

UNIVERSITÀ  
DEGLI STUDI  
DI PADOVA



DIPARTIMENTO  
DI INGEGNERIA  
DELL'INFORMAZIONE

CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

# Biofeedback, tempi di reazione e potenziali evento-correlati

LAUREANDO

**Gianluca Spada**

Matricola 1142221

RELATORE

**Prof. Simone Del Favero**

Università degli studi di Padova

CORRELATORE

**Dott. Luca Righetto**

Righetto SRL

ANNO ACCADEMICO  
2022/2023



### **Abstract**

Il Biofeedback è uno strumento versatile, capace di rendere cosciente la persona dei processi fisiologici del proprio corpo. Presenta campi di applicazione dalla psichiatria, alla fisioterapia. In ambito sportivo i tempi di reazione sono fondamentali per un atleta alla ricerca di ogni margine di miglioramento. Il calcolo dei potenziali evento-correlati è particolarmente utile nell'ambito psicologico, per poter diagnosticare eventuali disturbi della psiche.

Nel seguente elaborato verranno trattati questi argomenti, in relazione al tirocinio svolto presso l'azienda Righetto s.r.l., che mi ha permesso di utilizzare le apparecchiature atte alla loro analisi.



# Indice

<b>Lista delle Figure</b>	<b>vi</b>
<b>Lista degli Acronimi</b>	<b>vii</b>
<b>1 Introduzione</b>	<b>1</b>
<b>2 Il segnale elettrico cardiaco</b>	<b>3</b>
2.1 Cenni sull'apparato cardiocircolatorio . . . . .	3
2.2 Elettrofisiologia del cuore . . . . .	5
2.2.1 Nodo SA e atri . . . . .	7
2.2.2 Nodo AV . . . . .	7
2.2.3 Sistema His-Purkinje . . . . .	7
2.2.4 ECG e propagazione dell'eccitamento cardiaco . . . . .	9
2.3 Rilevamento dei potenziali superficiali . . . . .	10
<b>3 Il segnale elettroencefalografico</b>	<b>13</b>
3.1 Anatomia e funzionalità dell'encefalo . . . . .	13
3.2 Origini fisiologiche dei segnali . . . . .	14
3.3 Componenti e registrazione del segnale EEG . . . . .	15
<b>4 Biofeedback</b>	<b>19</b>
4.1 Soglia . . . . .	19
4.2 Feedback . . . . .	20
4.3 Variabilità della frequenza cardiaca e Stress . . . . .	21
4.3.1 Protocolli . . . . .	23
<b>5 Tempi di reazione</b>	<b>27</b>
5.1 Acquisizione . . . . .	29

## INDICE

<b>6</b>	<b>Potenziali Evento correlati</b>	<b>31</b>
6.1	Introduzione . . . . .	31
6.2	Calcolo degli ERPs . . . . .	32
6.3	Denominazione degli ERP . . . . .	33
6.4	Importanza degli ERPs . . . . .	34
<b>7</b>	<b>Conclusioni</b>	<b>37</b>
	<b>Bibliografia</b>	<b>39</b>
	<b>Ringraziamenti</b>	<b>41</b>



# Lista delle Figure

3.1	Schema generale di acquisizione di un EEG . . . . .	16
3.2	Schema del sistema internazionale 10/20 vista piano orizzontale e sagittale. . . . .	16
3.3	CSA ricavato da un elettrodo durante un EEG . . . . .	18
4.1	Intervallo RR . . . . .	21
4.2	Esempio di Stroop Test . . . . .	23
4.3	Schermata di valutazione e revisione . . . . .	24
4.4	Schermata di Training, si vede come la frequenza cardiaca sia in fase con il respiro . . . . .	25
5.1	Grafico tempo di reazione / intensità stimolo . . . . .	28
5.2	Schermata di revisione di una seduta del software BioGraph . . . . .	29
6.1	Forma d'onda con diverse componenti, l'asse è invertito per con- venzione nella pratica clinica [1] . . . . .	32
6.2	Comparazione tra soggetto sano di controllo, e paziente schizo- frenico. . . . .	34



# Lista degli Acronimi

**HRV** variabilità della frequenza cardiaca

**ECG** Elettrocardiogramma

**ERPs** Potenziali evento-correlati

**LF** Basse Frequenze

**HF** Alte Frequenze

**VLF** Frequenze molto basse

**SC** Conduttanza cutanea

**EEG** Elettroencefalogramma





# Introduzione

L'obiettivo di questa tesi è descrivere il funzionamento di base del Biofeedback, una metodologia attraverso la quale è possibile apprendere l'autocontrollo volontario di alcuni processi psicofisiologici che abitualmente sono involontari, o che sono divenuti tali in seguito a malattie, incidenti o traumi, attraverso un'informazione di tipo acustico o visivo (feedback) ottenuta in tempo reale per mezzo di un segnale restituito dallo strumento e proveniente dal processo psicofisiologico scelto [2], verrà posta attenzione in una particolare tipologia di biofeedback che si avvale dell'utilizzo dei tempi di reazione di un soggetto. Tratterò infine l'analisi dei Potenziali evento-correlati (ERPs), utilizzati in ambito biofeedback.



# 2

## Il segnale elettrico cardiaco

Il materiale presentato in questo capitolo è tratto da [11].

### **2.1** CENNI SULL'APPARATO CARDIOCIRCOLATORIO

Il cuore è un organo muscolare situato in prossimità del torace, e costituisce il centro motore dell'apparato circolatorio.

Nella conformazione interna si possono distinguere 4 cavità: atrio destro, atrio sinistro, ventricolo destro, ventricolo sinistro. Ognuno dei due atri, costituito da cavità più ristrette e circondato da pareti più sottili a confronto di quelle ventricolari, è sovrapposto al rispettivo ventricolo con cui comunica attraverso un foro atrio-ventricolare. Per gestire il flusso sanguigno, che avviene sempre dall'atrio al sottostante ventricolo e mai viceversa, il foro atrio-ventricolare destro è munito di una valvola detta tricuspide, il foro atrio-ventricolare sinistro di una valvola detta bicuspidi o mitrale.

Altre valvole si trovano all'imbocco dei ventricoli sui tronchi arteriosi e sono dette valvole sigmoidee.

Le pareti del cuore sono formate da tre strati: all'esterno vi è una sottile membrana di protezione detta pericardio, all'interno un'altra membrana simile, sulla quale scorre il sangue, detta endocardio; fra le due membrane si ha il miocardio. Questo è lo strato più importante e costituisce da solo la quasi totalità della parete cardiaca. È formato di tessuto muscolare striato dalla cui proprietà contrattile dipende la mobilità del cuore.

## 2.1. CENNI SULL'APPARATO CARDIOCIRCOLATORIO

Le caratteristiche principali del muscolo cardiaco sono il suo funzionamento automatico (per cui dà origine di per sé a potenziali d'azione ritmici e il carattere praticamente ritmico delle contrazioni di tutte le sue fibre, per cui si comporta come se si trattasse di un'unica grande cellula. Nell'analisi del funzionamento del cuore, come tutti gli altri muscoli, conviene distinguere gli aspetti meccanici da quelli elettrici.

Il sangue arriva al cuore attraverso le vene cave inferiore e superiore, e da queste entra nell'atrio destro. Poi scende nel ventricolo destro dal quale viene forzato, attraverso l'arteria polmonare, nei polmoni, dove viene ossigenato e poi ritorna all'atrio sinistro; da qui entra nel ventricolo sinistro da cui è forzato nuovamente nel sistema circolatorio attraverso l'aorta.

L'attività meccanica è ritmica e può essere scomposta in alcuni intervalli:

1. Stato di riposo: corrisponde alla fine dell'impulso principale di pressione. Le valvole atrio ventricolare AV (tricuspide e mitrale) sono state aperte per un certo tempo, e tutte le camere sono riempite di sangue. Questa condizione può essere considerata come iniziale.
2. Contrazione degli atri: prova un incremento relativamente debole della pressione al loro interno. Il volume e la pressione ventricolari aumentano in seguito all'ingresso del sangue degli atri.
3. Contrazione ventricolare isometrica: la prima fase della contrazione corrisponde ad un aumento di pressione, senza variazione di volume. L'aumento di pressione fa chiudere le valvole AV. Alla fine della contrazione ventricolare la pressione nell'arteria polmonare è di 7 mmHg, mentre quella nell'aorta è di 80 mmHg. Le valvole aortica e polmonare restano chiuse finché non si raggiunge una pressione sufficiente.
4. Eiezione ventricolare: quando la pressione ventricolare raggiunge un valore superiore a quello relativo all'aorta, si apre la valvola aortica e il ventricolo sinistro scarica rapidamente il sangue nel sistema attraverso l'aorta. Si raggiunge un picco di pressione di circa 125 mmHg. Le fibre dei muscoli ventricolari si sono accorciate e non possono contrarsi ulteriormente con forza. La pressione dentro i ventricoli e nell'aorta inizia a diminuire.
5. Rilassamento isometrico: la pressione ventricolare scende tanto che quella nell'aorta e nell'arteria polmonare superano quella nelle camere, e si chiudono le valvole aortica e polmonare. Cessa l'eiezione, il ventricolo continua a rilassarsi, ma finché la pressione rimane superiore a quella dell'atrio non si ha alcuna uscita del sangue, così che il rilassamento è isometrico.
6. Riempimento ventricolare: quando la pressione nei ventricoli scende sotto quella degli atri, si aprono le valvole AV, e inizia il riempimento rapido

dei ventricoli ( nei quali era rimasto ancora un po' di sangue). Il riempimento diminuisce quando il ventricolo raggiunge la massima dimensione diastolica. Si ha così il compimento di un ciclo, dopo il quale il successivo ricomincia con la fase di riposo.

