettrodo di registrazione è situato a livello degli strati più profondi (a distanza dalla sinapsi), lo stesso potenziale postsinaptico eccitatorio viene registrato su un tracciato EEG come una deflessione verso il basso. In condizioni di riposo, cioè in assenza di impulsi afferenti alla corteccia, non vi è apprezzabile differenza di potenziale tra il soma e i dendriti delle cellule piramidali, in quanto ambedue esibiscono uniformemente cariche di segno positivo sulla

superficie della membrana e di segno negativo all'interno di quest'ultimo. Tale stato di cose si modifica allorché, per esempio, per effetto di messaggi afferenti, si sviluppa una depolarizzazione di dendriti, ossia quando questi presentano un potenziale postsinaptico eccitatorio; in questo caso i dendriti diventano negativi rispetto al corpo cellulare che resta positivo.

Si ha quindi il flusso di corrente dal corpo cellulare (source) verso i dendriti (sink) in grado di generare un campo elettrico la cui intensità può essere misurata come la differenza di potenziale tra due punti disposti sulla stessa linea di forza generata da due cariche elettriche di segno opposto; siamo così in presenza del dipolo.

L'attività elettrica generata da un dipolo provoca onde di attivazione che si propagano con una determinata grandezza in una determinata direzione (si tratta di una grandezza vettoriale) e che, per convenzione, sono dirette dalla zona elettropositiva alla zona elettronegativa. Mentre l'intensità del vettore è in funzione della distanza dell'elettrodo registrante (nei segnali bioelettrici cerebrali, la potenza del segnale è inversamente proporzionale al quadrato della distanza), la direzione del vettore rimane sempre costante.

Se due o più vettori sono orientati simultaneamente verso lo stesso elettrodo, potranno essere sommati: il risultato di questa somma corrisponderà alla somma aritmetica delle loro intensità.

In base all'orientamento di tale dipolo rispetto alla superficie corticale, si distinguerà un dipolo verticale (o radiale), se orientato verticalmente alla superficie corticale, un dipolo orizzontale (o tangenziale), se localizzato in un solco o in una scissura interemisferica, e infine un dipolo obliquo, nel caso l'estremità positiva e l'estremità negativa non risultino allineate. La diversa orientazione del dipolo genererà, allo scalpo, situazioni elettriche differenti (Figura 2.6).

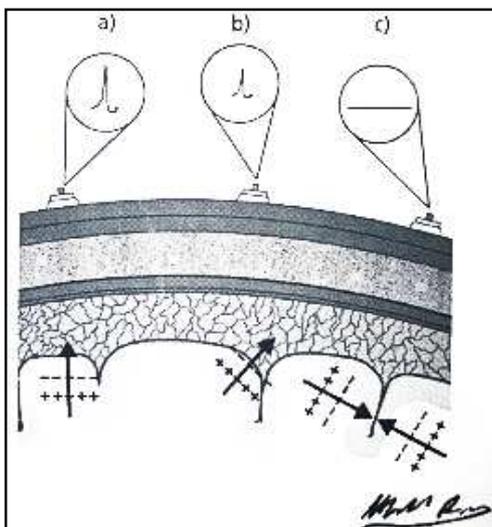


Figura 2.6. Esempio di segnali cerebrali rilevabili sullo scalpo a seconda dell'orientamento e del dipolo sottostante: a) Verticale b) Orizzontale c) Obliquo. Fonte: [6]

Se sulla superficie dello scalpo si posizionano due elettrodi, questi possono raccogliere tali differenze di potenziale; l'ampiezza del segnale è funzione della distanza fra i due elettrodi.

La posizione dei due elettrodi è quindi molto importante rispetto alla posizione di dendriti: se per esempio, un elettrodo è posto sulla superficie in corrispondenza dell'asse principale dei dendriti apicali, mentre l'altro è ubicato più lateralmente, ci si trova nelle condizioni migliori per registrare una differenza di potenziale. Se invece due elettrodi sono posti simmetricamente ed in posizione laterale rispetto ai dendriti non è possibile registrare alcuna differenza di potenziale in quanto i due punti di registrazione sono equipotenziali.

In conclusione, nella valutazione dell'attività elettrica registrata allo scalpo deve comunque essere tenuto presente che:

1. L'EEG rappresenta una sorta di sommatoria dell'attività di un bacino più o meno esteso di neuroni;
2. la corrispondenza tra onda EEG allo scalpo ed attività del singolo neurone è perlopiù scarsamente correlata (è stato dimostrato che un quantitativo tra il 20 e il 70% degli spikes corticali non è registrabile sull'EEG). Il confronto tra registrazioni dello scalpo e registrazioni direttamente la corteccia (Elettrocorticografia - ECoG)

mostra infatti molte differenze, oltre alla palese diminuzione di potenziale nelle prime.

### **b. Elettrodi per registrazioni di superficie: generalità, posizionamento degli elettrodi, derivazioni e montaggi**

Gli elettrodi costituiscono l'interfaccia fra i tessuti biologici, nei quali l'attività bioelettrica viene generata, e le apparecchiature per la registrazione (es. gli ingressi degli amplificatori elettronici dei vari rilevatori EEG).

Gli elettrodi possono essere di vario tipo (argento o oro) e forma, e devono essere in grado di registrare le variazioni di potenziale elettrico, senza distorcere il segnale rilevato e introdurre artefatti degni di nota; sulla superficie dell'elettrodo si potrebbe verificare, ad esempio, una distorsione del segnale neurofisiologico a causa della tipologia di metallo con cui l'elettrodo è fabbricato.

Bisogna tenere in considerazione che, quando un metallo come l'argento (metallo costituente la maggior parte degli elettrodi tradizionali), viene a contatto con un liquido contenente ioni, si può apprezzare un potenziale elettrico stabile che si genera tra il metallo e il liquido stesso (potenziale elettrodico). Il potenziale stabile elettrodico non è rilevante per quanto riguarda la distorsione dell'attività bioelettrica registrata dall'elettrodo, bensì in merito all'aggiunta di un valore fisso (offset) al rilevatore che può arrivare anche oltre a 1V di tensione.

Tutti gli elettrodi utilizzati nella stessa sessione di rilevazione devono essere costituiti dallo stesso metallo, questo deve essere di elevata purezza e la loro superficie non deve essere assolutamente contaminata. Gli elettrodi di argento, ricoperti da uno strato di argento cloruro, sono stabili e particolarmente adatti per le registrazioni EEG di superficie.

Talvolta l'elettrodo metallico introduce una distorsione del segnale da registrare consistente in una attenuazione delle frequenze più lente. L'elettrodo in questo caso si comporta come un *filtro passa-alto*, ossia

lascia invariate le frequenze superiori ad una determinata frequenza di soglia (ciò che accade quando l'elettrodo è "polarizzato").

La polarizzazione dipende dal fatto che, quando un elettrodo metallico viene posizionato in una soluzione elettrolitica, alcuni atomi del metallo stesso possono cedere elettroni alla soluzione divenendo così ioni positivi; a loro volta gli ioni positivi presenti nella soluzione, reagendo con gli elettroni, si neutralizzano. Se si riesce a stabilire un equilibrio caratterizzato dal netto spostamento di ioni nella soluzione, l'elettrodo diverrà carico elettricamente rispetto alla soluzione e si potrà parlare quindi di elettrodo polarizzato.

Per evitare le conseguenze della polarizzazione è necessario che gli elettrodi vengano costruiti con materiali non polarizzabili oppure vengano sottoposti al processo di clorurazione, una procedura che permette di creare sull'elettrodo uno strato di materiale mantenendo il potenziale di elettrico stabile. Un elettrodo clorurato consiste in un elettrodo metallico posto in contatto con uno dei suoi sali insolubili e immerso in una soluzione di sale solubile dello stesso anione. (Figura 2.7)

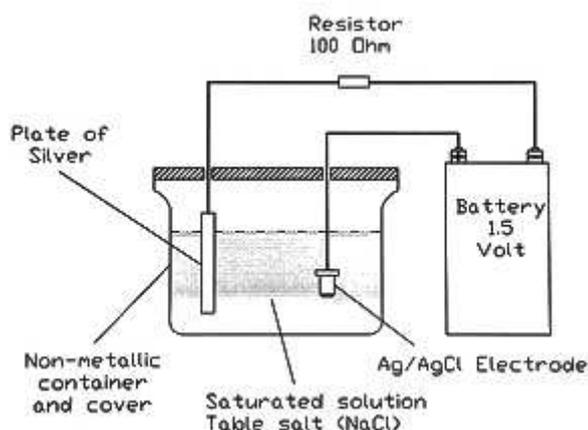


Figura 2.7. Clorurazione di un elettrodo: dato che elettrodo d'argento è collegato al polo positivo della batteria, quando la corrente circola nel liquido, gli atomi d'argento divengono ioni ( $\text{Ag}^+$ ) che immediatamente si uniscono con gli ioni cloro ( $\text{Cl}^-$ ) della soluzione, per produrre molecole neutre di cloruro d'argento insolubili che si depositano sul elettrodo. Fonte: <http://www.gtec.at>

In questo caso, ad eccezione di un sostanziale passaggio di cariche in un'unica direzione, lo stato elettrochimico della superficie dell'elettrodo rimane stabile ed il potenziale di elettrodo costante.

Nonostante le notevoli differenze dei potenziali di elettrodo vengano eliminate da condensatori di accoppiamento (particolari condensatori che fungono da filtri passa – alto) posti all'ingresso degli amplificatori differenziali, queste differenze possono comportare artefatti da movimento. Ciò accade in quanto le differenze di potenziale tra gli elettrodi producono correnti che scorrono nel circuito di ingresso dell'amplificatore e ogni cambiamento di impedenza dell'elettrodo comporterà una variazione della corrente, causando così artefatti che saranno presenti in registrazione.

Al fine di ridurre tali inconvenienti è opportuno non posizionare la superficie metallica dell'elettrodo a diretto contatto con la pelle del paziente, bensì interporre del gel salino o della pasta conduttrice tra le due superfici.

Dato che le frequenze dei segnali cerebrali sono tutte a bassa frequenza, un aspetto molto importante della capacità di registrare da parte degli elettrodi è strettamente correlata alla superficie dell'elettrodo: minore è la superficie dell'elettrodo, minore è la sua capacità elettrica e maggiore è la capacità di attenuare le frequenze basse per effetto della polarizzazione.

Una sorgente di artefatti non menzionata è rappresentata dalla connessione dell'elettrodo al filo metallico di materiale diverso (giunzione bi-metallica e elettrodo-filo di rame), utilizzato per la connessione con la testina. Nel caso questa giunzione (saldatura) non venga isolata accuratamente e vada in contatto con l'elettrolita (gel) essa potrebbe funzionare in modo analogo ad una batteria e produrre potenziali fluttuanti di grande ampiezza, che comporteranno artefatti.

In conclusione, gli elettrodi hanno un'importanza essenziale nella catena strumentale che permette di registrare correttamente il segnale bioelettrico: devono assicurare un contatto stabile e prolungato con la

cute, evitare dispersione del segnale ed essere non polarizzabile in maniera tale da far passare più corrente.

Esistono tre tipi di elettrodi per le registrazioni dallo scalpo: elettrodi a ponte, elettrodi a coppetta ed elettrodi ad ago.

Gli *elettrodi a ponte* (a tampone) sono in Ag/AgCl e sono costituiti da una parte distale a forma di placca, ricoperta da un tampone di cotone, e da una parte prossimale allungata, in genere filettata, a cui si collegano i connettori dei cavetti. L'elettrodo è montato su un ponticello di materiale plastico e i connettori a esso applicabili possono essere di vario tipo (a banana, a coccodrillo o touch proof). Gli elettrodi a ponte sono tenuti aderenti allo scalpo mediante una cuffia formata da elastici e snodi che consentono l'adattabilità alla grandezza e conformazione del capo.

Il vantaggio principale degli elettrodi a ponte consiste nel fatto che assicurano una registrazione affidabile con un posizionamento flessibile e facilmente modificabile (Figura 2.8).



Figura 2.8. A sinistra: elettrodo a tampone in Ag/AgCl sinterizzato con attacco dorato. A destra: esempio di cuffia precablata con snodi-elettrodi regolabili, per l'utilizzo di elettrodi a tampone, realizzata in silicone. Fonte <http://www.tecnomed.it>

Gli *elettrodi a coppetta* (o a disco) sono costituiti da una placchetta discoidale in Ag-AgCl, parzialmente concava nella parte interna e con un piccolo foro centrale (Figura 2.9).

La configurazione di quest'elettrodo e la sua preparazione è stabile nel tempo rendendolo particolarmente utile per i montaggi EEG prolungati perché più resistente ai movimenti e alla trazione dei cavetti. Gli

svantaggi sono invece rappresentati dal tempo più lungo necessario per la preparazione, dalla non flessibilità del montaggio e dall'utilizzo del collodio liquido (collante maleodorante, infiammabile e tossico ad alte concentrazioni aeree utilizzato per incollare le coppette alla cute).



Figura 2.9. Elettrodo a coppetta

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

Gli *elettrodi ad ago intradermico* sono in acciaio inox o platino-iridio, lunghi circa 1,5-2 cm e di circa 0,3-0,4 mm di diametro, vengono connessi direttamente a un cavetto che termina con un collettore da inserire nella testina (Figura 2.10).

Questi tipi di elettrodi vengono utilizzati per le loro intrinseche caratteristiche, di attenuare le frequenze EEG inferiori a 1 Hz; sono agevoli da utilizzare per registrazioni in terapia intensiva o comunque in pazienti con riduzioni notevoli dello stato di coscienza comprese le registrazioni in sala operatoria o gli accertamenti di morte cerebrale. Gli svantaggi sono dati da un maggiore rischio di trasmissione di infezioni.



Figura. 2.10 Elettrodi ad ago intradermico

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

Una metodica di preparazione più confortevole per il paziente, che garantisce montaggi con molti elettrodi in tempi relativamente brevi e una

buona affidabilità nella registrazione (soprattutto in caso di monitoraggi prolungati o di crisi con importante componente motoria) è data dall'utilizzo delle *cuffie precablate*. Sono cuffie elastiche di tessuto (del tipo "a calotta") su cui sono posizionati in modo fisso gli elettrodi, costituiti in genere da dischi di argento racchiusi in gusci di materiale plastico con un foro centrale: posizionata sul capo la cuffia, attraverso il foro superiore degli elettrodi è possibile inserire un gel conduttore per facilitare il contatto con la cute. Tutti gli elettrodi inseriti nella calotta sono connessi stabilmente ai cavetti, i quali sono a loro volta raccolti in un unico cavo che si inserisce tramite un connettore direttamente nella testina-paziente. Gli svantaggi di queste cuffie sono dati dal fatto che non si possono spostare gli elettrodi in caso di conformazioni craniche particolari, presenza di ferite cutanee o artefatti da polso. Attualmente esistono in commercio cuffie con snodi regolabili che consentono di spostare la posizione degli elettrodi a seconda delle esigenze individuali.

Per volontà di completezza, bisogna accennare all'esistenza di *elettrodi speciali*, invasivi o non-invasivi, il cui utilizzo è finalizzato allo studio di regioni del cervello difficilmente accessibili, utilizzati in casi particolari e in laboratori adeguatamente attrezzati.

Analogamente ad ogni altro campo di studio, anche l'elettroencefalografia necessita di una standardizzazione delle metodiche di registrazione che consenta di definire un sistema specifico di posizionamento degli elettrodi da utilizzare in tutti i laboratori che possano offrire una confrontabilità dei dati.

A tal fine, nel 1949, fu presentato al secondo Congresso Internazionale di Parigi un sistema standardizzato tuttora universalmente utilizzato e noto con il nome di Sistema Internazionale 10-20 (SI 10-20).

Per posizionare in modo corretto gli elettrodi sullo scalpo, seguendo la standardizzazione SI 10-20, occorre tracciare due linee immaginarie perpendicolari tra loro, a partire da punti di repere anatomici, e posizionare gli elettrodi ad una distanza del 10% e 20% della lunghezza di queste linee. Queste linee fondamentali sono:

- La *linea mediana antero-posteriore*. (Figura 2.11) che congiunge il nasion all'inion, passando per il vertice. Lungo quest'ultima si possono individuare cinque posizioni fondamentali standard denominate: fronto-polare (Fpz), frontale(Fz), centrale(Cz), parietale (Pz) e occipitale (Oz).

Considerata la distanza totale misurata in centimetri tra il nasion e l'inion, i punti fronto-polare (Fpz) e occipitale (Oz) sono individuati ad un valore pari al 10% della distanza totale rispettivamente dal nasion e dall'inion. Tutti gli altri punti sono calcolati al 20% dalla distanza che intercorre tra Fpz e Oz.

- la *linea coronale latero-laterale* che congiunge i punti preauricolari di destra e di sinistra passando per il punto centrale del cranio al vertice. Particolare attenzione va posta su questa linea per gli elettrodi dell'area temporale (T3 e T4) che devono essere posti al 10% della distanza totale misurata, partendo dal punto preauricolare, mentre gli elettrodi centrali laterali vanno posti al 20% dei punti temporali e dal centrale mediano.

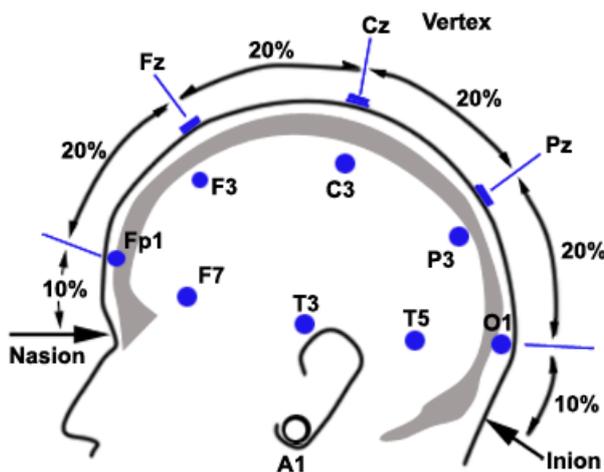


Figura 2.11. Rappresentazione della linea mediana antero-posteriore congiungente nasion – inion. Fonte: [www.gtec.at](http://www.gtec.at)

La numerazione standard del sistema 10-20 prevede inoltre, per semplificare l'individuazione degli elettrodi, la disposizione di quelli di numero pari sulla parte destra del cranio, e quelli di numero dispari sulla

parte sinistra, indicandoli con lettere che identificano la zona del cranio sopra cui sono collocati. Si ottiene quindi una serie alfanumerica pari a: Fp2, F4, F8, C4, P4, T4, T6, e O2 per l'emisfero destro e Fp1, F3, F7, C3, P3, T3, T5 e O1 per l'emisfero sinistro.

Un tale sistema di misurazione porta quindi all'identificazione di 21 posizioni elettrodiche standard includendo gli elettrodi della linea mediana (Fz, Cz, Pz) e i due elettrodi auricolari di riferimento (A1 e A2 o M1 e M2).

Il montaggio con i 21 elettrodi standard, tuttavia, non necessariamente riesce a coprire tutte le aree cerebrali. Per una corretta esplorazione delle aree fronto-temporali, basali e mediali occorrono, per esempio, elettrodi aggiuntivi e elettrodi aggiuntivi speciali.

Di recente l'American Clinical Neurophysiology Society ha proposto un'estensione del sistema 10-20, definendolo sistema 10-10 o al 10%, che prevede il posizionamento sullo scalpo di 75 elettrodi, disposti lungo undici catene sagittali e nove catene coronali (Figura 2.12).

In particolari situazioni (registrazioni in camera operatoria, lesioni craniche, neonati ecc.) non è sempre possibile applicare sullo scalpo tutti gli elettrodi previsti dal S.I. 10 – 20, ma, al fine di avere un montaggio affidabile, occorre utilizzare almeno i seguenti elettrodi: Fp2, Fp1, C4, C3, T4, T3, O2, O1 e Cz.

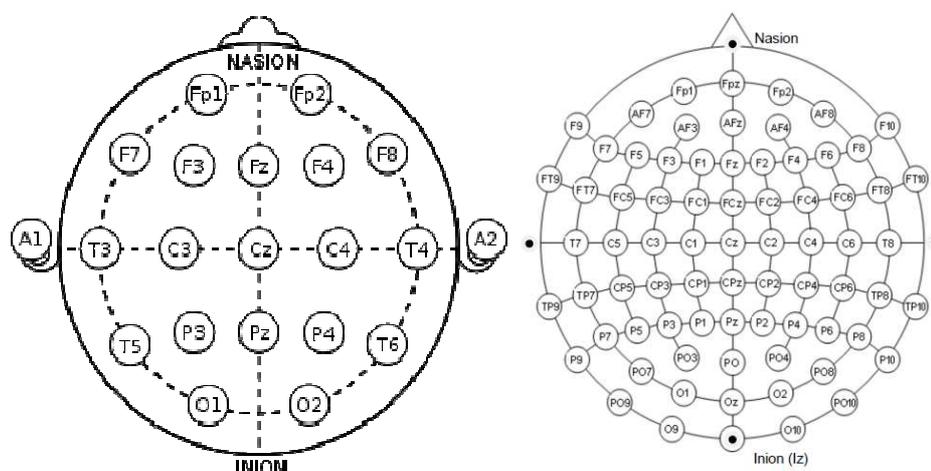


Figura 2.12. A sinistra mappatura standard S.I. 10 – 20. A destra mappatura estesa S.I. 10 - 20  
 Fonte:[7], [http://www.biomedresearches.com/root/pages/researches/epilepsy/eeg\\_resources](http://www.biomedresearches.com/root/pages/researches/epilepsy/eeg_resources)

Tra i diversi fattori che condizionano il modo in cui il segnale bioelettrico cerebrale può venir visualizzato sulla traccia EEG, oltre che dal posizionamento degli elettrodi sullo scalpo, un ruolo fondamentale è rappresentato dalla *derivazione* utilizzata, cioè dalla modalità con cui gli elettrodi sono collegati agli amplificatori.

Ogni misura di potenziale è dato dalla differenza di potenziale tra due punti distinti, uno dei quali è denominato "comune" o "di terra" e il suo potenziale è assunto come zero.

Le modalità di collegamento degli elettrodi agli amplificatori sono tre: derivazione a *referenza comune* (unipolare), a *referenza media* e *bipolare*.

Nella derivazione a *referenza comune* (common reference o unipolare) ogni segnale derivante da ogni elettrodo posto sullo scalpo viene riferito a un elettrodo comune posto in un determinato punto sullo scalpo o altrove. Data l'estrema importanza dell'elettrodo comune di riferimento, questo dovrebbe essere il più possibile neutro dal punto di vista elettrico ossia non contaminato né da altri potenziali elettrici cerebrali né da potenziali biologici corporei. Vi sono due tipologie di referenza comune: referenza comune attiva e referenza comune inattiva.

La differenza consta nel fatto che la prima utilizza come riferimento l'elettrodo più interessato da un fenomeno EEG, mentre la seconda prende per riferimento l'elettrodo meno coinvolto nell'attività EEG.

In conclusione, la referenza comune tende a contaminare i segnali che poi affluiscono agli amplificatori differenziali riducendo la reiezione in fase e aumentando le interferenze, pertanto a seconda dei casi, va scelta una referenza specifica:

- Lobo auricolare o mastoide controlaterale all'attività da studiare (inadatta quando l'attività sorge bilateralmente);
- elettrodo posto lungo la linea mediana nella regione frontale o al vertice (inadatta in casi di sonnolenza e sonno perché i fenomeni

legati a queste situazioni interessano particolarmente l'elettrodo di riferimento);

- naso o mento (inadatti in soggetti svegli perché sensibili agli artefatti muscolari o dei movimenti oculari).

Numerosi problemi riscontrati con l'utilizzo della referenza comune possono essere superati con la *referenza media* (Common Average Reference, AVG): in questa registrazione i potenziali dei vari elettrodi sono misurati rispetto ad un valore medio ottenuto sommando tra loro tutti i potenziali dei vari elettrodi. Il potenziale medio di riferimento sarà perciò tanto più vicino al valore zero quanto maggiore sarà il numero di elettrodi.

Una delle proprietà della media matematica di una serie di valori numerici è che la somma delle differenze dalla media è nulla. Applicando questa proprietà sul tracciato EEG, questo comporta che avremo sempre delle deflessioni positive o negative del segnale EEG, rispetto al valore zero della referenza.

Ogni derivazione in referenza media la cui somma delle definizioni non è pari a zero deve essere considerata attentamente e con sospetto.

Quando si utilizza una referenza AVG, anche un evento localizzato è in grado di coinvolgere molti canali, ma gli elettrodi in prossimità dell'evento localizzato sono in genere identificabili con quelli in cui si osservano le flessioni maggiori in ampiezza (di segno opposto) rispetto alla maggioranza degli elettrodi. Generalmente, anche per la referenza media esiste il problema della contaminazione referenziale. Per ovviare a tale inconveniente, si può ricorrere al calcolo della *referenza media corretta* che si ottiene escludendo dal calcolo della media i singoli elettrodi in cui si registra un'attività artefattuale o di voltaggio troppo ampio.

Un tipo particolare di referenza media è la *source derivation*, proposta per la prima volta nel 1975 con l'intento di migliorare la localizzazione dell'attività focale sullo scalpo.

In questo caso, il potenziale di ogni elettrodo viene riferito ad un valore che corrisponde alla media ponderata dei valori ottenuti dagli elettrodi adiacenti ad esso. Il principio su cui si basa è che ogni "generatore" cerebrale provoca un'onda che risulta essere molto più ampia del focolaio di partenza. La source derivation tenta di rappresentare i generatori focali come correnti radiali che percorrono lo scalpo a partire dal generatore stesso.

Questo metodo si basa sull'applicazione dell'equazione di Laplace secondo la quale la corrente radiale di un determinato punto può essere calcolata tramite la derivata seconda del potenziale del campo elettrico di quel preciso punto. In pratica, tuttavia, la corrente radiale viene calcolata dalla somma delle differenze di potenziale del dipolo formato dall'elettrodo in questione e dei quattro elettrodi esso circostanti. Le correnti così generate vengono chiamate "laplaciane" e, in una situazione ideale, con un focolaio situato al di sotto dell'elettrodo, la corrente laplaciana dell'elettrodo sarà l'unica corrente osservabile, mentre, sotto gli elettrodi adiacenti, le correnti risulteranno nulle.

La source derivation, quindi, non è altro che la visualizzazione del potenziale di un singolo elettrodo rispetto alla media ponderata degli elettrodi adiacenti il cui peso è minore quanto maggiore è la distanza dall'elettrodo considerato.

Nella *derivazione bipolare*, la differenza di potenziale viene calcolata tra coppie di elettrodi posti lungo linee longitudinali (antero-posteriori) e/o o trasversali in cui un elettrodo è in comune tra due canali successivi. In questo modo l'evento localizzato al di sotto di un determinato elettrodo produrrà una deflessione uguale, ma di segno opposto, nei due elettrodi adiacenti che lo precedono e lo seguono nella catena elettrodica. Usando le derivazioni bipolari, per una corretta localizzazione di eventi elettrici focali, è necessario visualizzare contemporaneamente due catene di elettrodi posti approssimativamente ad angolo retto: una accurata ed esatta localizzazione è possibile soltanto quando l'opposizione di fase si verifica nel punto di intersezione delle due linee.

Da notare, infine, che ai fini localizzatori non è importante solo l'osservazione dell'opposizione di fase, ma anche il caso di azzeramento dell'attività (che rileva la presenza di attività equamente captate dai due elettrodi vicini).

Concludendo, le derivazioni bipolari hanno una notevole capacità di localizzazione, ma per ottenere ciò è indispensabile visualizzare contemporaneamente varie catene interelettrodiche. Le moderne apparecchiature EEG digitali utilizzano sempre una derivazione di tipo referenziale nella fase di acquisizione del segnale, misurando il potenziale di ogni elettrodo rispetto ad un elettrodo comune (G2). Con tale apparecchiature è anche possibile, sia on-line che a registrazione ultimata, ricostruire qualsiasi tipo di montaggio e quindi visualizzare il tracciato sia in derivazione referenziale (common o AVG) che in derivazione bipolare.

Dato che i pattern EEG hanno caratteristiche variabili (focali o diffusi, transienti o persistenti) non esiste una sola derivazione ideale per evidenziare tutti i tipi di attività. Un primo importante fattore da tenere in considerazione nella scelta delle derivazioni consiste nella distanza inter-elettrodica, aspetto che vale soprattutto per le referenze comuni attive e per le derivazioni bipolari. Nel caso delle derivazioni bipolari, le distanze tra gli elettrodi appaiati sono piccole ed eguali e ciò tende a favorire soprattutto l'evidenziazione delle attività EEG più rapide; nel caso della referenza comune "attiva" le distanze sono invece maggiori e diseguali e questo permette una maggior amplificazione del segnale, evidenziando meglio l'attività lenta.

Nella dottrina EEG, l'attività cerebrale viene suddivisa in due tipologie a seconda che coinvolga solo una piccola parte del cranio o una parte più estesa: si parla rispettivamente di attività focale e attività diffusa.

Per attività focale si intende un fenomeno che coinvolge solo una piccola parte dello scalpo ad assumere un potenziale differente dal resto di esso. Per localizzare esattamente un potenziale focale strettamente isolato con le derivazioni bipolari è necessario dimostrare la contemporanea

opposizione di fase nel punto di intersezione di due catene di elettrodi posti ad angolo retto: serve quindi la visualizzazione di montaggio idoneo e talvolta l'applicazione di elettrodi aggiuntivi, oltre quelli applicati di routine.

La referenza comune non pone queste limitazioni anzi, può avere dei vantaggi soprattutto ai fini di un'esplorazione più completa qualora l'attività focale non sia prevedibile. La referenza media sembra essere la tecnica preferibile, anche se esiste sempre il problema dell'inquinamento di tutti i canali (utile allora calcolare la referenza media corretta, ottenuta escludendo dal calcolo del valore medio gli elettrodi più attivi). In sintesi:

- La referenza comune permette di localizzare un'attività focale con maggior ampiezza e con la stessa polarità;
- la referenza media mostra in corrispondenza di uno o più elettrodi il segnale di maggior ampiezza ma di segno opposto rispetto agli altri elettrodi;
- la derivazione bipolare per le attività focali, evidenzia l'opposizione di fase o l'azzeramento del segnale.

Per quanto riguarda l'attività diffusa, la maggior parte delle attività EEG diffuse si evidenziano correttamente con le derivazioni bipolari mentre la referenza media (AVG) può trarre in inganno mostrando come diffuso un fenomeno regionalizzato. In derivazione bipolare si registrano, tuttavia, le differenze di potenziale tra elettrodi adiacenti e non si hanno quindi indicazioni riguardo all'attività di ogni elettrodo rispetto un punto neutro di riferimento.

In generale, quindi, le attività EEG diffuse sono meglio evidenziate con una derivazione a referenza comune ma l'elettrodo di riferimento non dovrebbe essere interessato dall'attività in studio.

### c. Elettroencefalografo digitale: struttura e schema a blocchi

L'acquisizione del segnale EEG ha avuto origine intorno agli anni '30, mentre l'ausilio delle tecnologie digitali è stato integrato verso la fine degli anni '80. Durante questo lasso di tempo essa si è profondamente modificata ed evoluta, aprendo scenari, soprattutto per quanto riguarda il trattamento stesso dei segnali neurali, fino ad allora impensabili.

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

#### 1. Dispositivi di acquisizione dati:

- Testina EEG;
- Telecamera;

I *dispositivi di acquisizione dati* costituiscono il nucleo del sistema in quanto sono gli elementi che rendono possibile la registrazione EEG. Per *testina*, si intende il sistema di amplificazione e digitalizzazione del segnale ed è la parte principale di tutto il processo di acquisizione del segnale EEG.

#### 2. Dispositivi di input:

- Tastiera;
- mouse;

#### 3. Dispositivi di stimolazione:

- Fotostimolazione;

I *dispositivi di stimolazione* sono quelli il cui compito consiste nel fornire uno stimolo al paziente, allo scopo di simulare situazioni di attivazione che possono scatenare, per esempio, una crisi epilettica. L'esempio classico è dato dal fotostimolatore, che è in grado di emettere flash molto potenti con frequenze e durate selezionabili secondo necessità.

#### 4. Dispositivi di output:

- Monitor;
- stampante;

#### 5. Dispositivi di elaborazione:

- Computer;

#### 6. Accessori di registrazione:

- Elettrodi;
- cuffie;
- pasta conduttrice;

Gli *accessori di registrazione* sono formati dall'insieme di elettrodi, cuffie, paste conduttrici e trasduttori di vario genere, che permettono ai segnali da misurare di arrivare in modo adeguato all'amplificatore.

#### 7. Sistemi di supporto:

- Carrelli;
- braccetti.

I *sistemi di supporto*, infine, sono tutte quelle parti meccaniche che servono a sostenere tenere insieme le varie parti del sistema: dal carrello porta strumento a tutti braccetti di sostegno delle varie periferiche.

Un elettroencefalografo digitale è un dispositivo che permette l'acquisizione e lo studio dei segnali EEG: i segnali vengono digitalizzati, memorizzati e inoltre ne è permessa la visualizzazione e l'elaborazione. Uno schema a blocchi di un EEG digitale è rappresentato in figura 2.13.

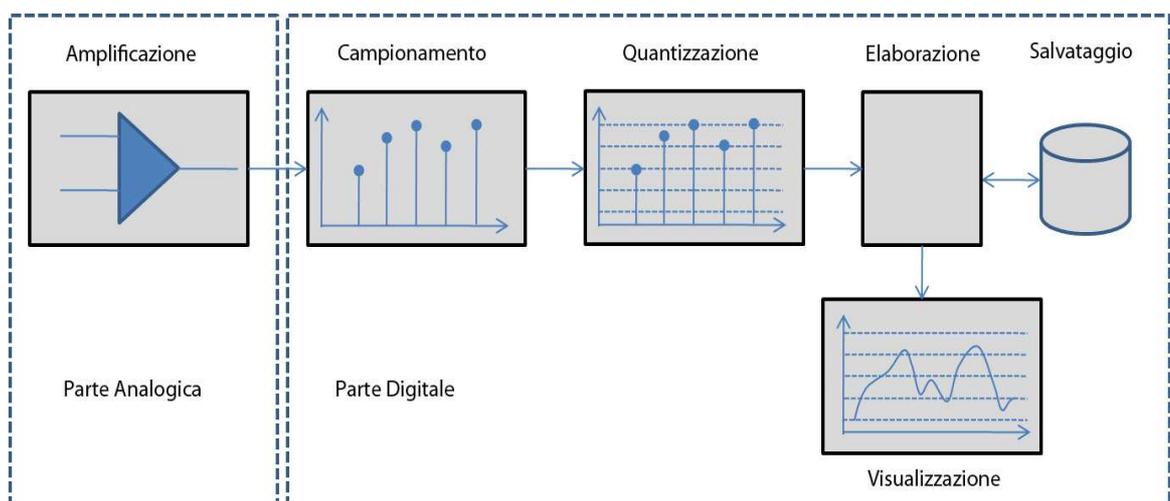


Figura 2.13. Rappresentazione di uno schema a blocchi semplificato di un elettroencefalografo digitale

Come si evince dallo schema in figura 2.13, la prima principale suddivisione avviene tra parte analogica, il cui è prevista l'amplificazione

del segnale acquisito e parte digitale, il cui compito consiste nella digitalizzazione, memorizzazione e visualizzazione del segnale.

#### **d. Sistema di acquisizione: amplificazione differenziale e captazione dei rumori**

I segnali EEG vengono comunemente acquisiti con un amplificatore differenziale, questo è un circuito in grado di misurare la differenza di potenziale esistente tra due differenti punti e di amplificarne il valore di tale differenza di molte volte. L'amplificatore dispone quindi di due ingressi, un ingresso invertente e un ingresso non invertente e il suo compito è di misurare, amplificandola, la differenza di potenziale tra questi ingressi. In realtà l'amplificazione del segnale non è sempre un'operazione perfetta a causa di numerosi fattori esterni ed interni, a tal fine esistono dei parametri che permettono di valutare l'efficienza e la qualità di un amplificatore, ovvero il suo comportamento nell'amplificare segnale.

I parametri più diffusi per tale valutazione sono i seguenti:

1. *CMRR*. È un indice di reiezione dei rumori che sono comuni ai due ingressi dell'amplificatore, invertente e non invertente. Se infatti, uno stesso rumore si presentasse in maniera analoga ai due ingressi (caso molto frequente nella pratica) tale rumore verrebbe annullato dall'amplificatore differenziale.
2. *Rumore interno*. Il rumore interno dell'amplificatore è il valore assunto dall'uscita di tale amplificatore quando i suoi ingressi sono circuitati a massa, e quindi hanno valore nullo. In teoria, si dovrebbe avere anche un'uscita nulla ma in realtà i circuiti che compongono l'amplificatore producono comunque un valore minimo di segnale di disturbo, che ovviamente dovrebbe essere il più piccolo possibile. Valori medi per tale disturbo sono inferiori al microvolt, intesi come valore efficace.

3. *Impedenza d'ingresso*. L'impedenza di ingresso dell'amplificatore è un parametro che indica quanta corrente potrebbe fluire tramite l'amplificatore stesso in funzione delle tensioni applicate. Il suo valore dovrebbe essere il più grande possibile per non interferire con i circuiti circostanti e tipicamente è almeno dell'ordine delle centinaia di M $\Omega$ .
4. *Banda*. La banda dell'amplificatore stabilisce i limiti in frequenza entro i quali è possibile operare. Se il limite inferiore della banda vale 0 Hz, si dice che l'amplificatore può funzionare in DC (*direct current*) e registrare quindi potenziali anche molto lenti. In tutti gli altri casi si dice che l'amplificatore funziona in AC (*alternate current*) e avrà un valore di frequenza di taglio sotto il quale i potenziali vengono attenuati in maniera significativa. Il limite inferiore della banda dell'amplificatore deve avere un valore adeguato al segnale che si deve registrare, e tipicamente dell'ordine di qualche decimo di Hz.

Ciò che è stato finora descritto per l'amplificatore differenziale vale in condizioni ideali. Nella realtà bisogna considerare le caratteristiche "reali" dell'amplificatore, ma soprattutto, si deve assumere che il contatto degli elettrodi con la cute non è mai perfetto e stabile, perciò si deve schematizzare il contatto rappresentandolo con delle impedenze di contatto su tutti gli elettrodi, compreso quello di terra. Questa situazione porta ad un possibile sbilanciamento degli ingressi, ovvero, la possibilità di captare dagli elettrodi e dai cavi dei rumori ambientali non desiderati. La trattazione di tale problema è schematizzabile nella seguente figura (Figura 2.14):

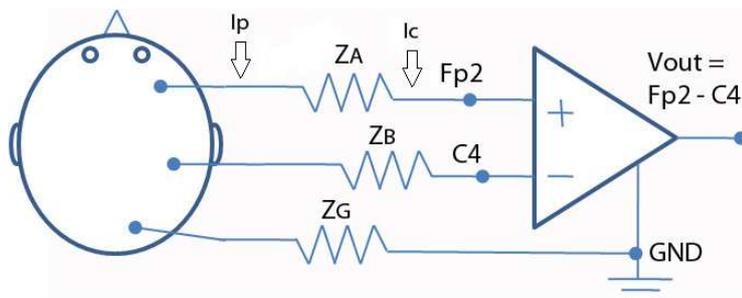


Figura 2.14. Schema equivalente per il disturbo in un amplificatore differenziale

Nella figura sono indicati con  $I_p$  e con  $I_c$  le micro correnti che, rispettivamente, possono fluire sul paziente per induzione elettromagnetica e che possono fluire lungo i cavi, sempre per induzione elettromagnetica. Inoltre, con  $Z_a$ ,  $Z_b$  e  $Z_c$  sono state indicate le impedenze di contatto agli elettrodi degli ingressi invertente ( $V_b$ ), non-invertente ( $V_a$ ) e massa (GND) nell'amplificatore differenziale.

Se si applicassero le leggi dei circuiti elettronici si otterrebbe:

$$V_{out} = [V_a - V_b] + \left[ I_p * Z_g * \frac{Z_b - Z_a}{Z_{in}} \right] + [I_c * (Z_a - Z_b)] = \text{segnale} + \text{rumore}$$

Dove, per  $Z_{in}$  si intende l'impedenza di ingresso dell'amplificatore differenziale.

Se si sviluppasse i calcoli con valori reali dei vari componenti si evincerebbe che la maggior componente di rumore deriva dall'induzione lungo i cavi e che la componente che può caratterizzare questo rumore può avere valori notevoli, ovvero paragonabili, se non addirittura superiori, agli ordini di grandezza del segnale da registrare.

### e. Artefatti

Per artefatto si intende qualsiasi grafoelemento di origine extracerebrale registrabile sui canali EEG e che in qualche modo disturba l'acquisizione e la visualizzazione corretta del tracciato.

Gli artefatti sono dovuti a molteplici cause e possono fondamentalmente dipendere da fattori interni o esterni al paziente. L'identificazione degli artefatti è fondamentale in quanto l'analizzatore del tracciato, a causa di

quest'ultimi, potrebbe non interpretarlo in maniera corretta, infatti, se da un lato molti artefatti sono facilmente riconoscibili, altri, possono simulare grafoelementi patologici.

