



CORSO DI FORMAZIONE IN IPNOSI CLINICA  
E COMUNICAZIONE IPNOTICA

Anno 2018

## Potenziali evocati acustici: livello di reiezione in ipnosi

Auditory evoked potentials: rejection level in hypnosis

RELATORE

Prof. Dott. Enrico Facco

CANDIDATO

Matilde Debenedetti

# INDICE

1. Introduzione
2. Potenziali evocati: generalità
  - 2.1 Basi biofisiche
  - 2.2 Caratteristiche dei potenziali
3. Potenziali evocati acustici
  - 3.1 Fisiologia dell'udito
  - 3.2 Biofisica dell'udito
  - 3.3 Trasmissione del suono
  - 3.4 Generalità sui BAEP
4. Materiali e metodi
  - 4.1 Analisi statistica
5. Risultati
6. Conclusioni
7. Bibliografia

## 1. INTRODUZIONE

Quando si parla di ipnosi a qualcuno, difficilmente questi non ha idee in proposito. Tali idee possono essere vaghe e imprecise. C'è chi crede che questa tecnica sia solo un fenomeno di costume, chi una forma di illusionismo, [Casiglia,2015] chi una disciplina marginale. A dispetto del sentire comune sull'argomento, per richiamare qualche fonte oggettiva disponibile, la bibliografia ottocentesca di Dessoir (1988) riferisce di 801 libri e articoli pubblicati con tema l'ipnotismo; la bibliografia raccolta da Caillet (1912) ne riporta circa dodicimila; Gravitz (1993,1996), riporta complessivamente 174 periodici scientifici pubblicati, tra giornali e riviste in vari paesi, fino agli anni '90 del Novecento, focalizzati sull'ipnosi, la suggestione, il magnetismo animale o simili. Tutto ciò per dimostrare come questa antica tecnica continui a far parte della cultura moderna, evolvendosi senza interrompersi.

Oggigiorno l'uso dell'ipnosi in medicina comprende diverse specialità [Elkins e Perfect,2008; Hartman, 2010] , quali l'ostetricia [Abbasi et Al, 2009; Mehl, 1994; Omer, Friedlander e Palti, 1986; Omer, 1987; Brown e Murphy, 1999] la ginecologia [Halas, 2000; Elkins et Al, 2013], l'odontoiatria [Richardson,1980; Holden,2012; Eitner e colleghi,2011; Facco e Al, 2011] i disturbi della sfera psicologica e psichiatrica [Del Monte, 1996; Giannantonio,2009; Spiegel,2013], lo sport [Grindstaff e Fisher,2006;Stegner e Morgan,2010],scopi militari e molto altro.

Il campo applicativo che più si avvicina alla mia professione è quello dell'ipnosi o comunicazione ipnotica di tipo clinico [Muro,2015]. Essendo un tecnico di neurofisiopatologia mi occupo di pazienti con disturbi del sistema nervoso centrale e periferico e parte degli esami da me svolti risultano spiacevoli per il paziente, senza dimenticare l'ansia che spesso accompagna le persone che si recano in ospedale.

Frequentemente il paziente non riesce a rilassarsi a sufficienza, tuttavia risulta fondamentale ridurre al minimo la possibilità che l'attività muscolare si sovrascriva al segnale biologico d'interesse.

Il software utilizzato per la registrazione dei potenziali evocati prevede che tutti i valori di ampiezza diversa dall'attività d'interesse vengano scartati. Il programma funziona attraverso un filtro di reiezione per scartare le tracce con un valore di ampiezza al di sopra del parametro definito (livello di reiezione) e quindi di escluderle dal processo di formazione del potenziale evocato.

Il problema è che sovente l'attività muscolare legata alla tensione e all'ansia del paziente si sovrascrive al segnale di interesse, rendendo l'esame non ottimale dal punto di vista qualitativo e quantitativo. Serve infatti un numero di risposte molto elevato per estrarre il segnale dal cosiddetto "rumore di fondo", costituito dalle frequenze di rete e dall'attività miogena. In questi casi l'utilizzo di un filtro di reiezione riesce solo in parte a ridurre questo disturbo, e spesso, non è sufficiente a rendere ottimale la registrazione dal punto di vista qualitativo e del tempo di esecuzione.

Lo stato ipnotico può essere una soluzione ideale per questo tipo di situazione in quanto, attraverso una induzione efficace, l'individuo è in grado di ridurre il proprio livello di ansia, ottenendo così un profondo rilassamento muscolare. La soppressione della tensione muscolare può dunque determinare un'estrazione delle risposte evocate più veloce e qualitativamente superiore.

L'obiettivo di questo elaborato è quello di documentare la differenza fra il numero di risposte scartate durante la registrazione ambulatoriale utilizzando una induzione ipnotica standard rispetto alla condizione normale di riposo.