## 2.2 ELETTRIFISIOLOGIA DEL CUORE

L'Attività meccanica del muscolo cardiaco è accompagnata, in sincronismo, da un'attività elettrica. La relazione tra le due attività viene sfruttata per determinare empiricamente le condizioni fisiologiche del cuore.

In condizioni normali, l'attivazione del cuore deriva da un impulso che ha origine in una cellula, o gruppo di cellule, (che costituiscono il "Pace Maker" naturale), e dalla propagazione di questo impulso a tutte le fibre degli atri e ventricoli. L'arrivo del segnale elettrico alle fibre contrattili del cuore dà inizio alla contrazione.

L'attività ritmica richiede la presenza di gruppi specializzati di tessuti. Infatti il coordinamento delle contrazioni degli atri e dei ventricoli richiede un sistema che distribuisca gli impulsi elettrici alle fibre muscolari delle 4 camere in un opportuna sequenza e in tempi ben determinati.

Il nodo seno-atriale (nodo SA detto "Pace Maker" naturale), il nodo atrio-ventricolare, (nodo AV), il fascio di His con le sue branche, destra e sinistra e il sistema di Purkinje sono le strutture specializzate del sistema cardiaco in conduzione.

Il nodo SA rappresenta l'avviatore primario del cuore, e la sua frequenza di scarica determina la frequenza del battito cardiaco. Gli impulsi generati dal nodo SA giungono, attraverso il miocardio atriale, al nodo AV; attraverso questo nodo, al fascio di His e, attraverso le branche di questo fascio e il sistema di Purkinje, alla muscolatura ventricolare.

Le cellule del sistema cardiaco di conduzione possiedono caratteristiche elettriche particolari. Tali cellule hanno una composizione ionica intercellulare che differisce da quella del fluido esterno che lo circonda. Infatti all'interno della cellula la concentrazione degli ioni  $K^+$  è, approssimativamente, trenta volte più grande della concentrazione all'esterno mentre per lo ione  $Na^+$  è trenta volte minore. A causa di questa differenza di concentrazione e del fatto che la membrana a riposo è più permeabile allo ione  $K^+$  che a quello  $Na^+$ , tale mem-

## 2.2. ELETTROFISIOLOGIA DEL CUORE

brana è polarizzata. L'ampiezza di tale polarizzazione (potenziale a riposo della membrana) può essere misurata inserendo un microelettrodo all'interno della cellula e misurando la differenza di potenziale tra l'interno (negativo) e l'esterno (positivo) della membrana. Tale differenza di potenziale, a riposo, è di circa -90mV.

Con l'inizio dell'attivazione, c'è un cambio di permeabilità della membrana che permette agli ioni  $Na^+$ , portatori di una carica positiva, di passare attraverso la membrana e si ha quindi una diffusione di cariche positive dall'esterno all'interno (ioni  $Na^+$ ). Tale rapidissima diffusione di ioni  $Na^+$  inverte il potenziale di membrana in modo che l'interno della membrana diventi positivo rispetto all'esterno (circa +20mV). Tale fase di attivazione è detta processo di depolarizzazione.

Dopo l'eccitazione si ha un periodo, di durata variabile, in cui il potenziale di membrana rimane attorno allo zero. Immediatamente dopo si instaurano processi fisiologici di rigenerazione, che hanno per risultato la restituzione delle cariche positive e negative lungo i 2 versanti della membrana nella disposizione precedente lo stimolo. Questa fase, detta ripolarizzazione, è seguita da un periodo in cui il potenziale di riposo è stabile fino all'arrivo della nuova onda di eccitazione. Di conseguenza, quando la cellula cardiaca risponde ad una stimolazione, il potenziale di membrana presenta una serie di variazioni reversibili; queste variazioni sono dette potenziali di azione.

Inoltre la rapida variazione del potenziale di membrana (potenziale di azione) in un punto della fibra cardiaca provoca una differenza di potenziale localizzata longitudinalmente, che causa la propagazione dell'impulso lungo tutta la fibra.

L'onda di eccitazione riesce così a diffondersi dal suo punto d'origine attraverso tutte le fibre eccitabili.

La forma del potenziale di azione presenta notevoli differenze a seconda delle zone del cuore esplorate.

### **2.2.1** NODO SA E ATRII

La registrazione del potenziale relativa al nodo SA presenta di caratteristiche importanti:

1. Il potenziale a riposo non è costante e, dopo la ripolarizzazione, decresce spontaneamente. È questo lento e spontaneo processo di depolarizzazione che provoca l'attività automatica delle fibre del seno. Si deve notare che tale caratteristica di automaticità è riscontrabile in tutte le fibre specializzate del sistema cardiaco di conduzione.
2. La velocità di salita dell'impulso del potenziale è bassa.

Per il potenziale di azione relativo alle fibre dei muscoli atriali si può invece notare un potenziale a riposo costante e una salita più rapida.

### **2.2.2** NODO AV

Il potenziale relativo alle fibre di questo nodo assomiglia a quello visto per il nodo SA. Si riscontra infatti una salita lenta dell'impulso ed un potenziale a riposo instabile che caratterizza l'automaticità anche per questa fibra.

### **2.2.3** SISTEMA HIS-PURKINJE

Il potenziale di azione rilevato in questa parte del sistema di conduzione (fibre di Purkinje) ha 3 importanti caratteristiche:

1. La salita è molto rapida e, conseguentemente, la conduzione avviene rapidamente.
2. La durata del potenziale di azione è grande e così il periodo refrattario è lungo.
3. Sotto particolari condizioni, ciascun gruppo di queste fibre può avere un processo spontaneo di depolarizzazione e presentare quindi caratteristiche di attività automatica.

Possiamo analizzare ora la sequenza di attivazione del cuore in relazione ad un tracciato elettrocardiografico di riferimento. Il tracciato elettrocardiografico normale è costituito da una serie di deviazioni della linea elettrica di base (comunemente detta isoelettrica) chiamate onde. Tali onde vengono indicate convenzionalmente con le lettere consecutive dell'alfabeto P Q R S T U.

## 2.2. ELETTROFISIOLOGIA DEL CUORE

In particolare, la prima deflessione della linea isoelettrica è l'onda P, poi vi è un breve tratto in cui non si ha alcuna deflessione (segmento isoelettrico P-R) seguito da un complesso di 3 onde, negative e positive, detto QRS, successivamente, dopo un secondo tratto isoelettrico (segmento ST) si ha l'onda T eventualmente seguita dall'onda U.

Bisogna tener presente che l'attività delle fibre del nodo SA precede la prima indicazione di attività nell'elettrocardiogramma (onda P) e non può essere rilevata alla superficie del corpo.

L'onda P è provocata, in massima parte, dalla depolarizzazione delle fibre dei muscoli atriali. La ripolarizzazione delle fibre atriali, normalmente, non è rilevabile sull'ECG.

L'attività raggiunge la parte alta del nodo AV durante l'onda P. La propagazione attraverso questo nodo è lenta, e l'eccitazione delle fibre nel fascio di His non avviene fino a metà dell'intervallo P-R. La diffusione dell'attività attraverso la branca destra e sinistra e parte del sistema di Purkinje precede la prima eccitazione del muscolo ventricolare, però nell'ECG non si ha indicazione dell'eccitazione delle fibre del sistema di Purkinje. Il complesso QRS corrisponde al progredire dell'eccitazione delle fibre muscolari dei ventricoli. Il tratto isoelettrico S-T corrisponde al massimo del potenziale di azione ventricolare e l'onda T dipende dalla ripolarizzazione delle fibre ventricolari. L'eventuale onda U corrisponde alla ripolarizzazione delle branche destra e sinistra del sistema di Purkinje.

É da notare che alla ripolarizzazione degli atri non corrisponde alcuna variazione evidente del segnale ECG.

La normale sequenza di attivazione del cuore dipende dalle caratteristiche particolari delle cellule cardiache specializzate e dalla loro distribuzione anatomica, ma questo non porta ad un segnale dell'elettrocardiogramma che corrisponda a questi eventi. In pratica il segnale elettrocardiografico dà un'indicazione visibile della depolarizzazione e ripolarizzazione del muscolo cardiaco. Pertanto la sequenza di eccitazione dei tessuti specializzati può essere determinata solo considerando le relazioni temporali esistenti tra onda P, complesso QRS e potenziale di azione delle singole fibre.

### 2.2.4 ECG E PROPAGAZIONE DELL'ECCITAMENTO CARDIACO

In ogni istante della sua attività, il cuore è sede di fenomeni elettrici che possono essere ricondotti alla presenza dentro al cuore di generatori elettrici. Infatti le singole fibre miocardiche si possono assimilare a dipoli elettrici variabili in ampiezza e punto di applicazione.

Durante un ciclo cardiaco completo una fibra cardiaca passa per 4 fasi:

1. Fase Diastolica: tutti i punti esterni della membrana sono allo stesso potenziale.
2. Fase di attivazione: la zona attivata è negativa rispetto agli altri punti della fibra. In ogni istante la fibra si può assimilare ad un dipolo elettrico, il cui vettore momento è diretto nello stesso senso in cui si propaga l'eccitazione. Questa fase dà origine al complesso QRS.
3. Fibra attivata interamente: tutti i punti sono allo stesso potenziale (negativo), segmento ST.
4. Fase di ripristino: si ha la ripolarizzazione delle cellule costituenti la fibra, che può essere assimilata ad un dipolo equivalente, onda T.