Gli artefatti vengono classificati in tre gruppi principali:

1. Artefatti di origine biologica;
2. artefatti dovuti al sistema di acquisizione;
3. artefatti da interferenze elettriche ed apparecchiature esterne.

Gli *artefatti di origine biologica* vengono, a loro volta, distinti in:

1. *Artefatti da movimento oculare*. Comprendono i *movimenti saccadici* (volontari o riflessi) che sono i movimenti oculari rapidi che hanno la funzione di spostare lo sguardo verso un oggetto di interesse. Abbiamo poi i movimenti di *inseguimento lento* (*smooth pursuit*, SP) che hanno la funzione di mantenere lo sguardo su degli oggetti che si muovono nel campo visivo. Abbiamo poi il nistagmo, che è un movimento involontario degli occhi, ritmico, caratterizzato da una fase lenta che sposta lo sguardo dall'oggetto di interesse/target e da una fase rapida, in direzione opposta, che riporta lo sguardo sul target. I movimenti oculari possono essere, a seconda della direzione nello spazio: orizzontali, verticali, obliqui e rotatori.

Ci sono poi i *movimenti da ammiccamento* (*blinking*), ovvero, l'abbassamento della palpebra sul bulbo oculare.

Gli artefatti da movimento oculare, consistono in depressioni più o meno ampie e rapide, prevalenti sulle derivazioni frontali e temporali anteriori e dovute al movimento dei globi oculari o delle palpebre. Se sono dovuti al movimento delle palpebre si avranno delle deflessioni rapide (blink) alla frequenza di circa 20 blink/min; se invece sono dovuti ai movimenti dei globi oculari, a occhi chiusi, si avranno definizioni più lente e a volte ritmiche. A livello del bulbo oculare si genera una differenza di potenziale dovuta al dipolo corneo - retinico, durante i movimenti oculari - palpebrali il campo

elettrico del dipolo cambia rapidamente orientamento e crea potenziali di ampio voltaggio (circa 100 - 200  $\mu\text{V}$ ).

2. *Artefatti muscolari*. La comparsa di attività bioelettrica di origine muscolare, ad alta frequenza, sovrainposta alle tracce EEG, è molto frequente, soprattutto in sede fronto-temporale (contrazione muscoli temporali), in sede frontale (contrazione dei muscoli facciali) e in sede temporo-occipitale (contrazione dei muscoli nuca).
3. *Artefatti da attività cardiovascolare*. Il campo elettrico generato dall'attività cardiaca può essere captato per conduzione volumetrica dagli elettrodi cerebrali, in particolare tale fenomeno è più rilevabile nelle derivazioni in referenza comune inattiva.
4. *Artefatto da attività elettrotermica*. Si manifesta sotto forma di oscillazioni lente (0,5 Hz) generalmente presenti su più elettrodi contemporaneamente ed è dovuto alla variazione di impedenza tra cute ed elettrodo, causata dalla sudorazione della cute su cui è poggiato l'elettrodo stesso o dall'eccesso di soluzione salina o gel.
5. *Artefatti da movimento*. I principali artefatti dovuti al movimento del corpo sono: la *respirazione* che è caratterizzata da grafoelementi lenti, generalmente meglio evidenti posteriormente, si possono osservare durante l'iperventilazione, sono sincroni con gli atti respiratori del soggetto. Abbiamo poi il tremore e altri artefatti da movimento. La presenza di un tremore continuo o subcontinuo, che interessa il capo o gli arti, determina spesso la comparsa di oscillazioni ritmiche rientranti nella banda di frequenza theta, diffuse o localizzate. Altri artefatti da movimento, spesso ritmici, involontari ed ineliminabili, sono quelli provocati da suzione, dondolamento del capo o del tronco, singhiozzo e deglutizione.

Gli artefatti dovuti al sistema di acquisizione sono i seguenti:

1. *Artefatto da scivolamento dell'elettrodo*, che è un artefatto lento, particolarmente frequente nelle registrazioni effettuate con cuffie

precablate in cui si utilizza del gel conduttore. Viene generato dalla variazione di impedenza dovuta allo scivolamento dell'elettrodo sullo strato di gel troppo abbondante.

2. *Artefatto da ponte interelettrodico* che si manifesta come un appiattimento del tracciato nelle derivazioni bipolari, in cui alcuni canali hanno uno o più elettrodi in comune.
3. *Artefatto da cattivo contatto cute elettrodo*, che si verifica quando tra cute ed elettrodo si crea un'impedenza troppo alta, dovuta ad un eccesso sebaceo, interposizione di capelli o eccesso di sostanze conduttrici.

Gli artefatti dovuti a interferenze elettriche ed apparecchiature esterne si hanno nei seguenti casi: *artefatto da corrente alternata*, che è rappresentato da un'attività rapida e continua (ad una frequenza pari a 50 Hz in Europa e a 60 Hz nei paesi anglosassoni), di ampiezza variabile. Si tratta di un segnale elettromagnetico generato da cavi elettrici o apparecchiature collegate alla rete elettrica che si sovrappone al segnale cerebrale registrato. Abbiamo poi gli *artefatti da telefono e interruttori*, dovuti allo squillo di telefono fisso, posizionato nella stanza di registrazione e si manifesta sotto forma di sequenze di ritmi rapidi presenti su uno più canali. In questo caso, viene captato il segnale elettromagnetico generato dall'apparecchio. Analogamente, l'accensione e lo spegnimento di apparecchiature alimentate elettricamente, determina la comparsa sull'EEG di spikes rapide o di grafoelementi puntuti lenti di ampio voltaggio su uno o più canali EEG.

## 2.3 EEG normale in veglia [10]

### a. Caratteristiche generali

Nella definizione di “normalità” dell’EEG bisogna tener presente che l’attività elettrica cerebrale non è sempre uguale a se stessa, ma ci possono essere differenze in base a diversi fattori individuali del soggetto e condizioni fisiologiche. Per potere correttamente individuare, descrivere e successivamente dare un significato ad un grafoelemento (isolato o una serie di elementi) nel tracciato EEG occorre tener in considerazione una serie di caratteristiche che riguardano la sua morfologia, la localizzazione e la modalità di comparsa.

La *morfologia* è la forma con cui l’elemento si presenta sul tracciato: può essere *lento* (slow) oppure *aguzzo* o *puntuto* (sharp).

I segnali lenti sono caratterizzati da forme d'onda arrotondate che dureranno molto nell'unità di tempo. Nel caso la loro forma sia particolarmente regolare e si ripeta con le stesse caratteristiche, vengono denominati segnali lenti *monomorfi*, al contrario se si osservano irregolarità, si parlerà di segnali lenti *polimorfi*. I segnali aguzzi invece, hanno una durata inferiore nell'unità di tempo. La forma di un segnale è quindi direttamente correlata con la durata del segnale stesso.

La morfologia di un grafoelemento è poi descritta dalla *fase*, ovvero il numero di volte che il segnale presenta un passaggio per la linea isoelettrica; a seconda di quante fasi ha un segnale esso si distingue in *monofasico*, *bifasico*, *trifasico* e *polifasico*.

La ripetizione dei segnali su aree diverse nei due emisferi, può avvenire rispettando la stessa fase, in modo simultaneo (si parlerà di segnale sincrono) oppure si possono verificare sfasamenti (segnale asincrono).

Anche l'ampiezza di un segnale (misurata in microvolt,  $\mu\text{V}$ ) è di fondamentale importanza per poterlo caratterizzare dal punto di vista morfologico. L'ampiezza di un'onda infatti, si misura valutando l'altezza picco-picco (in millimetri, mm) dell'onda e la si moltiplica per la sensibilità

dell'amplificatore; in questo modo si otterrà il valore di tensione del segnale ( $\mu\text{V}/\text{mm}$ ).

È infine opportuno che, quando si misurano dei segnali ottenuti in due canali di un emisfero, ponendoli a confronto con quelli registrati dalle stesse ragioni dell'emisfero controlaterale, bisognerà anche descrivere la simmetria/asimmetria dei segnali registrati (ampiezza uguale o diversa). Nel caso in cui segnali regolari si ripetano nell'unità di tempo il parametro fondamentale da valutare è la frequenza, espressa in Hertz (Hz) che corrisponde al numero di cicli completi di onde ripetitive o di complessi che si verificano in un secondo.

Un parametro fondamentale per caratterizzare i grafoelementi EEG è la loro rappresentazione spaziale, dove cioè sono localizzati sullo scalpo.

Vi sono due tipi di localizzazione di un'attività EEG: *focale*, *multifocale* e *diffusa*.

Un grafoelemento verrà definito *focale* quando si presenta su un'unica zona di un singolo emisfero cerebrale o *multifocale*, se presente su aree diverse di uno stesso emisfero o in entrambi gli emisferi ma in modo asincrono. Il grafoelemento potrà infine essere definito *diffuso* (o *generalizzato*) quando presente in modo sincrono su tutte le aree cerebrali di entrambi gli emisferi. Anche i segnali che si ripetono con frequenza ritmica caratteristica (per esempio, il ritmo alfa o i fusi del sonno), tendono a localizzarsi in certe regioni cerebrali piuttosto che in altre (fenomeno della *regionalizzazione*) ed è fondamentale descriverli tenendo conto della distribuzione spaziale, oltre che dalla frequenza e dalla simmetria.

Per quanto riguarda le modalità di comparsa dei grafoelementi EEG, questi possono comparire sotto forma di *ritmi* (segnali che teoricamente si ripresentano in modo regolare in funzione del tempo) oppure possono comparire in modo isolato e sporadico e in questo caso si parlerà di *transiente*. Se invece si osserva la comparsa di un insieme di due o più grafoelementi che costituiscono un pattern caratteristico, ben distinguibile

dall'attività di fondo si parlerà di *complesso*; i complessi si potranno presentare isolati o, caso più frequente, organizzati in scariche.

### b. Frequenze EEG, ritmi e variabilità

Secondo la classificazione presente in dottrina, le attività EEG che possono essere riscontrate nell'attività di fondo (Background activity, ongoing activity), visualizzabili grossolanamente a occhio (Figura 2.15) o in modo più preciso mediante l'ausilio di programmi specifici per l'analisi quantitativa, sono classificate in base alle seguenti frequenze:

1. Banda Alpha ( $\alpha$ ): 8 – 12,5 Hz.
2. Banda Beta ( $\beta$ ): 13 – 30 Hz.
3. Banda Delta ( $\delta$ ): < 4 Hz.
4. Banda Theta ( $\theta$ ): 4 – 7,5 Hz.

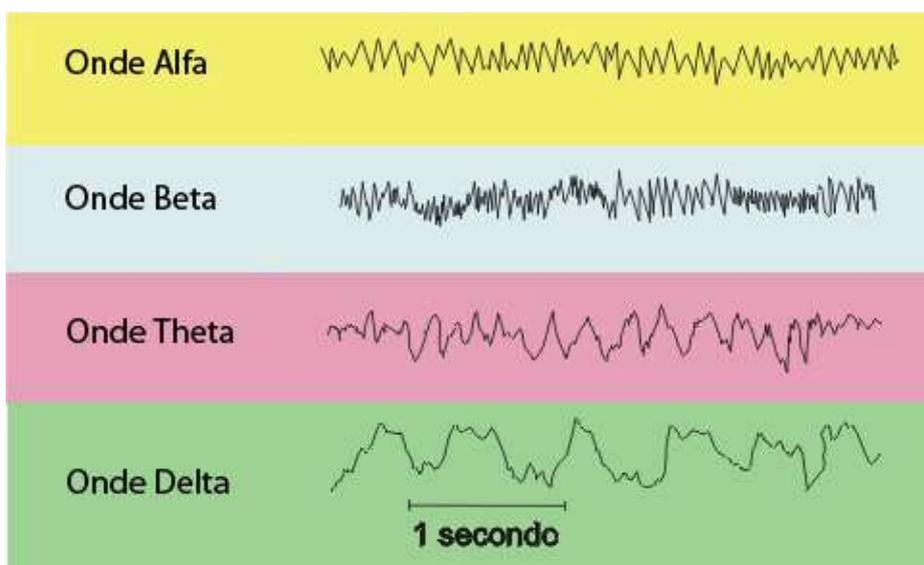


Figura 2.15. Rappresentazione dei tracciati delle principali bande di frequenza: Alfa, Beta, Theta e Delta. Fonte: [16]

La *banda alpha* (8 - 12,5 Hz) è tipica dell'EEG di veglia quieta, a occhi chiusi. Si può operare nella banda alpha una suddivisione in *alpha lento* (8,0 - 9,0 Hz), *alpha intermedio* (9,0 - 11 Hz) e *alfa rapido* (>12 Hz).

La *banda beta* raggruppa le frequenze comprese fra i 13 e i 30 Hz e può anch'essa essere suddivisa ulteriormente in *beta 1* (13 - 20 Hz) e *beta 2* (20,5 - 30Hz). Una certa quantità di attività beta di bassa entità (< 30µV) è normalmente presente negli EEG di soggetti adulti normali e spesso è maggiormente apprezzabile a occhi aperti essendo a occhi chiusi mascherata dalla presenza di attività più ampie di frequenza diversa. L'attività beta viene associata a processi mentali e cognitivi di vario tipo come l'ansia, lo stress e lo stato di allerta, ma è anche indotta e incrementata dalla sonnolenza del sonno leggero oltre che da numerosi farmaci (per esempio i barbiturici o le anfetamine sono potenti beta-attivatori).

Oltre il dominio della banda beta le frequenze ancora più rapide sono definite come appartenenti alla *banda gamma* (30 - 80 Hz), frequenze che normalmente non vengono nemmeno visualizzate negli EEG di routine perché eliminate da appositi filtri.

La *banda delta* raggruppa le attività EEG più lente ed è quella che più frequentemente risulta inquinata da artefatti. L'analisi del tracciato nel tempo non sempre riesce a mettere in evidenza la reale entità della componente delta che viene mascherata dalle altre frequenze, ma occorre utilizzare componenti software rivelatori di banda del segnale analizzato. In generale, l'attività delta nell'EEG fisiologico di veglia dell'adulto è poco valorizzabile a occhio, al contrario è di notevole rilevanza e di più facile individuazione nell'EEG del sonno.

A livello sperimentale vi è invece interesse per le componenti definite *ultraslow* (0 - 0,3 Hz) che potrebbero avere in futuro applicazioni cliniche.

La *banda theta* viene ulteriormente suddivisa in *theta 1* (4,0 - 6,0 Hz) e *theta 2* (6,0 - 7,5 Hz). Nei soggetti adulti normali la banda theta è scarsamente rappresentata, anche se con entità diversa da individuo a individuo e ovviamente da situazione a situazione. Una presenza

rilevante di attività theta può essere messa in correlazione con una condizione di "immaturità" delle strutture cerebrali dell'individuo oppure associata a particolari stati emotivi e processi mentali.

Inoltre, quando nell'EEG di veglia di un adulto si assiste ad una progressiva scomparsa della banda alfa che viene sostituita dall'attività theta occorre pensare a una riduzione del livello di vigilanza (processo di addormentamento). Talvolta è comunque difficile attribuire all'attività theta registrata un significato fisiologico o patologico.

Negli ultimi anni, grazie all'avvento di una tecnologia digitale sempre più sofisticata, si sta prestando grande attenzione alle bande di frequenza *ultrafast* (> 80 Hz). All'interno del dominio dell'attività ultrafast è stata proposta una suddivisione in tre sotto bande:

- Omega ( $\omega$ ), 80-120 Hz;
- rho ( $\rho$ ), 120-500 Hz;
- sigma ( $\sigma$ ), 500-1000 Hz.

Le frequenze gamma e quelle ultrafast sembrano essere correlate sia con processi cognitivi e percettivo-motori sia con processi patologici di natura epilettica o psichiatrica. Includendo quindi le frequenze ultraslow e quelle ultrafast potremmo suddividere le frequenze EEG registrabili con la tecnologia attuale come in tabella (Tabella 1.1).

Banda (Hz)	Nominativo banda EEG
0 – 0,3	Ultraslow
0,3 – 3,5	Delta, $\delta$
4 – 7,5	Theta, $\theta$
8 – 12,5	Alpha, $\alpha$
13 – 30	Beta, $\beta$
30 – 80	Gamma, $\gamma$
80 – 120	Omega, $\omega$
120 – 500	Rho, $\rho$
500 – 1000	Sigma, $\sigma$

Tabella n.1.1 [10]

Nella valutazione di un tracciato in condizioni di veglia e a riposo debbono essere considerati diversi parametri quali la presenza dei ritmi fisiologici, ritmi diversi da quelli dell'attività di base e la presenza di "elementi" particolari.

Per quanto riguarda i ritmi fisiologici, il *ritmo alfa* (o ritmo di fondo) è la componente fondamentale dell'EEG di veglia del soggetto adulto in condizioni di rilassamento psico-sensoriale e con occhi chiusi. Ha una tipica rappresentazione loco-regionale e la sua morfologia è tendenzialmente regolare (con ritmo monomorfo), a volte anche leggermente appuntita, con andamento sinusoidale (fusiforme ovvero con incremento e decremento graduale in ampiezza). Anche in soggetti ciechi dalla nascita è presente un ritmo alfa che però ha una ampiezza ridotta rispetto a quello registrabile in EEG a normovedenti.

Il *ritmo alfa* ha una frequenza compresa nell'intervallo della banda alpha e nei soggetti adulti in genere oscilla tra i 9 - 11 Hz. La frequenza dell'alfa

è in genere costante nello stesso individuo, ma può variare con una tolleranza di Hz, pur in condizioni stabili.

Brevi sequenze di ritmo alfa più rapido di quello basale si possono inoltre rilevare nell'attimo che segue la chiusura degli occhi (fenomeno dello squeak).

Esistono inoltre, varianti lente o rapide del ritmo alfa. Per *variante lenta* si intende la comparsa, in sostituzione dell'alfa, di una sub armonica del ritmo fondamentale (con rapporto  $\frac{1}{2}$  o  $\frac{1}{3}$ ).

Le varianti lente dell'alfa hanno lo stesso significato e reattività del ritmo fondamentale. Più raramente si può anche osservare la comparsa in sede posteriore di varianti rapide dell'alfa (16 - 20 Hz). Le varianti rapide possono essere rilevate a seguito di prove di attivazione esterne quali, per esempio, la stimolazione luminosa intermittente. L'ampiezza del ritmo alfa nella maggior parte dei soggetti adulti è inferiore ai 50  $\mu\text{V}$ , ma per poterla calcolare obiettivamente occorre valutarla su varie epoche del tracciato per poi esprimere il valore in termini medi.

In genere il ritmo alfa è asimmetrico sui due emisferi, con una minor ampiezza apprezzabile sull'emisfero dominante (nei soggetti destrimani è il sinistro e viceversa nei mancini).

Oltre la frequenza, la regionalizzazione e l'ampiezza, l'altra caratteristica fondamentale del ritmo di fondo alfa è la sua particolare reattività. Si tratta di un ritmo ben sincronizzato a occhi chiusi e in veglia rilassata, che si blocca prontamente all'apertura degli occhi e/o durante l'attività mentale o vari stimoli sensoriali. Questo fenomeno va sotto il nome di *reazione d'arresto*.

Il *ritmo mu* (mu rhythm) è caratterizzato da sequenze ritmiche di potenziali (di 0,5 - 2 secondi di durata) con frequenze che rientrano nel campo della banda alfa, ma dotate una diversa rappresentazione topografica. La frequenza tipica del ritmo mu oscilla tra gli 8 - 13 Hz (mediamente 9 - 10 Hz), l'ampiezza è in genere inferiore ai 50  $\mu\text{V}$  e la sua massima rappresentazione spaziale è apprezzabile nelle regioni

centrali o rolandiche. È rilevabile ad un soggetto sia che questo abbia gli occhi aperti o chiusi purché in assenza di movimento.

La morfologia delle onde che costituiscono il ritmo mu è arcuata con una fase positiva arrotondata e una fase negativa puntuta. In letteratura, la presenza nei pazienti del ritmo mu, è molto variabile, circa dal 3 al 60 % delle casistiche di EEG normali ed è probabile che in realtà la prevalenza del ritmo mu sia molto più elevata ma che esso non venga rilevato. La risposta sta nel fatto che a occhi chiusi è assimilabile al ritmo alfa mentre i tracciato di routine svolti a occhi aperti sono invece troppo brevi per poterlo valorizzare.

Frequentemente, il ritmo mu è unilaterale e se è bilaterale è spesso asincrono e/o asimmetrico, senza particolari correlazioni con la dominanza emisferica.

La peculiarità fondamentale del ritmo mu nella sua reattività, infatti, viene prontamente bloccato da qualsiasi movimento (sia che questo possa essere attivo, passivo o riflesso), dalla stimolazione tattile di aree corporee o anche solo dal pensiero di svolgere un'azione comportante un movimento. A dimostrazione di quest'ultimo aspetto vi è il fatto che il ritmo mu si arresta alcune frazioni di secondo prima che la contrazione volontaria abbia inizio.

Le *onde lambda* sono dei grafoelementi di bassa entità registrabili nella maggior parte dei soggetti giovani adulti a occhi aperti (durante l'esplorazione visiva) nella regione occipitale. Dal punto di vista morfologico si tratta di onde aguzze bi-trifasiche, con la parte più prominente a polarità positiva, isolate ma con una tendenza alla ripetitività (ogni 200 - 500 ms), di 20-40  $\mu$ V di ampiezza e periodo tra 200 - 300 ms.

Sono tendenzialmente bilaterali, sincrone e simmetriche, ma sono state rilevate onde lambda unilaterali o comunque asimmetriche. Le onde lambda compaiono quando il soggetto visualizza un testo o un'immagine complessa e sono strettamente correlate con i movimenti oculari di tipo

saccadico (dove per movimento saccadico, s'intende il movimento oculare di esplorazione dello spazio, rapido e inconsapevole, seguito da una pausa di fissazione). Ogni onda lambda compare dopo il suddetto movimento con un ritardo di circa 70 - 80 ms e ha in qualche modo lo stesso significato di un potenziale visivo evocato generato da un fotostimolo da pattern. La scomparsa delle onde lambda si ottiene con la chiusura degli occhi, la diminuzione del livello di illuminazione dell'ambiente oppure posizionando davanti agli occhi del soggetto un foglio completamente bianco.

Un tracciato EEG può evidenziare delle differenze nello stesso soggetto, nella stessa sessione di registrazione o in sessioni diverse. Questo aspetto deriva sia da fattori endogeni (ovvero l'insieme dei parametri dipendenti dal soggetto, quali per esempio, variazioni del livello di vigilanza, delle condizioni psichiche, dell'attività mentale o della temperatura corporea) e sia da fattori esogeni (ovvero da aspetti non dipendenti dalle condizioni del soggetto, quali per esempio, il livello di illuminazione o di temperatura dell'ambiente).

Tendenzialmente, le variazioni dell'attività di fondo apprezzabili nello stesso individuo durante la sessione di registrazione dipendono fondamentalmente dalle modificazioni del livello di vigilanza. In realtà, nello stesso soggetto se si riuscisse a mantenere il medesimo livello di vigilanza con le medesime condizioni ambientali, è stata rilevata una buona correlazione tra tracciati EEG seriali eseguiti in tempi diversi (stabilità intraindividuale dell'EEG).

Se da un lato si ritiene, con le opportune tolleranze, che l'EEG abbia una discreta stabilità intraindividuale, vari studi avrebbero invece dimostrato una notevole variabilità interindividuale. Questa sarebbe imputabile a fattori genetici, intellettivi, comportamentali e al genere sessuale, anche se sono state trovate somiglianze nel genere sessuale, non confermate in dottrina, per quanto riguarda il comportamento di alcuni ritmi e la loro simmetria.

Nel processo di maturazione dell'EEG va sempre tenuta in grande considerazione la variabilità interindividuale in quanto influisce in modo spesso determinante nell'età di raggiungimento di quello che può essere considerato un pattern EEG di veglia maturo.

Dai 30 ai 50 anni circa, l'EEG basale mantiene tutte le caratteristiche di stabilità, mentre superata la soglia dei 50 anni si assiste ad un incremento dell'attività lenta (maggiormente theta), di entità variabile da individuo a individuo ed un progressivo, ma limitato, rallentamento del ritmo alfa.

Nei soggetti di età superiore ai 60 anni inoltre, si riscontra spesso la presenza di un'attività theta, più evidente in sede temporale.

Infine, anche durante l'invecchiamento occorre tenere in considerazione la variabilità interindividuale, infatti, sono stati registrati casi di soggetti novantenni o centenari che hanno conservato un ritmo alfa tipico di soggetti giovani.

## 2.4 EEG del sonno [11] [12] [13]

### a. Generalità e scoring

L'elettroencefalogramma (EEG) è la metodica più idonea per lo studio del sonno poiché quest'ultimo non è uno stato neurofisiologico uniforme, ma varia costantemente durante la notte e l'EEG rappresenta un strumento imprescindibile per studiarne la sua struttura di base. Durante il sonno si modifica dinamicamente non solo l'attività cerebrale, ma anche il tono muscolare, l'attività autonoma, la funzione endocrina e metabolica.

Secondo i criteri convenzionali, nei laboratori del sonno, devono essere monitorate almeno tre variabili: la registrazione dell'EEG, i movimenti oculari (EOG), e il tono muscolare (EMG). Dalla sintesi delle informazioni fornite dall'EEG, dal EOG e dall'EMG viene codificata la successione degli stadi del sonno. La prima standardizzazione ufficiale sulla classificazione degli stadi del sonno risale al 1968 e prende il nome di: "A manual of standardized terminology, techniques and scoring system for sleep stages of human subjects" e fu attribuita in gran parte a Rechtschaffen e Kales. In tale pubblicazione venivano definite le regole per consentire al lettore di classificare gli stadi del sonno e i criteri proposti andavano applicati a soggetti umani senza patologie del sonno. Il manuale di Rechtschaffen e Kales suddivide il sonno in sonno non-REM (NREM o sonno sincronizzato) e sonno REM (o de sincronizzato).

#### Sonno non-REM

Il sonno non-REM comprende 4 stadi (o fasi), caratterizzati da un progressivo rallentamento del tracciato, che vanno dalla sonnolenza (stadio 1) al sonno leggero (stadio 2) ed al sonno profondo (stadio 3 e 4).

Lo *stadio 1* è definito da un tracciato EEG di voltaggio relativamente basso con frequenze miste in cui predominano le attività alfa (8 - 12 Hz) e theta (4 - 7 Hz). In condizioni normali lo stadio 1 compare in prevalenza

nella transizione tra la veglia e altri stadi di sonno o immediatamente dopo un movimento corporeo.

Lo stadio 1 tende ad occupare una porzione limitata del sonno notturno (circa il 5%), inoltre, le attività alfa di più alto voltaggio (50 - 75  $\mu$ V), tendono ad alternarsi con quelle più lente e più basse assumendo un andamento intermittente. Lo stadio 1 è caratterizzato anche dalla presenza di movimenti oculari lenti, ciascuno della durata di diversi secondi, in genere più prominenti nelle porzioni iniziali dello stadio.

Lo *stadio 2* è caratterizzato dalla presenza di elementi caratteristici quali i *complessi-K* e i *fusi* del sonno (o spindles), associati a un'attività di fondo dominata da frequenze theta e delta di medio voltaggio. Il delta non supera il 20% delle epoche. Nello stadio 2, ma anche nello stadio 1 e 3, nelle regioni posteriori si possono registrare grafoelementi puntuti definiti *positive occipital sharp transient of sleep* (POSTS). I POSTS sono riscontrabili prevalentemente negli adolescenti e nei giovani adulti e sono ancora incerti la loro origine e il loro significato.

Lo *stadio 3* è definito dalla presenza sull'EEG di un'attività delta inferiore ai 2 Hz e superiore ai 75  $\mu$ V che occupa più del 20% e meno del 50% dell'epoca di scoring. L'attività lenta è bisincrona e generalizzata e spesso è più marcata nelle regioni anteriori. Sono presenti ancora fusi e complessi-K sebbene in misura ridotta.

Lo *stadio 4* è caratterizzato dalla presenza di un'attività delta inferiore ai 2 Hz e superiore ai 75  $\mu$ V di ampiezza che occupa più del 50% dell'epoca. Elementi microstrutturali caratteristici degli stadi 3 e 4 sono i *delta burst*, ovvero una sequenza di almeno due onde di banda delta di ampiezza maggiore di 100  $\mu$ V o con tensione superiore di almeno un terzo rispetto al ritmo di fondo.

## Sonno REM

Il sonno REM corrisponde alla fase onirica, comprende un solo stadio e deve la sua denominazione alla presenza dei movimenti oculari rapidi (REM, *Rapid Eye Movement*). Si basa su tre caratteristiche principali: la presenza di un tracciato a frequenze miste di basso voltaggio (con frequente riscontro di ritmo alfa), la presenza dei movimenti oculari rapidi e la drastica riduzione del tono muscolare antigravitario.

All'inizio dei periodi di sonno REM spesso si osservano onde a *dente di sega*, definite come treni di tre o più onde EEG di forma angolare (frequenza 2-5 Hz, ampiezza tra i 20-100µV) che si apprezzano in un sonno REM alcuni secondi prima dell'inizio di un *burst* di movimenti oculari rapidi. I movimenti oculari rapidi occupano solo una parte del sonno REM e in particolare possono essere assenti all'inizio e al termine della stadio.

Negli adulti normali, la prima fase REM compare dopo 70-90 minuti di sonno NREM e fa seguito allo stadio più profondo di questo (fase 4). Le fasi REM si ripetono 4-5 volte nel corso della notte e la loro durata aumenta con l'avvicinarsi del risveglio.

Dopo circa quarant'anni di attività del manuale Rechtschaffen e Kales, nel Giugno del 2007, l'American Academy of sleep medicine ha elaborato nuove regole di scoring del sonno e le ha codificate nell'"*The AASM Manual for the scoring of sleep and associated events*", inserendo anche la scoperta del *Cyclic Alternating Pattern (CAP)* e del *Processo omeostatico-S*.

Le nuove regole valide per il sonno degli adulti prescrivono che, per quanto riguarda l'encefalogramma, le derivazioni raccomandate sono: F4 - M1; C4 - M1; O2 - M1. Un minimo di tre derivazioni EEG sono richieste per garantire il monitoraggio delle attività cerebrali nelle regioni frontali, centrali e occipitali, M1 e M2 corrispondono rispettivamente ai processi mastoidei sinistro e destro.

Per quanto riguarda l'elettrooculogramma (EOG) sono raccomandate due derivazioni: E1-M2 (E1 a 1 cm sotto il canto oculare sinistro) e EM2-M2 (con E2 a 1 cm al di sopra del canto oculare destro).

Infine, per quanto riguarda l'elettromiogramma (EMG), che valuta il tono muscolare, sono consigliati tre elettrodi per registrare l'EMG a livello del mento.

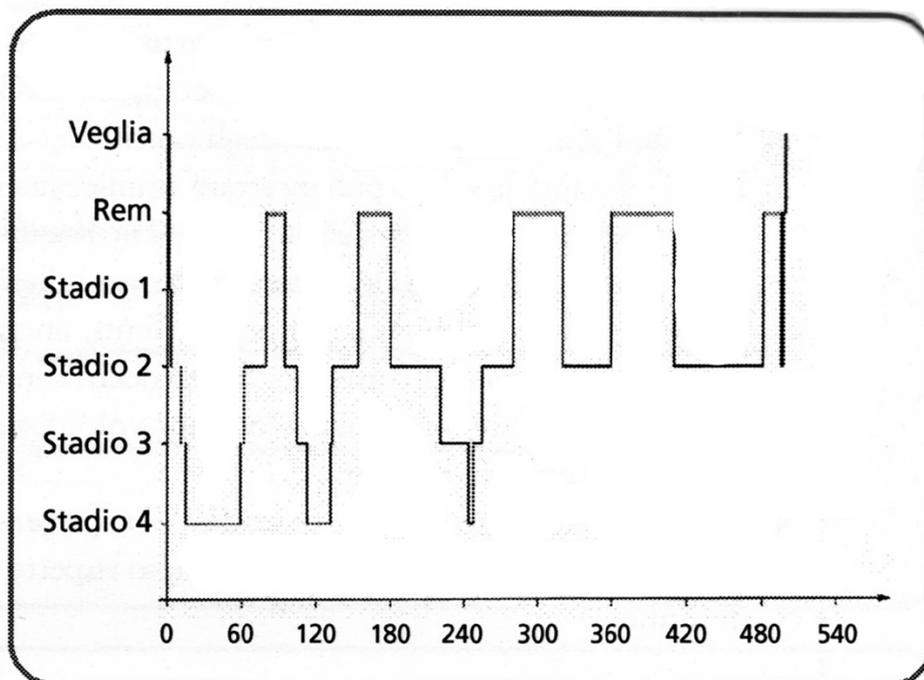


Figura 2.16. Rappresentazione degli stadi del sonno secondo Rechtschaffen e Kales.

Fonte: [13]

### **b. Stadi del sonno e regole per la determinazione**

La nuova terminologia raccomanda lo scoring dei seguenti stadi del sonno:

- Stadio W (veglia);
- stadio N1 (NREM 1);
- stadio N2 (NREM 2);
- stadio N3 (NREM 3 + 4);
- stadio R (REM).

Lo stadio N3 rappresenta il sonno a onde lente e comprende la classificazione precedente del manuale di R&K dello stadio 3 insieme allo stadio 4.

Occorre suddividere il sonno in epoche di scoring di 30 secondi consecutivi a partire dall'inizio della registrazione. Ad ogni epoca va assegnato uno stadio. Se due o più stadi coesistono all'interno della stessa epoca, va assegnato lo stadio che occupa la porzione maggiore dell'epoca.

### *Stadio W*

L'epoca viene classificata come stadio W quando più del 50% di essa presenta ritmo alfa sulle regioni occipitali. Inoltre, in assenza di un chiaro ritmo alfa, l'epoca va classificata come stadio W in presenza di uno dei seguenti elementi:

- Ammiccamenti ad una frequenza di 0,5 - 2 Hz;
- movimenti oculari di lettura;
- movimenti oculari rapidi coniugati irregolari, associati a un tono muscolare normale o elevato.

Lo stadio W rappresenta lo stato di veglia e può variare dall'attenzione piena alle fasi iniziali di sonnolenza. Durante lo stadio W possono essere presenti markers elettrofisiologici e psicofisiologici di sonnolenza che possono persistere nello stadio N1.

### *Stadio N1*

Nei soggetti con un ritmo alfa, l'epoca va classificata come stadio N1 se il ritmo alfa è attenuato e sostituito da attività di basso voltaggio, con frequenze miste per più del 50% dell'epoca stessa.

Nei soggetti senza ritmo alfa, l'epoca va classificata come stadio N1 se compare uno dei seguenti fenomeni:

- Attività nell'ambito di 4 - 7 Hz con rallentamento del ritmo di fondo di almeno 1 Hz rispetto lo stadio W;

- punte al vertice (onde a contorno aguzzo di durata inferiore a 0,5 s con rappresentazione massima sopra la regione centrale);
- movimenti oculari lenti (*Slow Eyes Movement*, SEM, movimenti oculari coniugati, abbastanza regolari, sinusoidali).

### *Stadio N2*

Iniziare la classificazione di stadio N2 se uno o entrambi i seguenti elementi compaiono durante la prima metà di una data epoca e nella seconda metà dell'epoca precedente:

- Uno o più complessi K non associati ad arousal;
- uno o più sequenze di fusi del sonno.

Lo stadio N2 termina quando si verifica uno dei seguenti eventi:

- Transizione allo stadio W;
- un arousal;
- un movimento corporeo maggiore seguito da movimenti oculari lenti ed EEG di basso voltaggio da frequenze miste senza complessi-K non associati ad arousal o fusi del sonno;
- transizione allo stadio N3 o R.

### *Stadio N3*

Uno stadio viene classificato come N3 quando almeno il 20% di un'epoca consiste di attività di onde lente (1,5 - 2 Hz e ampiezza picco-picco maggiore di 75  $\mu$ V misurata sulle regioni frontali), indipendentemente dall'età del soggetto.

### *Stadio R*

Infine, occorre classificare stadio di sonno R le epoche di cui sono presenti tutti i seguenti fenomeni:

- EEG di bassa ampiezza e frequenze miste;
- basso tono all'EMG;
- movimenti oculari rapidi.

Lo stadio R termina quando si verifica uno o più dei seguenti eventi:

- Transizione allo stadio W o allo stadio N3;
- incremento del tono all'EMG mentoniero sopra il livello dello stadio R e criteri compatibili con lo stadio N1;
- comparsa di un arousal seguito da EEG di bassa ampiezza, frequenze miste e movimenti oculari lenti;
- un movimento corporeo maggiore seguito da movimenti oculari lenti e EEG di bassa ampiezza e frequenze miste senza fusi del sonno o complessi-K non associati ad arousal.

## CAPITOLO 3 - TEORIA ED ELABORAZIONE INFORMATIZZATA DEI SEGNALI

### 3.1 CENNI DI TEORIA DEI SEGNALI [9][15][18][19][20]

#### a. Introduzione ai segnali e serie di Fourier

Per segnale si intende una qualsiasi funzione, reale o complessa, che può rappresentare una qualsiasi grandezza misurabile.

Vi sono due modi diversi per analizzare un determinato segnale fisico, ognuno dei quali ne mette in luce determinate caratteristiche: lo studio nel dominio del tempo e quello nel dominio della frequenza:

- L'analisi nel dominio del tempo, mette in evidenza le caratteristiche legate alla forma di un segnale, quali ampiezza, frequenza e fase;
- L'analisi nel dominio della frequenza, consiste essenzialmente nell'evidenziare le componenti sinusoidali e l'eventuale componente continua di un segnale. Ciò avviene tracciando lo spettro del segnale. Da tale spettro si può inoltre determinare la banda del segnale, ovvero l'intervallo di frequenze in cui sono contenute le armoniche aventi ampiezza significativa.

Mentre è possibile effettuare l'analisi dei segnali nel dominio del tempo tramite l'utilizzo di un semplice oscilloscopio, l'analisi nel dominio della frequenza è più complessa e vi sono diversi strumenti matematici per il suo studio. In questo caso verranno prese in esame la Serie di Fourier, la Trasformata di Fourier e la Trasformata discreta di Fourier (DFT).

#### Serie di Fourier

Nel caso dei segnali periodici l'analisi in frequenza si basa sul *Teorema di Fourier*.

Un segnale  $s(t)$ , periodico di periodo  $T$ , purché soddisfi delle opportune condizioni (si deve trattare di un segnale assolutamente integrabile, con un numero finito di punti di discontinuità per ogni periodo ed un numero

finito di minimi e massimi entro il periodo stesso) è esprimibile come la somma di un termine costante (componente continua o valor medio) e di infinite sinusoidi, denominate *armoniche*, le quali sono caratterizzate da:

- Frequenza multipla di quella della prima componente, denominata *armonica fondamentale*;
- ampiezza e fase fornite da opportuni coefficienti, calcolabili attraverso lo *sviluppo in serie di Fourier* del segnale.

Il teorema di Fourier può essere espresso matematicamente nella seguente forma, nota come sviluppo in serie di Fourier di un segnale  $s(t)$ :

$$s(t) = \frac{C_0}{T} + \frac{2}{T} \sum_{n=1}^{\infty} |C_n| \cos(\omega_n t + \theta_n)$$

I coefficienti  $C_n$  possono essere calcolati nel seguente modo:

$$C_n = \int_{-\frac{T}{2}}^{\frac{T}{2}} s(t) e^{-j\omega_n t} dt$$

L' $n$ -esimo coefficiente  $C_n$  è un numero complesso il cui argomento viene indicato per convenzione con  $\theta_n$ , esprimibile in forma polare:

$$C_n = |C_n| e^{j\theta_n}$$

Osservazioni:

1. La prima equazione afferma che il segnale  $s(t)$  è ottenibile come somma di un termine costante,  $C_0/T$  e di infinite armoniche aventi frequenza multipla della frequenza fondamentale. Ciò risulta evidente esplicitando i termini contenuti nella sommatoria:

$$s(t) = \frac{C_0}{T} + \frac{2}{T} |C_1| \cos(\omega_0 t + \theta_1) + \dots + \frac{2}{T} |C_n| \cos(n\omega_0 t + \theta_n) + \dots$$

Dove:  $C_0/T$  costituisce il valor medio del segnale, mentre una generica armonica  $n$ -esima, è caratterizzata dall'avere:

- *Frequenza*  $f_n = n f_0$
- *Ampiezza*  $= \frac{2}{T} |C_n|$
- *Fase*  $\theta_n \angle |C_n|$

2. Se da un lato, la prima formula permette di passare dal dominio della frequenza a quello del tempo, eseguendo così l'anti-

trasformazione, la seconda permette la trasformazione dal dominio del tempo al dominio della frequenza, ottenendo così lo spettro di ampiezza e lo spettro di fase del segnale;

3. Dalla seconda formula si deduce inoltre che lo spettro di un segnale periodico è discreto, cioè formato da righe distanziate di  $f_0 = 1/T$ . Infatti, i coefficienti  $C_n$  sono definiti solo per  $n$  interi e quindi la frequenza di una qualsiasi componente ( $f_n$ ) è un multiplo intero della frequenza fondamentale  $f_0$ .