In ogni singolo istante del ciclo cardiaco i generatori elettrici presenti sono numerosi e sono dispersi in vari punti del miocardio.

Infatti istante per istante il muscolo cardiaco comprende fibre ancora a riposo, fibre completamente eccitate e in via di eccitazione.

Solo queste ultime danno origine a segnali, e a ciascuna corrisponde un dipolo. Sommando i vettori corrispondenti a questi dipoli elementari, si ottiene un vettore risultante che dovrebbe rappresentare in ogni istante l'attività del miocardio. Generalmente si considera che il loro effetto globale si riconduce a quello di un unico dipolo, facendo l'ipotesi che l'elettrodo di registrazione sia ad una distanza dal cuore grande in confronto alle distanze che intercorrono tra i dipoli elementari.

Questo vettore varia periodicamente di ampiezza, direzione e origine. Con una ulteriore approssimazione, si può ammettere l'esistenza di una origine comune posta in un punto opportuno all'interno del ventricolo sinistro, che si indica come centro elettrico del cuore.

La presenza di un generatore elettrico nel cuore determina la creazione nello spazio circostante (nel corpo umano) di un campo elettrico. Ogni punto del corpo acquista perciò un certo valore di potenziale elettrico.

### 2.3. RILEVAMENTO DEI POTENZIALI SUPERFICIALI

La distribuzione dei potenziali nei vari punti del corpo dipende sia dalle proprietà fisiche del corpo umano (dimensioni, forme, composizione materiale) che dalla sede, dall'orientamento e dalla f.e.m. del generatore equivalente che corrisponde al cuore.

Lo studio del campo elettrico prodotto dal cuore viene compiuto mediante misure della differenza di potenziale che esiste, in ogni istante, fra due punti della superficie corporea.

Tale differenza di potenziale dipende, oltre che dalle proprietà fisiche del corpo umano, dalle caratteristiche del vettore cardiaco e dai due punti volta per volta considerati.

La registrazione di tale misura, generalmente effettuata su carta millimetrata, costituisce l'elettrocardiogramma.

## **2.3** RILEVAMENTO DEI POTENZIALI SUPERFICIALI

Lo studio che concerne la formazione e l'acquisizione del segnale ECG si può dividere in 2 fasi. Nella prima fase si considera lo studio delle sorgenti elettriche nel cuore. Si fa l'ipotesi che l'attività elettrica del cuore possa essere rappresentata dal dipolo P, somma di tutti i dipoli elementari, che costituisce il vettore equivalente del cuore, dal punto di vista elettrico.

La seconda fase riguarda il rilevamento dei potenziali superficiali relativi al campo elettrico dovuto alla effettiva sorgente dipolare. In questa seconda fase si adotta l'ipotesi che il corpo sia omogeneo, uniforme e isotropo. Ricorrendo a tale ipotesi, si ottengono risultati soddisfacenti.

Generalmente il rilevamento del segnale ECG viene effettuato in maniera unipolare o bipolare. In una derivazione di tipo unipolare si misura la differenza di potenziale esistente tra un elettrodo attivo o esplorante (applicato in un punto del corpo) e un punto di riferimento il quale ha un potenziale che non varia significativamente durante l'attività cardiaca.

In una derivazione di tipo bipolare si misura la differenza di potenziale esistente tra 2 elettrodi esploranti applicati in 2 punti distinti del corpo (es. braccio destro, gamba sinistra). Per le derivazioni periferiche si fa riferimento a tre elettrodi posti nei tre punti più lontani dal cuore del volume conduttore costituito dal tronco, cioè sulle spalle e sul pube (Triangolo di Einthoven). Per motivi di praticità, con elettrodi a pinza, però normalmente i tre vengono applicati agli avambracci e ad una caviglia (la sinistra). L'esperienza dimostra che i ri-

sultati sono gli stessi e si facilita di molto l'operazione di rilevazione da parte dell'operatore sanitario.

Questi tre elettrodi forniscono sei delle dodici derivazioni standard, e precisamente:

1. Tre derivazioni unipolari degli arti: Si misura la differenza di potenziale esistente tra l'elettrodo esplorante e un punto di riferimento.

Si indicano con VR, potenziale del polso destro, VL potenziale del polso sinistro, VF potenziale del piede sinistro.

Generalmente si usano le cosiddette derivazioni aumentate, indicate con la lettera "a" (aVR, aVL, aVF).

In tali derivazioni uno degli elettrodi deriva da uno dei tre arti, il punto di riferimento è costituito unendo assieme le due restanti derivazioni, ciascuna attraverso una resistenza R.

Con tale metodo la grandezza dei potenziali aumenta del 50%, senza modificazioni di forma, rispetto ai tracciati non aumentati, infatti:

$$aVR = VR - (VL+VF)/2$$

Poiché  $VR + VL + VF = 0$  (triangolo di Einthoven) e quindi  $VR = -(VL + VF)$ , sostituendo VR con  $-(VL + VF)$  si ha  $aVR = 3/2 VR$ .

Per convenzione si fa in modo che la deflessione sia verso l'alto, quando l'elettrodo attivo diventa positivo rispetto a quello indifferente e verso il basso quando l'elettrodo attivo diventa negativo.

2. Tre derivazioni bipolari degli arti: (I, II, III): tali derivazioni, dette anche derivazioni periferiche standard secondo Einthoven, vengono effettuate cambiando due a due gli elettrodi attivi.

In pratica si misura la differenza di potenziale esistente tra due arti:

Il braccio dx - braccio sx , braccio dx - gamba sx. Nella I derivazione gli elettrodi sono connessi in modo da avere deflessione verso l'alto quando il braccio sx diventa positivo rispetto al dx.

Nella II quando la gamba sx diventa positiva rispetto al braccio sx.

Detta D la differenza di potenziale tra i 2 arti di volta considerati si ha:

$$D1 = VL - VR$$

$$D2 = VF - VR$$

$$D3 = VF - VL$$

Di conseguenza  $D1 + D3 = D2$ .

Per accordare questa relazione con la teoria dipolare, i tre punti R, L, F vengono supposti equidistanti dal cuore, o meglio dal centro elettrico 0 del cuore, e costituiscono i vertici del triangolo di Einthoven.

### 2.3. RILEVAMENTO DEI POTENZIALI SUPERFICIALI

Le rimanenti 6 derivazioni che, assieme alle derivazioni degli arti, costituiscono le dodici derivazioni standard sono le derivazioni precordiali secondo Wilson.

Tramite tali derivazioni si misura la differenza di potenziale tra l'elettrodo esplorante (posto in sei punti standard del torace) ed il cosiddetto "Punto centrale di Wilson". Tale riferimento centrale viene creato (arbitrariamente) unendo assieme le tre derivazioni periferiche ciascuna attraverso una resistenza  $R$  da 5.000 ohm.

Il potenziale del terminale centrale non varia significativamente durante il ciclo cardiaco, (si può cioè supporre indipendente dall'attività elettrica del cuore) cosicché ogni differenza di potenziale tra elettrodo esplorante e riferimento centrale può essere provocata solo dalla attività nelle vicinanze dell'elettrodo precordiale esplorante.

Non viene utilizzata una teoria vettoriale per interpretare i tracciati relativi alle sei derivazioni precordiali. Nella pratica corrente servono per una interpretazione puramente qualitativa a seconda che le onde di depolarizzazione e di ripristino si allontanino o si avvicinino al punto in cui è applicato l'elettrodo precordiale.

# 3

## Il segnale elettroencefalografico

Il materiale presentato in questo capitolo è tratto da [3].

### 3.1 ANATOMIA E FUNZIONALITÀ DELL'ENCEFALO

L'encefalo è la regione del sistema nervoso centrale contenuta nella scatola cranica. Le cellule neuronali costituiscono, assieme alle cellule gliali, il tessuto nervoso; queste ultime superano numericamente quelle neuronali e svolgono una funzione nutritiva, di sostegno e di protezione per i neuroni.

Dal punto di vista anatomico l'encefalo è costituito da diverse regioni anatomiche:

1. Prosencefalo: più comunemente definito cervello, costituisce la parte più grande dell'encefalo, ed è coinvolto in molte funzioni superiori, tra cui il pensiero, l'elaborazione sensoriale, il linguaggio, l'apprendimento e la memoria.
2. Cervelletto: è la seconda struttura per dimensioni dell'encefalo, si trova nella parte posteriore dell'encefalo, le sue funzioni principali sono quelle di controllare la postura, la coordinazione muscolare e di elaborare le informazioni sensoriali.
3. Tronco encefalico: questa parte è a controllo delle funzioni vitali come respirazione, frequenza cardiaca e la regolazione del sonno.

L'encefalo funziona grazie a una complessa rete di neuroni interconnessi. Queste cellule nervose comunicano tra loro attraverso impulsi elettrici e chimici, consentendo il trasferimento delle informazioni e il controllo di tutte le attività del corpo.

## **3.2** ORIGINI FISILOGICHE DEI SEGNALI

L'elettroencefalografia (EEG) è la registrazione non invasiva dell'attività elettrica dell'encefalo. L'EEG riflette l'attività globale del cervello o di aree cerebrali estese ed è indicativo dello stato di attivazione del soggetto, si basa sulla misura della differenza di potenziale presente tra un elettrodo attivo, posto al di sopra dell'attività neuronale cercata, e un elettrodo di riferimento collocato in un altro punto. I tracciati rilevati descrivono l'attività elettrica dell'encefalo, permettendo di individuare le variazioni di potenziale nell'ordine di ms.

La possibilità di una misura dell'attivazione a livello cerebrale si basa oltre che sulla proprietà di sommazione del potenziale elettrico, anche sulla propagazione del campo elettrico attraverso i tessuti. Il cranio è ad esempio, uno dei tessuti con più alta resistenza e di conseguenza attenua il potenziale elettrico, rendendo difficile individuare con precisione la sorgente del segnale EEG, per questo sono fondamentali fattori come la geometria cellulare, l'orientazione dei dipoli e la contiguità spazio-temporale dell'attività neurale per ottenere una lettura dell'attività cerebrale attraverso lo scalpo.

La corteccia cerebrale è composta da diversi tipi di cellule nervose, le quali vengono raggruppate in due classi principali.

- **Cellule piramidali:** tali cellule grazie ai loro corpi a forma piramidale e alle loro numerose connessioni, rappresentano la maggior parte della corteccia cerebrale. Le cellule piramidali inoltre svolgono un importante ruolo nel generare l'attività elettrica neurale, grazie alla loro disposizione che si sviluppa anche per molti millimetri in piani paralleli agli strati corticali. Tali cellule hanno un'organizzazione morfologica caratteristica che facilita l'integrazione dei vari segnali avendo un'orientazione spaziale parallela tra loro e perpendicolare alla superficie della corteccia.
- **Cellule non piramidali:** hanno corpi cellulari di forma ovale, e i loro prolungamenti terminano su neuroni vicini. Le cellule non piramidali più numerose sono le cellule stellate, che sono orientate parallelamente alle cellule piramidali. Questi neuroni ricevono informazioni direttamente dai neuroni talamici e le ritrasmettono ad altri interneuroni o alle cellule piramidali vicine.

I neuroni piramidali sono disposti parallelamente l'uno all'altro e organizzati perpendicolarmente rispetto alla corteccia cerebrale, per questo l'attivazione simultanea di diversi neuroni piramidali produce dei flussi di corrente, e di conseguenza dei campi elettrici, che avendo un'orientamento simile possono essere sommati e misurati mediante elettrodi posizionati sullo scalpo. Strutture

neuronalmente con strutture disposte radialmente o con orientamenti casuali, non si sommano.

In conclusione, data la loro disposizione e natura, i neuroni piramidali sono i principali generatori del segnale EEG.

### 3.3 COMPONENTI E REGISTRAZIONE DEL SEGNALE EEG

L'EEG è una forma d'onda che presenta più componenti a diverse frequenze al suo interno. Per analizzare queste componenti, le suddivideremo in base al loro significato fisiologico piuttosto che alla loro frequenza, perché in questo modo avranno un significato più immediato, e anche perché sono state ricavate dall'esperienza di ricerca, e successivamente vi sono state associate le frequenze corrispondenti.

- Delta: (1-3 Hz) è il ritmo più lento nell'EEG, ed è associato alla fase di sonno non REM o di incoscienza. La presenza in piccole quantità di quest'onda è normale, un ritmo più concentrato delle Delta viene associato a lesioni, mentre un eccesso generale indica una patologia generalizzata, o è anche associata all'invecchiamento.
- Theta: (4-8 Hz) sono associate ai meccanismi di memoria, perché aumentano durante un compito di riconoscimento, ad esempio di parole correttamente riconosciute, un'eccessiva attività Theta però è associata ad un aumento degli errori commessi.
- Alpha: (8-12 Hz) associate alla creatività e all'efficacia psichica, l'aumento delle onde alpha è accompagnato dalla riduzione del livello di angoscia e dal miglioramento della memoria a lungo termine. Un soggetto affaticato presenta delle onde alpha indebolite. Persone con una memoria migliore e con ottime capacità di prendere decisioni in maniera efficiente, presentano un aumento delle onde alpha nella parte alta del loro range (10-12 Hz), nell'emisfero sinistro del cervello.
- SMR (12-15 Hz), chiamato anche beta lento o ritmo Mu, sono il ritmo sensorimotorio, risultano associate all'attesa di uno stimolo con grande attenzione, l'allenamento sulle onde SMR, cercando di aumentarle, porta benefici per la tranquillità fisica e aumentano la capacità di mantenere l'omeostasi.
- Beta (oltre i 14Hz) sono associate ad uno stato di attività mentale, concentrazione, e vigilanza. Aumentano con l'uso del linguaggio e dei pensieri logici-razionali. Indicano quindi un coinvolgimento nelle attività [10].

### 3.3. COMPONENTI E REGISTRAZIONE DEL SEGNALE EEG

La registrazione del segnale EEG si può schematizzare con i seguenti elementi di base rappresentati in figura, partendo dallo scalpo si avranno gli elettrodi, utilizzati come mezzo di conduzione, amplificatori e filtri, convertitore analogico-digitale e infine un sistema di registrazione.

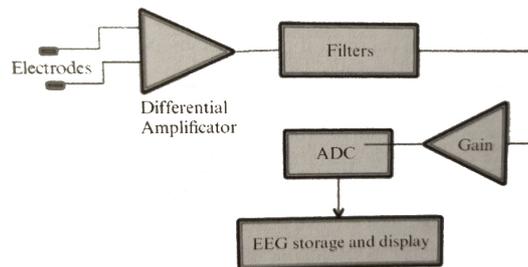


Figura 3.1: Schema generale di acquisizione di un EEG

Le fasi principali di un processo di misura e registrazione sono i seguenti:

- **Trasduzione del segnale:** la prima fase consiste nella trasduzione del segnale bioelettrico in corrente elettrica, questo avviene a livello della superficie dell'elettrodo. Tra elettrodo e la cute, sarà necessario applicare un gel elettrolitico, per permettere un più agevole passaggio delle cariche elettriche tra i tessuti conduttivi e l'elettrodo di metallo connesso al circuito dell'amplificatore EEG.

Il posizionamento degli elettrodi sullo scalpo segue le specifiche del sistema internazionale 10-20 il quale assicura una denominazione coerente tra i vari studi. Le cifre 10 e 20 indicano il valore in percentuale della distanza dai quattro siti di repere anatomici: l'inion (prominenza alla base dell'osso occipitale), nasion (attaccatura superiore del naso) e i meati acustici esterni.

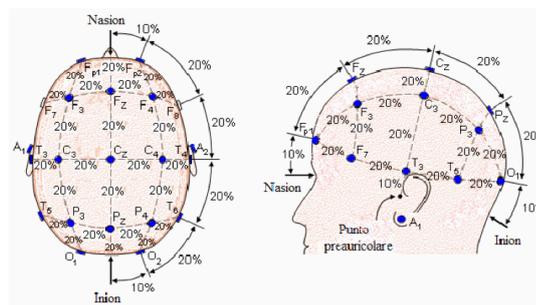


Figura 3.2: Schema del sistema internazionale 10/20 vista piano orizzontale e sagittale.

- **Amplificazione:** viene utilizzato un amplificatore differenziale, i segnali elettrici in uscita dagli elettrodi sono nell'ordine dei  $\mu\text{V}$ , necessitano di essere amplificati anche più di 1000 volte, avendo alla sorgente alta impedenza, l'amplificatore differenziale presenta le caratteristiche ottimali a tale scopo. Inoltre l'uso di amplificatori differenziali diventa fondamentale per separare il segnale utile dalle fonti di rumore, agendo sulla differenza di due segnali prelevati dagli elettrodi e il collegamento di terra. Pertanto un singolo canale EEG è rappresentato da due elettrodi.

Nel caso particolare di amplificatori per EEG, l'impedenza di ingresso dovrà essere centinaia di volte l'impedenza d'uscita dell'elettrodo, per limitare errori di interconnessione.

- **Convertitore analogico-digitale e campionamento:** per elaborare il segnale analogico rilevato tramite gli elettrodi sul paziente, è necessario convertirlo in un segnale digitale, per poterlo dare in ingresso ai calcolatori, ora si utilizzano dei PC per effettuare le analisi necessarie, come il filtraggio dei segnali e la rappresentazione a schermo. Per dare la giusta interpretazione ai segnali rilevati, è fondamentale definire se l'ampiezza del segnale è stata letta come picco-picco (P-P), oppure tramite valore efficace (RMS).

Per essere portato in forma digitale, un segnale analogico deve essere "campionato", cioè da segnale analogico in tempo continuo, va convertito in un segnale a tempo discreto, ad ogni istante di tempo scelto nel dominio dei numeri interi, corrisponderà un singolo valore del segnale, ciascun valore ottenuto è chiamato "campione". Il numero di bit che vengono utilizzati per campionare il segnale, determina la precisione con cui questo viene convertito, e di conseguenza l'informazione che verrà mantenuta o persa. Il numero di bit utilizzati è direttamente proporzionale con il costo della strumentazione impiegata, generalmente per campionare un segnale EEG si utilizzano 8 bit nei sistemi più economici, fino ad arrivare a quelli con più alta risoluzione, di 24 bit.

Oltre al numero di bit a disposizione, l'altro parametro importante è la frequenza di campionamento, per non perdere informazioni bisogna rispettare il teorema di Nyquist-Shannon sul campionamento, ovvero il segnale deve essere campionato almeno con una frequenza di campionamento doppia al massimo della frequenza del segnale interessato  $f_c > 2 * f_m$ . Per avere una rappresentazione visiva corretta di un segnale EEG, si è visto che sono necessari almeno 1024 campioni al secondo.