### b. Trasformata di Fourier

La trasformata di Fourier consente di effettuare l'analisi nel dominio della frequenza per segnali non periodici. Sebbene dal punto di vista formale essa costituisca uno strumento matematico distinto rispetto alla serie di Fourier, la trasformata di Fourier può anche essere considerata come l'estensione della serie di Fourier al caso di segnali non periodici.

Ciò è possibile in quanto una componente sinusoidale può essere considerata come la somma algebrica di due termini esponenziali:

$$\cos(\omega t + \theta) = \frac{e^{j(\omega t + \theta)} + e^{-j(\omega t + \theta)}}{2}$$

In definitiva con opportuni passaggi matematici dalla formula sopra indicata, è possibile ricavare la seguente formula per l'espansione in serie di Fourier per un segnale periodico:

$$s(t) = \frac{1}{T} \sum_{n \rightarrow -\infty}^{+\infty} C_n e^{j\omega_n t}$$

Dove:

$$C_n = \int_{-\frac{T}{2}}^{+\frac{T}{2}} s(t) e^{-j\omega_n t} dt \text{ con } \omega_n = n\omega_0 \text{ e } n = 0, 1, 2, \dots$$

Inoltre:

$$\begin{aligned}
s(t) &= \frac{C_0}{T} + \frac{2}{T} \sum_1^{+\infty} |C_n| \frac{e^{j\omega_n t} e^{j\theta_n} + e^{-j\omega_n t} e^{-j\theta_n}}{2} = \\
&= \frac{C_0}{T} + \frac{1}{T} \sum_{n=1}^{+\infty} |C_n| e^{j\omega_n t} e^{j\theta_n} + \frac{1}{T} \sum_{n=1}^{+\infty} |C_n| e^{-j\omega_n t} e^{-j\theta_n} = \\
&= \frac{1}{T} \sum_{n \rightarrow -\infty}^{-1} C_n e^{j\omega_n t} + \frac{C_0}{T} + \frac{1}{T} \sum_{n=1}^{+\infty} C_n e^{j\omega_n t} \rightarrow s(t) \\
&= \frac{1}{T} \sum_{n \rightarrow -\infty}^{+\infty} C_n e^{j\omega_n t}
\end{aligned}$$

Poiché l'indice  $n$  varia da meno finito a più infinito, si è eseguita un'estensione matematica dell'asse delle frequenze, introducendo anche le frequenze negative. Per questo motivo lo spettro che si ottiene con questa formula viene denominato *spettro bilatero* e si noti come l'ampiezza di ogni termine sia pari a:

$$\frac{1}{T} |C_n|$$

È interessante inoltre rilevare il significato delle frequenze negative.

Mentre ad una singola sinusoide nel dominio tempo corrispondono uno *spettromonolatero* di ampiezza e di fase in cui si riporta esattamente l'ampiezza (riga spettrale) e la fase (rispetto al riferimento scelto) della sinusoide, nel caso di *spettrobilatero* (o trasformata), a una singola componente sinusoidale nel tempo corrispondono due righe spettrali. Infatti in questo caso si verifica quanto segue:

- Lo spettro di ampiezza (o modulo della trasformata), presenta due righe simmetriche rispetto all'origine, aventi ampiezza pari alla metà di quella della sinusoide. Avendo introdotto le frequenze negative e quelle positive, è come se l'energia associata alla sinusoide si suddividesse in modo uguale tra di esse. Quindi le frequenze negative hanno una ampiezza esattamente uguale alle frequenze positive;
- lo spettro di fase (o fase della trasformata), presenta anch'esso due righe, però in questo caso la fase delle componenti aventi

frequenza negativa è un'immagine invertita della fase delle componenti aventi frequenza positiva.

In tal modo, sommando vettorialmente la componente positiva e la componente negativa si è possibile riottenere esattamente la sinusoide originaria.

Per quanto riguarda l'analisi di Fourier dei segnali non periodici, se si considera un segnale periodico  $s(t)$ , la distanza tra due righe adiacenti del suo spettro è pari a ( $df = 1/T$ ). Nel caso si faccia tendere il periodo  $T$  all'infinito, il segnale  $s(t)$  diventerebbe non periodico in quanto si ripeterebbe dopo un tempo infinito e il suo spettro diventerebbe continuo in quanto la distanza tra due righe adiacenti tenderebbe a zero (ad un infinitesimo).

Si può quindi affermare che un segnale non periodico può essere considerato come se fosse un segnale periodico avente periodo infinito.

La funzione che si ricava estendendo l'espressione della serie di Fourier al caso di segnali non periodici viene denominata la *Trasformata di Fourier* del segnale  $s(t)$  e viene espressa nel modo seguente:

$$S(f) = \int_{-\infty}^{+\infty} s(t)e^{-j2\pi ft} dt$$

Viene invece definita antitrasformata di Fourier, l'operazione matematica che consente di passare dal dominio della frequenza a quello del tempo:

$$s(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} S(f)e^{j2\pi ft} df$$

### **c. Spettro di potenza e densità spettrale di potenza**

Si definisce *spettro di potenza*, il grafico ottenuto riportando la potenza associata ad ogni componente spettrale in funzione della frequenza; ogni riga dello spettro rappresenta la potenza, convenzionalmente valutata su

una resistenza  $R = 1 \Omega$ , della corrispondente componente; tale grafico è quindi ricavabile dallo spettro di ampiezza.

La potenza totale di segnale  $P_{tot}$  è quindi ricavabile sommando le potenze delle singole armoniche e quella dell'eventuale componente continua:

$$P_{tot} = \left| \frac{C_0}{T} \right|^2 + 2 \sum_{n=1}^{+\infty} \left| \frac{C_n}{T} \right|^2$$

Infatti la potenza di una singola armonica è determinabile come

$$P = \frac{(V_{max/\sqrt{2}})^2}{R} = \frac{V_{eff}^2}{R}$$

Noto lo spettro di ampiezza, si può quindi applicare questa relazione per determinare la potenza di ogni armonica del segnale  $s(t)$ . Dalla scomposizione in serie di Fourier, si ricava che il valore efficace dell'armonica n-esima è:

$$V_{max} = \frac{2}{T} |C_n| \rightarrow (V_{eff})^2 = \left( \frac{V_{max}}{\sqrt{2}} \right)^2 = 2 \left| \frac{C_n}{T} \right|^2$$

Considerando una resistenza su cui dissipare la potenza pari ad  $1\Omega$ , le formule permettono di ricavare la potenza della generica armonica n-esima rendendo così possibile, mediante la loro somma, di ricavare la potenza totale del segnale.

Densità spettrale di potenza

Il concetto fin qui esposto dello spettro di potenza è circoscritto al caso di un segnale periodico ma è altresì possibile estenderlo al caso di segnali non periodici mediante la definizione di *densità spettrale di potenza*.

La funzione, che descrive come si distribuisce la potenza alle varie frequenze, viene denominata densità spettrale di potenza di un segnale e si indica con  $S_p(f)$ . Essa è anche nota come potenza per unità di banda

in quanto indica qual è la potenza che si ha alle diverse frequenze, su una banda pari a 1 Hz. La sua unità di misura è il [W/Hz]. La curva descritta dalla densità spettrale di potenza permette di ottenere la distribuzione della potenza in funzione della frequenza.

Da un punto di vista matematico la densità spettrale di potenza è definibile nel seguente modo:

$$S_p(f) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} |S(f)|^2$$

La potenza totale P del segnale s(t) è rappresentata dall'area sottesa dalla curva della densità spettrale di potenza. In generale essa è quindi ottenibile integrando la curva stessa:

$$P = \int_0^{\infty} S_p(f) df$$

È evidente, che se si volesse ottenere la potenza in un certo intervallo di frequenza ( $f_1 - f_2$ ) sia sufficiente calcolare l'area ivi sottesa.

#### **d. Discrete Fourier Transform e Fast Fourier Transform (DFT e FFT)**

Un segnale analogico non periodico può essere sottoposto a campionamento per ottenere, tramite una conversione analogico/digitale (A/D), un segnale campionato  $x(n)$ , non periodico e costituito da un numero finito (N) di campioni, che ammette una trasformata di Fourier discreta (DFT, *Discrete Fourier Transform*) i cui coefficienti spettrali sono forniti dalla seguente formula di trasformazione:

$$X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] e^{-j\frac{2\pi}{N}kn}$$

Tale formula fornisce N distinti coefficienti spettrali per un segnale discreto dato tramite N campioni. Dai coefficienti spettrali è possibile

ricavare uno spettro proporzionale a quello del segnale analogico originario.

Viceversa, esiste la formula di anti-trasformazione nota come Inverse DFT (IDFT), che consente di riottenere il segnale campionato  $x(n)$  a partire dai coefficienti spettrali  $X(K)$ :

$$x[n] = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} X[K] e^{-j\frac{2\pi}{N}kn} \quad (0 \leq n \leq N - 1)$$

Dal segnale campionato  $x(n)$ , è possibile ricostruire un segnale proporzionale a quello di partenza tramite una conversione digitale/analogica (D/A).

Pertanto, utilizzando un processore in grado di svolgere le operazioni di DFT e IDFT, affiancato da circuiti di acquisizione (A/D) e di ricostruzione (D/A), è così possibile:

- Implementare un algoritmo che esegua la DFT per determinare l'aspetto di un segnale analogico, campionato e acquisito (A/D);
- Implementare un algoritmo che esegua l'IDFT per determinare il segnale (campionato) che corrisponda a un dato spettro discreto, ricostruendo da esso un segnale analogico tramite la conversione D/A.

La DFT e l'IDFT sono la discretizzazione della trasformata di Fourier e dell'antitrasformata di Fourier sopra enunciate.

In generale, si prenda un generico segnale analogico  $x(t)$  e tramite un processore si desideri effettuare la trasformata di Fourier  $X(F)$  di tale segnale. Per ottenerne lo spettro bilatero è necessario campionare il segnale originario prima di poterlo elaborare. Entro la finestra temporale di acquisizione ( $W$ ), l'operazione di campionamento può essere considerata come il prodotto tra il segnale  $x(t)$  e un segnale costituito da una successione di impulsi con frequenza  $f_c$ .

Per la proprietà di dualità della trasformata di Fourier, così come a un segnale periodico nel tempo corrisponde un segnale discreto in

frequenza, si evince che ad un segnale campionato nel tempo corrisponde uno spettro ripetitivo in frequenza, con frequenza di ripetizione pari a  $f_c = 1/T_c$ .

Nella finestra temporale, il segnale campionato viene descritto con  $N$  campioni equidistanti e spazati di  $T_c$ , pertanto, può essere indicato come  $x(nT_c)$ , con  $0 < n < N-1$ . Ovviamente, l'elaborazione digitale del segnale determina delle componenti spettrali discrete che possono essere ottenute con una sommatoria estesa a  $N$  termini, invece di un integrale.

La trasformata di Fourier diventa quindi discreta, in quanto ammette solo componenti spettrali distanziate di  $\Delta f = f_c/N$  e poste alle frequenze discrete  $f_k = k\Delta f = kf_c/N$ , con  $k$  compreso tra 0 e  $N-1$ . Infatti ponendo:

$$\begin{aligned} dt &\rightarrow \Delta t = T_c \\ df &\rightarrow \Delta f = \frac{f_c}{N} = \frac{1}{N * T_c} \\ f &\rightarrow k\Delta f = f_k \\ t &\rightarrow n\Delta t = nT_c \\ \int_{-\infty}^{+\infty} &\rightarrow \sum_0^{N-1} \end{aligned}$$

Pertanto si può ricavare l'espressione della DFT:

$$X(f) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) e^{-j2\pi ft} dt \rightarrow X(k\Delta f) = \Delta t \sum_{n=0}^{N-1} x(n\Delta t) e^{-j2\pi k\Delta f n\Delta t} \text{ con } 0 \leq k \leq N-1$$

Quest'ultima espressione può venire espressa mediante la formula di Eulero:

$$X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} \left\{ x[n] \cos\left(\frac{2\pi kn}{N}\right) - jx[n] \sin\left(\frac{2\pi kn}{N}\right) \right\} \text{ con } 0 \leq k \leq N-1$$

Il calcolo della DFT richiede quindi un numero elevato (e proporzionale a  $N^2$ ) di operazioni. Seppur queste operazioni siano semplici e ripetitive, possono inficiare il tempo di elaborazione rapido del segnale.

Per rendere più veloce la determinazione della trasformata discreta di Fourier, sono stati sviluppati metodi di calcolo che vanno sotto il nome di

FFT (*Fast Fourier Transform*), i quali consentono di ridurre drasticamente il numero di operazioni da compiere sfruttando la periodicità della funzione esponenziale e portandole da  $N^2$  a  $N \log_2 N$ .

Come avviene per i segnali periodici, è sufficiente valutare solamente i primi  $N$  campioni del segnale discreto per averne una descrizione completa, così come è sufficiente valutare i soli primi  $N$  coefficienti spettrali per determinare lo spettro del segnale analogico di partenza. Le successive ripetizioni dello spettro sono una conseguenza del campionamento a cui è stato sottoposto il segnale analogico originario. Dato un segnale (reale) campionato, descritto con  $N$  campioni, si può affermare che:

- Lo spettro che si ottiene dalla DFT è discreto e ripetitivo;
- la DFT determina  $N$  coefficienti spettrali (armoniche), che corrispondono alla prima ripetizione dello spettro del segnale analogico di partenza.

Inoltre, poiché la DFT deriva dalla trasformata di Fourier, i primi  $N$  coefficienti spettrali forniscono uno spettro di tipo bilatero, presentando una simmetria rispetto alla metà dell'intervallo di frequenze ( $f_c$ ) considerato dalla DFT. La frequenza corrispondente al punto centrale è nota come frequenza di Nyquist, ed è la massima frequenza che può essere definita una volta fissata la frequenza di campionamento senza che vengano introdotte distorsioni.

In definitiva, lo spettro di un segnale reale descritto tramite  $N$  campioni, può essere determinato completamente dalla conoscenza dei primi  $N/2$  coefficienti spettrali, in quanto gli altri  $N/2$  coefficienti sono solamente una loro immagine.

## 3.2. AUSILI INFORMATICI PER LO STUDIO DEI BIOSEGNALI [20]

### a. Introduzione

L'avvento dei personal computer ha dato il via ad un processo di rivoluzione sociale destinato, tutt'oggi, ad avere un'enorme incidenza sulle nostre vite. La nascita dei computer si associa storicamente ai primi anni del dopoguerra malgrado, prima all'avvento dei personal computer, solo le grandi istituzioni avessero a disposizione questi strumenti che, sia a livello tecnologico sia a livello di utilizzo, erano molto complicati.

Oggi la maggior parte dei laboratori di psicofisiologia e psicologia ha in dotazione computer che permettono di gestire e/o condurre i più svariati esperimenti. In psicofisiologia i computer hanno un'importanza particolare in quanto permettono l'interfacciamento degli strumenti di misurazione dei biosegnali. Loro compito principale è quello di trasformare segnali elettrici continui e/o discreti in segnali digitali (numerici). Tale processo permette di utilizzare in maniera più semplice ed efficiente i dati e poterli trattare con tutte le tecniche matematiche necessarie per estrarre le informazioni che ci interessano.

Una volta effettuata la conversione dei biosegnali in segnali digitali si può usufruire della presenza di numerosi programmi che ne permettono il processamento per tutte le esigenze. Vi possono essere programmi che hanno già delle routine di calcolo e trattamento predisposte. In genere i poligrafi attualmente in commercio dispongono di questo tipo di software. Il vantaggio di questi programmi si identifica nella loro facilità d'uso mentre lo svantaggio risiede nei fatti che non sempre le operazioni che esegue siano quelle che desideriamo, che essi non abbiano la possibilità di essere modificati e che sovente non si sappia quali tipologie di algoritmi vengano utilizzati per eseguire certe operazioni.

Tra i molteplici programmi, quelli più utilizzati in ambito scientifico e psicofisiologici sono Matlab, EEGlab e Spm.

Matlab è un linguaggio di supporto per il calcolo scientifico. Generalizzando, si può affermare che il calcolo scientifico si occupa dello sviluppo, della implementazione e dell'analisi degli algoritmi numerici (e non) utili per l'impiego di modelli matematici.

#### **b. Matlab ed EEGLab**

MATLAB (acronimo di Matrix Laboratory) è un ambiente per il calcolo numerico e l'analisi statistica che comprende anche l'omonimo linguaggio di programmazione creato dalla *MathWorks*. MATLAB fu creato alla fine degli anni '70 da Cleve Moler, presidente del Dipartimento di Scienze Informatiche dell'Università del Nuovo Messico. Egli creò MATLAB allo scopo di consentire ai suoi studenti l'accesso a LINPACK ed EISPACK senza che essi dovessero conoscere il Fortran. Il linguaggio di programmazione si diffuse in poco tempo in altre università e trovò un grande pubblico tra la comunità dei matematici applicati. L'ingegnere Jack Little conobbe il programma durante una visita a Moler, all'università di Stanford, nel 1983. Riconoscendo il suo potenziale commerciale, egli si unì a Moler e Steve Bangert e congiuntamente riscrissero MATLAB in linguaggio C fondando la *The MathWorks* nel 1984 per continuarne lo sviluppo.

MATLAB consente di manipolare matrici, visualizzare funzioni e dati, implementare algoritmi, creare interfacce utente e interfacciarsi con altri programmi. Attualmente viene utilizzato da milioni di persone nell'industria e nelle università per via dei suoi numerosi tool a supporto dei più disparati campi di studio applicati, essendo inoltre compatibile a diversi sistemi operativi, tra cui Windows, Mac OS, GNU/Linux e Unix.

EEGLAB è un toolbox interattivo di MATLAB che permette molteplici tipologie di analisi, tra le quali quella continua, l'event-related, MEG ed di altri dati elettrofisiologici. Questo processo può compiersi attraverso l'analisi indipendente dei componenti (ICA, Independent Component

Analysis), l'analisi nel tempo e nella frequenza ed, infine, attraverso altri metodi tra i quali possiamo annoverare la reiezioni degli artefatti.

EEGLAB fornisce una GUI interattiva (Graphic User Interface, interfaccia grafica) permettendo agli utenti di processare in modo flessibile ed interattivo una elevata quantità di dati EEG e altri dati cerebrali dinamici utilizzando un'analisi indipendente dei componenti (ICA), un'analisi tempo/frequenza e altri metodi standard di valutazione.

EEGLAB comprende un tutorial esaustivo con finestre di aiuto integrato da un comando di "Cronologia" che facilita le transizioni degli utenti tra l'esplorazione dei dati mediante GUI e la possibilità di scrivere ed eseguire propri script nel software. Esso offre, inoltre, una vasta quantità di metodi per visualizzare e modellare dinamiche cerebrali ed, infine, una piattaforma open-source che gli studiosi possono condividere con la comunità mondiale di ricerca contribuendo allo sviluppo e crescita di questo potente toolbox di Matlab.

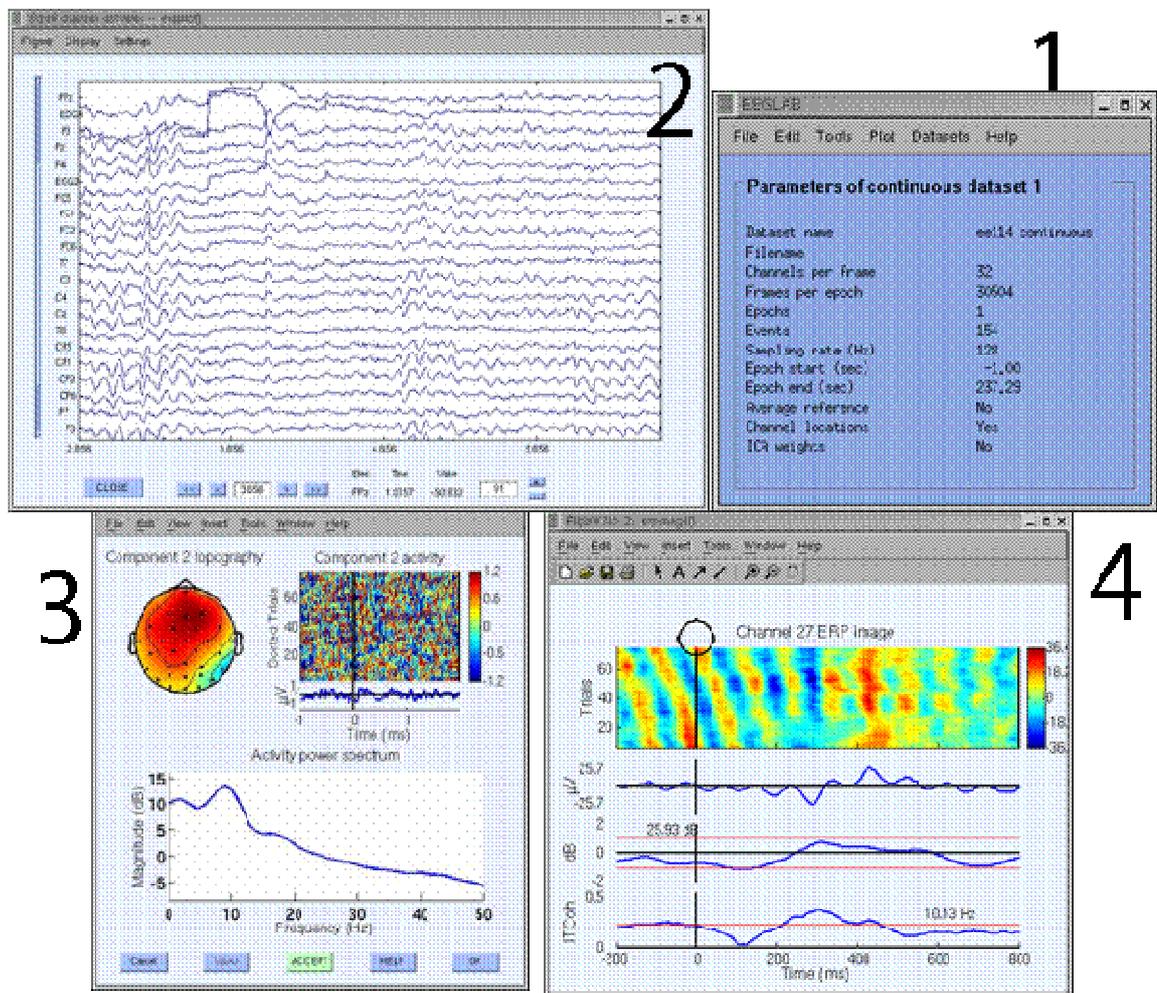


Figura 3.1 Le finestre di EEGLAB sono chiamate attraverso i menù che si trovano nella schermata principale (Figura 3.1.1) che fornisce informazioni circa il dataset corrente attivo.

Figura 3.1.2: Visualizzazione nel tempo dei dati presenti nel dataset.

Figura 3.1.3: Proprietà dinamiche per un indipendente dato componente.

Figura 3.1.4: Immagine ERP visualizzazione di una singola attività di un singolo canale EEG. Le tracce inferiori mostrano: l'andamento medio dei dati (ERP, Event Related Potential); il tempo medio delle perturbazioni di potenza spettrali (ERSP) a 10 Hz di analisi in frequenza; il valore ITC (Inter-trial coherence).

Fonte: <http://sccn.ucsd.edu/eeglab/eeglab03.html>

Dalla schermata iniziale di EEGLAB (Figura 3.2) si possono selezionare sette menù a tendina che permettono di effettuare le diverse operazioni di visualizzazione e trattamento dei dati.

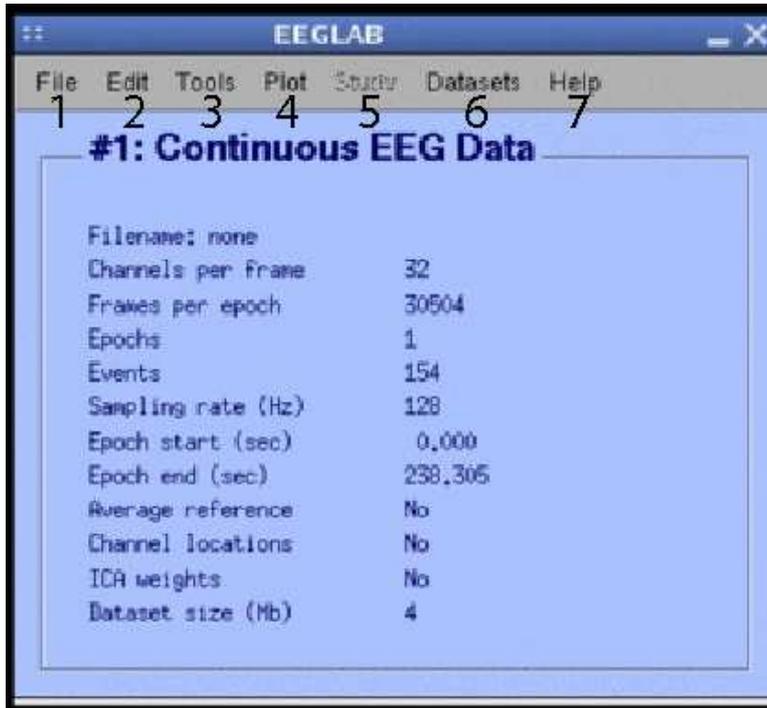


Figura 3.2. Schermata iniziale di EEGLAB con i vari menù accessibili:

Figura 3.2.1. Menù File;

Figura 3.2.2. Menù Edit;

Figura 3.2.3. Menù Tools;

Figura 3.2.4. Menù Plot;

Figura 3.2.5. Menù Study

Figura 3.2.6. Menù Dataset

Figura 3.2.7. Menù Help

Fonte: [21].

Dal menù File (Figura 3.3) si possono eseguire le operazioni di import/export dati, caricamento e salvataggio di dataset e creazione di studi. Per dataset si intende un database standardizzato in EEGLAB (\*.set) che contiene tutti i valori dell'evento che si vuole analizzare. Vi è un elevato numero di possibilità diverse per la creazione di un dataset: è sufficiente selezionare la modalità di inserimento e quindi fornire al toolbox una matrice di valori relativi all'acquisizione EEG.

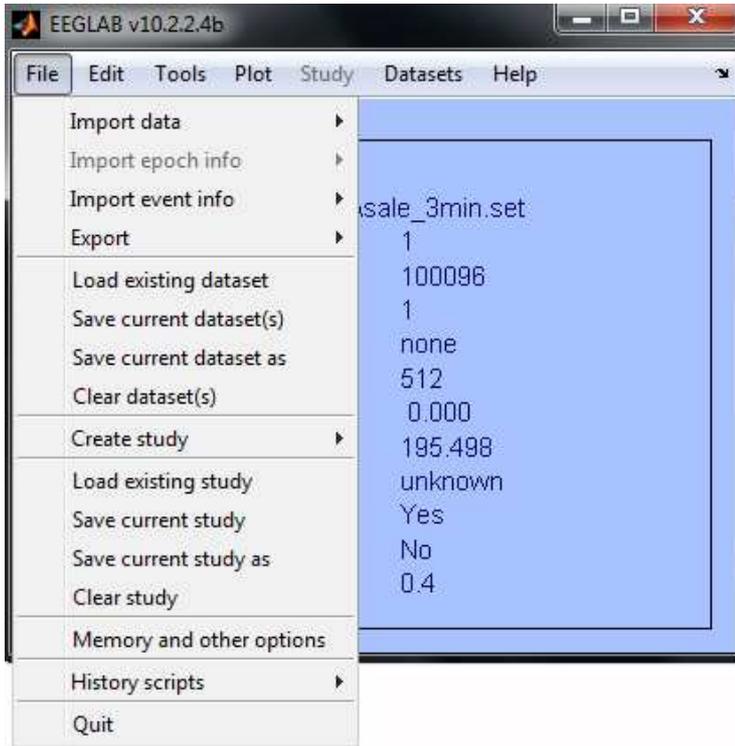


Figura 3.3. Particolare del menù File di EEGLAB

Il menù Edit (Figura 3.4) permette all'utente di accedere e modificare i parametri del dataset come informazioni generali, eventi e locazione dei canali. Quest'ultima funzione è di notevole rilevanza in quanto permette di associare ad ogni serie di dati contenuta nel dataset un canale di riferimento standardizzato SI.

La funzione seleziona Eventi o epoche è impiegata per comparare eventi relativi a EEG dinamiche per un soggetto in due o più condizioni diverse dallo stesso esperimento. Il comando permette di creare dataset contenenti un'epoca diversa per ogni condizione.

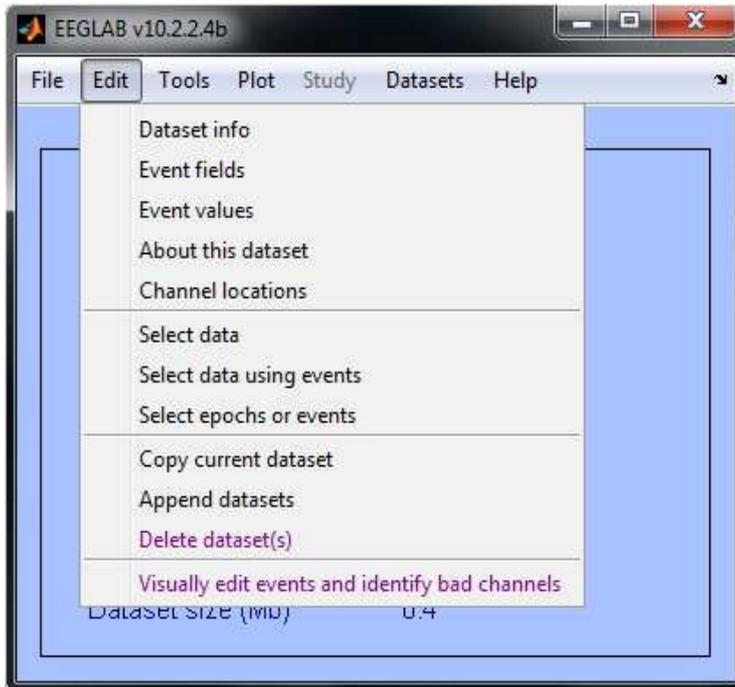


Figura 3.4. Particolare del menù Edit di EEGLAB

Il menù Tools (Figura 3.5) contiene tutti gli strumenti per analizzare e modificare i valori contenuti nel dataset. La parte superiore del menù può essere usata per richiamare tre routine di elaborazione relative a: modifica della frequenza di campionamento, filtraggio i dati e ri-referenziazione dei campioni.

Cambiare la frequenza di campionamento può essere utile per risparmiare memoria e spazio su disco.

Per rimuovere dei trend lineari è spesso utile filtrare i dati mediante un filtro passa-alto e impiegare un ulteriore filtro per il preservamento dei dati dai rumori di alimentazione a 50-60Hz. Il filtro utilizzato può essere di tipologia FIR (Finite Impulse Response) o IIR (Infinite Impulse Response).

L'elettrodo di riferimento, utilizzato nella registrazione EEG, è di solito denominato "Riferimento Comune" per i dati (se tutti i canali utilizzano lo stesso riferimento). Le registrazioni tipiche EEG prevedono come riferimenti il mastoide, i due mastoidi collegati, i lobi dell'orecchio o la punta del naso. I sistemi con elettrodi attivi possono registrare i dati senza un riferimento. In questo caso deve esser scelto un riferimento post acquisizione durante l'importazione dei dati (Re-reference).

I due comandi successivi si riferiscono all'estrazione delle epoche di dati (per studiare le EEG dinamiche relative agli eventi) e alla rimozione della basi di tempi (utile quando sono presenti differenze di base nelle epoche dei dati).

Notevole rilevanza veste il comando ICA (Independent Component Analysis) per la decomposizione dei dati. Decomporre i dati mediante ICA prevede un lineare cambio di basi dai valori acquisiti del singolo canale ad una trasformazione spaziale in un "canale virtuale"; ciò consiste, invece di una simultanea collezione di singole registrazioni, in una trasformazione dei dati per ottenere un collezione simultanea dell'output di filtri applicati all'intero dato multi-canale.

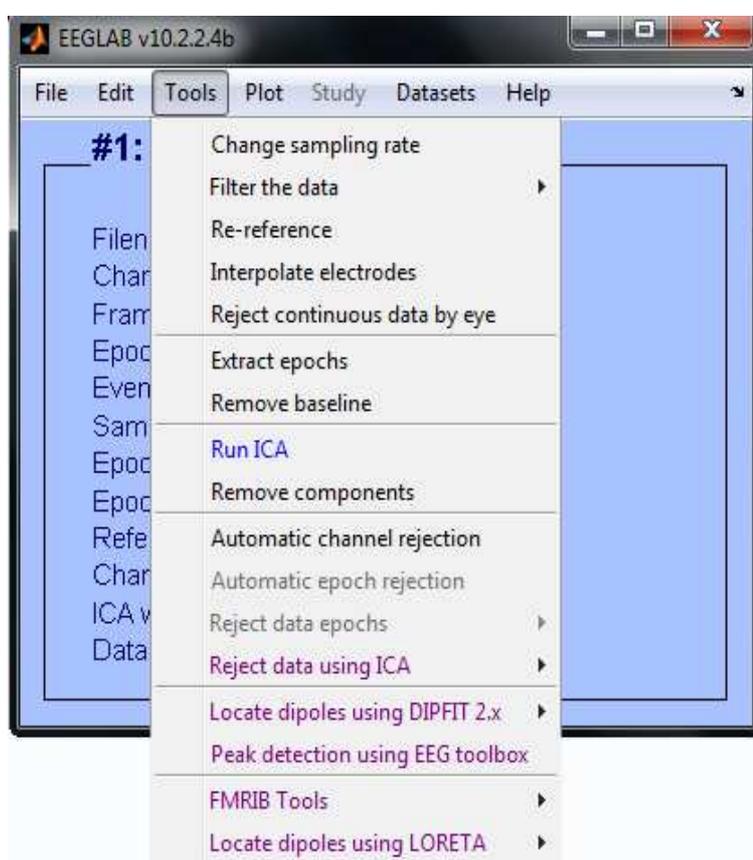


Figura 3.5. Particolare del menù Tools di EEGLAB

Nell'acquisizione originale, ogni riga di dati di ogni canale rappresenta la differenza di potenziale nel dominio del tempo tra la sorgente di quel dato canale e uno o più canali di riferimento. Dopo l'esecuzione di una

decomposizione ICA, ogni riga di dati mostra nel dominio del tempo l'attività di un componente filtrato dal canale dati. (Figura 3.6)

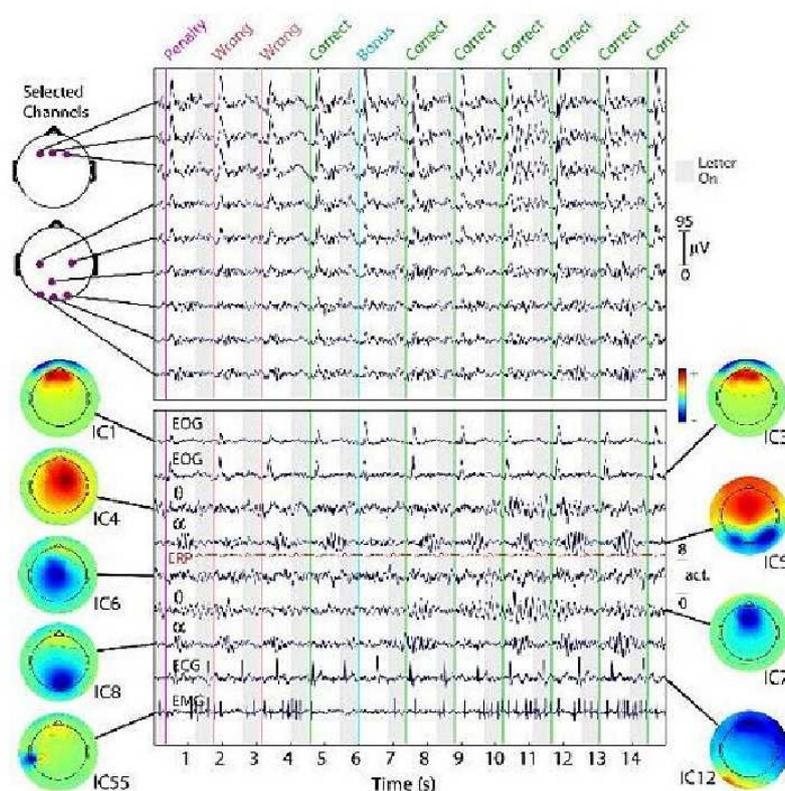


Figura 3.6. L'immagine superiore mostra 15 secondi di EEG dati di 9 (su 100) canali con l'attività di 9 (su 100) componenti indipendenti. Mentre gli elettrodi vicini registrano una sommatoria tra attività cerebrali e non cerebrali, le attività delle componenti ICA (pannello inferiore) sono temporaneamente distinte, anche quando le proprie mappe si sovrappongono. Questo aspetto può essere empiricamente evidenziato prendendo in considerazione, per esempio, IC1 e IC3 per quanto riguarda le differenti fasi oculari negli artefatti da ammiccamento prodotti dal soggetto dopo la visualizzazione di una lettera (sfondo grigio) e nell'udire un segnale di feedback (linee colorate).

Il menù Plot (Figura 3.7) permette all'utente di visualizzare, nei domini del tempo e della frequenza, le forme d'onda relative ai valori acquisiti nel dataset. È possibile costruire mappe di potenziale in cui ogni colore della traccia rappresenta lo spettro dell'attività di un canale di dati.

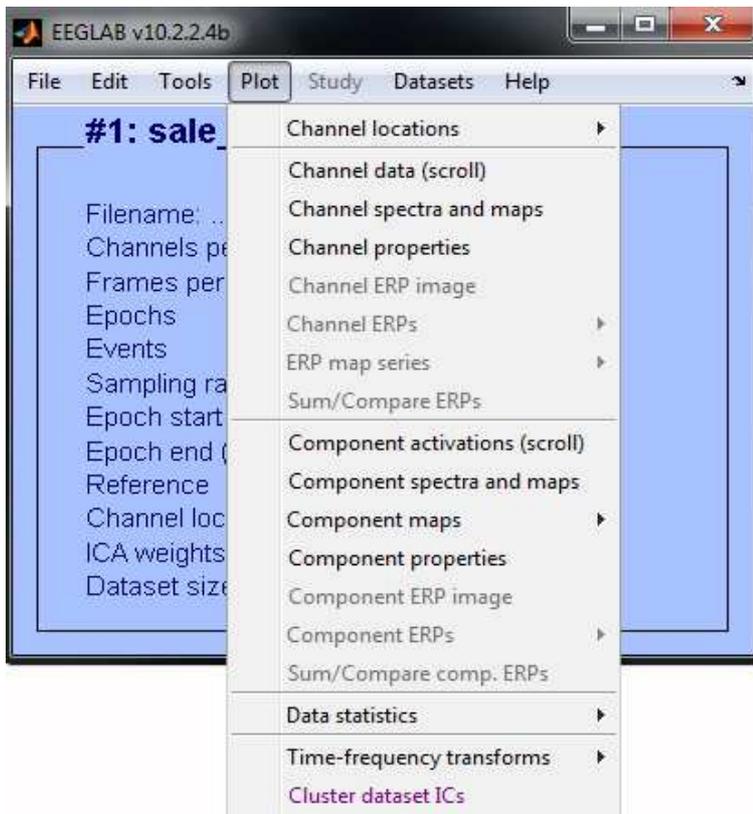


Figura 3.7. Particolare del menù Tools di EEGLAB

Per concludere, gli ultimi tre menù permettono rispettivamente di creare uno studio EEGLAB (Figura 3.2.5), di selezionare il dataset da analizzare (Figura 3.2.6) e di avvalersi della guida e degli aiuti forniti dagli sviluppatori (Figura 3.2.7).

## CAPITOLO 4 - SISTEMI AUTOMATIZZATI

### 4.1 SISTEMA DI ACQUISIZIONE ED ELABORAZIONE DATI

[14][15]

The most significant functions of laboratory instruments are measurement and control. Since the scientist's principal activities are observations under controlled condition, one index of the usefulness of instruments to experimenting psychologists is the extent to which they facilitate the observation, quantification and control of variables relevant to the psychological situation.

[Grings, 1954]

#### a. Introduzione

Nonostante la varietà delle applicazioni e la molteplicità delle possibili scelte progettuali non consentano valide ed esaurienti generalizzazioni, in un sistema di acquisizione ed elaborazione dati si possono comunque individuare elementi funzionali frequentemente ricorrenti. Viene presa in esame quindi la struttura (Fig.4.1) di un ipotetico sistema completo per evidenziare le funzionalità di ciascun blocco e l'interazione tra i blocchi stessi.