### 3.3. COMPONENTI E REGISTRAZIONE DEL SEGNALE EEG

- Rappresentazione dei segnali: i software sviluppati per rappresentare graficamente i segnali, sfruttano una funzione chiamata CSAs (compressed spectral arrays), che permette di visualizzare in un grafico a tre assi, il segnale EEG, mostrando ampiezza, frequenza e tempo, rispettivamente sugli assi y, x e z.

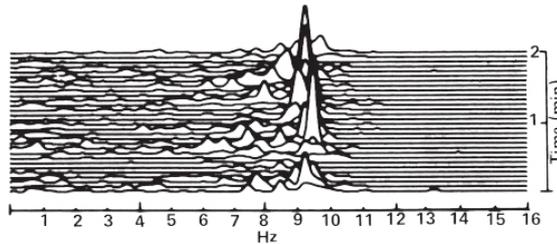


Figura 3.3: CSA ricavato da un elettrodo durante un EEG

Questo metodo di visualizzazione viene utilizzata principalmente dal terapeuta per controllare che non ci siano anomalie durante la sessione di training, mentre il paziente nella maggior parte dei casi avrà a disposizione una schermata con dei grafici a barre o il feedback audio-video, che sono più facilmente comprensibili.

I software utilizzati forniscono anche un sistema per immagazzinare i dati, e la possibilità di esportare i dati registrati in formato Excel o creando direttamente in PDF un resoconto della seduta per una più facile valutazione e comprensione[3].

# 4

## Biofeedback

Il Biofeedback ha preso piede a partire dagli anni '70, con una prima fase fortemente influenzata dai principi dell'apprendimento e del condizionamento sia in ambito clinico che sperimentale. Il fenomeno di feedback è spiegato nei termini di rinforzo attraverso la stabilizzazione dei fenomeni psicofisiologici scelti e l'estinzione delle risposte disturbanti, la seconda fase è stata caratterizzata dalla rivoluzione cognitiva e ha posto l'attenzione sui processi cognitivi interni che erano stati meno considerati in precedenza, e ora rappresentano un punto fondamentale dei processi di autocontrollo [2].

Uno strumento per il biofeedback ha tre scopi:

- Monitorare i processi psicofisiologici interessati.
- Misurare in maniera oggettiva i processi che si stanno monitorando.
- Presentare ciò che viene misurato come un informazione significativa.

### 4.1 SOGLIA

Come prima cosa è importante definire il concetto di soglia, ovvero il valore che deve raggiungere il segnale rilevato, sopra o sotto il quale, il paziente riceve lo stimolo (feedback), che può essere di tipo visivo, sonoro o entrambi. Il terapeuta dovrà scegliere un protocollo adeguato, così come la scelta di un particolare tipo di stimolo, può migliorare l'efficacia sul paziente del feedback ricevuto. Ad esempio in un training votato al rilassamento, il paziente dovrà vedere un

## 4.2. FEEDBACK

filmato che trasmette ulteriore calma al raggiungimento della soglia prefissata, per massimizzare l'effetto del trattamento. Le soglie possono essere sia di valore fisso preimpostato, oppure adattive, in questo caso andranno a regolarsi in maniera automatica in base al valore del segnale rilevato in quel momento, così da agevolare un paziente che non riesce a raggiungerla, o a rendere più difficile l'esercizio con il raggiungimento degli obiettivi. Un paziente che non riesce a raggiungere mai la soglia, e quindi a ricevere il feedback, si sentirà frustrato e non riuscirà a progredire, mentre se la dovesse superare troppo facilmente, non si avrà un miglioramento in ogni caso.

Le soglie andranno per forza impostate per ogni paziente, perché la letteratura non fornisce dei valori precisi "corretti" per questo motivo la prima parte di una seduta di biofeedback è composta da un periodo votato alla costruzione della baseline del paziente, sulla quale si andranno successivamente a definire le soglie per procedere con il training adeguato.

La durata delle sessioni dipende dal protocollo utilizzato, generalmente sono sotto l'ora di lavoro, e si consiglia di effettuarle almeno una volta a settimana per mantenere i risultati ottenuti e progredire. Nel caso che il paziente sia stanco e affaticato, è consigliabile interrompere la seduta.

## **4.2** FEEDBACK

Per essere efficace il feedback si è visto che necessita di tre caratteristiche, deve essere veloce, accurato ed esteticamente gradevole.

Velocità ed accuratezza sono importanti perché nel caso in cui il feedback arrivi in ritardo o non nel momento opportuno, il paziente potrebbe iniziare a pensare che sia solo un effetto placebo o che non sia realmente il suo corpo a raggiungere determinati stati, con conseguente perdita di interesse verso il lavoro da svolgere. Un feedback gradevole e curato, invoglierà il paziente ad impegnarsi per poter ottenere la sua ricompensa.

Il feedback visivo può essere ad esempio la possibilità di visualizzare a schermo un video al superamento della soglia, mentre se rimane al di sotto, il video avrà una dissolvenza che lo renderà sfocato, o potrebbe mettersi in pausa, esistono anche dei giochi che ricevono input il segnale rilevato, e lo trasformano in un comando che porta al raggiungimento dell'obiettivo del gioco.

Il feedback acustico viene utilizzato spesso nel calcolo dei tempi di reazione, alla pressione corretta di un pulsante, più veloce sarà la risposta, e più piace-

vole sarà il suono emesso, per incentivare il paziente a migliorare le proprie prestazioni.

### 4.3 VARIABILITÀ DELLA FREQUENZA CARDIACA E STRESS

La variabilità della frequenza cardiaca (HRV) rappresenta il cambio spontaneo della frequenza cardiaca, ed è correlata con le influenze del sistema nervoso simpatico e parasimpatico sulla frequenza del battito cardiaco. È una stima delle variazioni che intercorrono tra un battito e l'altro del nostro cuore misurato in millisecondi (ms). La misura della variabilità RR della frequenza cardiaca è esattamente questo: misurare il tempo che trascorre tra due battiti successivi, utilizzando il tracciato elettrocardiografico, e analizzando il tempo che trascorre tra il picco R di un battito e il successivo nel complesso QRS.

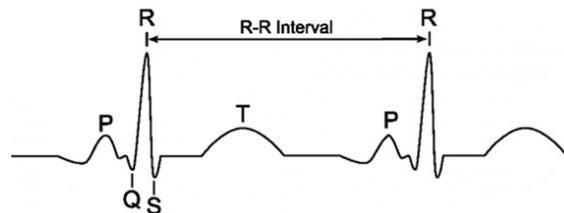


Figura 4.1: Intervallo RR

HRV interagisce con la respirazione e la regolazione della pressione arteriosa.

Nel dominio del tempo i parametri maggiormente utilizzati sono:

- SDNN (deviazione standard in ms della durata degli intervalli RR );
- rMSDD (radice quadrata della media delle differenze quadratiche tra ogni successivo intervallo R in ms);
- pNN50% (percentuale di intervalli R-R successivi che differivano di più di 50 ms rispetto agli intervalli RR totali);

#### HRV Analisi nel dominio delle frequenze:

L'analisi spettrale della variabilità dell'intervallo RR consente di individuare le componenti oscillatorie in esso nascoste, la cui somma costituisce la variabilità

#### 4.3. VARIABILITÀ DELLA FREQUENZA CARDIACA E STRESS

totale della frequenza cardiaca. Si possono raggruppare le oscillazioni della frequenza cardiaca in tre principali bande di frequenza:

**Basse Frequenze (LF):** 0.10 Hz sono correlate all'attività nervosa simpatica.

**Alte Frequenze (HF):** 0.15-0.30 Hz sono sincrone con il respiro e forniscono una stima quantitativa dell'attività vagale (parasimpatica).

**Frequenze molto basse (VLF):** 0.06-0.10 Hz sono oscillazioni dovute alla termoregolazione e al ciclo ormonale.

Il rapporto LF/HF fornisce una stima quantitativa del rapporto simpato-vagale. Avere una buona alternanza tra i due sistemi, è indice di benessere psicofisico.

Il calcolo dell'HRV trova utilità in svariati campi, dall'analisi della prestazione sportiva, il recupero psico-fisico e la gestione dello stress.

Lo stress è un processo che condiziona la capacità di adattamento di una persona e porta cambiamenti sia psicologici che a livello di salute fisica, può portare allo sviluppo di malattie quali ipertensione, malattie coronariche, arresto cardiaco, ictus e disturbi mentali come ansia e depressione.

Lo stress oltre che con dei questionari, può essere misurato nella pratica del biofeedback tramite la frequenza cardiaca, la pressione arteriosa, la conduttanza cutanea, e la temperatura corporea, questi ultimi due parametri sono strettamente collegati, in quanto generalmente ad un aumento della temperatura periferica, si avrà una riduzione della conduttanza cutanea, perché l'aumento della temperatura è collegato al sistema parasimpatico, e quindi ad un rilassamento, in maniera analoga le ghiandole sudoripare della pelle, avranno una minor attivazione, con conseguente riduzione del valore di conduttanza.

In caso di aumento dello stress, e/o attivazione del sistema simpatico, dovuto alla ricezione di uno stimolo, il corpo tenderà a richiamare il sangue verso il cervello e gli organi interni, per gestire la reazione di attacco o fuga, con conseguente raffreddamento delle estremità, e si avrà anche una eccitazione maggiore delle ghiandole sudoripare con conseguente aumento della conduttanza.