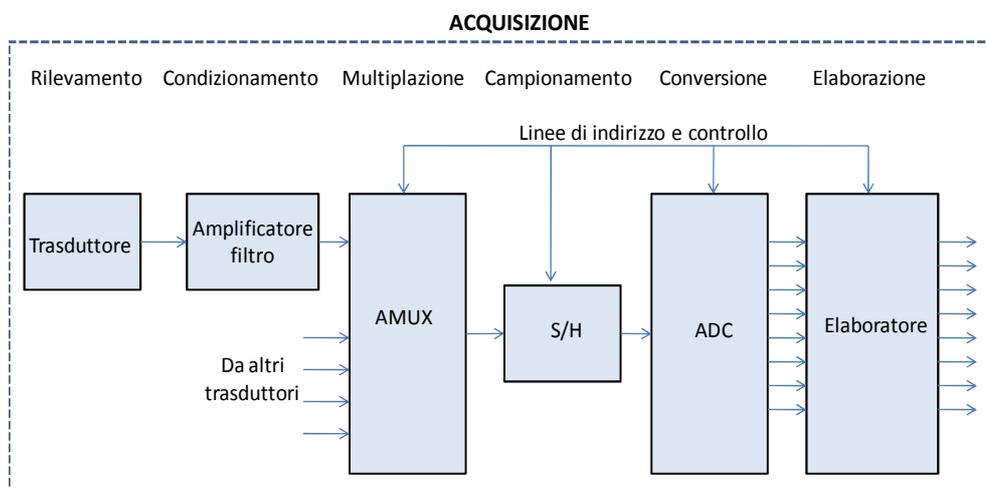


Fig.4.1. Sistema di acquisizione ed elaborazione dati. Fonte [15]

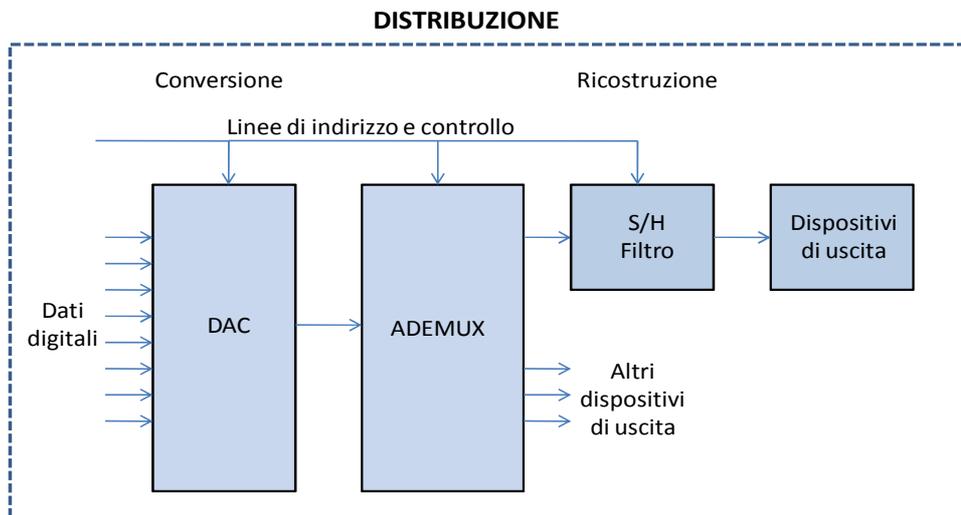


Fig.4.2. Sistema di distribuzione ai dispositivi di uscita. Fonte [15]

Il primo elemento da considerare è il *trasduttore*, la cui funzione tipica è di fornire in uscita una grandezza elettrica di valore proporzionale all'entità o alla variazione della grandezza fisica in esame. I segnali generati da trasduttori devono solitamente essere condizionati in modo che il trasferimento dell'informazione possa avvenire con le caratteristiche di precisione, linearità, immunità al rumore e isolamento elettrico richieste per una data applicazione.

Il blocco circuitale di condizionamento, costituente un'interfaccia tra il circuito di rilevamento e gli altri blocchi, viene generalmente realizzato mediante *amplificatori*, spesso anche molto sofisticati, e *filtri*.

L'elaborazione dei segnali può essere realizzata, tutta o in parte, in forma analogica. Tuttavia, la completa diffusione dei microprocessori e in generale dei sistemi programmabili, fa preferire nella maggior parte dei casi soluzioni di tipo digitale. Pertanto, i segnali analogici, opportunamente condizionati, vengono trattati da *convertitori analogico-digitali* (*ADC: analog to digital converter*); essi forniscono in uscita stringhe di bit che rappresentano numeri proporzionali ai valori del segnale analogico di ingresso.

Parametri molto importanti per i convertitori A/D sono, oltre al numero di bit di uscita, l'escursione massima del segnale in ingresso e il tempo di

conversione, ovvero il tempo richiesto affinché ad un segnale stabile in ingresso corrisponda un valore numerico stabile in uscita.

Si noti che l'elaborazione e il trasferimento di segnali digitali anziché analogici può consentire notevoli semplificazioni circuitali specialmente quando i segnali da trattare sono numerosi (le prestazioni raggiunte sono decisamente superiori per quanto riguarda l'immunità rumore e le derive termiche). L'impiego di dispositivi programmabili consente inoltre di effettuare in modo semplice elaborazioni anche molto sofisticate e di modificare il tipo e parametri dell'elaborazione stessa con una certa facilità, intervenendo opportunamente sul programma.

In figura 4.1, il convertitore A/D è preceduto da due blocchi, il *multiplatore analogico* (*AMUX: analog multiplexer*) e il circuito di *campionamento e mantenimento* (*S/H: Sample and hold*).

Il *multiplexer* seleziona, a seconda del codice presente sulle linee digitali di indirizzo, uno solo dei segnali analogici d'ingresso, trasferendolo in uscita; in tal modo risulta possibile, se il tempo di conversione dell'ADC e la temporizzazione globale del sistema lo consentano, trattare più segnali indipendenti impiegando lo stesso convertitore. Tale risultato richiede necessariamente una temporizzazione e sequenzialità dei segnali molto precisa.

Il circuito *Sample and hold* risponde alle esigenze di campionare, in un tempo relativamente breve, il segnale analogico da convertire e di mantenerlo stabile per tutta la durata della conversione.

Il blocco indicato come *elaboratore*, rappresenta dispositivi di varia complessità: potrebbe trattarsi di un processore che memorizzi i dati o effettui elaborazioni sofisticate su di essi. In ogni caso, dovranno essere previste le opportune interfacce e le linee di controllo per l'acquisizione di dati digitali.

Analogamente, in ricezione, i dati digitali forniti dall'elaboratore vengono riconvertiti in forma analogica dal *convertitore digitale-analogico* (*DAC: Digital to analog converter*).

Il segnale di uscita del DAC viene inviato all'ingresso di un *demultiplatore analogico* (*A-DEMUX: Analog demultiplexer*) che lo trasferisce all'uscita selezionata dal codice presente sulle linee di indirizzo.

Infine, saranno presenti circuiti S/H e filtri che consentano un'adeguata ricostruzione dei segnali analogici dopo la fase di conversione e distribuzione.

### **b. Trasduttori: caratteristiche e parametri**

In un sistema di acquisizione dati, i *trasduttori* sono dispositivi che forniscono in uscita una grandezza elettrica funzione della grandezza fisica da rilevare. La varietà di trasduttori (o sensori) è molto ampia ed eterogenea. Essi possono essere classificati considerando la grandezza fisica che sono in grado di rilevare, la grandezza elettrica che forniscono in uscita oppure il principio fisico su cui si basa il loro funzionamento.

Un altro tipo di suddivisione comune è quella che distingue i *trasduttori attivi*, o *autogenerativi*, da quelli *passivi*. I trasduttori passivi per essere utilizzati richiedono una sorgente d'alimentazione esterna, chiamata *eccitazione*, mentre quelli attivi generano autonomamente un segnale di tensione o di corrente.

Per la scelta e l'impiego di qualsiasi trasduttore occorre solitamente tener conto di alcuni parametri e caratteristiche generali.

- *Funzione di trasferimento*. Indica la relazione tra la grandezza da rilevare e la grandezza d'uscita del trasduttore; tale relazione può essere descritta da un'espressione matematica, da una tabella di valori, da una curva teorica o sperimentale.
- *Linearità*. Si intende la proporzionalità tra l'andamento del fenomeno reale e l'uscita del trasduttore. *L'errore di non linearità* indica lo scarto massimo tra la curva di trasferimento reale e la retta che la interpola.

- *Sensibilità*. Esprime il rapporto tra la variazione della grandezza di uscita e la corrispondente variazione della grandezza fisica in ingresso.
- *Errore di misura*. Rappresenta la differenza tra il valore reale di una certa grandezza e il valore misurato. Oltre a comprendere *l'errore di calibrazione*, che può generalmente essere annullato con un'opportuna regolazione, ed oltre a dipendere dalla linearità della funzione di trasferimento, esso tiene conto di errori causati da imperfezioni costruttive, da condizioni ambientali non ottimali, da variazioni termiche o di alimentazione. I costruttori specificano gli errori indicando in tabelle, i valori massimi in determinate condizioni oppure riportando le curve di massima deviazione (*bande di errore*).
- *Caratteristiche dinamiche*. Specificano il comportamento del trasduttore quando la grandezza da misurare compie brusche variazioni. I parametri utilizzati per definire le prestazioni dinamiche sono, a seconda dei casi, la *costante di tempo*, il *tempo di risposta*, il *tempo di salita*, espressi in forma numerica o grafica. Quando si presume che la grandezza in esame vari con andamento di tipo sinusoidale vengono riportati i diagrammi di risposta in frequenza.
- *Segnale di uscita*. È il fattore che maggiormente influisce sulle scelte progettuali di ogni sistema di misura. Diverse sono le esigenze di condizionamento e conversione a seconda che il trasduttore fornisca in uscita un segnale digitale o un analogico.

**c. Condizionamento del segnale (amplificatori, filtri, moduli funzionali, precauzioni contro le interferenze)**

Il termine *condizionamento* viene utilizzato per indicare un'ampia gamma di operazioni che si rendono necessarie al fine di ottimizzare le prestazioni del sistema di acquisizione.

L'opportunità di inserire nel circuito di condizionamento un amplificatore con determinate caratteristiche o, di adottare particolari tecniche per limitare disturbi, o di linearizzare un segnale prima di presentarlo al convertitore, deve essere valutata prendendo in considerazione diversi fattori. Si esamineranno ora i principali circuiti solitamente impiegati per il condizionamento.

### Amplificatori

I segnali forniti dai trasduttori sono in genere di ampiezza modesta mentre i convertitori sono in grado di convertire tensioni dell'ordine di volt (con valori di fondo scala  $V_{FS} = 5 - 10 \text{ V}$ ); conviene pertanto provvedere ad una adeguata amplificazione del segnale in modo che la sua escursione sia compatibile con i valori di tensione ammessi dal convertitore e si avvicini al valore della tensione di fondo scala. In questo modo si sfrutta appieno la risoluzione del convertitore ottenendo una migliore precisione ed una maggiore sensibilità del sistema di acquisizione complessivo.

L'amplificatore deve essere caratterizzato da elevata resistenza di ingresso ( $10 - 50 \text{ M}\Omega$ ) in modo da non caricare il circuito del trasduttore mentre l'impedenza di uscita deve essere scelta in modo da produrre in output un segnale che sia la replica esatta amplificata del segnale di ingresso.

In molti casi inoltre, occorre traslare il livello del segnale del trasduttore, ovvero sommare ad esso un *offset* positivo o negativo, per adeguare la polarità del segnale a quella ammessa dal convertitore o per compensare eventuali livelli indesiderati di tensione continua. Questi problemi possono essere risolti utilizzando amplificatori differenziali integrati, chiamati *amplificatori da strumentazione* la cui struttura base è illustrata in Figura 4.3..

L'uso di amplificatori da strumentazione offre, un significativo miglioramento delle prestazioni generali (basse correnti di

polarizzazione, ridotta tensione di offset, ecc.) anche rispetto ai problemi di deriva termica.

Per applicazioni in cui siano presenti tensioni di modo comune molto elevate occorre spesso impiegare amplificatori speciali chiamati *amplificatori di isolamento*. In particolare essi sono indispensabili nelle applicazioni, come quelle elettromedicali, in cui è necessario mantenere un sicuro isolamento tra una circuiteria connessa al punto di prelievo del segnale (ad esempio il paziente sotto esame) e la circuiteria connessa al resto del sistema (alimentazione ed elaborazione). In questi sistemi il blocco circuitale di ingresso viene galvanicamente isolato dallo stadio di uscita e dal blocco di alimentazione. Tale isolamento è ottenuto con accoppiamento a trasformatore o mediante accoppiamento ottico.

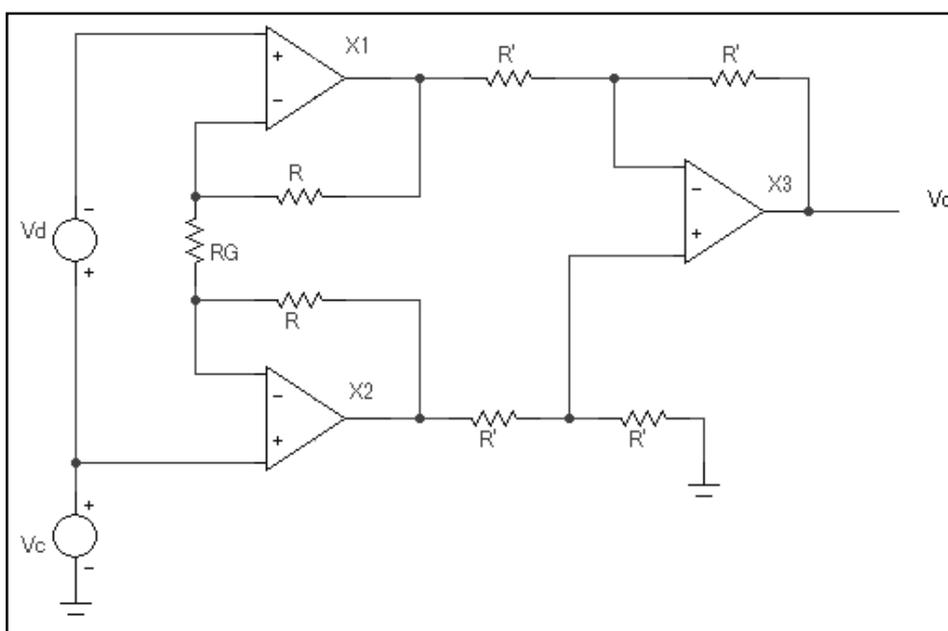


Figura 4.3. Struttura di amplificatore da strumentazione. In questo caso la tensione di uscita  $V_o$  è pari a:  $V_o = \left(1 + \frac{2R}{R_G}\right) V_d$

Nel caso in cui vengano richiesti stadi multipli di elaborazione del segnale, come accade spesso nel caso della ricerca psicofisiologica, tutti i componenti a massa di un singolo stadio dovrebbero esser referenziati ad un singolo punto di massa, preferibilmente all'inizio dello stadio di input. Nel momento in cui vengono utilizzate più masse, si creano nel

circuito dei percorsi di correnti attraverso le strutture metalliche, chiamati *ground-loop* (Figura 4.4). Notevoli *ground-loop* di corrente introducono il fenomeno del *cross-talk* (segnale indesiderato che si inserisce tra i vari stadi) che può mascherare il segnale utile.

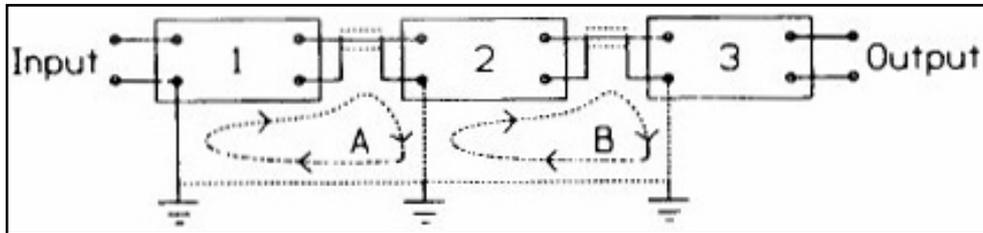


Figura 4.4. Circuiti *ground-loop* risultanti dall'uso di multiple masse in multipli stadi di elaborazione del segnale. Fonte: [19]

Una tra le tipologie di amplificatori più note, impiegata soprattutto nel caso di biosegnali, riguarda gli *amplificatori differenziali*. Questi sono dispositivi di elaborazione che selettivamente amplificano la differenza di potenziale tra i due ingressi e risultano utili quando l'ampiezza dei segnali è piccola rispetto al rumore elettrico ambientale. La qualità di un amplificatore differenziale è legata alla capacità con la quale quest'ultimo elimina o attenua le componenti comuni ad entrambi gli ingressi. L'effetto di un amplificatore differenziale è mostrato in figura 4.5.

Non è possibile per un amplificatore differenziale eliminare completamente le componenti comuni ma vi è un parametro che ne quantifica la bontà in questo senso, il CMRR (Common Mode Rejection Ratio). Si tratta di un indice adimensionale del livello di attenuazione del segnale di modo comune raggiunta. Per rilevazioni di EEG, EMG e EKG, i parametri di CMRR raccomandati sono tra i 90 – 130 dB.

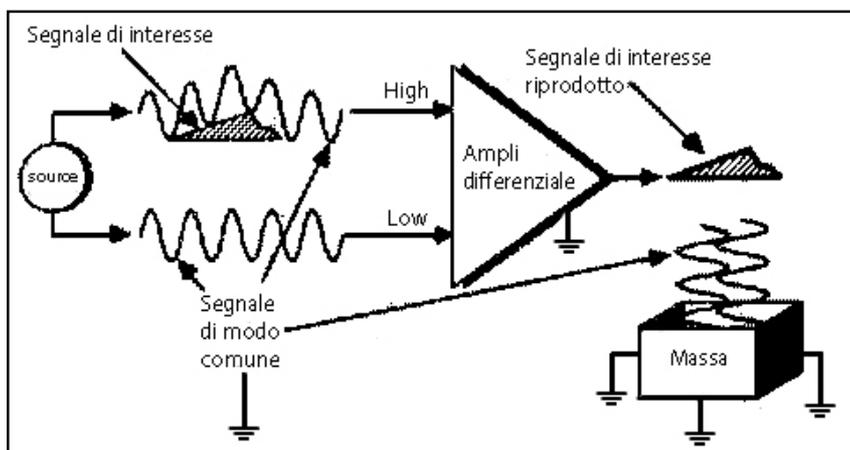


Figura 4.5. Amplificatore differenziale utilizzato per la reiezione del segnale di modo comune tra due elettrodi. Fonte: [19]

Indipendentemente dalla tecnica di amplificazione impiegata, ogni processo di amplificazione del segnale introduce una *distorsione*. Tuttavia, la distorsione più evidente interessa il sensore di acquisizione più che l'amplificatore. Se l'amplificatore introduce una distorsione maggiore dell'1%, tale comportamento è spesso imputabile ad un improprio adattamento di impedenze tra due o più stadi di amplificazione. Con i circuiti integrati modulari presenti in commercio, la distorsione indotta dall'amplificatore è trascurabile.

## Filtri

Nei sistemi di acquisizione dati, i filtri sono principalmente di tipo passa-basso. Infatti, mentre i segnali forniti dai trasduttori solitamente sono lentamente variabili, con larghezza di banda spesso inferiore a 10 Hz, i disturbi che ad essi si sovrappongono sono generalmente di frequenza maggiore. Inoltre, operando su segnali che dovranno essere campionati e convertiti in forma digitale, è quasi sempre necessario limitarne la banda di frequenza al valore che effettivamente interessa; la banda dovrà comunque essere limitata ad un valore inferiore alla metà della frequenza di campionamento al fine di evitare un'errata acquisizione del segnale (*aliasing* del segnale).

È anche comune l'impiego di filtri elimina banda, ad esempio il filtro a doppio T per eliminare i disturbi alla frequenza di rete, e,

occasionalmente, di filtri passa-banda o filtri passa-alto, ad esempio per eliminare errori dovuti alle correnti di polarizzazione degli amplificatori.

La scelta del filtro dovrà essere effettuata tenendo conto della risposta e della pendenza desiderate, del tipo di segnale, della sua frequenza e dell'errore che il filtro stesso introduce nel segnale.

Anche la frequenza di taglio dovrà essere scelta in modo da ottimizzare le prestazioni; in un filtro passa-basso dovrà essere più bassa possibile ma tale da consentire il trasferimento del segnale con un errore accettabile.

### Moduli funzionali

I moduli funzionali comprendono una vasta schiera di componenti integrati monolitici e di moduli ibridi che possono essere utilizzati per effettuare diverse forme di elaborazione dei segnali analogici. L'inserimento di moduli funzionali nei sistemi di acquisizione dati può in molti casi alleggerire l'unità di elaborazione digitale centrale di alcune procedure. Tra le funzioni che possono essere implementate in forma analogica vi sono:

- La moltiplicazione e la divisione di segnali, l'elevamento a potenza, l'estrazione di radice quadrata, realizzabile mediante moduli *moltiplicatori e divisori* connessi secondo configurazioni opportune.
- Il calcolo del valore efficace di segnali, realizzato dai *convertitori RMS-DC*.
- La compressione logaritmica su segnali con ampia escursione di valori, la linearizzazione di segnali forniti da trasduttori con risposta esponenziale, il calcolo analogico del logaritmo, realizzabile mediante gli *amplificatori logaritmici*.

Alcune di queste funzioni possono essere realizzate anche mediante semplici amplificatori operazionali nelle configurazioni opportune; in generale però, le tolleranze dei componenti discreti da inserire, le correnti di offset e di perdita e le derivate termiche rendono tali circuiti assai imprecisi e instabili.

## Precauzioni contro le interferenze

Trattando segnali di piccola ampiezza come quelli forniti dai trasduttori, il problema delle interferenze dei disturbi che si sovrappongono al segnale utile diventa di primaria importanza. Le interferenze possono essere di varia natura: possono nascere dalla circuiteria stessa del trasduttore, derivare dalla struttura del sistema di acquisizione complessivo o provenire dal mondo esterno.

Nel collegamento di un trasduttore con i circuiti di condizionamento possono crearsi, a causa del contatto di materiali diversi, forze elettromotrici indesiderate. Occorre quindi disporre i collegamenti in modo che queste eventuali f.e.m. si compensino vicendevolmente.

In generale, occorre poi minimizzare le differenze di temperatura tra le varie parti circuitali disponendo con attenzione i componenti, separando i circuiti a bassa potenza da quelli ad alta dissipazione ed inserendo eventualmente opportuni isolamenti termici e dissipatori.

Tra le varie forme di interferenza particolarmente insidiose vi sono quelle di origine elettrostatica ed elettromagnetica. Variazioni di campo elettromagnetico prodotte da dispositivi e circuiti esterni possono dare origine, attraverso le capacità e induttanze parassite, all'insorgere di disturbi sulle linee percorse dal segnale. Occorre innanzitutto prendere tutte le misure affinché il circuito che tratta il segnale sia il più possibile lontano dalle fonti di interferenze quali linee di potenza, motori, trasformatori, lampade fluorescenti, ecc. Si possono poi ridurre i disturbi di tipo elettrostatico disponendo intorno ai conduttori percorsi da segnale, schermi di materiale conduttore, connessi a massa in un punto che catturino le cariche elettrostatiche e le convolino massa.

I disturbi di origine magnetica vengono di solito ridotti intrecciando i due conduttori del segnale (*twisted pair*, doppino); gli effetti induttivi che si manifestano sulle varie spire così formate vengono in questo modo ad autocompensarsi. Infine, la schermatura realizzata con materiali

ferromagnetici, dovendo essere molto spessa e quindi poco pratica, è scarsamente utilizzata.

#### d. **Campionamento e sample/hold**

La conversione analogico-digitale di un segnale è il processo che permette la trasformazione del segnale dalla forma analogica alla forma digitale. Consta di due fasi fondamentali: il campionamento e la quantizzazione

Il *campionamento* è l'operazione che consiste nel prelevare a intervalli di tempo regolari (definiti da un *clock di campionamento* che ne determina la frequenza), dei valori di ampiezza assunti dal segnale analogico ingresso. I valori prelevati vengono denominati *campioni*.

Lo scopo del campionamento è quello di generare un segnale, detto segnale campionato, che sia codificabile senza ambiguità, infatti, un generico circuito di conversione analogico - digitale trasforma un singolo valore di ampiezza, cioè un campione, in una sequenza di n-bit.

Il teorema da rispettare nella fase del campionamento, affinché non si verificino distorsioni, è il *Teorema di Shannon* che afferma quanto segue:

Dato un segnale analogico a banda limitata, cioè avente una frequenza massima nota, è possibile campionare tale segnale e ricostruire da esso il segnale di partenza, senza alcuna distorsione, purché siano soddisfatte due condizioni:

1. La durata di un campione sia infinitesima, in modo tale da prelevare senza ambiguità un solo valore alla volta del segnale in ingresso;
2. la frequenza di campionamento sia almeno doppia rispetto alla frequenza massima del segnale analogico:

$$f_c \geq 2f_{max}$$

Nel caso in cui non risulti soddisfatta la seconda condizione del teorema del campionamento, gli spettri dei termini componenti il segnale campionato si sovrapporrebbero, andandosi a sommare parzialmente. Risulterebbe così impossibile la ricostruzione in ricezione del segnale originale in quanto quest'ultimo sarebbe affetto da una distorsione, denominata *distorsione da spettro adiacente*.

#### Circuiti di sample/hold

Il processo di conversione A/D ha per oggetto i campioni del segnale; occorre quindi passare dal segnale continuo nel tempo presente all'ingresso ad una serie di campioni, prelevati ad istanti di tempo ben determinati. Inoltre, i convertitori A/D in genere richiedono che il segnale analogico rimanga costante per tutta la durata dell'operazione di conversione (tempo di conversione). Queste due funzioni, campionamento (*sample*) del segnale di ingresso e suo mantenimento (*hold*) ad un valore costante, sono assolte dal modulo di sample and hold (generalmente abbreviato S/H).

#### Funzione di trasferimento

Un modulo S/H ha due ingressi: uno riceve il segnale analogico  $V_i$ , continuo nel tempo, che deve essere campionato, l'altro, un segnale di comando binario  $S$  il cui stato indica l'operazione da eseguire sul segnale analogico.

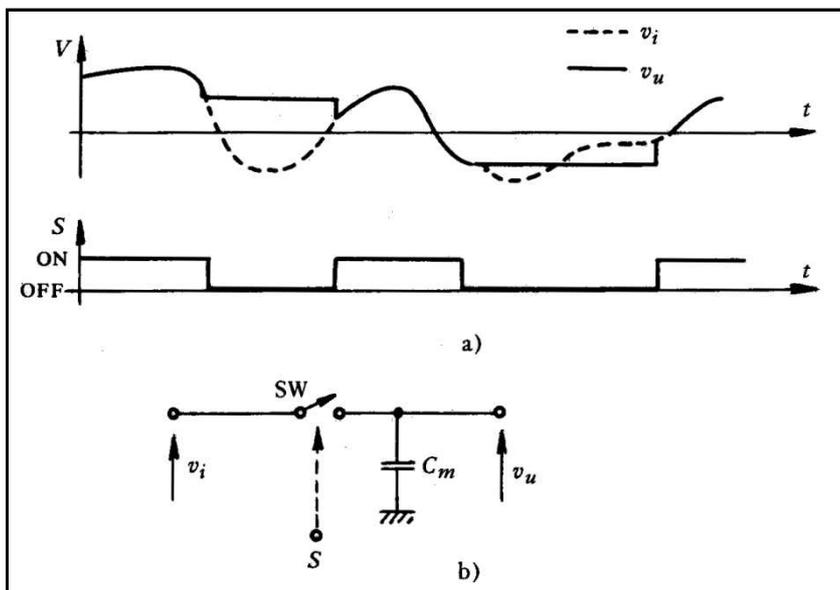


Figura 4.6. Operazione di campionamento e mantenimento (S/H). Fonte: [14]

- a) Diagramma temporale
- b) Schema elettrico di principio

Uno schema di principio e il comportamento di un S/H ideale sono riportati in figura 4.6; si fa riferimento a questo semplice circuito per definire le caratteristiche di un S/H.

Il modulo può assumere due stati in corrispondenza delle due posizioni dell'interruttore SW.

- *Sample*(SW chiuso): Il segnale di ingresso  $V_i$  viene riportato all'uscita, eventualmente moltiplicato per un guadagno  $A_s$ . Nello schema di principio di figura 4.6, questo guadagno è unitario (verrà preso come riferimento il caso in cui  $A_s=1$ ). In fase di sample si ha quindi  $V_u(t) = V_i(t)$ .
- *Hold*(SW aperto): Il segnale di uscita viene mantenuto al valore che ha all'istante ( $t_0$ ) in cui il segnale di comando passa da sample ad hold. In fase di hold si ha quindi  $V_u(t) = V_u(t_0) = V_i(t_0)$ . Durante la fase di sample, in realtà, il modulo esegue un inseguimento (tracking) del segnale di ingresso (la denominazione corretta sarebbe quindi "Track/Sample/Hold").

Naturalmente, il comportamento reale dei circuiti di S/H si discosta da quello sopra definito a causa di errori di vario tipo. Dal punto di vista funzionale (analizzando cioè il comportamento esterno

indipendentemente dalla realizzazione circuitale), si possono individuare tipi di errori ben definiti, corrispondenti a quattro situazioni di funzionamento:

1. Stato di *sample*. Fig. 4.7 (a);
2. passaggio da *sample* a *hold*. Fig. 4.7 (b);
3. stato di *hold*. Fig. 4.7 (c);
4. passaggio da *hold* a *sample*. Fig. 4.7 (d).

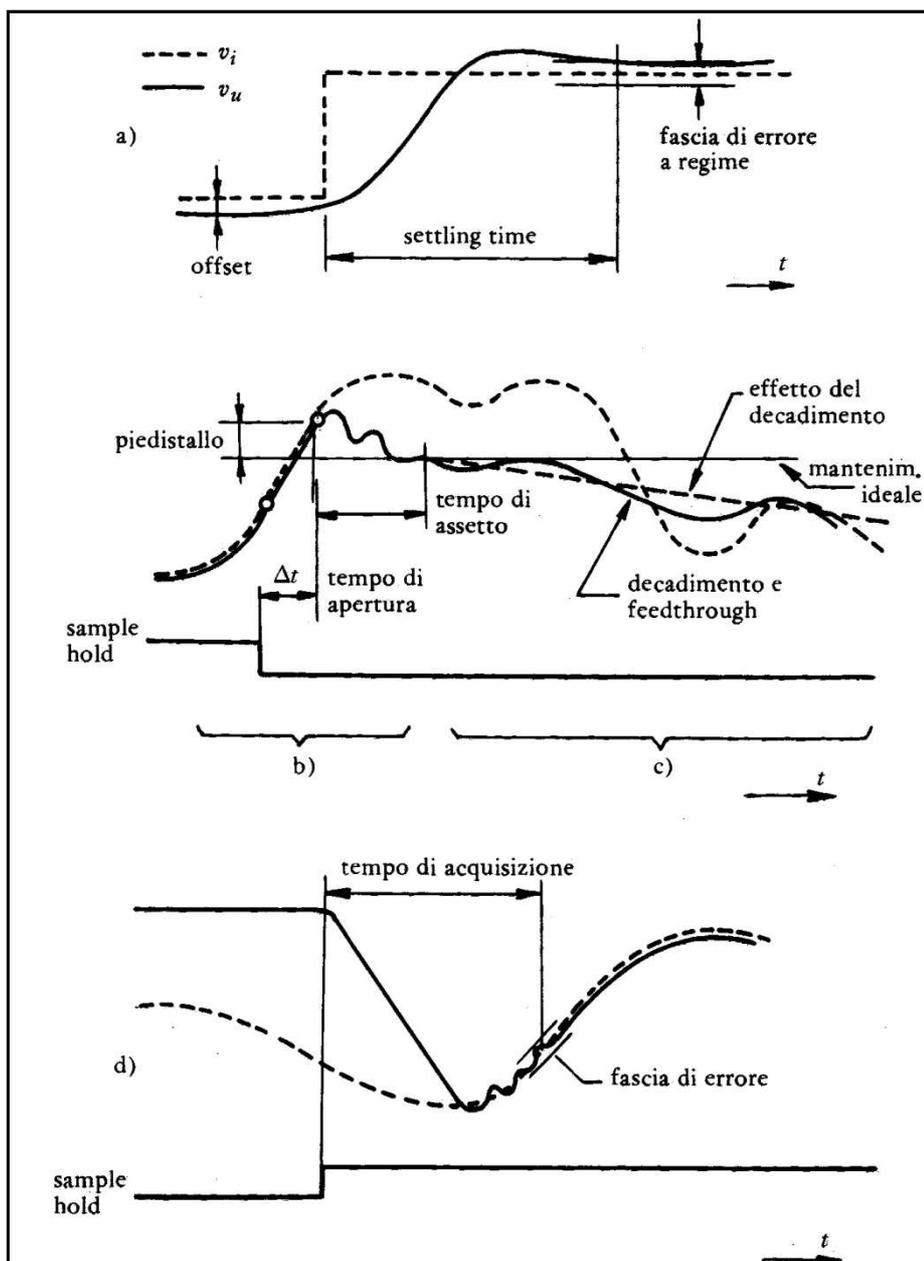


Figura 4.7. Errori nelle diverse fasi operative di un S/H. Fonte: [14]

### Errori in fase di sample

Nello stato di sample, il S/H di figura 4.6 diventa una connessione diretta; più in generale il modulo si comporta come un amplificatore lineare. Si possono configurare quindi errori di offset e di guadagno (se recuperati mediante taratura rimangono solo errori di deriva), in aggiunta ad eventuali errori di non-linearità.

Oltre a questi, si producono errori dinamici in fase di transitorio, in parte intrinseci nella struttura del circuito (il gruppo interruttore e condensatore di mantenimento è assimilabile ad una cella RC passa-basso), in parte dovuti alle limitazioni di banda e di slew rate degli elementi attivi.

### Errori nel passaggio da sample a hold

Nel passaggio da sample a hold, idealmente l'interruttore dovrebbe immediatamente aprirsi ed il condensatore conservare indefinitamente la carica presente all'istante precedente l'apertura. In pratica, si nota un transitorio (Figura 4.7b), nel quale sono ben individuabili alcuni errori, perlopiù indipendenti dal segnale di ingresso.

Innanzitutto il cambiamento di stato dei segnali di comando richiede tempo per propagarsi ed agire effettivamente sull'interruttore, di conseguenza l'interruttore si aprirà con un ritardo, denominato *tempo di apertura*. Questo ritardo determina un errore sull'asse delle ampiezze; il valore del campione non corrisponde al segnale all'istante  $t_0$  voluto, ma a quello presente ad un istante  $t_0 + \Delta t$ .

Se il tempo di apertura fosse noto e costante, non causerebbe problemi ma ciò che determina un errore non recuperabile è il *jitter di apertura*, ovvero la variazione non predicibile del ritardo. Per quantificare questo errore, il tempo di apertura deve essere specificato come valore massimo e minimo, o come valore medio e jitter.

Indicando con  $SR_m$ , lo slew rate massimo del segnale di ingresso, ad un errore temporale  $\varepsilon_t$  corrisponderà un errore sul valore del campione pari a:

$$\varepsilon_v = \varepsilon_t SR_m$$

All'atto dell'apertura si ha poi una variazione della carica presente sul condensatore di mantenimento, che determina un errore di *pedestallo*, ovvero una variazione della tensione di uscita  $\Delta V_{up}$ . Contemporaneamente si innesca un transitorio (dominato dalla coppia di poli a frequenza più bassa nella funzione di trasferimento), e la tensione di uscita si porta così a regime (cioè entro una determinata fascia di errore) con un ritardo detto *tempo di assetto* (*settling time*). Il valore del tempo di assetto dipende dall'ampiezza della fascia di errore tollerata, cioè dalla precisione richiesta al S/H.

#### Errori in fase di hold

Una volta che circuito si è stabilizzato in fase di hold, la tensione di uscita subisce ancora delle fluttuazioni, causate da tre fenomeni:

1. variazioni lente della carica presente sul condensatore di mantenimento (perdite del dielettrico, dell'interruttore, ecc.); questo fenomeno viene indicato come *decadimento* (*fading*);
2. imperfetto isolamento, cioè trasferimento all'uscita di una parte del segnale d'ingresso, denominato *feedthrough*;
3. redistribuzione delle cariche nel condensatore di mantenimento, denominato *assorbimento dielettrico*.

Il massimo errore ammissibile per decadimento è legato alla precisione ed al tempo di conversione del convertitore A/D posto a seguito del S/H. La variazione durante il tempo di conversione deve essere inferiore ad  $\frac{1}{2}$  LSB.

Il feedthrough e l'errore di assorbimento ammessi dipendono invece solo dalla precisione (numero di bit) richiesta.

#### Errori nel passaggio da hold a sample

Per tornare in fase di sample, l'uscita deve assumere un valore corrispondente al valore corrente del segnale d'ingresso; questo comporta una variazione a gradino e quindi un transitorio.

Viene definito *tempo di acquisizione* il tempo che intercorre dal comando di sample al momento in cui l'uscita si porta entro una fascia di errore assegnata attorno al valore di regime (quest'ultimo parametro dipende dal segnale di ingresso: se  $A_s = 1$ ,  $V_u = V_i$ ).

È possibile prelevare un nuovo campione, ovvero tornare in fase di hold, solo una volta terminato il tempo di acquisizione.

Il tempo di acquisizione dipende dalle caratteristiche dinamiche (banda e slew rate) del circuito e deve essere specificato per una determinata precisione del sistema di conversione.

<b>Fase</b>	<b>Errori statici (costanti)</b>	<b>Errori dinamici <math>\epsilon = \epsilon(t)</math></b>
Sample	Offset, guadagno, non-linearità	Limiti di banda, slew rate
Sample to Hold	Tempo di apertura, jitter di apertura, piedestallo	Tempo di assetto
Hold	Assorbimento dielettrico	Decadimento, feedthrough
Hold to Sample		Tempo di acquisizione

Tabella 4.1. Casistica completa degli errori di sample and hold. Fonte: [14]

### **e. Quantizzazione**

Il processo di digitalizzazione dei segnali analogici introduce il concetto di *quantizzazione*. Infatti, mentre un segnale analogico può assumere infiniti valori in un campo continuo, la sua rappresentazione digitale può assumere soltanto un numero finito di valori discreti. Gli infiniti valori del segnale analogico devono pertanto essere quantizzati ovvero raggruppati in un certo numero di fasce delimitate da livelli fissi, detti livelli di quantizzazione; a ciascuna fascia di valori analogici corrisponderà un valore digitale.

La distanza fra due livelli di quantizzazione contigui costituisce il passo di quantizzazione  $Q$ , a cui corrisponde il valore del bit meno significativo (*LSB: Least Significant Bit*).

Un dato digitale ad  $n$  bit può esprimere  $2^n$  valori; il valore digitale  $2^n$  viene pertanto associato al valore di fondo scala (*FS o FSR: Full Scale Range*) della grandezza analogica. Conseguentemente, il valore analogico corrispondente al bit meno significativo sarà pari a  $FS/2^n$ .

L'errore  $\varepsilon$  che si commette nel processo di quantizzazione, con livelli opportunamente posizionati, è sempre inferiore o uguale a  $\varepsilon \leq \pm \frac{1}{2} LSB$ .

In un ADC i valori digitali di uscita non riproducono dunque fedelmente il segnale di ingresso ma ne propongono una rappresentazione approssimata, tanto più precisa quanto minore è il passo di quantizzazione  $Q$ .

Il numero di bit di uscita di un convertitore A/D, così come il numero di bit di ingresso di un convertitore D/A, viene generalmente chiamato *risoluzione*, poiché indica implicitamente qual è la minima variazione del segnale di ingresso che può essere rivelata in uscita (pari a  $FS/2^n$  per un convertitore ad  $n$  bit).

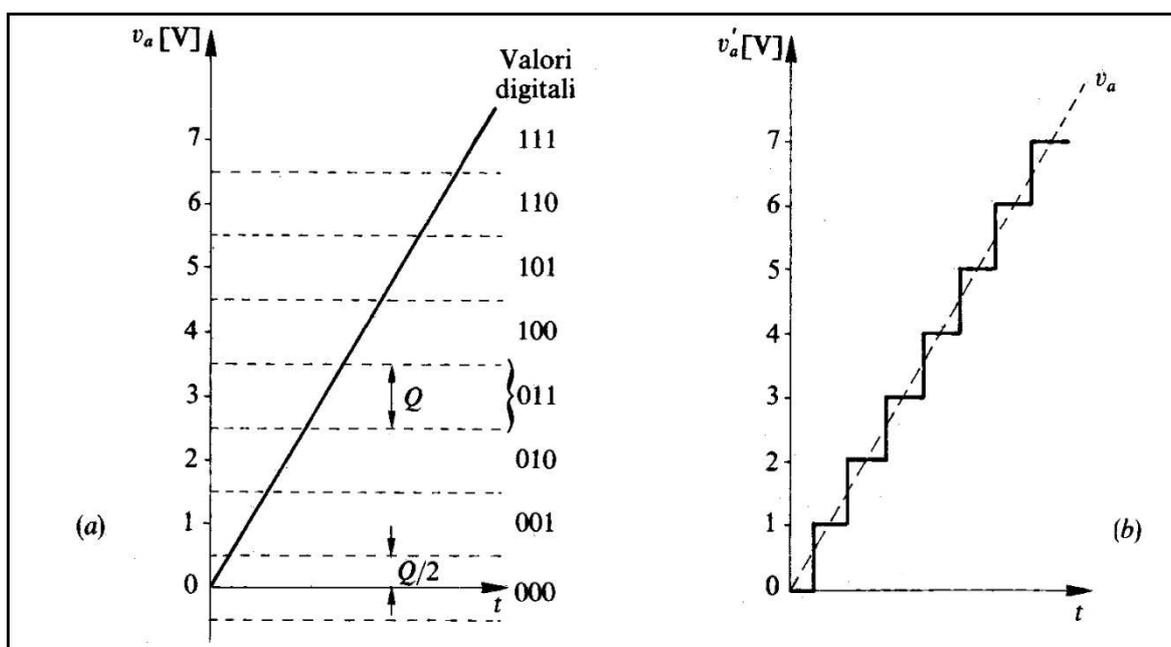


Figura 4.8. (a) Segnale a rampa e valori digitali corrispondenti con  $\varepsilon \leq \pm \frac{1}{2} LSB$ . (b) Segnale riconvertito. Fonte: [15]

## f. Codifica

I dati digitali forniti dai convertitori A/D, così come quelli accettati in ingresso dai convertitori D/A, sono caratterizzati, oltre che dal numero di bit, da altri parametri, quali il codice, il formato o i livelli di tensione che condizionano inevitabilmente la scelta e l'uso dei convertitori stessi.