Ci concentreremo sull'utilizzo del parametro HRV, calcolato tramite l'utilizzo di un ECG, il sistema nervoso simpatico è responsabile dell'aumento della frequenza cardiaca, mentre il sistema nervoso parasimpatico si occupa di riportare l'organismo ad uno stato di quiete. Studiando la variabilità della frequenza cardiaca, è possibile quindi capire come lavora l'alternanza dei due sistemi, in quanto una buona alternanza tra i due, è sintomo di benessere psicofisiologico.

È stato dimostrato che una bassa HRV suggerisce che il corpo è sotto stress, mentre un valore più alto significa che il corpo ha recuperato bene, ed è più propenso a sopportare gli stress esterni[9].

### 4.3.1 PROTOCOLLI

- Stroop test: uno dei protocolli più usati basati sulla frequenza cardiaca, data la sua rapidità e facilità di applicazione, è lo Stroop test, per indurre un livello di stress al paziente, il test consiste nel presentare al paziente delle parole di un colore diverso rispetto a quello che dice la parola stessa, e il paziente dovrà pronunciare il colore della parola, e non leggerla. Si basa sul concetto che i soggetti sono in grado di leggere parole molto più velocemente di quanto riescano a riconoscere un colore e nominarlo, questo di conseguenza alzerà il livello di stress e attenzione del paziente.

La fase di stress, verrà preceduta da una di baseline, e successivamente ci sarà una fase di riposo, per verificare la funzionalità di recupero del paziente nel ritornare allo stato iniziale. Dalla ricerca si è riscontrato che durante la fase di stress, i pazienti hanno mostrato un aumento delle LF e del rapporto LF/HF, che rappresentavano l'attivazione simpatica, e una diminuzione delle HF, ad indicare una minore attivazione del sistema parasimpatico. Durante la fase di riposo invece, è emerso un aumento delle HF e una diminuzione delle LF e del rapporto LF/HF rispetto alla condizione di stress, suggerendo un'attivazione parasimpatica e una riduzione del sistema simpatico.[6].

YELLOW	BLUE	ORANGE
BLACK	RED	GREEN
PURPLE	YELLOW	RED
ORANGE	GREEN	BLACK
BLUE	RED	PURPLE
GREEN	BLUE	ORANGE

Figura 4.2: Esempio di Stroop Test

#### 4.3. VARIABILITÀ DELLA FREQUENZA CARDIACA E STRESS

- Protocollo di Lehrer: Paul M. Lehrer ha sviluppato invece un protocollo atto ad aumentare la variabilità della frequenza cardiaca, basandosi sulla RSA (aritmia sinusale respiratoria), ovvero la variazione della frequenza cardiaca che accompagna la respirazione. La frequenza cardiaca aumenta durante l'inspirazione e diminuisce durante l'espirazione. Le variazioni della frequenza cardiaca legate alla respirazione si verificano nell'intervallo di frequenza di 0.15-0.4 Hz (3-9 volte/minuto). Le oscillazioni della frequenza cardiaca in questo intervallo non sono correlate alla respirazione, a meno che la persona non respiri molto lentamente, all'interno di questa frequenza. L'RSA innesca nel corpo riflessi importanti che lo aiutano a controllare l'intero sistema nervoso autonomo, compresi frequenza cardiaca, pressione e respirazione.

Prima di iniziare col protocollo sarà necessario trovare la propria frequenza di risonanza, ovvero la velocità di respirazione nella quale la RSA è massima. Per fare questo sarà necessario respirare a varie velocità per periodi di circa 2 minuti ciascuno, e raccogliere i dati.

Il protocollo prevede circa di 10 sedute, in cui al paziente viene chiesto di seguire un pacer che lo aiuta a seguire la propria frequenza di risonanza, inoltre come feedback potrà vedere la propria frequenza cardiaca, che dovrebbe essere in fase con quella respiratoria durante il processo[7].

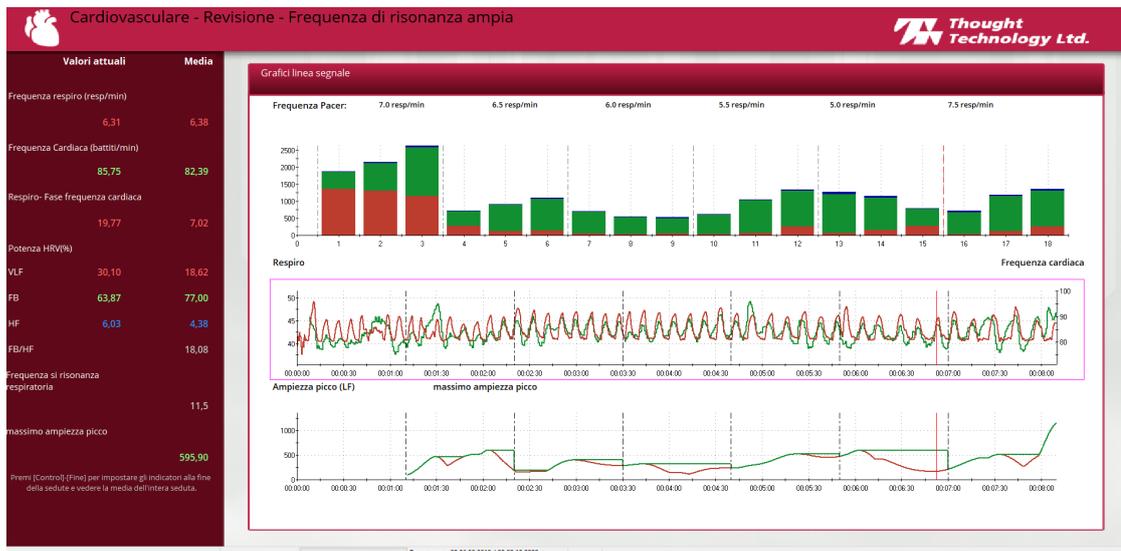


Figura 4.3: Schermata di valutazione e revisione

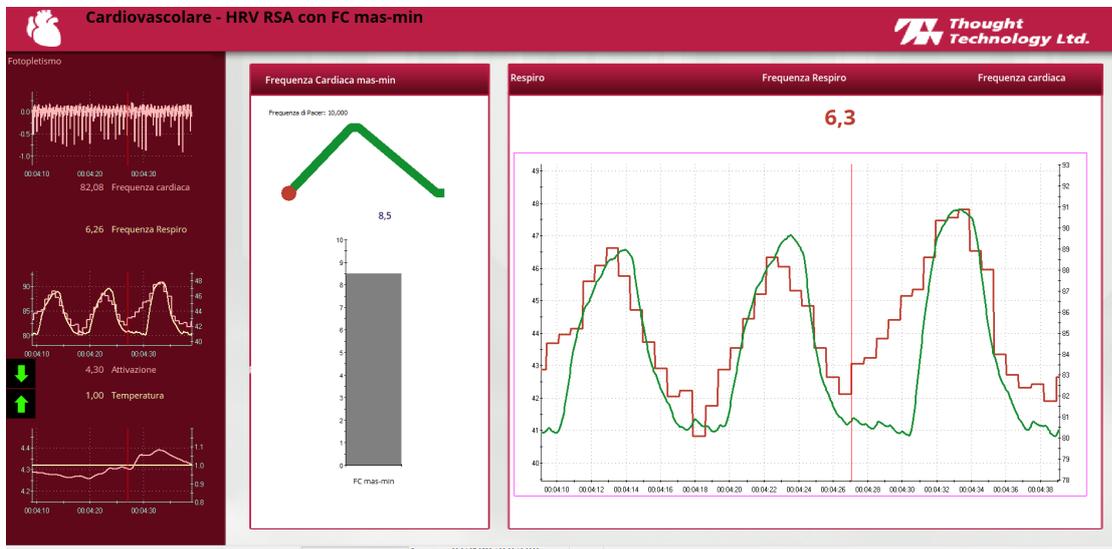


Figura 4.4: Schermata di Training, si vede come la frequenza cardiaca sia in fase con il respiro





## Tempi di reazione

Il Biofeedback può essere effettuato durante i test sui tempi di reazione. Il tempo di reazione è stato uno degli argomenti preferiti dagli psicologi sperimentali fin dalla metà del XIX secolo, che hanno definito tre tipi fondamentali di esperimenti:

1. simple (semplice)
2. variable (al riconoscimento)
3. choice (per scelta)

**Simple:** c'è un solo stimolo e una sola modalità di risposta. Il soggetto dovrà premere il pulsante il più velocemente possibile appena viene presentato lo stimolo.

**Variable:** ci sono alcuni stimoli a cui si dovrebbe rispondere, e altri che non devono ricevere risposta (distrazioni). Esiste una sola risposta corretta. Può essere svolto sia con toni, che con immagini.

**Choice:** in questo esperimento si utilizzano due pulsanti, ad esempio mano destra e mano sinistra, il soggetto dovrà decidere qualche pulsante premere in relazione allo stimolo ricevuto. [4]

Gli stimoli che trattiamo vengono suddivisi in due tipologie:

- visivi
- uditivi

La reazione del nostro cervello al suono, è più veloce di quella visiva, perché impiega meno tempo per essere processato, e quindi a parità di soggetto, si

avranno tempi di reazione più veloci con gli stimoli uditivi rispetto a quelli visivi.

Gli stimoli di maggior durata e intensità, sia uditivi che visivi, provocano tempi di reazione più rapidi. Quanto più è debole uno stimolo, tanto più è lungo il tempo di reazione. Raggiunta una certa soglia di intensità, il tempo diventa costante.

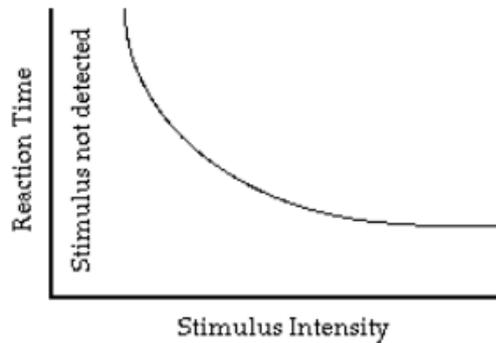


Figura 5.1: Grafico tempo di reazione / intensità stimolo

È stato dimostrato che il tempo di reazione semplice è più breve di quello al riconoscimento e che il tempo di reazione per scelta è il più lungo di tutti. Ad esempio dover riconoscere uno stimolo, come dover riconoscere più lettere in un simbolo, piuttosto che una sola lettera, genera un tempo di reazione più lento. Anche negli stimoli sonori vi sono delle differenze, se il soggetto dovrà rispondere solamente ad un tono di una certa frequenza, in mezzo ad altre possibilità, si avranno tempi di reazione più lunghi, rispetto al dover rispondere in maniera incondizionata a qualsiasi segnale sonoro si presenti.

È stato inoltre stabilito che il tempo di preparazione motoria, e di risposta motoria erano gli stessi in tutti i test sui tempi di reazione, ciò implica che le differenze nei risultati, erano dovuti al tempo di elaborazione dei segnali[4].

## 5.1 ACQUISIZIONE

Per eseguire in maniera scientifica il rilevamento dei tempi di reazione, non sarà sufficiente un orologio da taschino, ma il sistema di acquisizione avrà bisogno di essere sincronizzato con l'emissione dello stimolo per garantire una precisione al millesimo di secondo.

La centralina di acquisizione del segnale di input da parte del paziente, dovrà quindi essere connessa alla scheda audio della sorgente sonora, e al monitor che presenterà la parte visiva degli stimoli, questo può avvenire tramite un fotodiode che andrà posizionato sul monitor, il quale provvederà ad emettere un'immagine di sincronizzazione, generalmente un quadratino che passa da nero a bianco o viceversa, che verrà letto dal fotodiode dando alla centralina l'esatto momento di emissione dello stimolo visivo, tenendo dunque in considerazione anche il ritardo del monitor, e dell'elaborazione del software che invia lo stimolo.

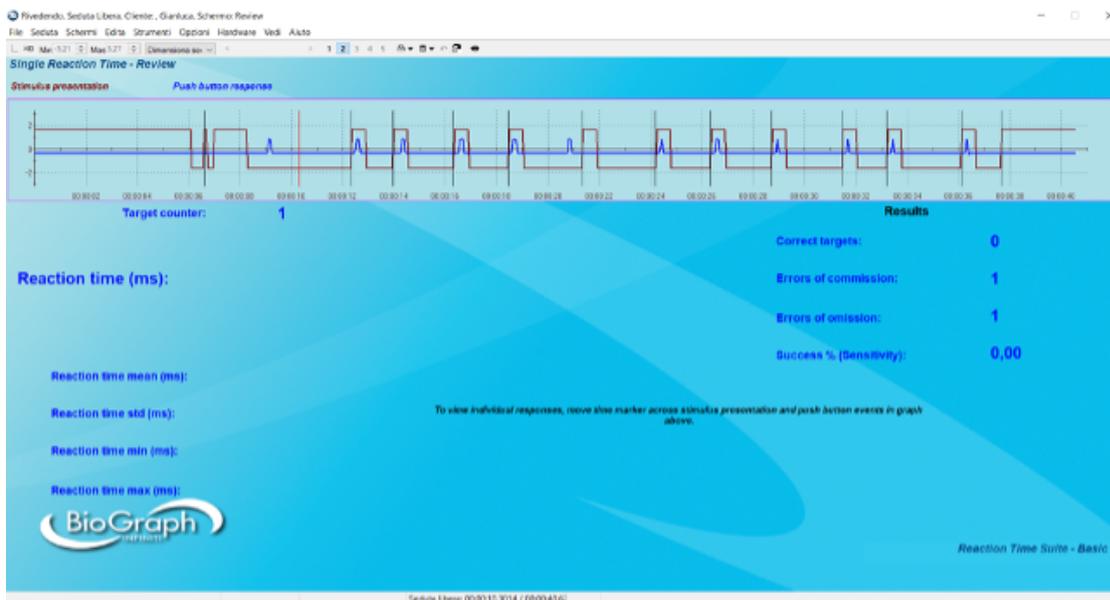


Figura 5.2: Schermata di revisione di una seduta del software BioGraph

Il software utilizzato permetterà di salvare i risultati della seduta, in formato Excel o PDF, tenendo conto anche degli errori di commissione, omissione, e i dati relativi ai tempi di azionamento del pulsante.





# Potenziali Evento correlati

## 6.1 INTRODUZIONE

I Potenziali evento-correlati (ERPs), sono delle variazioni del campo elettrico cerebrale registrati sullo scalpo a seguito di una stimolazione sensoriale, e si manifestano come brevi deflessioni incorporate all'interno dell'EEG di fondo.

A differenza dell'Elettroencefalogramma (EEG) lo scopo degli ERPs è quello di registrare cosa avviene quando l'individuo processa uno stimolo e non l'attività spontanea cerebrale.

I potenziali evocati possono essere distinti in due tipi fondamentali:

- Stimolo-correlati: dipendono dalle caratteristiche fisiche dello stimolo applicato (ad esempio tono e intensità per il sistema uditivo).
- Evento-correlati o ERPs: vengono generati in funzione del contesto psicologico (evento) in cui avviene la stimolazione. Tali potenziali, a differenza da quelli stimolo-correlati compaiono solo quando il soggetto presta attenzione allo stimolo stesso e gli attribuisce un significato. I segnali ERPs sono quindi fondamentali per comprendere come le funzioni cognitive, e le relative manifestazioni in comportamenti ed esperienze soggettive, sono correlate all'attività cerebrale.

## 6.2 CALCOLO DEGLI ERPS

Gli ERPs si ottengono mediante la somministrazione di lunghe serie di stimoli durante la registrazione EEG. Con la sommazione di eventi ripetuti, e calcolandone la media, l'attività elettrica spontanea EEG tenderà ad annullarsi, lasciando emergere l'attività indotta dalla stimolazione sensoriale.

L'attività evocata dall'evento si somma algebricamente con l'attività di fondo, la quale, essendo casuale rispetto all'evento, tende a ridursi o annullarsi; in tal modo, l'attività evocata viene posta in risalto rispetto al rumore di fondo.

L'analisi delle componenti degli ERPs è basata sui seguenti parametri:

- ampiezza: deflessione della componente esaminata, si può calcolare rispetto alla baseline, oppure calcolata come grandezza picco-picco di un'altra componente.
- polarità: se l'onda è negativa o positiva.
- topografia: posizione sulla superficie dello scalpo dove si rileva la massima ampiezza della componente in esame.
- latenza: è il tempo in millisecondi che trascorre tra l'emissione dello stimolo e il momento in cui compare la componente interessata.

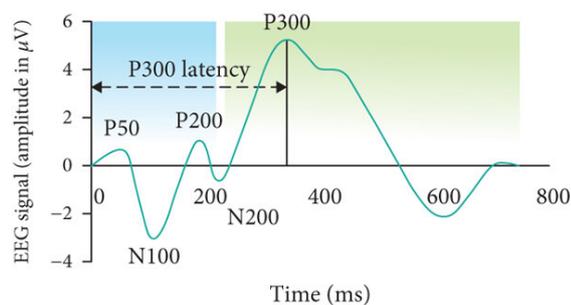


Figura 6.1: Forma d'onda con diverse componenti, l'asse è invertito per convenzione nella pratica clinica [1]

### 6.3 DENOMINAZIONE DEGLI ERP

Molte componenti sono denominate con una lettera che indica la polarità (P positiva, N negativa), seguita dalla latenza tipica di quel potenziale espressa in millisecondi.

- P100 o N1: è un indicatore dell'attenzione allo stimolo sensoriale proposto, e dà quindi un'informazione sul funzionamento del recettore usato per cogliere lo stimolo. Si comporta in maniera diversa a seconda che sia uno stimolo uditivo o visivo per quanto riguarda la topografia. Nello stimolo uditivo si propaga dalla zona posteriore dello scalpo, fino alle regioni centrale e frontale, mentre con lo stimolo visivo viene rilevata nella zona del lobo occipitale.
- N100: presente nelle aree frontali, è correlata alle caratteristiche fisiche dello stimolo. Negli stimoli uditivi, la sua ampiezza aumenta con l'attenzione, mentre negli stimoli visivi si presenta nella regione occipitale.
- P200 o P2: questa componente viene ricercata nei lavori di attenzione selettiva e memoria a breve termine, è localizzata con la sua massima ampiezza in prossimità delle regioni frontali. Nello stimolo uditivo la frequenza del suono emesso influenza la forma di questa componente, e l'intensità del suono ne modifica l'ampiezza, nel caso venga provocata da uno stimolo visivo, si manifesta nella zona frontale e l'ampiezza cresce con la complessità dello stimolo visivo.
- N200: varia da persona a persona, di conseguenza non è ripetibile, viene interpretata come una discriminazione dello stimolo, si manifesta nella regione frontale con la massima ampiezza, ma parte dalla corteccia uditiva sovratemporale.
- P300: è una delle onde più analizzate nel campo degli ERP, si genera in risposta a stimoli rari, denominati target, sono generalmente processi mentali più complessi, di attenzione e concentrazione data allo stimolo presentato. L'ampiezza della P300 è maggiore quanto minore è la probabilità di comparsa dello stimolo ed è situata nella zona centro-parietale, la sua latenza è funzione del tempo necessario per analizzare lo stimolo, è considerata un potenziale endogeno in quanto la sua presenza non si registra a causa di un attributo fisico dello stimolo, ma a causa della reazione di una persona ad esso, viene scelta spesso negli studi clinici per la sua elevata riproducibilità.
- N400: rappresenta un indice di incongruenza semantica. Viene ricercata presentando ai soggetti una frase la cui ultima parola è congruente o meno con il significato della frase, quest'onda si osserva anche quando figure incongruenti con il contesto sono mostrate durante l'ascolto di una frase[5].