### Codici

Il codice più frequentemente utilizzato nella conversione dei segnali unipolari è il binario naturale, secondo il quale un numero intero  $N$  ad  $n$  bit è espresso dalla relazione:

$$N = b_{n-1} * 2^{n-1} + b_{n-2} * 2^{n-2} + \dots + b_1 * 2^1 + b_0 * 2^0$$

Il bit più significativo (*MSB: Most Significant Bit*) ha peso  $2^{n-1}$  mentre il meno significativo (*LSB*) ha peso  $2^0$ .

Un altro codice frequentemente usato è il BCD (*Binary Coded Decimal*) per il quale ogni cifra del numero decimale è rappresentata da un gruppo di quattro bit codificati secondo il sistema binario naturale (cifra BCD); ogni gruppo ha a sua volta un peso: partendo dalla cifra BCD più significativa, il peso è pari a 1/10, 1/100, 1/1000... del fondo scala. Ovviamente il codice BCD permette, a parità di numero di bit una risoluzione effettiva ( $FS/10^d$  per un dato in codice BCD a  $d$  cifre) inferiore a quella consentita dal codice binario naturale ( $FS/2^n$  per un dato in binario a  $n$  bit).

Nei convertitori A/D simultanei, che effettuano conversioni continue e molto veloci, viene spesso impiegato il *codice Gray*. Infatti, poiché con questo codice la transazione da un valore digitale al successivo, o al precedente, implica la commutazione di un solo bit, l'eventuale lettura di un dato digitale effettuata in un istante in cui uno dei bit stia ancora commutando, non sarà affetta da un errore maggiore di un LSB.

## Formato

Generalmente i dati digitali sono disponibili all'uscita dei convertitori A/D e sono presentati all'ingresso dei convertitori D/A in formato *parallelo*, ovvero, su n linee, una per ogni bit della parola.

L'esigenza di trasmettere dati a distanza utilizzando per essi una sola linea, così come la necessità di disporre di una risoluzione elevata mantenendo limitato il numero di terminali dell'integrato, ha favorito la diffusione del formato seriale.

Talvolta infine, i dati vengono forniti o acquisiti in formato *byte-seriale*. Ciò significa che, riferendosi ad esempio ad un ADC, se il dato originale è costituito da 12 bit, esso può essere scomposto in 2 byte, uno da 8 bit e l'altro con 4 bit significativi, che vengono presentati in successione su otto linee. Questa tecnica è molto vantaggiosa quando vi è la necessità di collegare le uscite di un ADC al bus dati di un microprocessore a 8 bit.

## Livelli elettrici.

I convertitori disponibili in commercio presentano sulle linee digitali livelli di tensione e corrente piuttosto vari, dipendenti dalla tecnologia costruttiva (TTL, ECL, CMOS, MOS, I<sup>2</sup>L) e dalla struttura circuitale e rispondenti a diverse esigenze di velocità, consumo, fan-out, immunità al rumore, ecc.

## **g. Multiplazione**

Nei casi in cui più segnali debbano essere acquisiti da un unico sistema di elaborazione o di trasmissione, si deve ricorrere a tecniche di *multiplazione* per presentare ad esso, sequenzialmente o con cadenza determinata dalle esigenze applicative, i dati digitali relativi a ciascun segnale.

## Multiplazione analogica

Una prima soluzione è illustrata schematicamente in figura 4.9(a) e prevede l'uso di un solo convertitore A/D alimentato dall'uscita di un multiplexatore analogico (AMUX: *analog multiplexer*). Questa tecnica è adatta quando la frequenza dei segnali da trattare è ridotta e quindi anche la frequenza di campionamento di ciascun segnale può essere bassa.

Il circuito di un multiplexer analogico può essere visto come un commutatore unipolare a più vie, in cui il polo comune è connesso all'ingresso di un buffer con elevata impedenza di ingresso e bassa impedenza di uscita.

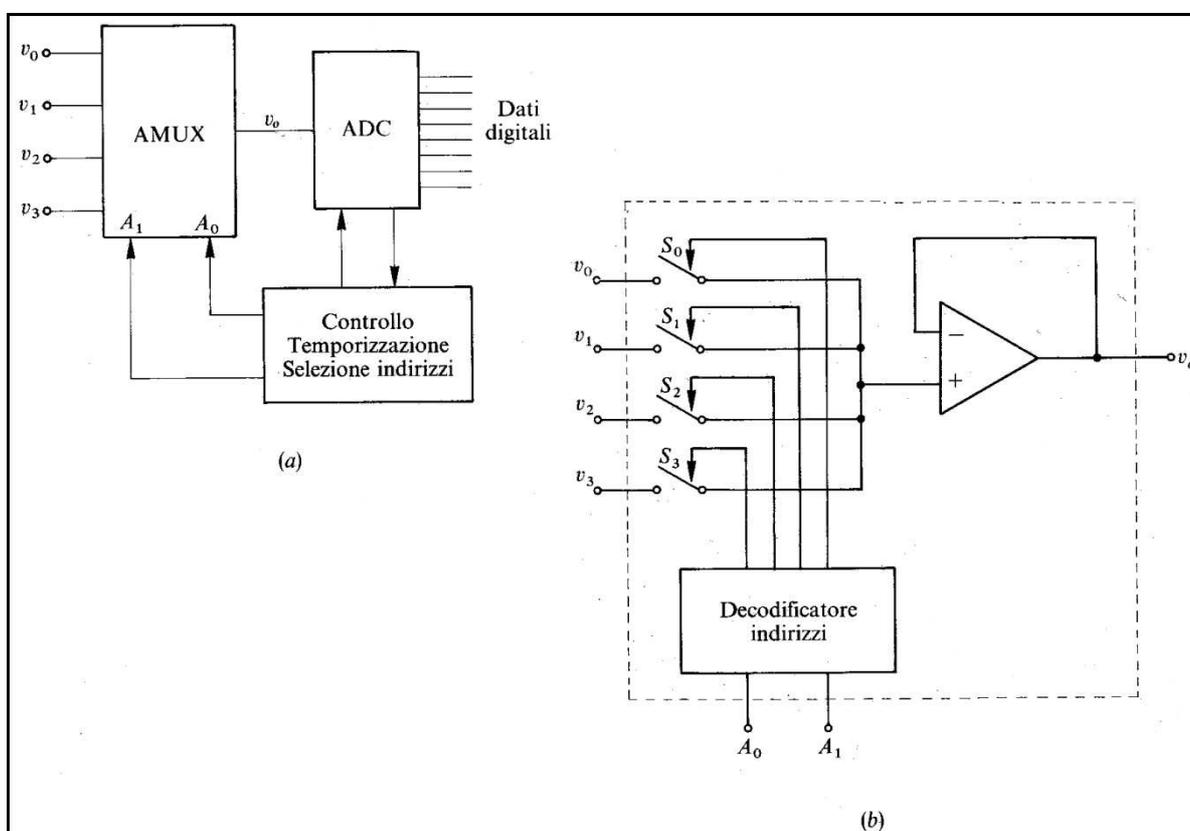


Figura 4.9. (a) Multiplazione di più segnali analogici. (b) Struttura di un multiplexer analogico. Fonte: [15]

Gli *interuttori analogici* possono essere realizzati a JFET, a MOSFET o a CMOS; essi vengono chiusi uno alla volta collegando così il rispettivo ingresso analogico all'ingresso dell'amplificatore operazionale. Un circuito logico provvede a decodificare gli indirizzi provenienti dall'unità di controllo e temporizzazione ed a selezionare l'ingresso desiderato chiudendo l'interruttore corrispondente.

Una seconda soluzione si adatta al caso in cui i segnali da moltiplicare siano forniti dall'uscita di più circuiti S/H, secondo lo schema di figura 4.9(b).

Questa configurazione viene generalmente impiegata in sistemi ad alta velocità quando vi è la necessità di campionare simultaneamente ad un certo istante in cui, ad esempio, si verifica un determinato evento, tutti segnali di ingresso.

#### Multiplicazione digitale

La diffusione dei convertitori A/D integrati a basso costo e l'esigenza di trattare segnali di frequenza elevata hanno determinato l'affermarsi di una diversa soluzione al problema della moltiplicazione.

La struttura di figura 4.10(a) prevede l'uso di più ADC in parallelo, le cui uscite vengono selezionate da un *moltiplicatore digitale* (DMUX: *digital multiplexer*) comandato dall'unità di controllo centrale.

L'impiego dei classici multiplexer digitali porta però ad una notevole complessità circuitale, specialmente quando i convertitori da moltiplicare sono numerosi e ad elevata risoluzione.

Risulta più conveniente la soluzione illustrata in figura 4.10(b) che presenta i convertitori A/D collegati al bus dati del sistema di elaborazione tramite *buffer tri-state*, eventualmente già contenuti nei convertitori stessi.

Il metodo di conversione con più ADC in parallelo risulta particolarmente vantaggioso nei sistemi di acquisizione dati industriali, dove i sensori sono dislocati in una vasta area e in ambiente rumoroso. I segnali analogici possono essere convertiti localmente alla fonte e trasmessi in forma digitale seriale all'unità d'elaborazione centrale. Ciò rende possibile l'impiego di *optoisolatori* o di *line driver* o *line receiver* e consente di ottenere una considerevole immunità ai disturbi e alle interferenze di modo comune.

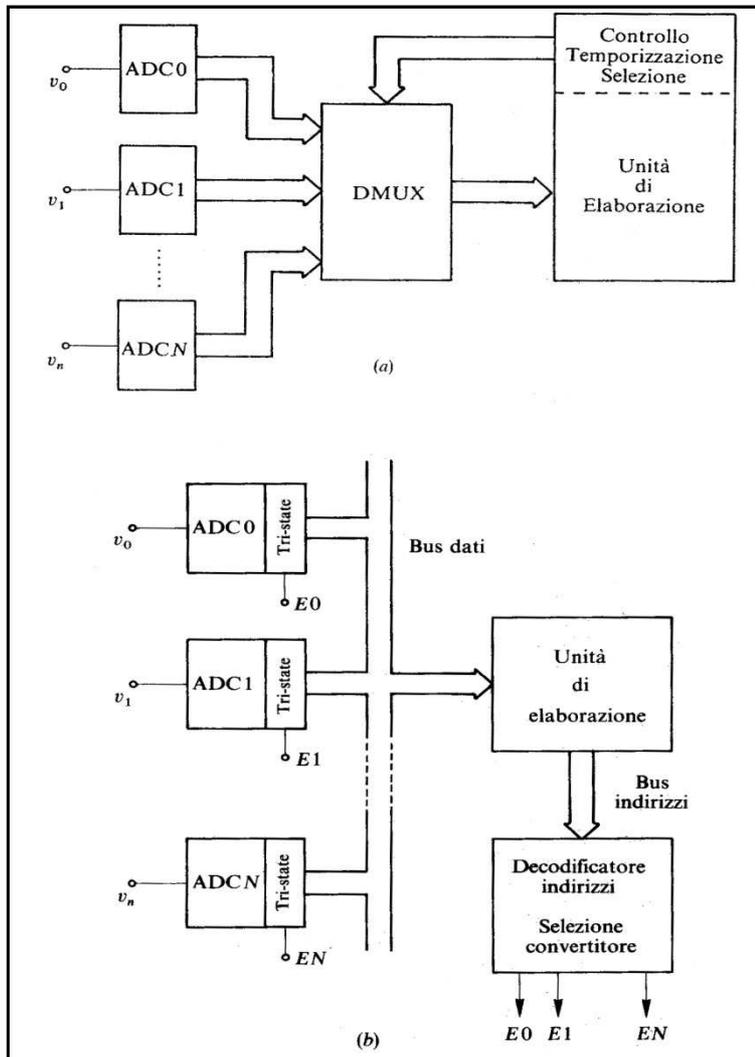


Figura 4.10. (a) Multiplazione digitale. (b) Multiplazione digitale realizzata mediante buffer tri-state. Fonte: [15]

## h. Convertitori digitale – analogico

I convertitori D/A si basano tutti essenzialmente sul principio di convogliare verso l'uscita una corrente proporzionale al valore digitale di ingresso. Benché le tecniche con cui venga raggiunto l'obiettivo siano diverse, i circuiti prevedono sempre un certo numero di commutatori analogici comandati dai bit di ingresso, una tensione di riferimento stabile e una rete resistiva, che ripartisca opportunamente le correnti a seconda dello stato dei commutatori di ingresso.

Caratteristiche e parametri dei convertitori D/A

I convertitori D/A in commercio accettano in ingresso dati digitali espressi in codici diversi (binario, binario con offset, in complemento a due, BCD) con un numero di bit compreso generalmente tra 8 e 16. I livelli elettrici dei dati di ingresso variano con la tecnologia con cui sono realizzati i convertitori e possono essere di tipo TTL, CMOS, ECL.

I valori della tensione di alimentazione e della tensione di riferimento (interna o esterna) dipendono dalla tecnologia con cui sono realizzati i circuiti e dalle polarità del segnale analogico di uscita desiderato e consentito.

Per quanto riguarda la grandezza analogica di uscita, nella maggior parte dei casi i convertitori forniscono una corrente che può essere convertita in tensione mediante un amplificatore operazionale esterno. In altri casi, gli integrati contengono internamente un amplificatore operazionale e forniscono un'uscita in tensione oppure ancora, contengono uno o più resistori di precisione da collegare come elementi di retroazione ad un'operazionale esterno.

Occorre poi citare, per l'ampia diffusione e le interessanti applicazioni che consentono, i convertitori classificati come *multiplying converter*. Essi sono progettati per funzionare con una tensione di riferimento esterna variabile, anche di frequenza considerevole, e forniscono in uscita un segnale proporzionale al prodotto del dato digitale di ingresso per il valore istantaneo della tensione di riferimento.

I principali parametri che definiscono le prestazioni dei convertitori D/A sono:

1. *Risoluzione*. Specifica il numero dei bit del dato digitale di ingresso e conseguentemente il numero dei valori distinti del segnale analogico di uscita. Un convertitore a 10 bit di ingresso presenta una risoluzione di 10 bit e può fornire in uscita  $2^{10}$ , ovvero 1024 valori distinti. Poiché la minima variazione della tensione di uscita è pari a  $1/1024$  dell'escursione massima, è possibile affermare che la risoluzione del convertitore in questione è pari a circa 0,1%.

2. *Precisione*. Fornisce la misura della differenza fra il valore del segnale analogico di uscita reale e quello ideale, per un dato codice di ingresso; tiene conto di varie cause di errore, in particolare della non linearità del dispositivo e degli errori di guadagno e di offset della circuiteria interna.
3. *Linearità*. In un convertitore D/A ideale, incrementi uguali del dato digitale di ingresso devono produrre incrementi uguali del segnale di uscita; pertanto la curva di trasferimento ingresso-uscita ideale può essere rappresentata con una retta. *L'errore di linearità* esprime la massima deviazione della curva di trasferimento reale da quella ideale. In figura 4.11(a) è illustrata la curva di trasferimento ideale di un ipotetico convertitore a 3 bit; sullo stesso grafico sono segnati i punti corrispondenti ai valori reali della tensione di uscita misurata dopo aver regolato opportunamente il guadagno e l'offset. Lo scarto massimo fra i punti e la retta rappresenta l'errore di linearità, che si esprime generalmente in frazioni di LSB. In figura, si evince che l'errore di linearità è pari a  $\frac{1}{2}$  LSB. Si noti che un errore di linearità pari a  $\pm \frac{1}{2}$  LSB è il massimo consentito affinché sia garantita la monotonicità del convertitore ovvero, affinché all'aumento del dato digitale di ingresso corrisponda un aumento del segnale di uscita.
4. *Tempo di assestamento* (Settling time). È definito come il tempo necessario affinché il segnale analogico di uscita, dopo una data commutazione degli ingressi, si assesti e si mantenga in un determinato intorno (generalmente  $\pm \frac{1}{2}$  LSB) del valore finale. Il transitorio associato alla commutazione è causato dalle inevitabili capacità e induttanza parassite presenti e dalle caratteristiche dei commutatori. In figura 4.11(b) è illustrato l'andamento della tensione di uscita di un convertitore D/A in corrispondenza della variazione degli ingressi tra gli stati 0101 e 1011. Gli effetti delle commutazioni degli ingressi sono particolarmente evidenti quando, considerando ad esempio un convertitore a 4 bit

con tensione di uscita massima 15V, gli ingressi passano dalla configurazione 0111, corrispondente a 7V, alla configurazione 1000, corrispondente a 8V: se il tempo di commutazione ON-OFF dei commutatori non è esattamente uguale al tempo di commutazione OFF-ON, in uscita si viene ad avere, per un breve istante, un valore di tensione molto inferiore (0V) o molto superiore (15V) a quello corretto. Si ottiene così un impulso spurio (glitch) di breve durata ma di ampiezza considerevole. L'impiego di filtri passa-basso al fine di eliminare questo inconveniente produce scarsi risultati poiché i glitch presentano ampiezze non uniformi e si ripetono ad intervalli del tutto irregolari. Si utilizzano invece circuiti sample-hold molto veloci (*deglitcher*), che mantengono costante l'uscita fintanto che la commutazione non sia ultimata.

5. *Voltage compliance*. Per un DAC con uscita in corrente, esprime il campo dei valori consentiti per la tensione di uscita affinché siano ancora garantiti i valori di corrente specificati.
6. *Sensibilità alla temperatura*. È legata alla deriva termica di molti elementi, quali le tensioni di riferimento interne, i resistori, i commutatori e l'amplificatore di uscita. Le informazioni sulla sensibilità termica vengono generalmente fornite specificando i coefficienti termici di diversi parametri (linearità, offset, guadagno, ecc.).

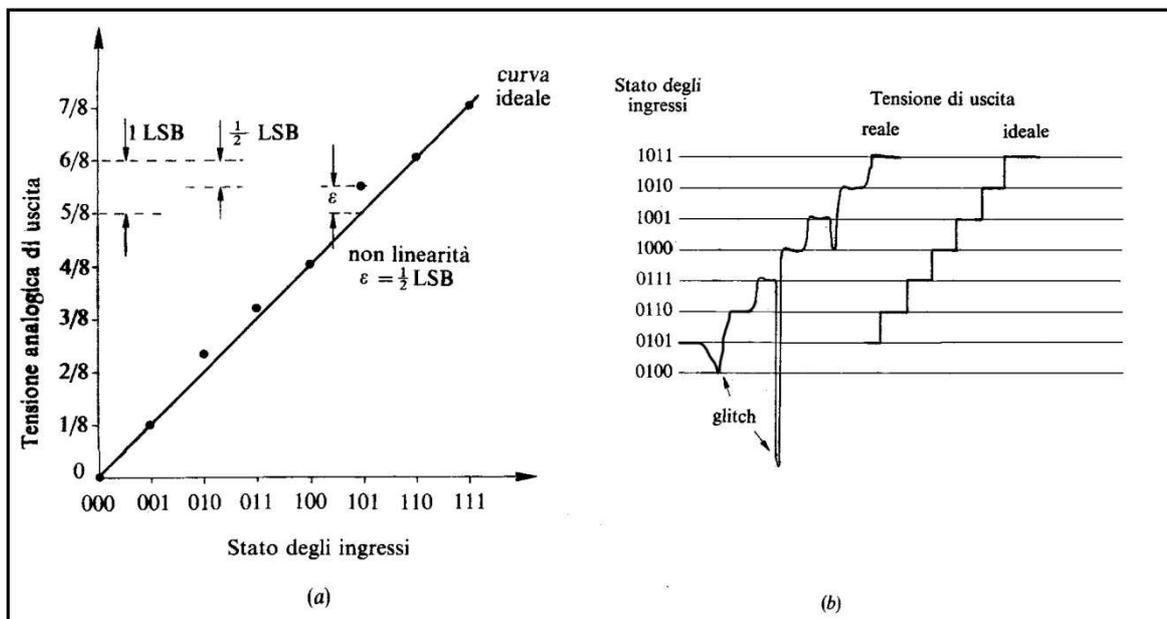


Figura 4.11. (a) Curve di trasferimento ideale e reale di un DAC a 3 bit. (b) Andamento della tensione di uscita di un DAC in cui si evidenziano ampi glitch. Fonte: [15]

## 4.2. IL POLIGRAFO [17][18][19][20]

### a. Introduzione

Il poligrafo è uno strumento che permette di misurare un segnale fisiologico in modo continuo e analogico e, quindi, di convertirlo in un segnale digitale campionato in unità discrete pronte per essere processato da un computer. La maggior parte dei poligrafi sono di tipo multicanale ossia atti alla registrazione di molteplici segnali contemporaneamente e da sorgenti diverse. Il poligrafo può essere schematizzato in tre componenti attraverso cui i segnali passano. La prima componente è l'accoppiatore, che rende le caratteristiche elettriche di tutti i segnali compatibili indipendentemente dal tipo di trasduttore da cui proviene il biosegnale. In alcuni casi l'accoppiatore non fa altro che passare il segnale al preamplificatore, in altri casi cambia la forma del segnale in modo che rispecchi le caratteristiche richieste dall'amplificatore. O ancora, esso fornisce una sorgente di tensione esterna per il trasduttore o, infine, provvede al prefiltraggio od alla fornitura di un'integrazione del segnale. Il filtraggio è una tecnica che permette di rimuovere o ridurre certe parti del segnale in ingresso.

La seconda componente si identifica nel preamplificatore. Il preamplificatore ha il compito di fornire una prima amplificazione del segnale (qualche centinaia di mV) e funge da filtro per eliminare tensioni e correnti di disturbo prime tra tutte quelle indotte dalla rete elettrica (in Europa a 50 Hz, in America a 60 Hz). Questo tipo di filtraggio viene detto notch filter.

La terza componente corrisponde all'amplificatore principale che ha la funzione di produrre una tensione sufficiente per la registrazione digitale.

I segnali bioelettrici hanno un range di variazione che va da alcuni microvolt ( $\mu\text{V}$ ) a decine di millivolt (mV) quindi, compito degli amplificatori è quello di aumentare la tensione (amplificazione) in modo proporzionale e lineare senza introdurre distorsioni ed, infine, renderla disponibile in

uscita. Gli amplificatori di un poligrafo presentano due varianti: amplificatori in corrente alternata (AC) e amplificatori in corrente continua (DC). I primi servono per registrare segnali bioelettrici rapidi, cioè ad alta frequenza, come i biosegnali EEG mentre gli amplificatori DC servono per amplificare segnali più lenti quali la resistenza cutanea. Le caratteristiche degli amplificatori AC si rispecchiano nella costante di tempo (time constant, TC, espressa in secondi), la banda passante e la sensibilità. La costante di tempo indica il tempo di scarica del condensatore posto in ingresso all'amplificatore. Nel caso dei biosegnali essa indica la soglia a cui è efficace l'amplificazione del segnale ossia quale sia la frequenza massima che viene amplificata senza introdurre deformazioni. In pratica questa variabile funziona come un filtro passa alto. La relazione tra costante di tempo e frequenza è data dalla formula:

$$f = \frac{0.159}{TC (sec)}$$

Con il termine banda passante ci si riferisce a tutte le operazioni di filtraggio che vengono effettuate in fase di amplificazione. Con filtraggio, come accennato anche in precedenza, ci si riferisce alle operazioni che si compiono sul segnale elettrico per rimuovere e/o attenuare certe frequenze del segnale stesso. Esistono diversi tipi di filtri. I principali filtri sono: passa basso c

he seleziona solo le basse frequenze; passa alto che seleziona le alte frequenze e passa banda che seleziona invece un range di frequenze desiderato.

### **b. Caratteristiche poligrafo moderno**

Verrà presa in esame la serie del poligrafo utilizzata nella rilevazione dei dati sperimentali (Cap.5), ossia il modello Galileo Mizar Sirius (Figura

4.12). Esso corrisponde ad una stazione di acquisizione ergonomica e trasportabile che, con alte prestazioni hardware, software e di networking, affianca con affidabilità tutte le metodiche di diagnostica neurofisiologica.



Figura 4.12. Modello del poligrafo Galileo Mizar Sirius

Fonte: <http://www.ebneuro.biz/NeuroProdottiEegBeFamily.asp>

Il database Galileo PMS, dotato di un'interfaccia semplice e intuitiva, è basato su tecnologie avanzate che lo arricchiscono di:

- Alte prestazioni di networking (consultabilità dati paziente e tracciati sia on-line sia in rilettura e trasferimento dati);
- Un'elevata configurabilità (acquisizione guidata e integrazione con il Sistema Informatico Ospedaliero);
- Robusti sistemi di archiviazione e memorizzazione dei dati;
- Possibilità di esportazione dati nei formati standard per la condivisione dei dati biomedici (edf, ascii, xml). La refertazione, MS Word compatibile, prevede la personalizzazione dei modelli e l'editing automatico di referto/anamnesi.

## Condivisione dei dati

L'EEG Browser rappresenta un'ulteriore modalità, proposta da EB Neuro, per rendere possibile lo scambio e la condivisione dei dati neurofisiologici. L'utente può visualizzare differenti tracciati, acquisiti con sistemi Galileo, su qualsiasi computer, senza richiedere alcuna installazione del software.

## Software Galileo NT

Strumento efficace per la gestione delle seguenti registrazioni:

- EEG/Poligrafiche (respiro, pressione, attività muscolare, ecc.);
- Video EEG (interfacciamento con qualsiasi tipo di telecamera analogica/digitale);
- Potenziali Evocati (SEP, AEP, VEP);
- Potenziali cognitivi;
- Monitoraggio neurofisiologico (EEG e/o EP);
- EEG in Risonanza.

Funzionalità on-line e in post-elaborazione che lo rendono un aiuto fondamentale alla diagnostica neurofisiologica:

- Burst Suppression;
- Potenza Relativa;
- Potenza Totale;
- Mediana;
- SEF;
- Trend EP: Latenza e Ampiezza;
- Mapping Spettrale;
- Misure;
- Analisi Spettrale Statistica;
- Zoom video.

Amplificatore: BE (Brain Explorer) (Figura 4.13)

- Elevato numero di canali (AC/DC);

- Frequenze di storage programmabili (fino a 32 KHz per canale) e multifrequenza;
- Alta fedeltà del segnale (basso rumore, elevata sensibilità associata a grande dinamica, alto CMRR);
- Reiezione ai disturbi, sicurezza paziente e versatilità (le soluzioni di connettività adottate consentono di posizionare l'unità di acquisizione fino a 500 mt. di distanza dalla workstation di controllo);
- Ampia banda passante (DC-20KHz);
- Display grafico (completa interattività per le principali funzioni di acquisizione: check impedenza, valori saturimetria, controllo elettrodi e controllo modalità calibrazione/EEG);
- Monitoraggio a lungo termine: la testina paziente rimovibile può funzionare come unità remota, connessa con un cavo al sistema di acquisizione, fornendo così un flessibile sistema di gestione della posizione del paziente rispetto all'unità di acquisizione.

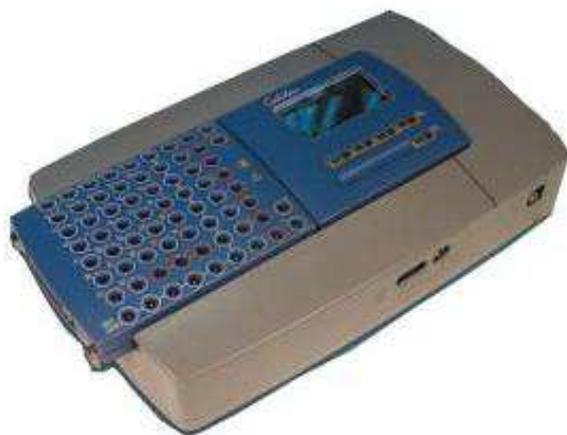


Figura 4.13 Amplificatore: BE (Brain Explorer)

Fonte: <http://www.ebneuro.biz/NeuroProdottiEegBeFamily.asp>

### c. Schema circuitale poligrafo moderno

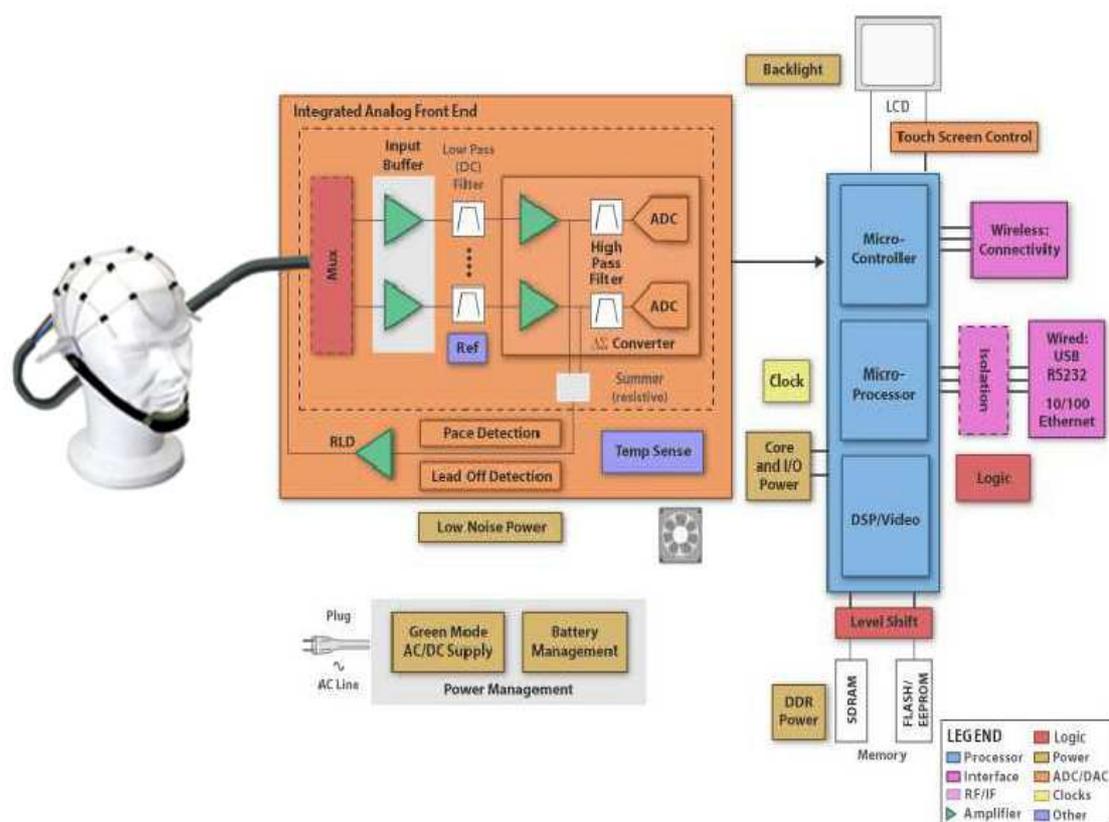


FIGURA 4.14. Schema a blocchi di un ECG/EKG prodotto dalla Texas Instruments.

Fonte: [http://www.ti.com/solution/ecg\\_electrocardiogram#Tools%20and%20Software](http://www.ti.com/solution/ecg_electrocardiogram#Tools%20and%20Software)

Lo schema a blocchi in figura rappresenta lo stato dell'arte nel campo poligrafico. Il sistema è costituito da un blocco centrale fondamentale rappresentato dall'integrato TI ADS1298.

La famiglia ADS129x, comprende integrati a bassa potenza, multicanale, campionamento simultaneo, conversione ADC's delta-sigma a 24 bit (Analog-Digital converter, convertitori analogico – digitale) con PGA's (Programmable Gain Amplifiers, ovvero amplificatori a guadagno variabile programmabile). Questi dispositivi integrano diverse funzioni ECG specifiche che li rendono ideali per applicazioni scalabili di ECG, EEG e EMG.

Gli ADS129x possiedono un multiplexer altamente programmabile adattabile a seconda della temperatura, alimentazione, input brevi e

misurazioni RLD (Right Leg Drive). Inoltre, il multiplexer permette ad ognuno degli elettrodi di input di essere programmato come elettrodo di riferimento per il paziente. Il guadagno del PGA può essere scelto tra sette valori (da 1 a 7). L'ADC offre la possibilità di velocità di dati da 250 SPS a 32 KSPS. Le comunicazioni al dispositivo sono svolte mediante una interfaccia SPI compatibile. Il dispositivo prevede quattro GPIO (General Purpose Digital Input/Output) pins per uso generico.

Il riferimento interno è programmabile tra 2,4 V e 4 V. L'oscillatore interno genera un clock a 2.048 MHz. Il blocco versatile di RLD permette all'utente di scegliere il quantitativo di ogni combinazione di elettrodi per generare il segnale del paziente. Il dispositivo supporta sia la rilevazione del ritmo mediante hardware sia mediante software. Il blocco del terminale centrale di Wilson (WCT, Wilson Central Terminal) può essere usato per generare il punto WTC dello standard 12-ECG.

Infine, l'integrato offre la possibilità di utilizzare un modulatore/demodulatore interno per il segnale respiratorio.

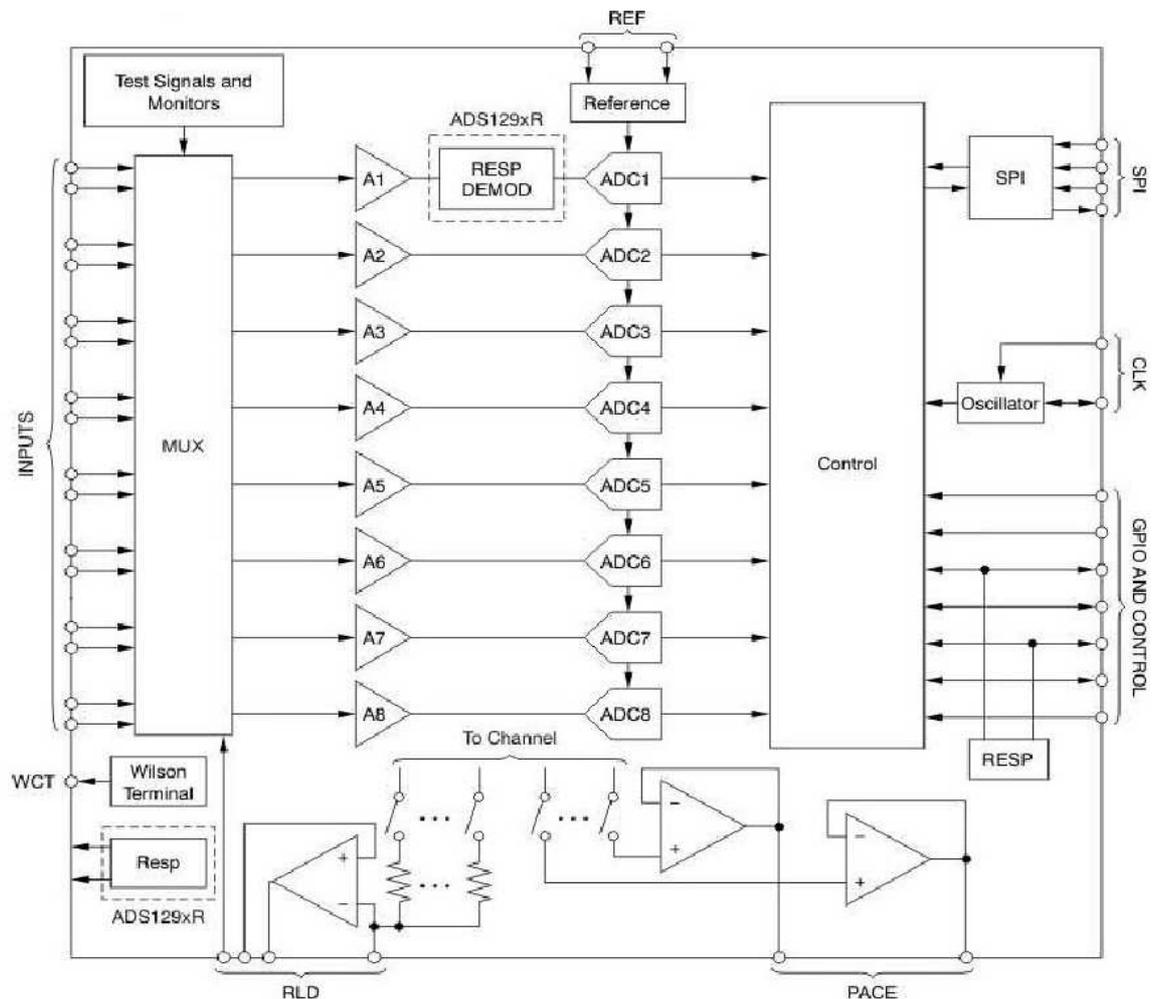


Figura 4.15. Diagramma funzionale dell'integrato TI ADS1298

Fonte: [17]

### Breve descrizione del flusso dati

L'integrato riceve al proprio ingresso un flusso dati proveniente dagli elettrodi fino ad un numero massimo di 8 canali (nel caso di ADS1298). Il primo trattamento che i dati ricevono è un filtraggio EMI (filtro RC con banda -3dB a circa 3MHz).

Successivamente, affluiscono al multiplexer gli input gestito dal segnale di controllo RLD. A questo blocco afferiscono anche altri segmenti di controllo come il controllo di temperatura, dell'alimentazione ed il test del segnale.

Dopo il processo effettuato dal multiplexer i segnali affluiscono agli amplificatori PGA che, nello specifico, sono amplificatori input

differenziale/output differenziale. L'amplificazione può essere modificata andando ad agire su una resistenza variabile.

Il passo successivo vede i valori analogici entrare in 8 modulatori delta-sigma a 24 bit. Ognuno di questi convertitori utilizza un modulatore del secondo ordine ottimizzato per applicazioni a bassa potenza. I filtri di decimazione digitali del modulatore possono essere usati per eliminare il rumore alle frequenze più elevate. Questo aspetto dei convertitori delta-sigma riduce drasticamente la complessità dei filtri analogici di anti-aliasing che normalmente sono richiesti nei convertitori ADC di Nyquist. Più specificamente, il filtro riceve l'output modulato e decima il flusso di dati. Andando ad agire sul filtro si può ottenere un compromesso tra la risoluzione e la velocità dei dati: filtrare maggiormente per una migliore risoluzione, filtrare di meno per velocità più elevate. Velocità elevate sono tipicamente usate nelle applicazioni ECG per implementare software di pace-detection (ritmo cardiaco). Il filtro digitale per ogni canale consiste in un filtro sinc del terzo ordine.

Vi è la possibilità di avere un clock interno od uno esterno. Il clock interno è più adatto per sistemi a bassa potenza alimentati a batteria.

Per quanto riguarda, infine, il formato dei dati, l'integrato fornisce un output di 24 bit per canale (in binario) nel formato complemento a due, MSB prima cifra. Una scala completamente positiva in input produce un codice in output pari a 7FFFFFFh mentre una scala completamente negativa produce un codice pari a 800000h.

#### **d. Elettronica nell'elettrodo e trasduttori**

Come già accennato nel capitolo 2.b, l'elettrodo ideale per la rilevazione di un biopotenziale è un perfetto conduttore che provveda un flusso di corrente stabile tra la sorgente del segnale fisiologico e il sistema di acquisizione dati.

In elettronica, il circuito equivalente, per un paio di elettrodi, è mostrato in figura 4.16.

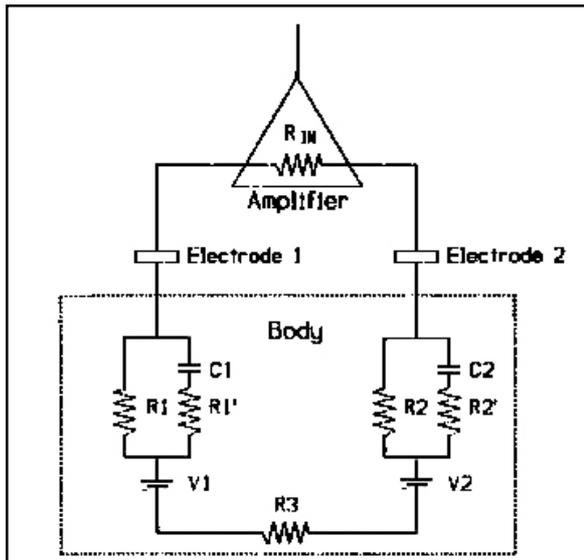


Figura 4.16. Circuito equivalente per un paio di elettrodi di superficie.

Fonte[19]

L'elettrodo e la superficie di contatto formano una parziale cella chimica (batteria) tra il metallo costituente l'elettrodo e il fluido elettrolitico intorno all'elettrodo stesso, in grado di produrre un potenziale elettrico per ciascun elettrodo. Il potenziale di offset elettrodico osservato all'amplificatore consiste nella differenza tra  $V_1$  e  $V_2$ . L'amplificazione e la stabilità di questo potenziale dipende essenzialmente dal metallo costituente l'elettrodo. Il potenziale di elettrodo in serie al biopotenziale del fenomeno da misurare aggiunge un offset DC (Direct Current, corrente diretta) al biopotenziale. Ampi e variabili offset possono alterare le caratteristiche del biopotenziale e possono richiedere di essere rimossi dal segnale nel momento di condizionamento del segnale. Nell'evenienza in cui gli elettrodi siano identici e vengano impiegati amplificatori differenziali, il potenziale di offset elettrodico non costituisce un problema alla rilevazione del segnale fisiologico.

In aggiunta alla distorsione causata dai potenziali di elettrodo, le proprietà isolanti della pelle introducono una resistenza ( $R_1$  e  $R_2$ ) in serie agli elettrodi che attenua il livello di output del segnale.

I fluidi corporei ed i tessuti interni tra i due elettrodi aggiungono un'ulteriore resistenza ( $R_3$ ). Infine, è possibile che un doppio strato

dicariche ioniche si sviluppi all'interfaccia dell'elettrodo, modellabile attraverso due capacità ( $C_1$  e  $C_2$ ) e le relative impedenze ( $Z_{C1}$  e  $Z_{C2}$ ), dette *impedenze di polarizzazione*.

## Trasduttori

Nel 1975 Geddes e Baker descrissero un trasduttore come “un organo di senso per lo strumento elettronico di analisi”. Il significato intrinseco in questa espressione si basa sul fatto che gli organismi, tanto quanto gli strumenti di laboratorio, processano le informazioni di un determinato tipo ed entrambi richiedono processori periferici per convertire i segnali in entrata da varie forme fisiche ad un segnale interpretabile. I trasduttori sono, per necessità, specializzati nella rilevazione di tipologie distinte di variazioni fisiche ed, inoltre, ogni parametro elettrico (nella quasi totalità dei casi la resistenza) può essere preso in considerazione per variare in funzione del segnale di interesse. Nel caso della misurazione di parametri resistivi, molti trasduttori richiedono di essere inseriti in alcune configurazioni “a ponte”, come il Ponte di Wheatstone e, spesso, richiedono accoppiatori per azzerare le componenti continue del segnale. Al fine di ottenere un'amplificazione assoluta del segnale del trasduttore, quest'ultimo deve essere calibrato seguendo alcuni standard fisici o fisiologici.

Vi è una grande varietà di trasduttori resistivi disponibili. I più semplici utilizzano potenziometri lineari o rotatori, resistenze variabili che variano il proprio valore di resistenza mediante movimenti meccanici o rotatori. In psicofisiologia i potenziometri rotatori vengono utilizzati per quantificare movimenti come gli ammiccamenti oculari.

Per la misurazione di movimenti ridotti possono essere utilizzate le variazioni resistive a seguito della distorsione fisica del metallo contenuto in un estensore (strain gauge). Un esempio è quello del metodo per la trasduzione dei movimenti respiratori che utilizza un estensore di mercurio appoggiato sulla fascia pettorale. La banda è sistemata in modo tale che i movimenti respiratori producano una variazione nella

lunghezza di un tubo flessibile riempito di mercurio. La resistenza del mercurio aumenta man mano che il tubo si allunga e riduce la sua sezione. Dato che la resistività dei metalli è caratterizzata da una notevole dipendenza dalla temperatura, termoresistenze metalliche e termistori sono utilizzati effettivamente come trasduttori di temperatura: questi dispositivi producono una variazione di resistenza in funzione della variazione di temperatura.

Altre tipologie di trasduttori che meritano di essere menzionate a causa della loro importanza nella ricerca psicofisiologica sono i trasduttori fotoelettrici, quelli magnetici e quelli ad ultrasuoni. Ognuna di queste tre tipologie richiede una sorgente di energia (trasmettitore), un ricevitore di energia ed un mezzo attraverso il quale l'energia può fluire. In psicofisiologia il mezzo è il corpo umano.

## **CAPITOLO 5 IL PROGETTO “SOLDATO FUTURO” [21][22]**

### **a. Introduzione**

Come accennato nella parte iniziale della presente relazione, un'implementazione potrebbe interessare il progetto “Soldato futuro”. In particolare, si tratterebbe dell'inserimento di un elettrodo nell'elmetto di un soldato per la rilevazione a distanza del suo stato mentale.

Al fine di comprendere il contesto di riferimento si ritiene opportuno descrivere il progetto “Soldato futuro” nelle sue parti essenziali.

Il programma “Forza NEC” , è mirato ad ammodernare le tecnologie in uso alle Forze Armate implementando la dottrina “NETCENTRICA”. In tale ambito, il progetto “Soldato futuro” si pone le finalità di incrementare l'efficienza operativa delle minori unità esaltando ed integrando le aree capacitive fondamentali del combattente appiedato: letalità, sopravvivenza, Comando e Controllo, mobilità e autonomia.

Tale incremento è stato perseguito nel quadro degli orientamenti dottrinali adottati dalla NATO, al fine di conferire ai singoli combattenti ed alle unità una totale interoperabilità in ottica interforze e multinazionale. Lo sviluppo di equipaggiamenti individuali innovativi completamente integrati tra loro ha condotto alla realizzazione di un "sistema soldato", basato sulla sinergia uomo-dotazione, idoneo ad assolvere i compiti derivanti dagli interventi nei nuovi scenari internazionali. Il sistema è caratterizzato da modularità, flessibilità ed espandibilità, pertanto risulta efficacemente configurabile in funzione delle diverse situazioni d'impiego e progressivamente aggiornabile alla luce delle innovazioni tecnologiche nei singoli settori. La sua integrazione nel sistema automatizzato di Comando e Controllo (SIACCON) consentirà inoltre il completo inserimento delle unità, fino ai minimi livelli, nel processo di digitalizzazione in corso d'opera. Il Programma di Ricerca e Sviluppo pluriennale è relativo alla realizzazione di tre prototipi del sistema "Soldato Futuro", nelle configurazioni "Comandante", "fuciliere" e

"fuciliere granatiere" (dotato di lanciagranate) che sono stati sottoposti dalla Direzione degli Armamenti Terrestri. Le prove di collaudo, volte a verificare la rispondenza alle specifiche contrattuali si sono concluse con esito favorevole nel Giugno 2007; successivamente, i sistemi sono stati sottoposti ad un ciclo di prove di funzionalità presso la Scuola di Fanteria di Cesano, concluse alla fine del 2008; contestualmente, nel Luglio 2007, a seguito dell'inserimento del programma nell'ambito del progetto Forza "NEC", è stato avviato l'approvvigionamento di 92 sistemi "Soldato Futuro" di pre-serie da destinare all'Unità per la Sperimentazione della Digitalizzazione (USD), per le prove di integrazione a premessa della successiva fase di approvvigionamento finalizzata ad equipaggiare la 1<sup>a</sup> Brigata Digitalizzata della Forza Media Digitalizzata.

La svolta dottrinale determinata dai programmi descritti è impermeata nella comunicazione e la condivisione delle informazioni, sia a livello di squadra sia verso i livelli di comando superiori, concretizzando l'ambiente net-centrico in cui tutti gli elementi connessi, diventano nodi di una rete unificata (sensori, attivatori, decisori).

Il "Soldato Futuro" persegue l'incremento dell'efficacia nelle cinque aree capacitive fondamentali: letalità, sopravvivenza, C4I, mobilità, ed autonomia:

1. l'incremento della letalità scaturisce non soltanto dalle nuove tecnologie che interessano le armi e munizioni, ma anche da quelle relative agli apparati per l'acquisizione obiettivi, il controllo del tiro, le comunicazioni e la gestione delle informazioni. L'arma individuale (fucile BERETTA ARX 160) ha un calibro 5,56x45 mm, può montare un lanciagranate (BERETTA GLX 160) da 40 mm abbinato e supporta un modulo multifunzione idoneo all'acquisizione di obiettivi ed alla gestione del fuoco efficace, selettivo e mirato (di notte e di giorno);

2. la sopravvivenza è accresciuta grazie anche all'integrazione delle nuove tecnologie che assicurano la protezione contro la completa gamma di minacce presenti in un moderno scenario operativo. In tale quadro, sono state sviluppate le protezioni di balistica, anti-NBC, antilaser, climatica e dall'osservazione;
3. i sistemi C4I sono stati potenziati, integrando e sviluppando i sistemi di comunicazione e i sensori per migliorare sia la percezione globale che il combattente ha della situazione, sia la sua capacità di agire con efficacia. Il sistema è dotato di computer individuale, GPS e radio individuale, dotazioni necessarie per integrarsi con gli altri sistemi che digitalizzano lo spazio di manovra(SIACCON e SICCONA);
4. la mobilità è incrementata ottimizzando l'ergonomia dei materiali, il peso degli equipaggiamenti e l'ottimizzazione/modularità del carico trasportabile. Inoltre, è stata esaltata sia la capacità di movimento ed osservazione del combattente in ambiente notturno, sia la conoscenza della situazione;
5. l'autonomia è stata migliorata, impiegando materiali innovativi, essenzialmente nel settore dell'alimentazione elettrica.

#### **b. Caratteristiche tecnico– tattiche**

Tra le nuove dotazioni introdotte, il componente più versatile è il nuovo elmetto, munito di un oculare elettronico Nimos (Night mobilitysystem). Tale oculare risulta un equipaggiamento modulare di tipo helmetmounted, che consente la massima mobilità del soldato in condizione di scarsa luminosità, sostituendo il tradizionale oculare (ad intensificazione luminosa o Infrared) con una innovativa low light level tv camera presentata all'occhio dell'operatore su un apposito display miniaturizzato.



Figura 5.1. Nuovo elmetto del progetto “Soldato Futuro”, nell’immagine, l’oculare Nimos, il nuovo binocolo visione notturna e diurna, occhiali balistici anti-laser, microfono labiale e microauricolare.

Fonte:<http://www.aereimilitari.org/forum/topic/4445-beretta-arx-160-soldato-futuro/>

Il medesimo dispositivo viene utilizzato per visualizzare una serie di informazioni: mappe, fotografie e informazioni aggiuntive provenienti dall’esterno. Una telecamera collegata all’elmetto può trasmettere tutte le riprese effettuate alla centrale di comando. La grande innovazione del sistema, tuttavia, è rappresentata dalla metodologia di trasmissione dei dati: il wireless. All’elmetto si collegano anche un binocolo per la visione notturna e diurna, gli occhiali balistici anti-laser, un microauricolare e un microfono labiale. Alcuni parametri vitali del soldato vengono rilevati da un “orecchino salvavita” a pressione (un pletismografo) che consente la misurazione della pressione sanguigna. Mediante il dispositivo è possibile verificare tale parametro e le informazioni di ogni singolo soldato possono essere trasmesse via radio al posto comando e a tutti i componenti del team. In fase di sperimentazione vi è la possibilità di visualizzare sul monitor tre “simboli quadrati”, i quali identificano lo stato vitale del soldato: verde (in vita), giallo (ferito), nero (deceduto).

Il comandante di squadra avrà in dotazione l'UAB (Unità Acquisizione Bersagli, dispositivo di tipo "handheld" che consente l'acquisizione e la localizzazione dei bersagli sul terreno sia di giorno che di notte) con un display da 8 pollici (Selex – Larimart); ogni fuciliere, invece, sarà equipaggiato con un UAB con display più piccolo, da 4 pollici, e un membro della squadra con un lanciagranate GLX 160.

Complessivamente, l'equipaggiamento, ha un costo unitario globale che si aggira a 30 mila euro e un peso complessivo di circa 30 kg; se si considera che alla dotazione standard occorre aggiungere munizioni, kit di sopravvivenza, alimenti, acqua, etc., si appesantisce l'equipaggiamento di ulteriori 5-6 Kg. Pertanto, occorre considerare un peso complessivo di circa 40 kg: peso non indifferente in relazione alle esigenze di mobilità e operatività richieste in taluni contesti.

### **c. Architettura del sistema**

I vari programmi del progetto, mirano a integrare il soldato di fanteria, in un sistema completamente net-centrico. Il soldato, esattamente come già sta accadendo per veicoli, aerei ed altre piattaforme, sarà una componente della rete dispiegato sul campo di battaglia e potrà condividere informazioni, dati, e qualsiasi altra risorsa necessaria al combattimento in tempo reale con tutti gli altri utenti.

Con i programmi di fanteria network-centrica, infatti, ciò che si realizza è soprattutto l'integrazione dei singoli strumenti di acquisizione delle informazioni (sensori, sistemi di posizionamento, di telemetria, di controllo dello stato di salute del soldato ecc..) in dotazione al soldato in un unico sistema in grado di gestire, inviare e ricevere le suddette informazioni (immagini, filmati, tracce audio, testo o voce). Il soldato stesso diventa uno dei sistemi dotato della sua componente di comando e controllo grazie alla quale può gestire armi, sensori e condividere informazioni.

Da un punto di vista tecnico l'implementazione di questo concetto è resa possibile mediante l'adozione di una serie di elementi che, grosso modo, caratterizzano un po' tutte le architetture dei "soldati futuri". Il primo dei quali è il "PC indossabile" mediante il quale il soggetto interagisce con il sistema di comando e controllo e costituisce pertanto il cuore dell'architettura



Figura 5.2. LRT 440 WPC, computer portatile della Selex Communications.

Fonte: <http://www.selexelsag.com/internet/>

Il secondo elemento è il nodo di rete, che consente l'integrazione tra la componente C2 e tutte le periferiche (terzo elemento), sensori, armi, apparati di comunicazione, ed il collegamento tra il soldato e la rete.



Figura 5.3. Il DDA, unità distribuzione audio e dati, e display da 3,5 pollici con relativa custodia.  
Fonte: <http://www.soldiermod.com/volume-5/soldato.html>

Il nodo, generalmente un PC con caratteristiche del tutto simili a quelle del PC di comando e controllo, funge inoltre da selettore ed è in grado di decidere quale sistema di trasmissione usare, tra quelli disponibili, per far passare il messaggio in base al tipo, la sua dimensione o alla natura del destinatario.

Il sistema è stato realizzato facendo ricorso ad una soluzione ad architettura aperta, secondo i più moderni standard vigenti nel settore ed in linea con le applicazioni NCW, ed è costituito da svariate dotazioni basiche individuali di carattere estremamente innovativo: in pratica si tratta di un kit comune a tutti gli elementi della squadra, più alcuni equipaggiamenti specifici destinati al granatiere e al comandante. Il sistema è modulare, espandibile, flessibile e dovrebbe garantire in futuro la capacità di operare senza problemi al fianco degli eserciti degli altri Paesi. Grazie alla sua architettura, potrà essere via via aggiornato mediante la semplice sostituzione di alcuni componenti, senza la necessità di cambiare radicalmente il sistema.

## AREE CAPACITIVE DEL "SOLDATO FUTURO"



Figura 5.4. Aree capacitive del "Soldato Futuro" che verranno ammodernate con l'introduzione della nuova componentistica.

### d. Aree capacitive

#### Area Capacitiva C4I

Il settore C4I (Comando, Controllo, Computer, Comunicazioni e Intelligence) rappresenta l'aspetto più innovativo del Soldato Futuro, anche perché, sono state ulteriormente incrementate tali capacità con la "fase due" del programma. E' stato infatti aggiunto un elemento nuovo denominato UNC, Unità Nodo Comunicazione, grazie al quale il soldato viene inserito nella rete network-centrica. L'UNC, infatti, gestisce tutti e servizi NET- centrici della NEC separando nettamente il mondo delle comunicazioni "intrasoldato" con quelle "intersoldato". Grazie ad esso, infatti, viene incrementata notevolmente la situation awareness sia a livello del soldato individuale, sia a livello dei comandanti ai livelli superiori. La componente di comando e di controllo è incentrata su un Wearable Personal Computer (WPC): un computer poco più grande di un pacchetto di sigarette con un display da 4 pollici e schermo tipo "touch screen". Il comandante è dotato invece di uno schermo da 8 pollici in quanto le necessità di sfruttare maggiormente la Common Operational Picture (COP) ha suggerito questa soluzione. Il WPC può essere

contenuto in una tasca del kit o può essere installato sull'avambraccio in modo tale da poter interagire come un orologio. Sul display del WPC possono essere visualizzate mappe digitali, messaggi e tutti i dati ripresi dai sensori e dal sistema di puntamento dell'arma o dall'UAB (Unità Acquisizione Bersagli). Al sistema di messaggistica testuale è stata dedicata grande attenzione e si è cercato di ridurre al minimo le comunicazioni verbali, considerando il fatto che in determinati contesti operativi (ambiente particolarmente rumoroso o, al contrario, esigenze di assoluto silenzio), queste sono impossibili. Comporre messaggi durante azioni di combattimento può, però, rivelarsi un'impresa ardua e per questo è stato sviluppato un apposito sistema basato su messaggi pre-caricati inviabili rapidamente agendo sul touch screen. Al WPC è collegato un sistema Bluetooth che assicura la trasmissione dei dati all'interno del Soldato Futuro stesso (mantenendo quindi un collegamento senza fili tra soldato e sistema d'arma e tra caposquadra e il suo apparato di visione UAB). Vi è poi un navigatore GPS, con ricevitore integrato nel sistema, la cui antenna è posta nella parte superiore del Modulo Universale del Sistema, MUS (il giubbotto che accoglie gran parte degli apparati "indossati" dal soldato). Nel campo della comunicazione, la necessità di trasmettere dati, oltre la voce, ha imposto l'introduzione di una nuova radio, denominata IPR (Individual Pocket Radio).

Tutti i sistemi radio sfruttano un apparato cuffia, dotato di microfono, che integra pure un sensore fisiologico (che, misurando il battito cardiaco, consente di conoscere la situazione del soldato in tempo reale ed in caso di necessità disattiva il sistema cancellando tutti i dati sensibili) in grado di raccogliere i dati relativi allo stato di salute del soldato. Questi dati non solo possono essere forniti in tempo reale al comandante e inseriti in un database, ma consentono al PC di suggerire al soldato alcune azioni quali, ad esempio, l'assunzione di liquidi o di cibo. Sul casco (HMD, HelmetMounted Display) è montato un visore monoculare, denominato sottosistema per la mobilità notturna, che consente di visualizzare

eventuali messaggi di allarme ed altre informazioni, oltre naturalmente ai dati provenienti dai vari sensori del soldato. Tramite il collegamento wireless bluetooth, l'HMD può visualizzare anche l'immagine ottenuta dal sistema di puntamento dell'arma consentendo al soldato di sparare da dietro un angolo senza doversi esporre ("ShootAround the Corner Capability"). Al monoculare è associata pure una camera TV ad alta definizione accoppiata ad un sistema di intensificazione di luce che permette la visione notturna.

### **Area Capacitiva Combat**

L'arma del Soldato Futuro è il rivoluzionario fucile d'assalto Beretta ARX-160 con un calibro da 5,56 mm NATO, accoppiato al lanciagranate da 40 mm GLX-160.

Tutti i sensori inoltre, possono trasmettere le immagini tramite interfaccia bluetooth al display digitale del soldato, consentendo l'osservazione o il tiro defilato "dietro l'angolo" e l'invio delle stesse tramite il sistema di comunicazione integrato a tutta la catena di comando e controllo. Non solo, ma le stesse immagini possono essere visualizzate anche sul visore monoculare montato sull'elmetto e piazzato di fronte l'occhio sinistro del soldato; sull'ICWS (Individual Combat Weapon System, sistema di puntamento avanzato) sono installati anche un pulsante PTT (Push To Talk) per azionare la radio, ed un pulsante per trasmettere l'immagine al visore monoculare.

### **Area Capacitiva Mobilità e Sopravvivenza**

Per garantire una buona mobilità ai soldati dotati di kit Soldato Futuro è stato sviluppato un giubbotto tattico per ottimizzare la distribuzione dei carichi operativi, comprese ovviamente le varie componenti del sistema ed i suoi cablaggi: si tratta del cosiddetto MUS. Il MUS, che costituisce la buffetteria del soldato, può essere con o senza la protezione balistica, agendo semplicemente su alcune regolazioni per adattarla ai diversi ingombri.

L'elmetto, in fibre aramidiche, offre protezione anche dalle schegge proiettate alla velocità di 680 m/s ed è modellato in modo da permettere al soldato di indossare comodamente la cuffia e i nuovi occhiali antiframmento, inappannabili e anti-laser, adottati nell'ambito del sistema. Inoltre è dotato di aggancio per il visore notturno. Per quanto riguarda la tuta mimetica, oltre ad introdurre i nuovi schemi "a pixel" ottenuti al computer, offre migliori caratteristiche d'indossabilità, di bassa osservabilità, e signature IR rispetto a quella attuale.

### **Area Capacitiva Supporto e Autonomia**

Uno degli obiettivi prioritari del programma Soldato Futuro era quello di garantire al sistema d'arma un'autonomia minima di 24 ore con tutti i sistemi operativi. La sfida principale riguardava allora le batterie. Per il momento ci si è orientati verso la tecnologia costituita da ioni di litio, la stessa impiegata nei computer portatili e nei telefoni cellulari più moderni. In futuro però queste batterie saranno sostituite da batterie basate sulla tecnologia a celle combustibili, una nuova tecnologia ancora in corso di sviluppo ma già utilizzata per la realizzazione dei sistemi di propulsione dei più moderni sottomarini. In ogni caso le batterie possono essere facilmente ricaricate attingendo l'energia da qualsiasi veicolo militare.

## CAPITOLO 6 – ACQUISIZIONE E ANALISI SPERIMENTALE [23][24]

### a. Neurosky e Mindwave

Nel mercato mondiale delle BCI (Brain Computer Interface, ossia interfacce cervello/computer) si è fatta strada, negli ultimi anni, Neurosky, azienda che si occupa di tecnologie per Brain Computer Interface di applicazioni commerciali.

Neurosky, nello specifico, permette di conciliare le tecnologie per l'elettroencefalografia (EEG) e l'elettromiografia (EMG) per un vasto campo di applicazioni, da quelle cliniche a quelle educative e di intrattenimento.

L'innovazione introdotta da Neurosky consiste nello sviluppo di una tipologia di "Dry sensors", ossia di elettrodi funzionanti senza l'applicazione di gel o paste conduttrici, costruiti in un ambiente a riduzione del rumore software/hardware e con l'obiettivo finale di provvedere a soluzioni integrate per l'elaborazione di segnali cerebrali.

Nella presente ricerca di laurea è stato preso in considerazione un prodotto specifico di Neurosky: Mindwave (Figura 6.1).

In particolare, Mindwave si pone l'obiettivo di essere un lettore di segnali EEG portatile, di piccolo ingombro, economico, di facile ed immediato montaggio. Necessita di un Personal Computer per funzionare e lo scambio dei dati tra Mindwave e PC avviene in modalità wireless Bluetooth.

Mindwave è stato prodotto fino al 2010 in Cina e dal 2011 in USA ed Europa. Il costo di questo prodotto rende quest'ultimo lo strumento EEG più economico mai prodotto.



Figura 6.1. Mindwave.

Fonte: [www.thinkgeek.com](http://www.thinkgeek.com)

### **b. Test in casa Neurosky**

Neurosky, come precedentemente accennato, ha sviluppato una tipologia di “Dry sensor”, elettrodi funzionanti senza l’applicazione di gel o paste conduttrici, per applicazioni basate su tecnologia EEG. Numerosi test sono stati condotti comparando i segnali acquisiti mediante dry sensor e mediante gli ordinari metodi di acquisizione EEG, in particolare con il sistema Biopac, conosciuto ed utilizzato in ambito clinico e di ricerca.

Segnali EEG sono stati registrati simultaneamente dal sistema Neurosky e da Biopac (Figura 6.2), con elettrodi piazzati nelle medesime locazioni cerebrali, il più vicino possibile tra loro, ma non a contatto, al fine di evitare interferenze reciproche. Per la rilevazione Neurosky sono stati impiegati elettrodi dry in oro mentre per quella Biopac sono stati impiegati elettrodi in Ag-Cl in combinazione al gel conduttivo

EEG sono state registrate in varie condizioni: con soggetto rilassato, in stato di meditazione, stato di allerta, stato di attenzione e, infine, durante l’attività di artefatti da ammiccamento (blink artifact).

I seguenti grafici rappresenteranno sull'asse delle ascisse il tempo in secondi e sul quella delle ordinate la differenza di potenziale tra gli elettrodi e l'elettrodo di riferimento.

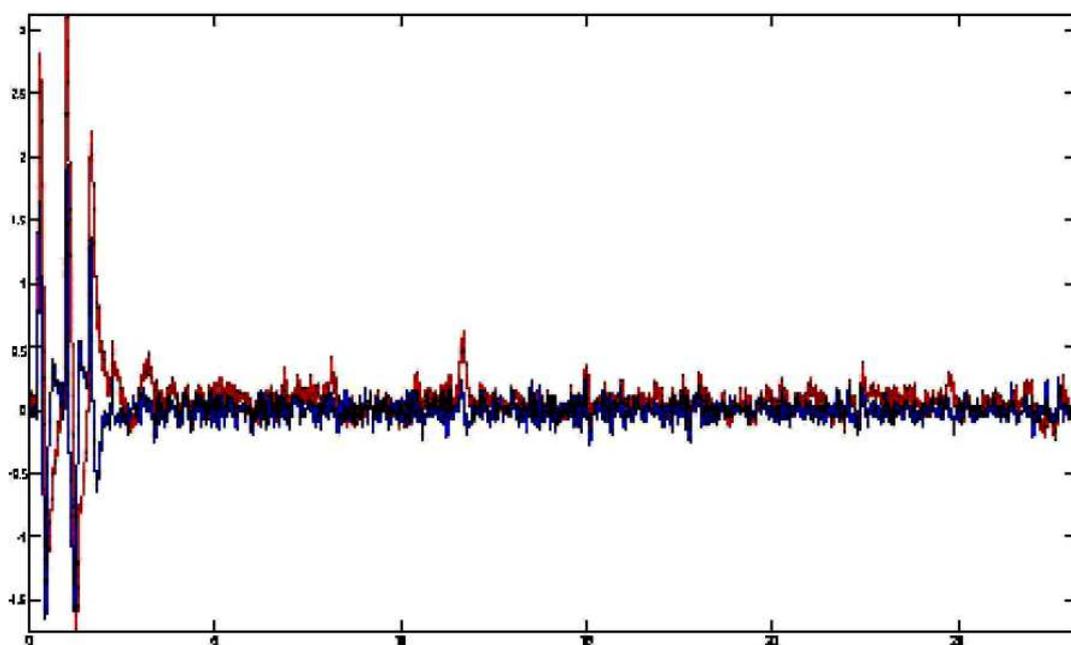


Figura 6.2 Segnale nel dominio del tempo acquisito simultaneamente da Neurosky e Biopac. Traccia rossa: Biopac, traccia blu: Neurosky. Fonte:[24]

La traccia rossa presente nel grafico in figura 6.2, rappresenta il segnale raw (grezzo) acquisito dal sistema Biopac, mentre la traccia blu rappresenta ciò che viene elaborato da Neurosky. Entrambi i sistemi mostrano un andamento simile in termini di registrazioni del segnale cerebrale, sia nei vari stati mentali sia durante gli artefatti da ammiccamento.

Il segnale EEG dei due sistemi è stato in seguito comparato più precisamente in un intervallo di 10 secondi. L'intervallo di analisi dei dati è stato scelto arbitrariamente tra 15 e 25 secondi in un test di durata pari a 30 secondi (Figura 6.3).

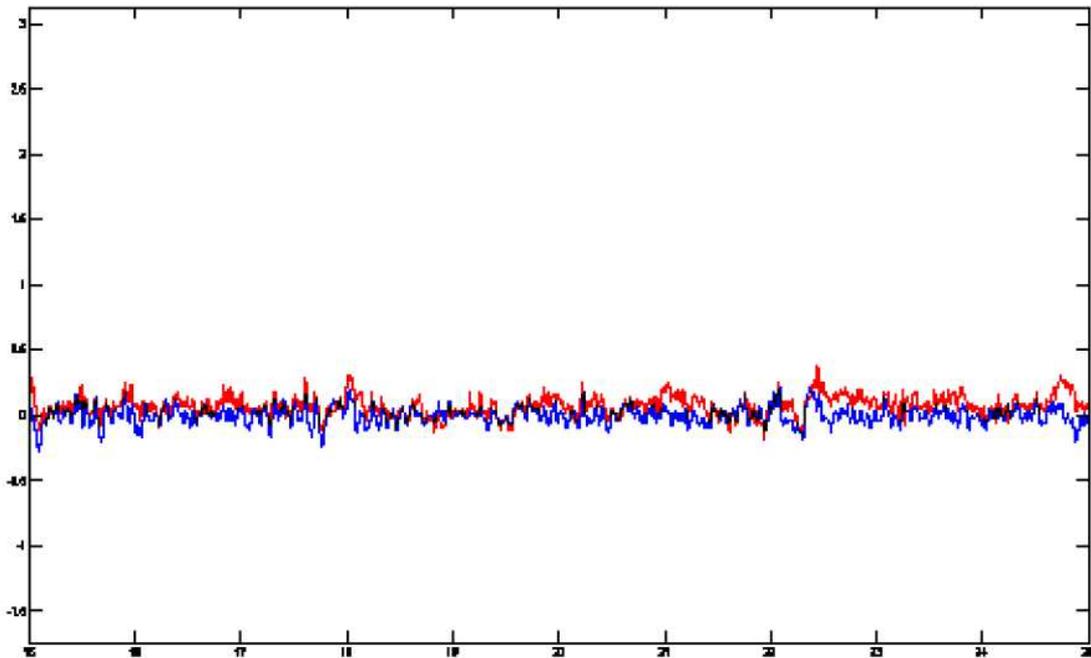


Figura 6.3. Segnali EEG durante stato di rilassamento. Fonte:[24]

Per comparare le caratteristiche del segnale EEG dei due sistemi, la FFT del segnale grezzo EEG è stata calcolata su un intervallo di 1 secondo per ogni sistema. Pertanto, i coefficienti di correlazione per la risultante densità spettrale di potenza sono stati elaborati per bande di frequenza da 1 a 30 Hz. (Tabella 6.1)

Time (seconds)	Correlation Coefficient	Meditation Rating	Attention Rating
15 – 16	0.771	73	61
16 – 17	0.712	78	56
17 – 18	0.858	80	45
18 – 19	0.567	88	41
19 – 20	0.564	93	43
20 – 21	0.581	86	38
21 – 22	0.321	95	41
22 – 23	0.685	88	43
23 – 24	0.751	85	45
24 – 25	0.842	76	56
Average power spectrum	0.715		

Tabella 6.1. Coefficienti di correlazione dei risultati FFT. Fonte: [24].

Come mostrato in tabella, i coefficienti di correlazione della densità spettrale di potenza tra i due segnali EEG sono relativamente alti. Ciò

significa che la distribuzione di frequenze tra i due segnali EEG è molto simile.

La figura seguente mostra i segnali nel dominio del tempo e il confronto dei relativi spettri. Si ritiene necessario porre l'attenzione sul fatto che nel grafico è presente una differenza di 3 data-point per secondo: questa mancanza è dovuta alla diversa frequenza di campionamento dei due sistemi (Neurosky campiona a 128 Hz mentre Biopac a 125 Hz).

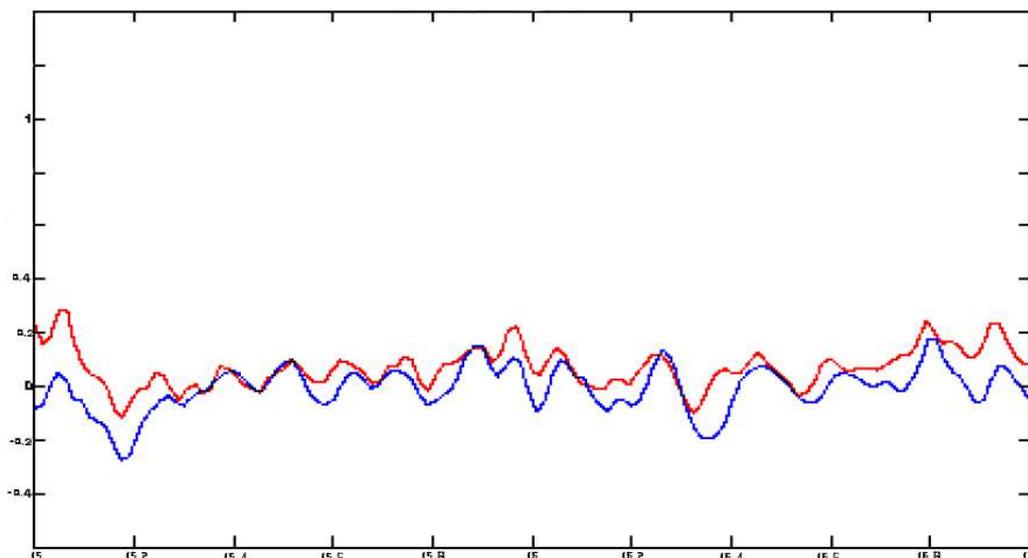


Figura 6.4. Segnali EEG tra Neurosky e Biopac nell'intervallo compreso tra 15 – 17 secondi.  
Fonte:[24]

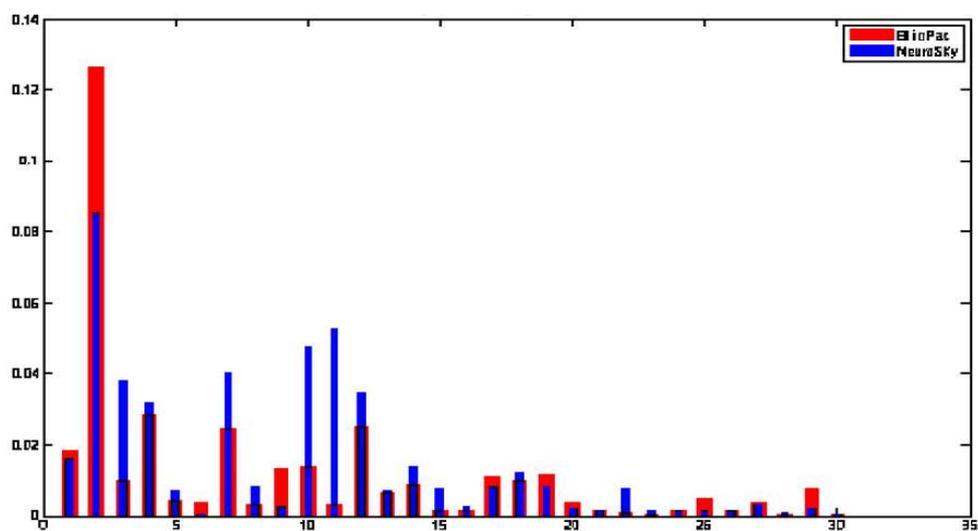


Figura 6.5. Valori di densità spettrale di potenza nell'intervallo considerato (15-17 secondi).  
Fonte: [24]

Successivamente, i due sistemi sono stati comparati in un soggetto posto in uno stato di allerta. I segnali sono stati campionati ogni 15 – 19 secondi in un test di durata pari a 30 secondi. Come nel caso precedente, la FFT è stata sviluppata per ogni secondo di dati e calcolato il coefficiente di correlazione.

I risultati seguenti rivelano che i due segnali EEG (Neurosky e Biopac) sono molto simili (Figura 6.4 - 6.5. - Tabella 6.2).

<b>Time(s)</b>	<b>Correlation Coefficient</b>	<b>Attention Level</b>
15-16	0.916	76
16-17	0.858	83
17-18	0.648	91
18-19	0.601	91
Average Power Spectrum	0.936	

Tabella 6.2. Coefficienti di correlazione tra le trasformate FFT. Fonte: [24]

La seguente figura compara graficamente la potenza spettrale dei due segnali alle varie frequenze. (Figura 6.6)

La distribuzione spettrale di potenza mostra le stesse caratteristiche, fatta eccezione per le bande spettrali a bassa frequenza dove la densità di potenza di Biopac è nettamente superiore rispetto a quella di Neurosky. Ciò può essere causato dal rumore fluttuante alle basse frequenze in Biopac, il quale utilizza fili di lunghezza superiore a tre piedi tra il pre-amplificatore e gli elettrodi, mentre Neurosky utilizza pochi centimetri di filo elettrico tra l'elettrodo e il pre-amplificatore.

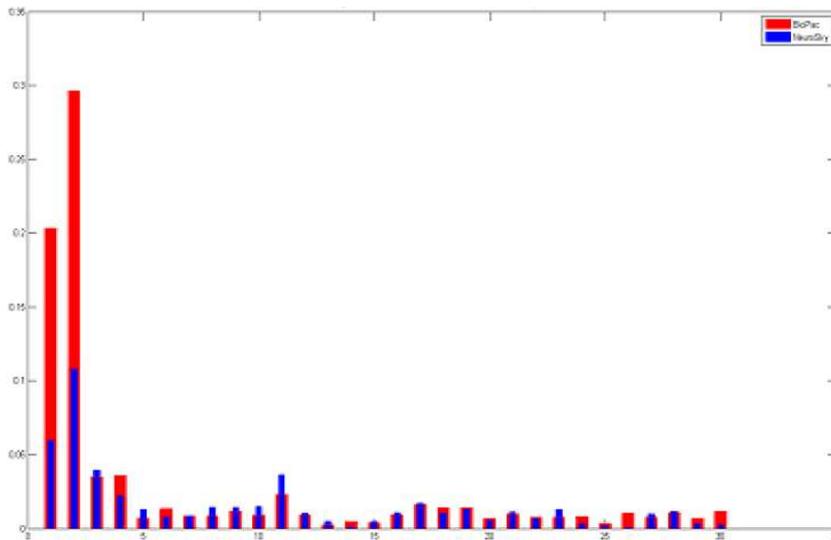


Figura 6.6. Densità spettrale di potenza comparata. Fonte: [24]

È stata confrontata, inoltre, la risposta dei due sistemi agli artefatti da ammiccamento. Il grafico seguente mostra i segnali nel dominio del tempo in presenza dei suddetti artefatti ed il risultato mostra che entrambi sono sensibili ed efficaci a rilevarli (Figura 6.7).

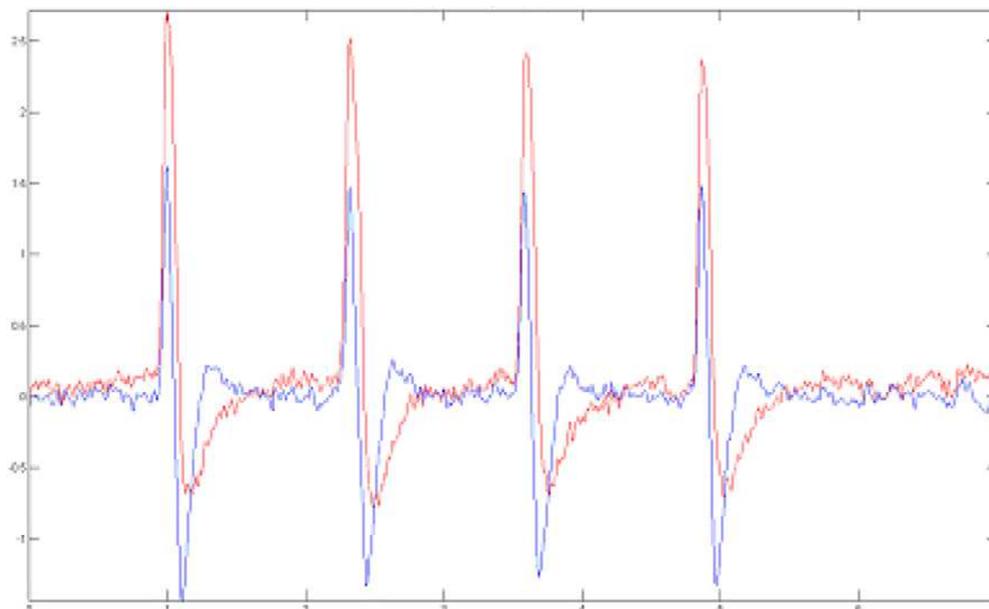


Figura 6.7. EEG con artefatti da ammiccamento. [24]

### **Conclusioni dai test in casa Neurosky**

Il segnale EEG acquisito mediante elettrodi senza l'impiego di gel conduttivi è stato comparato con quello a elettrodi insieme a gel. La trasformata FFT è stata calcolata per comparare le caratteristiche dei segnali EEG, specialmente in materia di spettri di potenza. I risultati

mostrano che il segnale EEG di Neurosky è simile a quello del sistema Biopac.