## 6.4 IMPORTANZA DEGLI ERPs

Confrontando i segnali misurati, in ampiezza e latenza con un soggetto di riferimento, permette di capire l'interpretazione del mondo esterno da parte di un soggetto, in maniera oggettiva, potendo confrontare le misure con soggetti di riferimento. Alcune attività evento-correlate possono essere definite come marcatori neurali dei disordini psichiatrici. [8]

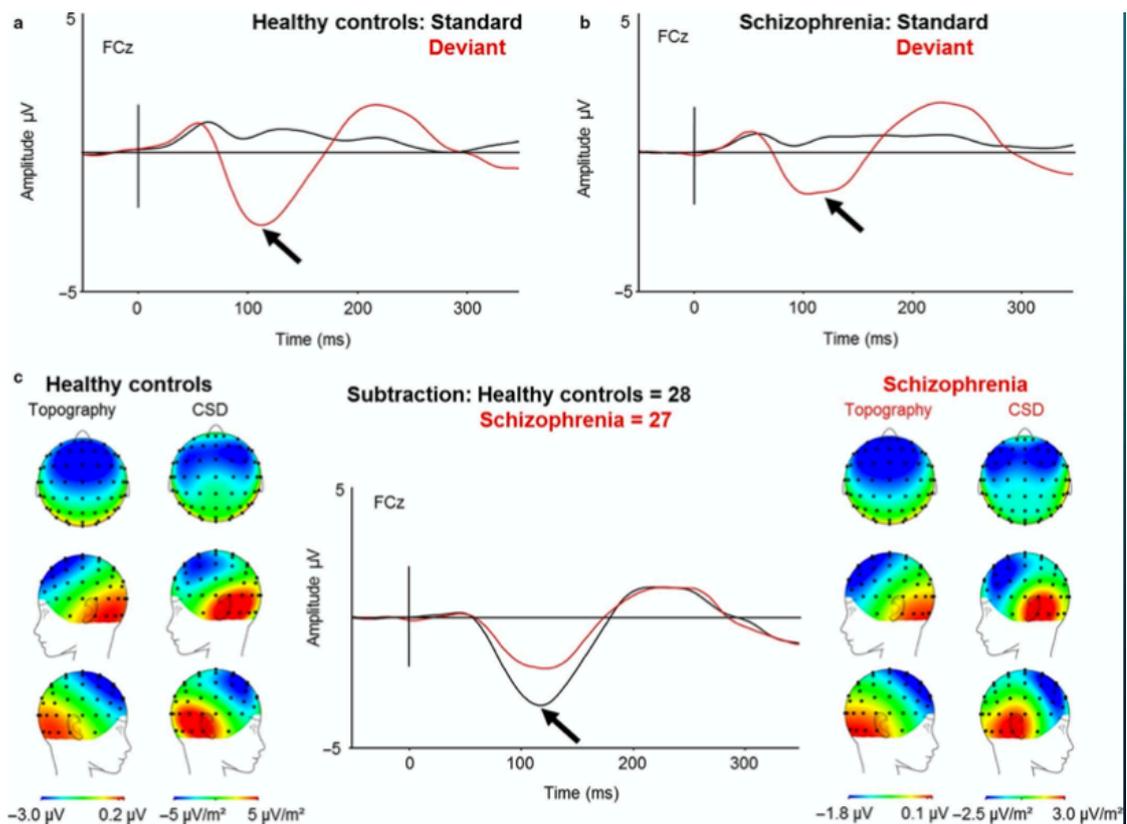


Figura 6.2: Comparazione tra soggetto sano di controllo, e paziente schizofrenico.

Alcune evidenze dalla ricerca dimostrano le seguenti relazioni tra i disturbi e le relative modifiche degli ERPs:

- GAD(disturbo d'ansia generalizzato): ampiezza più elevata dell'onda P300.
- PTSD(disturbo da stress post-traumatico): riduzione della P50 e P2.
- ADHD(deficit dell'attenzione): ampiezza ridotta della P300, e con una latenza superiore.
- Autismo: riduzione dell'onda N170, riduzione della P300, N1-P2 deboli.

- Schizofrenia: riduzione dell'onda P50.
- Depressione: Ampiezza ridotta della P300.
- Disturbo ossessivo compulsivo: minor latenza per le onde P300, N200 e aumento dell'ampiezza della N200.
- Dipendenza da alcool: riduzione delle ampiezze delle onde N1, P2, P300[5].

Una volta capito il problema del paziente tramite l'analisi degli ERPs, è possibile trattare i disturbi citati, con pratiche di Biofeedback, e ottenere delle analisi più quantitative dei miglioramenti, sia per il terapeuta, che per il paziente stesso fornendogli adeguati feedback durante le sedute.





## Conclusioni

Durante il tirocinio ho potuto toccare con mano le apparecchiature utilizzate per la pratica di Biofeedback, e capirne a pieno le potenzialità parlando direttamente con terapisti e psicologi.

Dal lavoro di tesi svolto successivamente, consultando la letteratura, sono riuscito a capire il mondo che sta dietro all'ingegneria biomedica, ovvero quello di interfacciare la figura dell'ingegnere con la parte di ricerca svolta da medici, psicologi che grazie alle apparecchiature di acquisizione, hanno avuto modo di aumentare i loro campi di ricerca, e risolvere problemi della psiche, tramite sedute di Biofeedback, analisi degli ERPs e dei tempi di reazione di un paziente.



# Bibliografia

- [1] URL: [https://www.researchgate.net/figure/Schematic-of-the-ERP-P300-waveform-in-the-progression-of-AD-Shown-is-a-representative\\_fig5\\_365244974](https://www.researchgate.net/figure/Schematic-of-the-ERP-P300-waveform-in-the-progression-of-AD-Shown-is-a-representative_fig5_365244974).
- [2] Giuseppe Sacco e Donato Testa. *Biofeedback e psicosomatica*. PSICOTERAPIE. Franco Angeli, 2012. ISBN: 978-88-568-4101-5.
- [3] Sebern F. Fisher. *Neurofeedback nel trattamento dei traumi dello sviluppo*. Raffaello Cortina Editore, 2017. ISBN: 978-88-6030-916-7.
- [4] Robert J. Kosinski. «A Literature Review on Reaction Time». In: Clemson University, 2013.
- [5] Juri D. Kropotov. *QUANTITATIVE EEG, EVENT-RELATED POTENTIALS AND NEUROTHERAPY*. ELSEVIER, 2009. ISBN: 978-0-12-374512-5.
- [6] Attar ET Balasubramanian V Subasi E Kaya M. «Stress Analysis Based on Simultaneous Heart Rate Variability and EEG Monitoring». In: *IEEE J Transl Eng Health Med.* (2021). DOI: 10.1109/JTEHM.2021.3106803.
- [7] Bronya Vaschillo Paul M. Lehrer Evgeny Vaschillo. «Resonant Frequency Biofeedback Training to Increase Cardiac Variability: Rationale and Manual for Training». In: *Applied Psychophysiology and Biofeedback, Vol 25, No. 3, 2000* (2000).
- [8] Dott.ssa Emanuela Russo. «POTENZIALI EVENTO-CORRELATI (ERPs): Introduzione, cenni funzionali e contributi clinici.» In: 2023.
- [9] Mark S. Schwartz e Associates. *Biofeedback A Practitioner's Guide*. Guilford, 1995. ISBN: 0-89862-806-7.
- [10] V.Russo. *Neuromarketing, comunicazione e comportamento di consumo*. Cultura della comunicazione. Franco Angeli, 2015. ISBN: 978-8891712202.

## BIBLIOGRAFIA

- [11] Michele Varricchio. *Cardiologia*. Collana di patologia medica. Idelson Gnocchi, 1978. ISBN: 9788870691351.

# Ringraziamenti

*Ci terrei a ringraziare tutti i miei amici che non hanno mai smesso di credere in me, nonostante abbia perso il conto di quanti anni ci siano voluti per portare a termine questa laurea, dei ringraziamenti particolari vanno alla mia famiglia e a Nicole, che più di tutti hanno dovuto sopportare tutte le incertezze che ho portato avanti durante questo percorso, e le vacanze trascorse sui libri nel tentativo di raccogliere quel briciolo di concentrazione necessaria a passare gli esami, grazie a Luca il mio Datore di lavoro e Correlatore, che mi ha aiutato e permesso di scrivere la tesi. Per ultimo ma non per importanza, ringrazio Gauss, il mio micione che è arrivato all'inizio del percorso di studi come merito per aver superato l'esame di Algebra Lineare e Geometria, e mi ha accompagnato fino al traguardo.*