Le tracce EEG di Biopac rilevano leggermente meno rumore nelle bande a bassa frequenza dello spettro e ciò può essere causato dalla lunghezza dei fili tra gli elettrodi e il pre-amplificatore. Il sistema Neurosky, inoltre, fissa i fili in modo che non si possano muovere durante la misurazione EEG. Come risultato, Neurosky è maggiormente immune al rumore. Pertanto Neurosky può trovare un vantaggio quando impiegato in ambienti comuni non clinici e per applicazioni di consumo.

### c. Acquisizione ed elaborazione sperimentale

#### Registrazione del segnale cerebrale con Mindwave e Matlab

Neurosky offre la possibilità di scaricare due script in linguaggio Matlab (plotRAW.m e readRAW.m, Figura 6.8) per la visualizzazione in tempo reale del segnale raw captato dall'elettrodo frontale di Mindwave, unitamente alla libreria (Thinkgear.dll) per l'interfacciamento corretto del dispositivo.

```
function readRAW
%run this function to connect and plot raw EEG data
%make sure to change portnum1 to the appropriate COM port

clear all
close all

data = zeros(1,256);    %preallocate buffer

portnum1 = 5;    %COM Port #
comPortName1 = sprintf('\\\\.\\COM%d', portnum1);

% Baud rate for use with TG_Connect() and TG_SetBaudrate().
TG_BAUD_57600 =    57600;

% Data format for use with TG_Connect() and TG_SetDataFormat().
TG_STREAM_PACKETS =    0;

% Data type that can be requested from TG_GetValue().
TG_DATA_RAW =    4;

%load thinkgear dll
loadlibrary('Thinkgear.dll');
fprintf('Thinkgear.dll loaded\n');

%get dll version
dllVersion = calllib('Thinkgear', 'TG_GetDriverVersion');
fprintf('ThinkGear DLL version: %d\n', dllVersion );
```

```

%%
% Get a connection ID handle to ThinkGear
connectionId1 = calllib('Thinkgear', 'TG_GetNewConnectionId');
if ( connectionId1 < 0 )
    error( sprintf( 'ERROR: TG_GetNewConnectionId() returned %d.\n',
connectionId1 ) );
end;

% Set/open stream (raw bytes) log file for connection
errCode = calllib('Thinkgear', 'TG_SetStreamLog', connectionId1,
'streamLog.txt' );
if( errCode < 0 )
    error( sprintf( 'ERROR: TG_SetStreamLog() returned %d.\n', errCode
) );
end;

% Set/open data (ThinkGear values) log file for connection
errCode = calllib('Thinkgear', 'TG_SetDataLog', connectionId1,
'dataLog.txt' );
if( errCode < 0 )
    error( sprintf( 'ERROR: TG_SetDataLog() returned %d.\n', errCode )
);
end;

% Attempt to connect the connection ID handle to serial port "COM3"
errCode = calllib('Thinkgear', 'TG_Connect',
connectionId1,comPortName1,TG_BAUD_57600,TG_STREAM_PACKETS );
if ( errCode < 0 )
    error( sprintf( 'ERROR: TG_Connect() returned %d.\n', errCode ) );
end

fprintf( 'Connected.  Reading Packets...\n' );

%record data
j = 0;
i = 0;
while (i < 10240)    %loop for 20 seconds
if (calllib('Thinkgear','TG_ReadPackets',connectionId1,1) == 1)    %if
a packet was read...

if (calllib('Thinkgear','TG_GetValueStatus',connectionId1,TG_DATA_RAW)
~= 0)    %if RAW has been updated
    j = j + 1;
    i = i + 1;
    data(j) =
calllib('Thinkgear','TG_GetValue',connectionId1,TG_DATA_RAW);
end
end

if (j == 256)
    plotRAW(data); %plot the data, update every .5 seconds (256
points)
    j = 0;
end

end

%disconnect
calllib('Thinkgear', 'TG_FreeConnection', connectionId1 );

```

---

```

function plotRAW(data)
%this subfunction is used to plot EEG data

plot(data)
axis([0 255 -2000 2000])
drawnow;

```

Figura 6.8. Codice Matlab di readRAW e plotRAW fornito da Neurosky []

Essendo uno script Matlab un codice modificabile dall'utente, sono state apportate delle modifiche affinché il codice stesso rispondesse ad alcune esigenze sperimentali.

Le modifiche sono state apportate per le seguenti motivazioni:

1. unificare il codice in un unico listato, senza richiamare altri script esterni per funzioni diverse (come nel caso di plotRAW.m);
2. visualizzare in tempo reale il segnale raw e, al termine dell'acquisizione, visualizzare il grafico completo nel dominio del tempo;
3. memorizzare i valori del segnale campionato in un file esterno (.txt, .docx) per il suo futuro utilizzo ed analisi;

Pertanto, il codice modificato risulta il seguente (Figura 6.9) e prende il nome di readRAWe (Enhanced):

```

function traccia = readRAWe

clear all
close all

data = zeros(1,256);    %preallocate buffer
traccia=data;

portnum1 = 7;    %COM Port #
comPortName1 = sprintf('\\\\.\\COM%d', portnum1);

% Baud rate for use with TG_Connect() and TG_SetBaudrate().
TG_BAUD_57600 =    57600;

% Data format for use with TG_Connect() and TG_SetDataFormat().
TG_STREAM_PACKETS =    0;

% Data type that can be requested from TG_GetValue().
TG_DATA_RAW =    4;

%load thinkgear dll
loadlibrary('Thinkgear.dll');

```

```

fprintf('Thinkgear.dll loaded\n');

%get dll version
dllVersion = calllib('Thinkgear', 'TG_GetDriverVersion');
fprintf('ThinkGear DLL version: %d\n', dllVersion );

%%
% Get a connection ID handle to ThinkGear
connectionId1 = calllib('Thinkgear', 'TG_GetNewConnectionId');
if ( connectionId1 < 0 )
    error( sprintf( 'ERROR: TG_GetNewConnectionId() returned %d.\n',
connectionId1 ) );
end;

% Set/open stream (raw bytes) log file for connection
errCode = calllib('Thinkgear', 'TG_SetStreamLog', connectionId1,
'streamLog.txt' );
if( errCode < 0 )
    error( sprintf( 'ERROR: TG_SetStreamLog() returned %d.\n', errCode
) );
end;

% Set/open data (ThinkGear values) log file for connection
errCode = calllib('Thinkgear', 'TG_SetDataLog', connectionId1,
'dataLog.txt' );
if( errCode < 0 )
    error( sprintf( 'ERROR: TG_SetDataLog() returned %d.\n', errCode )
);
end;

% Attempt to connect the connection ID handle to serial port "COM3"
errCode = calllib('Thinkgear', 'TG_Connect',
connectionId1,comPortName1,TG_BAUD_57600,TG_STREAM_PACKETS );
if ( errCode < 0 )
    error( sprintf( 'ERROR: TG_Connect() returned %d.\n', errCode ) );
end

fprintf( 'Connected.  Reading Packets...\n' );
%%
%record data
j = 0;
i = 0;

outputvalori=fopen('Mindwave_output.docx','w');
clear Mindwave_output.docx;

while (i < 25000)    %loop for 20 seconds = 10240
if (calllib('Thinkgear','TG_ReadPackets',connectionId1,1) == 1)    %if
a packet was read...

if (calllib('Thinkgear','TG_GetValueStatus',connectionId1,TG_DATA_RAW)
~= 0)    %if RAW has been updated
j = j + 1;
        i = i + 1;
        data(j) =
calllib('Thinkgear','TG_GetValue',connectionId1,TG_DATA_RAW);
end
end

if (j == 256)
    plotRAW(data);%plot the data, update every .5 seconds (256
points)
end

```

```

traccia = [traccia data];

        fprintf(outputvalori, '%5.0f', data);

AXIS([0 1000 -2000 2000])
        j = 0;
end

end

%fclose(outputvalori);

%disconnect
calllib('Thinkgear', 'TG_FreeConnection', connectionId1 );

```

Figura 6.9. Codice Matlab modificato, readRAWe.

## Inizializzazione dell'interfaccia e acquisizione

Si vede necessario sottolineare, come punto di partenza per l'esplicazione, che lo script modificato si trova sotto forma di funzione e pertanto, per il corretto funzionamento, è opportuno fornire da riga di comando la seguente espressione:

```
traccia(readRAWe)
```

Dopo le prime operazioni di inizializzazione delle matrici e dei file di memorizzazione, vengono impostati i parametri per un corretto scambio di dati tra Mindwave e la porta USB cui è collegato il ricevitore Bluetooth Neurosky. Verranno pertanto impostate la porta USB e la velocità di trasmissione, dapprima dichiarando la libreria (Thinkgear.dll) e le impostazioni della comunicazione.

```

%Porta USB
portnum1 = 7;
comPortName1 = sprintf('\\\\.\\COM%d', portnum1);

% Baud rate
TG_BAUD_57600 = 57600;

```

Il passo successivo consiste nell'instaurare la comunicazione vera e propria. Una volta che la comunicazione è stata instaurata e Mindwave inizia a ricevere i pacchetti dati del segnale campionato (la frequenza di campionamento è di 512 Hz), quest'ultimi vengono contemporaneamente mostrati su un grafico e salvati in un file esterno.

## Analisi spettrale con Matlab

Una volta terminate l'acquisizione e la registrazione del segnale proveniente dall'elettrodo di Mindwave, è possibile procedere con l'analisi spettrale del suddetto segnale. Pertanto, sempre tramite lo strumento Matlab, è stato prodotto uno script che esegua la FFT (Fast Fourier Transform) dei valori presenti in un file definibile dall'utente (Figura 6.10).

```
% Carica il file sotto forma di vettore
load test.docx
x=test;

% Elimina la componente continua
x=x-mean(x);

% Campiona e crea base tempi
size(x);
NG=ans(1,2);
TF=NG/512;
t=linspace(0,TF,NG);

% FFT
X=fft(x,1024)./512;
XT=fftshift(X);
f=linspace(-256,256,1024);
SXT=abs(XT).^2;

% spettro monolatero destro
SXu=SXT(513:1024);
f=linspace(0,256,512);

% spettro da 0 a 30 Hz
SXL=SXu(1:60);
f=linspace(0,30,60);

% Integrale dell'area sottesa suddivisa nelle bande cerebrali
(delta, theta, alfa, beta)
Y(1)=trapz(f((length(SXL))1/30:(length(SXL)*4/30)),SXL((length(SXL))*1
/30:(length(SXL)*4/30)));
Y(2)=trapz(f((length(SXL))*4/30:(length(SXL)*8/30)),SXL((length(SXL))*
4/30:(length(SXL)*8/30)));
Y(3)=trapz(f((length(SXL))*8/30:(length(SXL)*13/30)),SXL((length(SXL))
*8/30:(length(SXL)*13/30)));
Y(4)=trapz(f((length(SXL))*13/30:(length(SXL)*30/30)),SXL((length(SXL)
)*13/30:(length(SXL)*30/30)));

% Area normalizzata
YN(1)=Y(1)/3; % banda delta
YN(2)=Y(2)/4; % banda theta
YN(3)=Y(3)/5; % banda alfa
YN(4)=Y(4)/17; % banda beta
```

Figura 6.10. Codice per l'analisi in frequenza di un segnale campionato

Il codice, come prima operazione, carica il file contenente i valori registrati, prodotto con lo script precedente o con qualsiasi altro strumento di registrazione, e i valori vengono inseriti in un vettore. Dopo aver eliminato la componente continua del segnale (componente irrilevante ai fini dell'analisi spettrale se non addirittura fuorviante nel caso delle onde delta), si procede all'analisi in frequenza del segnale mediante la FFT. La FFT viene eseguita su 1024 punti:

```
%FFT  
X=fft(x,1024)./512;
```

Lo spettro viene centrato sull'origine degli assi cartesiani (comando "fftshift") e viene inoltre creata la opportuna base delle frequenze per la corretta analisi dello spettro.

In neurologia, come è stato spiegato nei capitoli precedenti, i segnali cerebrali vengono suddivisi in bande di frequenza, ognuna delle quali denota determinate corrispondenze dal punto di vista neuro-biologico, come riassunto in figura 6.11.

Pertanto il codice procede con il calcolo dell'area sottesa da ogni segmento dello spettro di potenza suddiviso nelle bande di potenza neurologiche.

Per meglio comprendere il codice e dare continuità alle bande, la banda delta è stata calcolata nella fascia tra 1 – 4 Hz e la banda theta nella fascia 4 – 8 Hz.

Brainwave Type	Frequency range	Mental states and conditions
Delta	0.1Hz to 3Hz	Deep, dreamless sleep, non-REM sleep, unconscious
Theta	4Hz to 7Hz	Intuitive, creative, recall, fantasy, imaginary, dream
Alpha	8Hz to 12Hz	Relaxed, but not drowsy, tranquil, conscious
Low Beta	12Hz to 15Hz	Formerly SMR, relaxed yet focused, integrated
Midrange Beta	16Hz to 20Hz	Thinking, aware of self & surroundings
High Beta	21Hz to 30Hz	Alertness, agitation
Gamma	30Hz to 100Hz	Motor Functions, higher mental activity

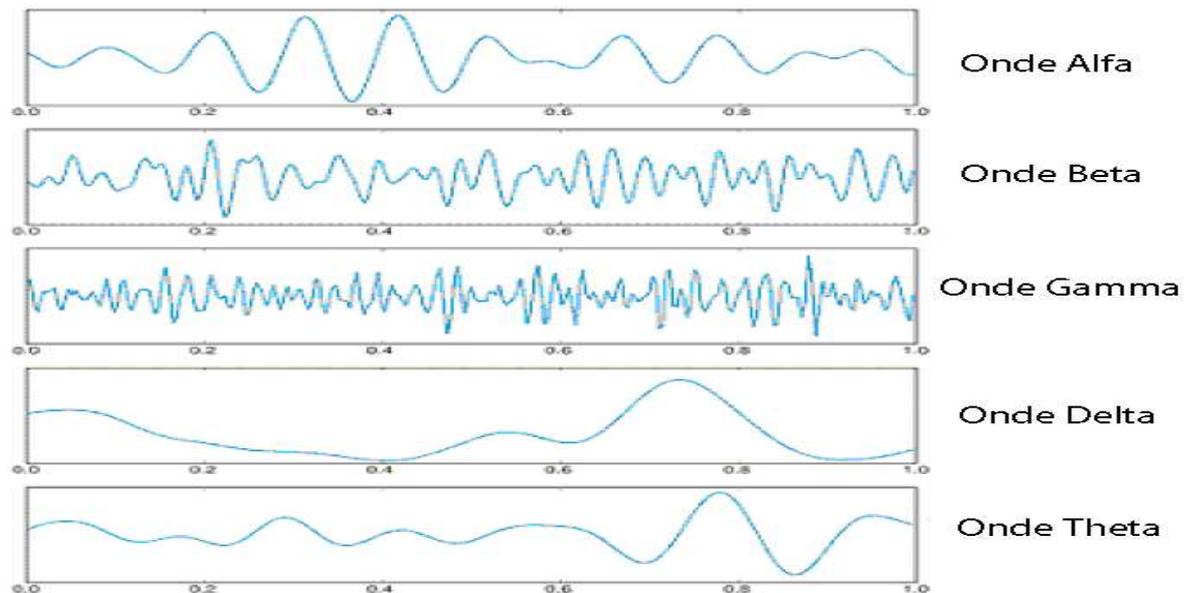


Figura 6.11. In alto, significato neuro-fisiologico delle corrispondenti onde cerebrali. In basso, onde cerebrali nel dominio del tempo. Fonte: [24]

Sono state prese in considerazione solo le principali suddivisioni fino a 30 Hz, ossia Delta, Theta, Alfa e Beta, per ragioni di specifiche di progetto iniziale concernente un'analisi sonno-veglia (le componenti motorie della banda gamma prevedono un soggetto in stato di veglia). Infine, le suddette aree sono state normalizzate per poter effettuare un confronto tra le stesse.

#### d. Test di accuratezza

Una volta ultimato il codice secondo le esigenze precedentemente stabilite, la prima operazione condotta è stata quella di verificare

l'accuratezza dello strumento Mindwave in quattro prove di laboratorio differenti:

1. Test accuratezza elettronica;
2. Test singolo di analisi di vari stati mentali in un soggetto;
3. Test multiplo mediato di analisi di due stati mentali in un soggetto;
4. Test di confronto del segnale acquisito tra Mindwave e poligrafo.

### **Test accuratezza – 1 – Test accuratezza elettronica**

Il primo test si è concretizzato in una prova di acquisizioni di un segnale stabile nel tempo e verificare nella fase di ricezione tramite Mindwave la corrispondenza tra spettro segnale originario e spettro segnale ricevuto. Pertanto, mediante un generatore di segnali e una rete resistiva, è stata inviata una sinusoide di frequenza fissa a 12 Hz (100mVpp) con tensione opportunamente attenuata dalla rete resistiva, all'elettrodo di Mindwave. I valori sono stati scelti in modo da attenuare il segnale di ingresso di un fattore (1:10000) mentre la resistenza in serie serviva per simulare l'impedenza che si verifica tra i neuroni e l'elettrodo (sebbene nella realtà è di valore maggiore, circa 10 MΩ) (Figura 6.12).

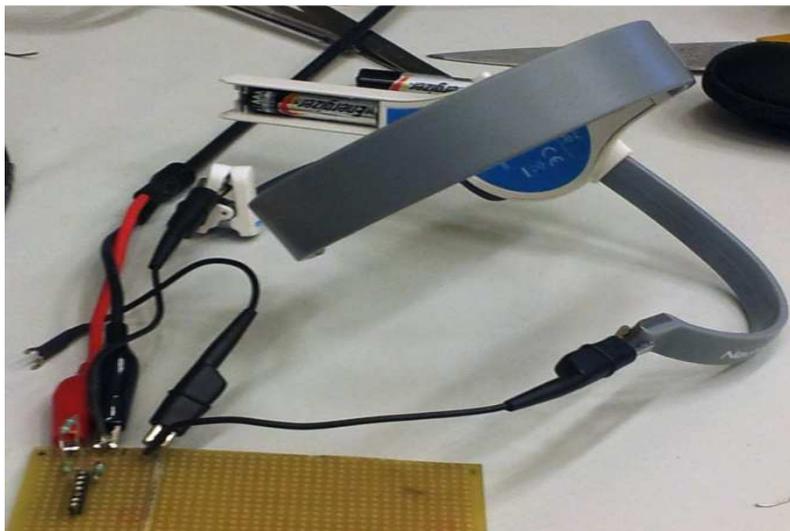
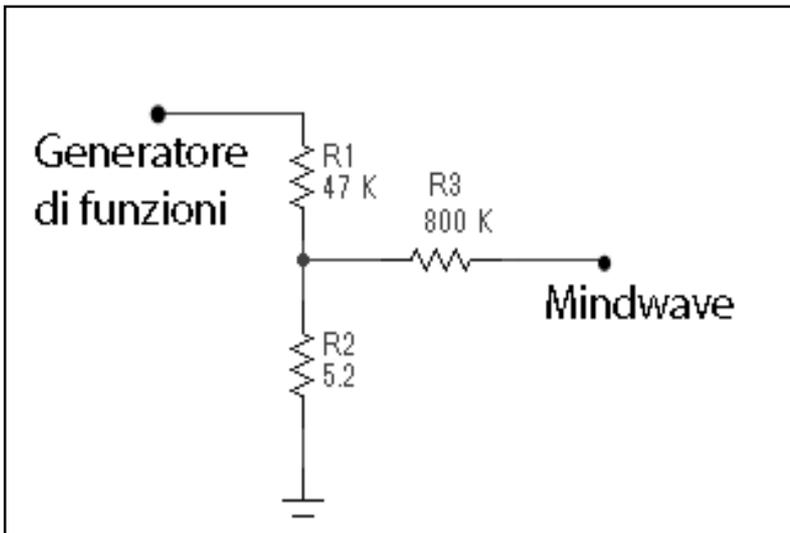


Figura 6.12. Sopra, Schema elettrico rete resistiva. Sotto, sua realizzazione pratica su basetta preforata.

Lo spettro risultante da Matlab è il seguente (Figura 6.13.) ossia, non una singola riga spettrale (come intuitivamente si sarebbe portati a pensare) bensì un picco con frequenza centrale 12Hz. Tale risultato convalida l'effettivo funzionamento dello strumento Mindwave e del codice Matlab. Le ragioni della non-purezza spettrale sono da ricercarsi nel rumore aggiunto al circuito e agli strumenti (le tensioni sono dell'ordine delle decine-centinaia di  $\mu\text{V}$ ).

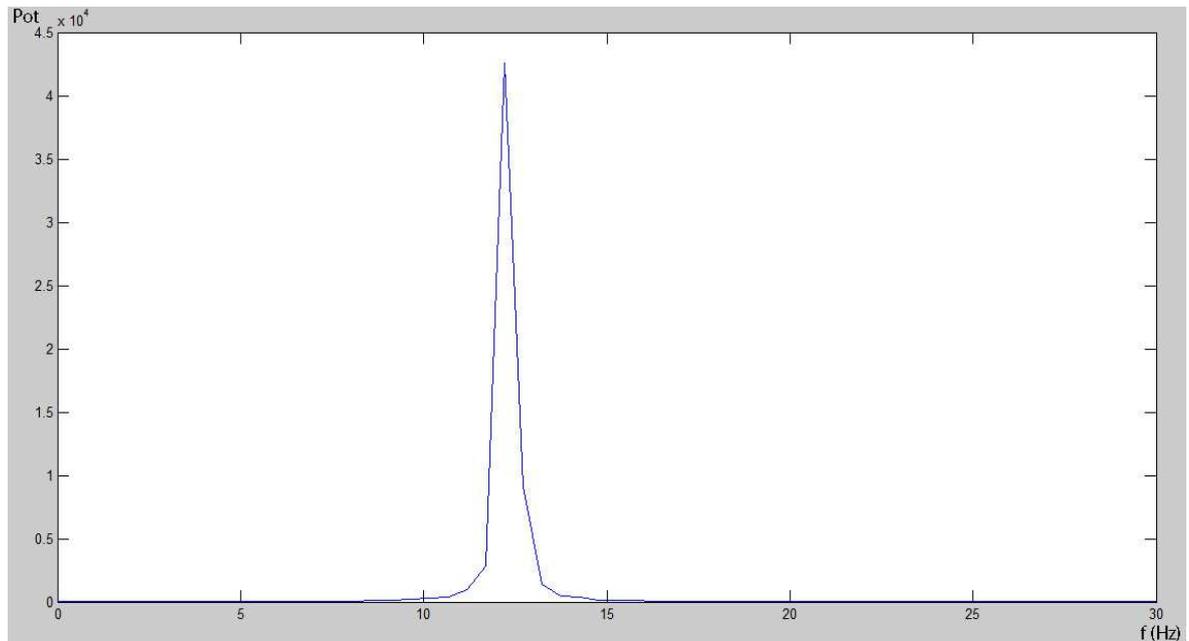


Figura 6.13. Spettro di una sinusoide a 12 Hz rilevata con Mindwave.

## Test accuratezza – 2 – Test singolo di analisi di vari stati mentali in un soggetto

L'intento della seconda fase consisteva nel verificare la corrispondenza tra vari stati mentali di un soggetto e la comparsa delle rispettive bande di frequenza a seguito dell'analisi spettrale. Per dare un significato oggettivo a tale valutazione è stato introdotto un parametro arbitrario chiamato "Coefficiente Attività" (Catt).

Tale coefficiente consiste nel rapporto tra le potenze normalizzate in banda beta e alfa.

La ragione dell'introduzione di tale coefficiente consiste nel fatto che nella banda beta è presente la potenza relativa all'attività cerebrale di maggior intensità/concentrazione, mentre in banda alfa è presente la potenza relativa alla veglia rilassata. Pertanto il valore del rapporto tra le due potenze è in grado di fornire un indice circa la distribuzione di intensità dell'attività cerebrale.

Trasponendo in codice Matlab otteniamo:

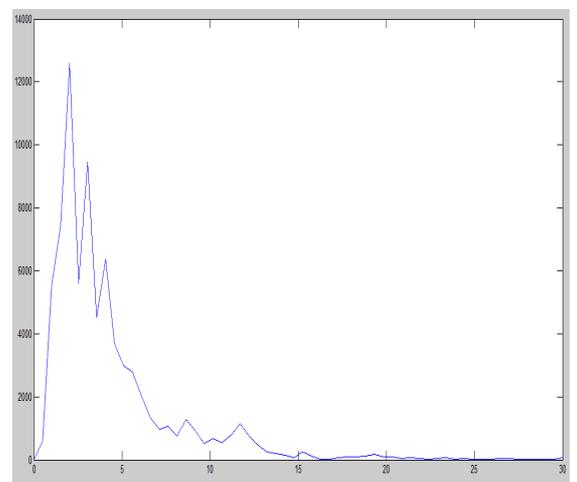
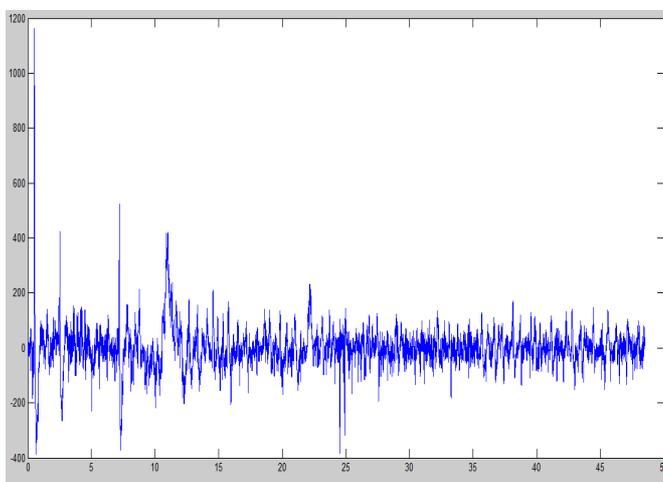
```
% Coefficiente Attività
Catt=Y(4)/Y(3)
```

Il soggetto in esame è stato sottoposto a quattro acquisizioni diverse, in ognuna delle quali gli è stato richiesto un compito mentale differente:

1. Completamente rilassato, disteso supino, occhi chiusi
2. Seduto in rilassamento, occhi aperti;
3. Compito mentale, totale concentrazione;
4. Attivo mentalmente, concentrazione e attività motoria.

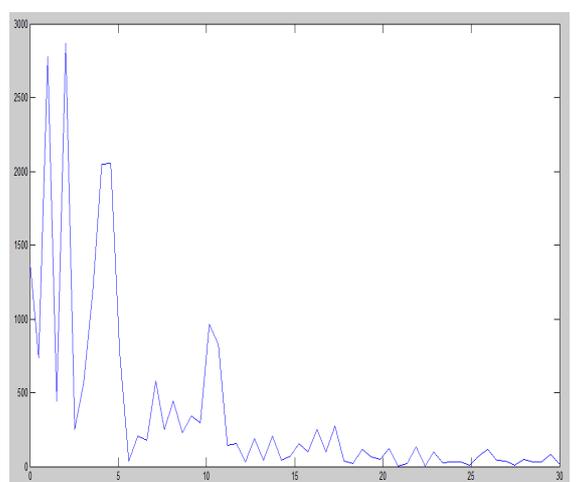
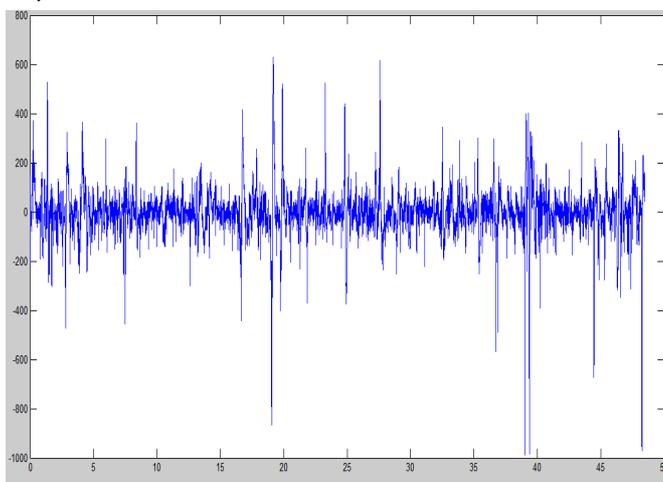
La durata di ogni acquisizione è stata di circa 40 secondi.

1)



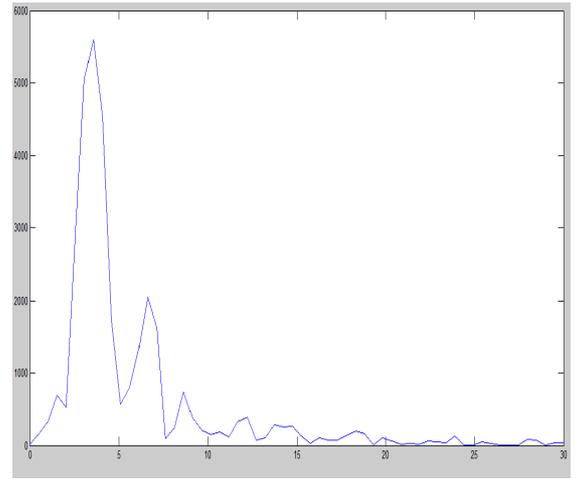
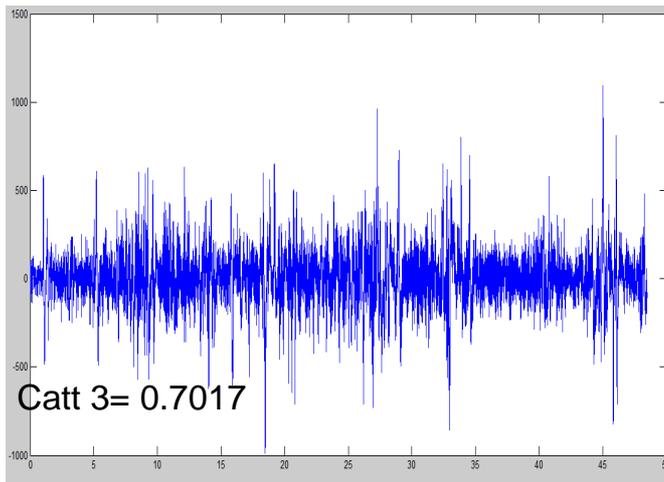
Catt 1= 0.3198

2)



Catt 2= 0.7811

3)



4)

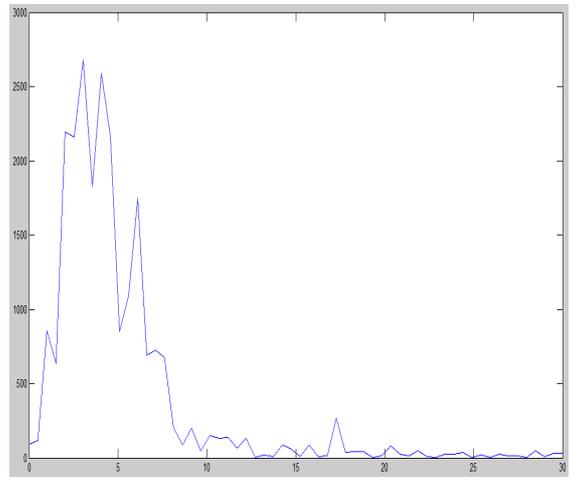
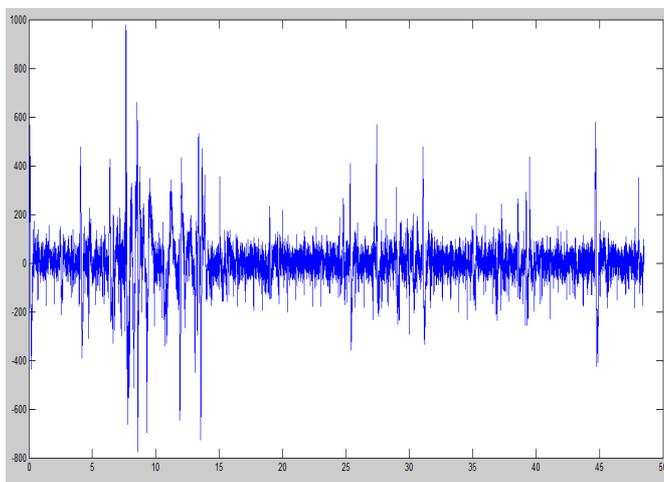


Figura 6.14. Grafici e relativi spettri delle quattro diverse acquisizioni in stati mentali differenti. 1) Soggetto completamente rilassato, disteso supino, occhi chiusi. 2) soggetto seduto in rilassamento, occhi aperti; 3) soggetto sottoposto a un compito mentale, concentrazione; 4) soggetto attivo mentalmente, totale concentrazione e attività motoria.

Il confronto dei coefficienti di attività Catt, denota una discreta corrispondenza tra le potenze nelle varie bande spettrali e gli stati del soggetto: lo stato che denota un Catt. minore, difatti, è il primo, ossia quello in cui il soggetto è completamente rilassato (l'energia cerebrale dello stesso dovrebbe concentrarsi nella fascia theta-alfa), e lo stato in cui tale coefficiente è massimo è l'ultimo (attività mentale e motoria).

Tuttavia, lo stesso successo non si può affermare nei casi intermedi come nel caso 2, in cui la banda predominante non dovrebbe essere la

beta, trattandosi di veglia rilassata. In ogni caso si tratta di una sola acquisizione per breve tempo, il test successivo risulta più qualificante in quanto il coefficiente di attività è il risultato della media di un gran numero di acquisizioni.

### **Test accuratezza – 3 – Test multiplo mediato di analisi di uno stato mentale in un soggetto**

La terza prova consisteva nell'acquisizione mirata di due stati (veglia completamente rilassata e veglia con concentrazione), nel ripetere l'acquisizione un determinato numero di volte (dieci acquisizioni da almeno 40 secondi) e, dopo aver eliminato i valori che si discostavano eccessivamente dalla media aritmetica (scostamento quadratico medio maggiore), calcolarne proprio la media. Tale procedimento ha interessato il coefficiente Attività (Catt) e l'integrale dell'intera banda.

Numero acquisizione	Coefficiente Attività Catt.	Integrale
1	1.3149	921,365
2	0.4963	1367,666
3	0.4607	495,822
4	0.5731	1477,918
5	0.5382	351,705
6	0.5775	306,452
7	0.4433	582,569
8	0.2135	1849,512
9	0.2664	918,598
10	1.5385	242,114

Tabella 6.3. Valori relativi alle dieci acquisizioni in un soggetto in veglia completamente rilassata.

Tra i due parametri in questione (Coeff.Attività.,Integrale)è stato scelto il Coefficiente di Attività. come riferimento per l'eliminazione dei valori più discostanti dalla media; pertanto sono state eliminate le acquisizioni numero 1 e numero 10. Ottenendo così i seguenti valori finali:

Valori medi:

C.Att. (relax) = 0.4462

Integrale = 918.7807

Numero acquisizione	Coefficiente Attività Catt.	Integrale
1	0,6005	5767,86
2	1,0346	4890,99
3	1,1517	3485,64
4	1,0350	6967,08
5	2,9530	8044,92
6	1,5530	2403,06
7	1,3168	11805,69
8	1,1202	7159,09
9	1,0242	2538,54
10	1,9097	4015,51

Tabella 6.4. Valori relativi alle dieci acquisizioni in un soggetto in veglia attiva e concentrata.

Valori medi:

C.Att. (concentrazione) = 1.2682

Integrale = 5707,8

Confrontando i valori ottenuti è possibile apprezzare un aumento netto del valore del coefficiente di attività tra lo stato di veglia rilassata e lo stato di veglia attiva.

## Test accuratezza – 4 – Test di confronto del segnale acquisito tra Mindwave e poligrafo

La modalità di svolgimento di tale prova consisteva nel confrontare il segnale cerebrale mediante due elettrodi contemporaneamente. Un elettrodo era del tipo a ponte con gel salino ed era collegato al poligrafo mentre l'altro era il dry electrode di Mindwave (Figura 6.15).



Figura 6.15. In figura è mostrata la modalità di svolgimento del test di confronto tra Mindwave e poligrafo.

Dopo l'acquisizione, i dati sono stati elaborati mediante Matlab per quanto attiene il segnale di Mindwave, mentre mediante EEGLab per il segnale del poligrafo. Ottenendo i seguenti due spettri di potenza cerebrale (Figura 6.16).

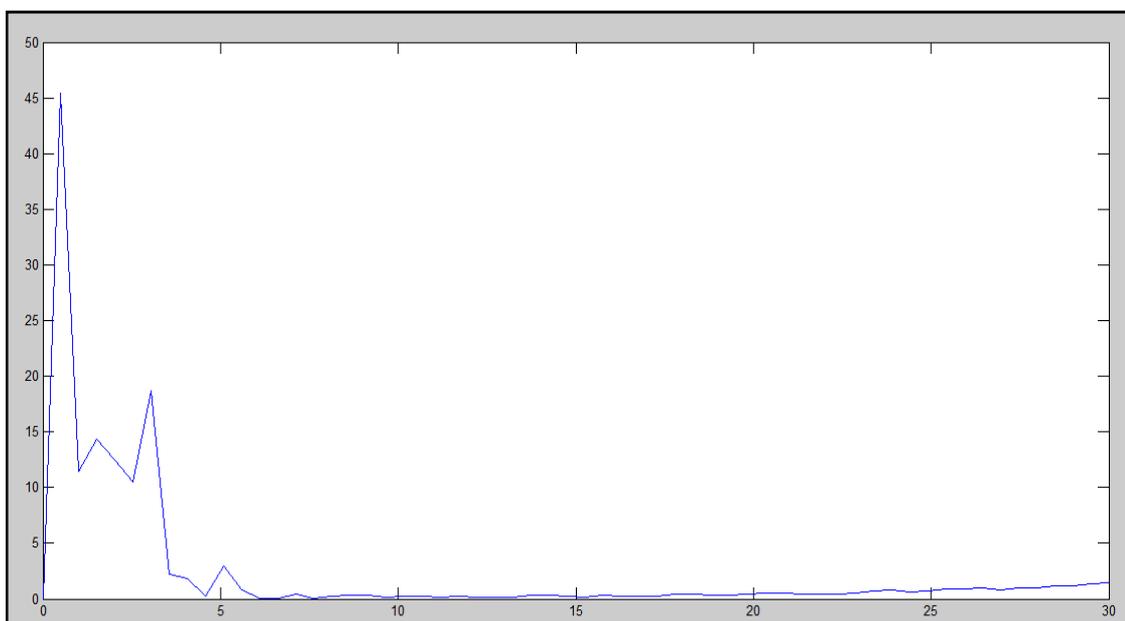
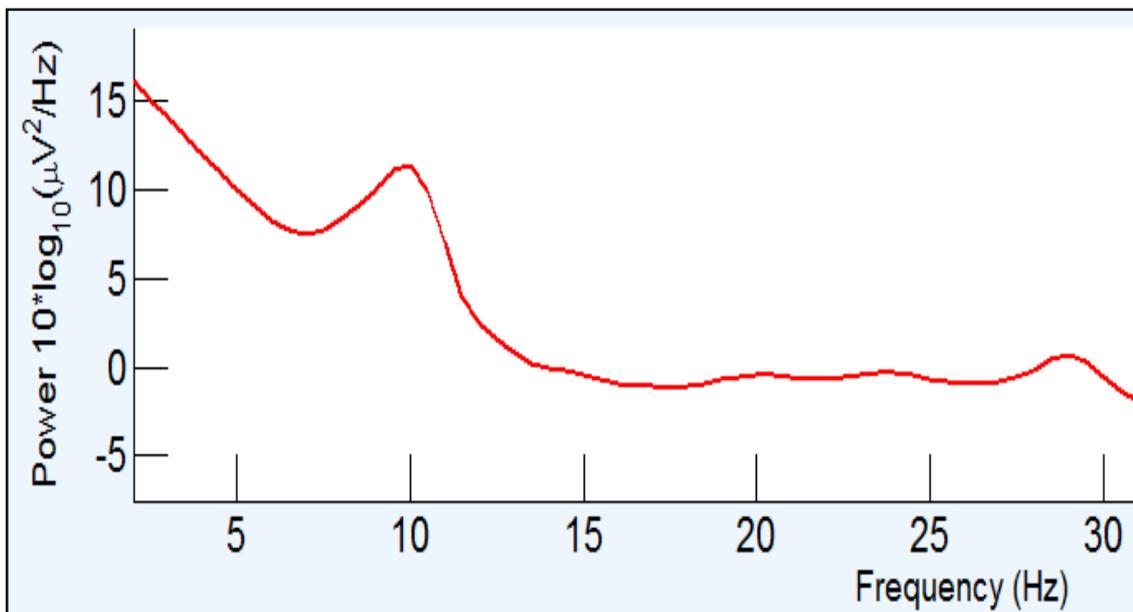


Figura 6.16. Spettri di potenza di una acquisizione simultanea. Sopra, spettro del segnale acquisito mediante poligrafo. Sotto, spettro del segnale acquisito mediante Mindwave.

Il segnale acquisito tramite il poligrafo fornisce uno spettro di buona qualità mentre lo spettro ottenuto dalle rilevazioni effettuate con Mindwave è di qualità relativamente scadente e non utilizzabile a fini clinici o di ricerca.

Questo risultato è probabilmente dovuto alla presenza di un solo elettrodo, alla posizione dell'elettrodo (nessun elettrodo di un montaggio EEG clinico viene posizionato in fronte) ed alla scarsa qualità dell'amplificatore interno di Mindwave.



Figura 6.17. A sinistra, è rappresentato un montaggio EEG realizzato in laboratorio secondo le prescrizioni raccomandate in letteratura. A destra, il montaggio dell'elettrodo frontale di Mindwave. Come è possibile notare, nei montaggi EEG clinici non vengono posizionati elettrodi sulla fronte.

Fonte: <http://www.ballantinespr.com/NeuroTemp/LifestyleImages.html>

Questo è ciò che emerge dalle nostre rilevazioni e non sono state trovate evidenze sperimentali di buona qualità sul sito della casa costruttrice.

Talvolta, posizionando bene l'elettrodo di Mindwave è possibile ottenere uno spettro di buona qualità, come si vede in figura 6.18.

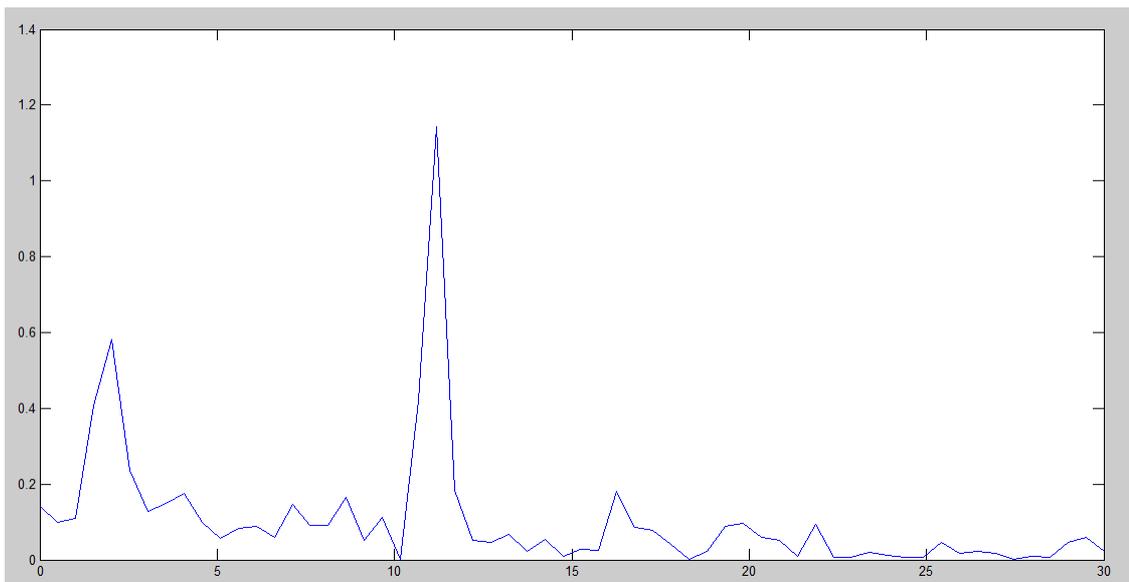


Figura 6.18. In figura è mostrato lo spettro di una acquisizione relativamente di buona qualità con Mindwave.

Per ottenere spettri di buona qualità è stato spesso necessario l'utilizzo di tamponi imbevuti di soluzione conduttrice posti sull'elettrodo di Mindwave. Non essendo questa una soluzione stabilmente praticabile in campo militare, è stato provato l'utilizzo di Mindwave per ottenere delle informazioni più grossolane ma ugualmente molto utili allo scopo della tesi. Come illustrato nelle pagine seguenti, i risultati ottenuti sono più che soddisfacenti nonostante l'utilizzo di componentistica commerciale.

In questa fase si è inoltre reso necessario standardizzare i valori di potenza per un confronto reale con altri sistemi di acquisizione. Pertanto, il codice di Matlab è stato modificato in modo che ad ogni passo di quantizzazione di Mindwave (range quantizzato da 2047 a -2048) corrispondesse  $0,1\mu\text{V}$  di tensione.

Tale modifica ha interessato anche il Coefficiente di attività in quanto non ha reso più necessario prendere in considerazione nella sua costituzione l'integrale normalizzato bensì solo l'integrale dello spettro.

#### **e. Realizzazione di un algoritmo per la rilevazione degli stati mentali**

Una volta preso atto dei risultati ottenuti nelle prove appena descritte, l'obiettivo finale consisteva nell'identificazione di un algoritmo che fosse in grado di discriminare in maniera automatica tra diversi stati mentali. Le condizioni possibili di discriminazione prese in considerazione sono state le seguenti:

1. Elmetto non posizionato correttamente
2. Soggetto in stato di morte;
3. Soggetto in stato di coma;
4. Soggetto in veglia rilassata/sonno;
5. Soggetto in veglia attiva.

A tal fine sono stati presi in considerazione altri coefficienti in quanto l'impiego del solo coefficiente di attività (Catt) non è risultato sufficiente. Tali ulteriori coefficienti sono:

Potenza totale (Ptot), l'unità di misura è il  $\mu\text{W}$  e consiste nella somma delle quattro componenti delta, theta, alfa e beta. Fornisce un indice relativo alla potenza cerebrale emessa. Questo indice non è molto significativo a causa delle tante interferenze che giungono all'elettrodo: la Ptot può essere relativamente alta sia quando l'elettrodo è ben in contatto col capo, grazie alla potenza presente sulle quattro bande prese in considerazione, che nel caso l'elettrodo si disconnetta accidentalmente, a causa delle interferenze provenienti dall'ambiente. L'unico caso in cui la componente Ptot può diventare relativamente piccola è quello di morte.

`%Potenza totale`

```
Ptot = Pdelta+Ptheta+Palfa+Pbeta;
```

Potenza a bassa frequenza (Power low frequency, Plf), l'unità di misura è il  $\mu\text{W}$  e consiste nella somma delle due componenti a bassa frequenza delta e theta. Fornisce un indice relativo alla potenza cerebrale emessa a bassa frequenza. Questo indice è particolarmente utile per determinare lo stato di morte cerebrale in quanto, in assenza di segnale EEG, la potenza alle basse frequenze è molto bassa. Utilizzando dei corpi inanimati con una conduttività pari a quella del corpo umano (alcuni mS), si è notato che la Plf assume valori inferiori a 5 mW.

`%Potenza a bassa frequenza`

```
Plf = Pdelta + Ptheta;
```

Potenza a media frequenza (Power medium frequency, Pmf), l'unità di misura è il  $\mu\text{W}$  e consiste nella somma delle due componenti a media frequenza alfa e beta. Fornisce un indice relativo alla potenza cerebrale emessa a media frequenza. In caso di morte cerebrale questa potenza

non diminuisce in modo rilevante a causa delle interferenze provenienti dall'ambiente (il corpo umano funge da antenna).

Nel caso di elettrodo non indossato, la Pmf diventa particolarmente alta perché Mindwave, oltre a captare le interferenze esterne, viene privato del corpo umano che funge da filtro passa-basso. Ovviamente queste considerazioni sulle interferenze si riferiscono all'ambiente di una metropoli come Torino mentre non vi sono dati empirici circa le componenti in etere di un teatro operativo.

`%Potenza a media frequenza`

`Pmf= Palfa + Pbeta;`

Coefficiente di coma (Ccoma) e consiste nel rapporto tra la somma delle componenti a media frequenza con quelle a bassa frequenza. Fornisce un indice indicativo sulla preponderanza nell'analisi spettrale delle medie frequenze sulle basse. Questo coefficiente è stato chiamato Ccoma per abuso di linguaggio, infatti, alcuni tipi di coma presentano una bassa attività alle frequenze medie e una più alta attività alle frequenze basse. Inoltre la parola "coma" non è più utilizzata in neurologia, tuttavia, in questo contesto è stato scelto di utilizzarla per la diffusione che essa possiede. Dalla letteratura si evince che in alcuni stadi del coma questo rapporto è di circa un decimo. Per questo motivo abbiamo proposto di dichiarare il soggetto in coma quando  $C_{coma} < 0.05$ . Ovviamente questa è un'indicazione molto imprecisa, essendo il coma uno stato clinico che può avere molti stadi e molte tipologie di tracciato EEG. La condizione  $C_{coma} < 0.05$  si addice solo ad alcuni quadri clinici che potrebbero assomigliare a quegli stati che, una volta, venivano denominati "coma profondo", caratterizzati dalla quasi totale assenza del ritmo alfa e del ritmo beta. D'ora in poi, con la parola "coma" si intenderà semplicemente l'assenza quasi totale di ritmo alfa e di ritmo beta, associata alla permanenza dei ritmi delta e theta. Quando  $C_{coma} < 0.05$  certamente il soggetto si troverà in una situazione patologica (non è fisiologico che scompaiano i ritmi alfa e beta) che, per semplicità, chiameremo "coma".

In questa condizione non ha senso andare a valutare gli altri coefficienti e il soggetto sarà dichiarato semplicisticamente “in coma”.

```
%Coefficiente coma  
Ccoma =(Palfa+Pbeta)/(Pdelta+Ptheta);
```

In sintesi, quando un soggetto è vivo ( $P_{lf} > 5$  mW) e non si trova in coma ( $C_{coma} > 0.05$ ) si trova o in uno stato di riposo o in attività, dove per “riposo” intendiamo uno stato in cui il ritmo alfa prevale sul ritmo beta ( $C_{att} < 0.6$ ) e per “attività” intendiamo la situazione duale.

La scelta del valore di cut-off pari a 0.6 è legata all’osservazione di circa un centinaio di rilevazioni empiriche in cui il Catt scendeva al di sotto del valore di 0.6 quando il soggetto era rilassato. Diventando invece maggiore di 0.6 quando il soggetto era impegnato in compiti cognitivi.

Durante il sonno, a volte, il Catt scendeva al di sotto del valore di 0.3, probabilmente durante il sonno NREM.

In futuro si potrebbe analizzare il susseguirsi delle fasi del sonno (dallo stadio 1 allo stadio 4) mediante l’utilizzo del Catt.

Quando l’elettrodo di Mindwave è posizionato in area prefrontale (in zona area motoria primaria) è possibile che il Catt assuma valori superiori ad 1 durante compiti motori.

Quando l’elmetto non è posizionato correttamente molte interferenze in banda beta giungono all’amplificatore di Mindwave per cui il Catt assume valori relativamente alti. Non è chiaro quanto ciò sia dovuto alle sole interferenze o ai fenomeni di retroazione e rumore dell’amplificatore di Mindwave. Ciò che è certo è che, in ambiente metropolitano (Torino), quando l’elmetto è disconnesso si ha un valore di Catt  $> 5$  nel 99% dei casi.

Queste osservazioni sono riassunte in Tabella 6.5 e hanno permesso la scrittura dell’algoritmo definitivo.

Numero	Stato da rilevare	Condizione discriminante
1	Elmetto non posizionato correttamente	Plf > 5 and Catt > 5
2	Soggetto in stato di morte	Plf < 5 (morto)
3	Soggetto in stato di coma	Plf > 5 (vivo) Ccoma < 0.05 (in coma)
4	Soggetto in veglia rilassata/sonno	Plf > 5 (vivo) Ccoma > 0.05 (non in coma) Catt < 0.6 (rilassato)
5	Soggetto in veglia attiva	Plf > 5 (vivo) Ccoma > 0.05 (non in coma) Catt > 0.6 (attivo mentalmente)

Tabella 6.5. In tabella sono riportati i valori empirici discriminanti per ogni stato mentale

Nella figura seguente è riportato il codice che provvede in maniera automatica ad acquisire i dati di Mindwave, elaborarli e fornire in output lo stato mentale rilevato.

```
function readRAWe
%
%IMP
%comando traccia(readRAWe)
%run this function to connect and plot raw EEG data
%make sure to change portnum1 to the appropriate COM port

clear all
close all

data = zeros(1,256);    %preallocate buffer
traccia=data;

portnum1 = 7;    %COM Port #
comPortName1 = sprintf('\\\\.\\COM%d', portnum1);

% Baud rate for use with TG_Connect() and TG_SetBaudrate().
TG_BAUD_57600 =    57600;

% Data format for use with TG_Connect() and TG_SetDataFormat().
TG_STREAM_PACKETS =    0;

% Data type that can be requested from TG_GetValue().
TG_DATA_RAW =    4;

%load thinkgear dll
loadlibrary('Thinkgear.dll');
fprintf('Thinkgear.dll loaded\n');

%get dll version
dllVersion = calllib('Thinkgear', 'TG_GetDriverVersion');
fprintf('ThinkGear DLL version: %d\n', dllVersion );
```

```

%%
% Get a connection ID handle to ThinkGear
connectionId1 = calllib('Thinkgear', 'TG_GetNewConnectionId');
if ( connectionId1 < 0 )
    error( sprintf( 'ERROR: TG_GetNewConnectionId() returned %d.\n',
connectionId1 ) );
end;

% Set/open stream (raw bytes) log file for connection
errCode = calllib('Thinkgear', 'TG_SetStreamLog', connectionId1,
'streamLog.txt' );
if( errCode < 0 )
    error( sprintf( 'ERROR: TG_SetStreamLog() returned %d.\n', errCode
) );
end;

% Set/open data (ThinkGear values) log file for connection
errCode = calllib('Thinkgear', 'TG_SetDataLog', connectionId1,
'dataLog.txt' );
if( errCode < 0 )
    error( sprintf( 'ERROR: TG_SetDataLog() returned %d.\n', errCode )
);
end;

% Attempt to connect the connection ID handle to serial port "COM3"
errCode = calllib('Thinkgear', 'TG_Connect',
connectionId1,comPortName1,TG_BAUD_57600,TG_STREAM_PACKETS );
if ( errCode < 0 )
    error( sprintf( 'ERROR: TG_Connect() returned %d.\n', errCode ) );
end

fprintf( 'Connected. Reading Packets...\n' );

outputvalori=fopen('Mindwave_output.docx','w');
clear Mindwave_output.docx;

%%
%record data
ciclo=0;
condizione=0;

while (ciclo < 40);

    j = 0;
    i = 0;

    while (i < 4096)    %loop for 20 seconds = 10240 215000
        if (calllib('Thinkgear','TG_ReadPackets',connectionId1,1) == 1)    %if
            a packet was read...

            if (calllib('Thinkgear','TG_GetValueStatus',connectionId1,TG_DATA_RAW)
                ~= 0)    %if RAW has been updated
                    j = j + 1;
                    i = i + 1;
                    data(j) =
                calllib('Thinkgear','TG_GetValue',connectionId1,TG_DATA_RAW);
            end
        end

    if (j == 256)

```

```

%plotRAW(data);
traccia = [traccia data];

                fprintf(outputvalori, '%5.0f', data);
j = 0;
end
end
                ciclo=ciclo+1;

x=traccia;
                disp ('nuova traccia');
x=x.*0.1;
                x=x-mean(x);
                size(x);
                NG=ans(1,2);
                TF=NG/512;
                t=linspace(0,TF,NG);

                subplot(1,2,1);
                plot (t,x);

                axis([0 5 -100 100])
                drawnow

%   FFT
                X=fft(x,1024)./512;
                XT=fftshift(X);
                SXT=abs(XT).^2;
%   spettro monolatero destro
                SXu=SXT(513:1024);
%   spettro da 0 a 30 Hz
                SXL=SXu(1:60);
f=linspace(0,30,60);

                subplot(1,2,2);
                plot(f,SXL)
                drawnow

                clear traccia;
                data = zeros(1,256);      %preallocate buffer
traccia=data;

% plot (f, SXL);
%   Integrale dell'area sottesa suddivisa nelle bande cerebrali
(delta, theta, alfa, beta)
Pdelta=trapz(f((length(SXL))*1/30:(length(SXL)*4/30)),SXL((length(SXL)
)*1/30:(length(SXL)*4/30)));

Ptheta=trapz(f((length(SXL))*4/30:(length(SXL)*8/30)),SXL((length(SXL)
)*4/30:(length(SXL)*8/30)));

Palfa=trapz(f((length(SXL))*8/30:(length(SXL)*13/30)),SXL((length(SXL)
)*8/30:(length(SXL)*13/30)));

Pbeta=trapz(f((length(SXL))*13/30:(length(SXL)*30/30)),SXL((length(SXL)
))*13/30:(length(SXL)*30/30)));

disp(['rilevazione: ', num2str(ciclo)] )

%Potenza totale
                Ptot = Pdelta+Ptheta+Palfa+Pbeta;
%Potenza a bassa frequenza

```

```

        Plf = Pdelta + Ptheta;
%Potenza a media frequenza
        Pmf= Palfa + Pbeta;
%Coefficiente coma
        Ccoma = (Palfa+Pbeta)/(Pdelta+Ptheta);
%Coefficiente attività
        Catt = Pbeta/Palfa;

disp(['Ptot = ', num2str(Ptot), '   Plf = ', num2str(Plf), '
Pmf=', num2str(Pmf), '   Ccoma=', num2str(Ccoma), '   Catt
=', num2str(Catt)])

if ( (Plf > 5) && (Catt > 5) ) ,
%free_run
        condizione=1;
else% non è in free run
if Plf<5,
%morte
        condizione=2;
else% è vivo
if Catt> 0.6
%attività mentale
        condizione=5;
else% è vivo ma non attivo
if Ccoma < 0.05
%è in coma
        condizione=3;
else
% è in veglia rilassata
        condizione=4;
end
end
end
end
disp(['Condizione rilevata: ' , num2str(condizione)])
end

%disconnect
calllib('Thinkgear', 'TG_FreeConnection', connectionId1 );
fclose(outputvalori);
end

```

Figura 6.17. Codice in Matlab per l'elaborazione automatizzata dei dati

Nel presente algoritmo, ogni acquisizione ha una durata di 8 secondi.

Al termine di questo lasso di tempo, viene calcolata e riportata a video sotto forma di riga di comando la condizione mentale.

## Implementazioni finali: GUI e calcolo della moda

Le implementazioni finali del codice sono state dedicate alla progettazione di una GUI (Graphic User Interface, interfaccia grafica) e al calcolo della moda di una serie di acquisizioni.

In particolare, l'introduzione dell'interfaccia grafica è stata resa necessaria per aumentare la comprensibilità del software in quanto nella versione precedente, i risultati delle acquisizioni erano mostrati mediante riga di comando di Matlab.

In figura 6.18, è mostrata l'interfaccia grafica realizzata. Tale interfaccia riporta nelle sei caselle di colore blu i valori istantanei calcolati di ciascun coefficiente descritto nel paragrafo precedente. Nella casella bianca è invece riportato il significato in parole della condizione corrispondente mediata su cinque acquisizioni.

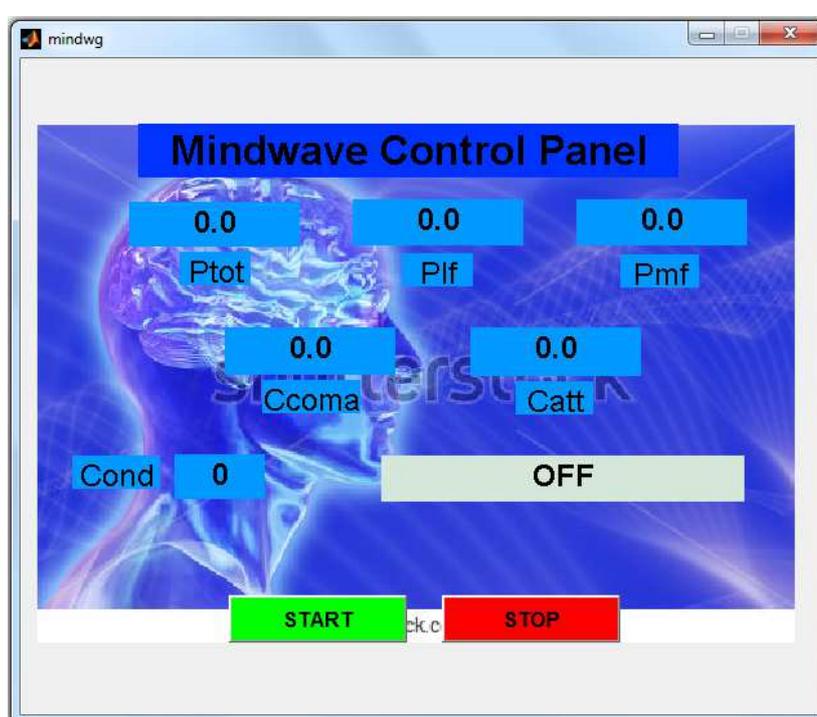


Figura 6.18. Interfaccia grafica GUI realizzata

In particolare le condizioni che si possono leggere nella casella bianca sono le seguenti (Tabella 6.6):

Condizione Numero	Condizione corrispondente	Condizione riportata sull'interfaccia grafica
0	Mindwave spento	OFF
1	Elmetto non posizionato correttamente	DISCONNECTED
2	Soggetto in stato di morte	DEAD
3	Soggetto in stato di coma	COMA
4	Soggetto in veglia rilassata/sonno	RELAX-SLEEP
5	Soggetto in veglia attiva	ACTIVE
N.N.	Errore interno	WAIT

Tabella 6.6. Condizioni riportate nell'interfaccia grafica creata.

L'operazione aggiuntiva che è stata introdotta è stata dedicata al calcolo della moda delle ultime cinque acquisizioni. Dato che ogni acquisizione ha una durata di otto secondi, l'utilizzatore del software, riceverà un feedback sull'attività cerebrale del soggetto ogni 40 secondi.

Tale operazione è stata resa necessaria per aumentare l'affidabilità delle rilevazioni ed avere una maggior certezza circa la reale condizione dell'individuo.

Nella seguente figura è infine riportato il codice finale sia dell'interfaccia grafica che del software per l'acquisizione ed elaborazione (Figura 6.19).

```
function varargout = mindwg(varargin)
% MINDWG M-file for mindwg.fig
%   MINDWG, by itself, creates a new MINDWG or raises the existing
%   singleton*.
%
%   H = MINDWG returns the handle to a new MINDWG or the handle to
%   the existing singleton*.
%
%   MINDWG('CALLBACK',hObject,eventData,handles,...) calls the
local
%   function named CALLBACK in MINDWG.M with the given input
arguments.
%
%   MINDWG('Property','Value',...) creates a new MINDWG or raises
the
%   existing singleton*. Starting from the left, property value
pairs are
%   applied to the GUI before mindwg_OpeningFcn gets called. An
%   unrecognized property name or invalid value makes property
application
%   stop. All inputs are passed to mindwg_OpeningFcn via varargin.
```

```

%
%      *See GUI Options on GUIDE's Tools menu.  Choose "GUI allows
only one
%      instance to run (singleton)".
%
% See also: GUIDE, GUIDATA, GUIHANDLES

% Edit the above text to modify the response to help mindwg

% Last Modified by GUIDE v2.5 25-Jul-2012 22:55:13

% Begin initialization code - DO NOT EDIT
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name',       mfilename, ...
                  'gui_Singleton',  gui_Singleton, ...
                  'gui_OpeningFcn', @mindwg_OpeningFcn, ...
                  'gui_OutputFcn',  @mindwg_OutputFcn, ...
                  'gui_LayoutFcn',  [], ...
                  'gui_Callback',   []);
if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end

if nargout
    [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end
% End initialization code - DO NOT EDIT

% --- Executes just before mindwg is made visible.
function mindwg_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles, varargin)
% This function has no output args, see OutputFcn.
% hObject    handle to figure
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
% varargin   command line arguments to mindwg (see VARARGIN)

% Choose default command line output for mindwg
handles.output = hObject;

% Update handles structure
guidata(hObject, handles);

% UIWAIT makes mindwg wait for user response (see UIRESUME)
% uiwait(handles.figure1);

% --- Outputs from this function are returned to the command line.
function varargout = mindwg_OutputFcn(hObject, eventdata, handles)
% varargout  cell array for returning output args (see VARARGOUT);
% hObject    handle to figure
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Get default command line output from handles structure
varargout{1} = handles.output;

% --- Executes on button press in start.

```

```

function start_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to start (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

counter_moda=1;
valore_moda=zeros(1,5);
condizione_moda=0;
ciclo=0;

while (ciclo < 10);
    %spettro_fig_id = figure;
    %set (spettro_fig_id, 'OuterPosition', [2 150 700 600], 'Name',
'Aquired Data - Time - Power Spectrum', 'NumberTitle', 'off',
'MenuBar', 'none');
    [Ptot, Plf, Pmf, Ccoma, Catt, condizione] = fmvdfna;
    set(handles.Ptot_disp, 'String', num2str(Ptot));
    set(handles.Plf_disp, 'String', num2str(Plf));
    set(handles.Pmf_disp, 'String', num2str(Pmf));
    set(handles.Ccoma_disp, 'String', num2str(Ccoma));
    set(handles.Catt_disp, 'String', num2str(Catt));
    set(handles.condiz_ist, 'String', num2str(condizione));
    ciclo=ciclo+1;

    if counter_moda == 5

        condizione_moda=mode(valore_moda);
        disp (num2str (condizione_moda))

        switch condizione_moda
            case 1
                set(handles.condiz_moda, 'String', 'DISCONNECTED!');
            case 2
                set(handles.condiz_moda, 'String', 'DEAD...');
            case 3
                set(handles.condiz_moda, 'String', 'COMA . . .');
            case 4
                set(handles.condiz_moda, 'String', 'RELAX-SLEEP');
            case 5
                set(handles.condiz_moda, 'String', 'ACTIVE!');
            otherwise
                set(handles.condiz_moda, 'String', 'WAIT...');
        end

        counter_moda=1;
        valore_moda=zeros(1,5);

    end

    valore_moda(1,counter_moda)= condizione;
    counter_moda=counter_moda + 1;

end

% --- Executes on button press in stop_button.
function stop_button_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to stop_button (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
%set(handles.Ptot_disp, 'String', num2str(k));
close all;

```

```

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function bgnd_pic_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to bgnd_pic (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    empty - handles not created until after all CreateFcns
called
axes (hObject)
imshow ('brain.jpg')
% Hint: place code in OpeningFcn to populate bgnd_pic

% --- If Enable == 'on', executes on mouse press in 5 pixel border.
% --- Otherwise, executes on mouse press in 5 pixel border or over
start.
function start_ButtonDownFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to start (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

```

---

```

function readRAWe
%
%IMP
%comando traccia(readRAWe)
%run this function to connect and plot raw EEG data
%make sure to change portnum1 to the appropriate COM port

clear all
close all

data = zeros(1,256);    %preallocate buffer
traccia=data;

portnum1 = 7;    %COM Port #
comPortName1 = sprintf('\\\\.\\COM%d', portnum1);

% Baud rate for use with TG_Connect() and TG_SetBaudrate().
TG_BAUD_57600 =    57600;

% Data format for use with TG_Connect() and TG_SetDataFormat().
TG_STREAM_PACKETS =    0;

% Data type that can be requested from TG_GetValue().
TG_DATA_RAW =    4;

%load thinkgear dll
loadlibrary('Thinkgear.dll');
fprintf('Thinkgear.dll loaded\n');

%get dll version
dllVersion = calllib('Thinkgear', 'TG_GetDriverVersion');
fprintf('ThinkGear DLL version: %d\n', dllVersion );

% Get a connection ID handle to ThinkGear
connectionId1 = calllib('Thinkgear', 'TG_GetNewConnectionId');

```

```

if ( connectionId1 < 0 )
    error( sprintf( 'ERROR: TG_GetNewConnectionId() returned %d.\n',
connectionId1 ) );
end;

% Set/open stream (raw bytes) log file for connection
errCode = calllib('Thinkgear', 'TG_SetStreamLog', connectionId1,
'streamLog.txt' );
if( errCode < 0 )
    error( sprintf( 'ERROR: TG_SetStreamLog() returned %d.\n', errCode
) );
end;

% Set/open data (ThinkGear values) log file for connection
errCode = calllib('Thinkgear', 'TG_SetDataLog', connectionId1,
'dataLog.txt' );
if( errCode < 0 )
    error( sprintf( 'ERROR: TG_SetDataLog() returned %d.\n', errCode )
);
end;

% Attempt to connect the connection ID handle to serial port "COM3"
errCode = calllib('Thinkgear', 'TG_Connect',
connectionId1,comPortName1,TG_BAUD_57600,TG_STREAM_PACKETS );
if ( errCode < 0 )
    error( sprintf( 'ERROR: TG_Connect() returned %d.\n', errCode ) );
end

fprintf( 'Connected. Reading Packets...\n' );

outputvalori=fopen('mindwave_output.docx','w');
clear mindwave_output.docx;

%%
%record data
ciclo=0;
condizione=0;

counter_moda=1;
valore_moda=zeros(1,5);
condizione_moda=0;

while (ciclo < 40);

    j = 0;
    i = 0;

    while (i < 4096)    %loop for 20 seconds = 10240 215000
        if (calllib('Thinkgear','TG_ReadPackets',connectionId1,1) ==
1)    %if a packet was read...

            if
            (calllib('Thinkgear','TG_GetValueStatus',connectionId1,TG_DATA_RAW) ~=
0)    %if RAW has been updated
                j = j + 1;
                i = i + 1;
                data(j) =
calllib('Thinkgear','TG_GetValue',connectionId1,TG_DATA_RAW);
            end
        end
    end
end

```

```

    if (j == 256)
        %plotRAW(data);
        traccia = [traccia data];

        fprintf(outputvalori, '%5.0f', data);

        j = 0;
    end
end

ciclo=ciclo+1;
x=traccia;
disp ('nuova traccia');
x=x.*0.1;
x=x-mean(x);
size(x);
NG=ans(1,2);
TF=NG/512;
t=linspace(0,TF,NG);

subplot(1,2,1);
plot (t,x);

axis([0 5 -100 100])
drawnow

% FFT
X=fft(x,1024)./512;
XT=fftshift(X);
SXT=abs(XT).^2;
% spettro monolatero destro
SXu=SXT(513:1024);
% spettro da 0 a 30 Hz
SXL=SXu(1:60);
f=linspace(0,30,60);

subplot(1,2,2);
plot(f,SXL)
drawnow

clear traccia;
data = zeros(1,256); %preallocate buffer
traccia=data;

% Integrale dell'area sottesa suddivisa nelle bande cerebrali (delta,
theta, alfa, beta)

Pdelta=trapz(f((length(SXL))*1/30:(length(SXL)*4/30)),SXL((length(SXL)
)*1/30:(length(SXL)*4/30)));

Ptheta=trapz(f((length(SXL))*4/30:(length(SXL)*8/30)),SXL((length(SXL)
)*4/30:(length(SXL)*8/30)));

Palfa=trapz(f((length(SXL))*8/30:(length(SXL)*13/30)),SXL((length(SXL)
)*8/30:(length(SXL)*13/30)));

Pbeta=trapz(f((length(SXL))*13/30:(length(SXL)*30/30)),SXL((length(SXL)
)*13/30:(length(SXL)*30/30)));

disp(['rilevazione: ', num2str(ciclo)] )

```

```

%Potenza totale
Ptot = Pdelta+Ptheta+Palfa+Pbeta;
%Potenza a bassa frequenza
Plf = Pdelta + Ptheta;
%Potenza a media frequenza
Pmf= Palfa + Pbeta;
%Coefficiente coma
Ccoma = (Palfa+Pbeta)/(Pdelta+Ptheta);
%Coefficiente attività
Catt = Pbeta/Palfa;
disp(['Ptot = ', num2str(Ptot), ' Plf = ', num2str(Plf), '
Pmf=', num2str(Pmf), ' Ccoma=', num2str(Ccoma), ' Catt
=', num2str(Catt)])

if ( (Plf > 5) && (Catt > 5) ) ,
    %free_run
    condizione=1;
else % non è in free run
    if Plf<5,
        %morte
        condizione=2;
    else % è vivo
        if Catt> 0.6
            %attività mentale
            condizione=5;
        else % è vivo ma non attivo
            if Ccoma < 0.05
                % è in coma
                condizione=3;
            else
                % è in veglia rilassata
                condizione=4;
            end
        end
    end
end

if counter_moda == 6
    condizione_moda=mode(valore_moda);
    disp(['Condizione MODA: ' , num2str(condizione_moda)])
    counter_moda=1;
    valore_moda=zeros(1,5);
end

disp(['Condizione attuale: ' , num2str(condizione)])
valore_moda(1,counter_moda)= condizione
counter_moda=counter_moda + 1;

end

%disconnect
calllib('Thinkgear', 'TG_FreeConnection', connectionId1 );
fclose(outputvalori);
end

```

Figura 6.19. Codice finale. Prima parte, codice relativo all'interfaccia grafica GUI. Seconda parte, codice per l'acquisizione ed elaborazione del segnale di Mindwave.

## CONCLUSIONI

La finalità principale della presente relazione di laurea consisteva nell'individuare una modalità affidabile per monitorare l'attività cerebrale, contestualizzando l'analisi stessa nell'ottica di possibili future applicazioni in ambito militare operativo.

I punti previsti negli obiettivi sono quindi stati sviluppati, fornendo come soluzione un programma che, valutando i risultati entro opportuni margini di incertezza, compie in maniera automatizzata quanto previsto, ossia l'acquisizione e l'analisi dei segnali cerebrali mediante un elettrodo frontale.

La scelta a supporto del test empirico è ricaduta su un elmetto disponibile in commercio, Mindwave, prodotto dalla multinazionale Neurosky. Le ragioni a sostegno di tale preferenza si sono basate essenzialmente sul basso costo, basso ingombro e possibilità di interfacciare l'elmetto, in questo caso specifico, con il software di programmazione Matlab.

Punto di partenza è stato la verifica dell'attendibilità di questo strumento, pertanto sono state eseguite numerose prove con strumenti elettronici differenti (generatori di funzioni, oscilloscopio, circuiti vari) e clinici (poligrafo EEG professionale).

Dai risultati ottenuti in via sperimentale, si evince chiaramente che la qualità dei dati rilevati mediante poligrafo è nettamente migliore, sia per quanto attiene gli spettri di potenza sia per quanto riguarda le acquisizioni temporali. Dal punto di vista clinico, i dati forniti da Mindwave hanno scarsa rilevanza e se ne sconsiglia l'uso per finalità di ricerca. Inoltre, il segnale è acquisito nell'area frontale, zona molto particolare, in quanto quest'ultima non viene quasi mai utilizzata per rilevazioni in ambito clinico se non per particolari scopi come gli studi sui movimenti oculari. Infatti il segnale prelevato dalla fronte è ricco di artefatti di tipo oculare ed è di intensità molto bassa per quanto riguarda tutti i ritmi di

interesse nelle più comuni rilevazioni cliniche (ad es. determinazione della salute del paziente o del ritmo sonno/veglia). La presenza di un solo elettrodo e di un amplificatore di qualità modesta, pur abbassando molto i costi di realizzazione, abbassa notevolmente anche la qualità del segnale misurato. La qualità del contatto elettrodo-cute è ovviamente molto inferiore a quella di uno strumento professionale soprattutto per l'instabilità del braccio su cui è posizionato l'elettrodo. Per questo lavoro spesso è stato utilizzato un tampone imbevuto di soluzione salina per aumentare la conduttività. Per l'impiego militare si consiglia di prestare particolare cura alla stabilità meccanica dell'elettrodo.

Ciononostante, pur non avendo ottenuto risultati di rilevanza clinica si è realizzato un algoritmo che mediante più misurazioni, riesce ad inviare alla base operativa delle informazioni grossolane in senso generale però utilissime allo scopo prefissato. Analizzando le potenze misurate sulle principali bande di interesse EEG (teta, delta, alfa e beta) e i rapporti tra queste è possibile ottenere una discriminazione tra cinque stati differenti:

1. Elmetto non posizionato correttamente
2. Soggetto in stato di morte
3. Soggetto in stato di coma
4. Soggetto in veglia rilassata / sonno
5. Soggetto in veglia attiva

La fase di morte è stata studiata in clinica su tessuti organici morti, mentre per la fase di coma sono stati studiati i dati riportati in fonti letterarie. In merito alle altre fasi, i dati sono stati acquisiti su soggetti volontari e consapevoli. Consultare il cap. per i dettagli.

L'algoritmo è scritto in Matlab e determinazione automaticamente lo stato cerebrale compiendo una misurazione completa ogni 8 secondi e inviando un dato alla centrale operativa ogni 40 secondi. E' stato possibile testare l'algoritmo solo alcune decine di volte su soggetti differenti e su tessuti morti. Nonostante gli ottimi risultati sarà necessario

uno studio statistico su un vasto campione per poter dichiarare l'algoritmo valido.

Una fase di ingegnerizzazione infine, risulta necessaria per diversi aspetti quali la connessione tra il trasmettitore EEG e l'elmetto, il contatto, il comfort dell'operatore e la trasmissione radio dei dati con la base operativa.

La forza armata Esercito Italiano attualmente sta investendo molte risorse nel progetto "Soldato Futuro", ed in un ottica evolutiva si potrebbe pensare di ampliare il presente algoritmo ingegnerizzando il prototipo individuato dalla ricerca per renderlo idoneo ad essere impiegato nel progetto sopraindicato.

## BIBLIOGRAFIA

- [1] David L. Felten, anil N. Shetty. Atlante di Neuroscienze di Netter. Elsevier-Masson. 2° edizione. 2010
- [2] E.R. Kandel, J.H. Schwartz, T.M. Jessell. Principi di Neuroscienze. Casa Editrice Ambrosiana Milano. 2° edizione. 2001
- [3] O.Mecarelli, S.Pro – Basi neurofisiologiche (pag. 5 - 8) – Manuale teorico pratico di elettroencefalografia – 2009 Wolters Kluwer Health
- [4] Neuroscience, fourth edition – L'organizzazione del sistema nervoso – 2008 Zanichelli
- [5] M.R.De Feo – O.Mecarelli – Testo-Atlante di Elettroencefalografia clinica - Marrapese editore. 1995
- [6] O.Mecarelli, L.Davì – Elettrodi per registrazioni di superficie (pag. 13 - 18) – Manuale teorico pratico di elettroencefalografia – 2009 Wolters Kluwer Health
- [7] O.Mecarelli, P.Li.Voti – Posizionamento degli elettrodi, derivazioni e montaggi (pag. 23 – 32) – Manuale teorico pratico di elettroencefalografia – 2009 Wolters Kluwer Health
- [8] C.Rizzo – Acquisizione del segnale EEG (pag. 38 – 49) – Manuale teorico pratico di elettroencefalografia – 2009 Wolters Kluwer Health
- [9] Onelio Bertazioli – Telecomunicazioni. Seconda edizione – 2004 Zanichelli
- [10] O.Mecarelli – EEG normale in veglia (Pag. 107 – 126) – Manuale teorico pratico di elettroencefalografia – 2009 Wolters Kluwer Health
- [11] Allan Rechtschaffen, Antony Kales – A manual of standardized terminology, techniques and scoring system for sleep stage of human subjects – 1968 University of California
- [12] A.A.S.M.. - The AASM Manual for the scoring of sleep and associated events (Rules, terminology and technical specifications – 2007 American academy of sleep medicine, Westchester II

- [13] L.Parrino, A.Smerieri, M.G.Terzano – EEG del sonno (Pag. 127 – 153) – Manuale teorico pratico di elettroencefalografia – 2009 Wolters Kluwer Health
- [14] Dante Del Corso – Elettronica per telecomunicazioni – Terza edizione – 1995 Levrotto e Bella
- [15] E.Cuniberti, L.De Lucchi, B.De Stefano – Elettronica: Dispositivi e sistemi Vol.3 – 1998 Petrini
- [16] Elementi di elettroencefalografia – Dott.ssa Elisabetta Groppo.  
<http://docente.unife.it/enrico.granieri/materiale-didattico/lezioni-neurologia-v-anno-medicina/lezioni/EEG%2006-05-2011.pdf>
- [17] Datasheet ADS129xx Low-Power, 8-Channel, 24-Bit Analog Front-End for Biopotential Measurements – Texas Instruments - [www.ti.com](http://www.ti.com)
- [18] EBN – Diagnostic technology for the mind - <http://www.ebneuro.biz>
- [19] Beverly S. Marshall – Goodel Luis G Tassinary and John T. Cacioppo - Principles of bioelectrical measurement
- [20] EEGLAB Guide – SCCN Swartz Center for Computational Neuroscience -  
[http://sccn.ucsd.edu/wiki/PDF:EEGLAB\\_Wiki\\_Tutorial](http://sccn.ucsd.edu/wiki/PDF:EEGLAB_Wiki_Tutorial)
- [21] M. Nones, A. Marrone - La trasformazione delle forze armate: il programma Forza Nec, edizioni Nuova Cultura, 2011.  
[http://www.iai.it/pdf/Quaderni/iaiq\\_02.pdf](http://www.iai.it/pdf/Quaderni/iaiq_02.pdf)
- [22] Marco De Dominicis - Il soldato futuro: realta' odierna o futile tentativo di invincibilità, 2012
- [23] Neurosky's eSense™ Meters and Detection of Mental State ) of Neurosky, Inc, 2009. <http://Neurosky.com/AcademicPapers.aspx>
- [24] Brain Wave Signal (EEG) of Neurosky, Inc. - December 15, 2009.  
<http://Neurosky.com/AcademicPapers.aspx>