## 2. POTENZIALI EVOCATI:GENERALITA'

I Potenziali Evocati (PE) sono risposte generate nel sistema nervoso (centrale o periferico) a seguito di una stimolazione: classicamente le modalità di stimolazione sono sensitive o sensoriali, ma è attualmente possibile studiare anche la via piramidale, con stimolazione elettrica o magnetica.

Gli eventi da studiare sono generalmente di basso voltaggio e sono pertanto “oscurati” dall’attività elettrica caotica (EEG, EMG), non correlata allo stimolo: è necessario, pertanto, mediare molti eventi per consentire loro di risaltare sull’attività di fondo.

Generalmente il termine di “*potenziali evocati*” è riservato all’averaging di molte risposte, mentre con il termine di “*risposte evocate*” si identificano eventi che seguono un singolo stimolo; qualche autore, tuttavia, utilizza i due termini come sinonimi. Il termine “*picco*” od “*onda*” identifica una deflessione positiva o negativa che va a costituire il complesso degli eventi registrabili, mentre il termine “*componente*” definisce il contributo di un particolare evento (p.e. componenti a bassa frequenza, componenti a lunga latenza, ecc.).

Oltre ai classici PE, è possibile registrare eventi che non sono correlati alle caratteristiche fisiche dello stimolo (potenziali evocati stimolo-correlati), ma al suo significato semantico (potenziali evocati evento- correlati).

I potenziali evocati consentono di testare la conduzione lungo sistemi sensitivo-sensoriali (visivi, acustici e somatosensoriali): in questo senso sono utilizzabili, in correlazione con tecniche di imaging, nello studio di molte patologie che colpiscono il sistema nervoso centrale e, molto meno, quello periferico. Nel corso degli anni la loro importanza è stata ridimensionata per alcune patologie (p.e. nella sclerosi multipla), mentre in altre situazioni (monitoring intraoperatorio, valutazione del coma, studio delle funzioni cognitive) i potenziali evocati costituiscono ormai un punto fermo nella diagnostica funzionale del sistema nervoso.

**Modalità e tipo di stimolazione.** Vi sono diverse modalità di stimolazione: acustica (AEPs: auditory evoked potentials), visiva (VEPs: visual evoked potentials), somatosensoriale (SEPs: somatosensory evoked potentials) e motoria (MEPs: motor evoked potentials).

Tutti i tipi di potenziali evocati sono distinguibili, in base alla latenza degli eventi che si registrano, in risposte a breve, media e lunga latenza. In generale, minore è la latenza maggiore è la riproducibilità delle risposte.

I PE sono generati nel nervo periferico, nel midollo spinale, nel tronco encefalico o nel cervello dalle variazioni di carica elettrica causate dai potenziali che si propagano lungo le vie afferenti (o efferenti, nel caso della stimolazione motoria) o dall'attività sinaptica. I potenziali corticali sono generati dall'attività sinaptica della corteccia cerebrale o dalle variazioni di flusso elettrico nelle proiezioni talamo-corticali.

Gli eventi corticali sono prevalentemente studiati tramite i VEPs e i SEPs che sono pertanto anche quelli maggiormente influenzati da lesioni della corteccia o delle afferenze talamo-corticali. La modalità di stimolazione acustica studia maggiormente gli eventi sottocorticali. I potenziali sottocorticali sono generati in prossimità dei nuclei sottocorticali e dalle proiezioni alla corteccia

**Generatori dei potenziali evocati.** È riduttivo pensare che gli eventi che si registrano siano costituiti da onde positive e negative che si alternano, ciascuna delle quali generata da una unica struttura: questo è infatti vero solo in alcuni casi (peraltro una esigua minoranza). Le variazioni di potenziale, che si propagano nel sistema nervoso, possono infatti produrre onde complesse anche se generate da una unica struttura e, d'altro canto, generatori multipli possono contribuire alla formazione di una componente dei PE.

I generatori dei potenziali evocati sono, a tutt'oggi, solo parzialmente conosciuti e fonte continua di dibattito: essi verranno discussi affrontando i diversi tipi di PE.

Malgrado le incertezze esistenti, è possibile tentare una generalizzazione, riconoscendo sostanzialmente tre tipi di generatori: corticali, sottocorticali e nervi periferici.

I potenziali corticali sono largamente determinati dalla sommazione temporale dei potenziali postsinaptici eccitatori ed inibitori generati nel soma cellulare e nei dendriti in risposta all'input evocato dallo stimolo.

I potenziali sottocorticali sono probabilmente costituiti da due tipi di componenti: potenziali postsinaptici generati in prossimità di nuclei sottocorticali e potenziali d'azione degli assoni.

I potenziali registrati dai nervi sensitivi sono generati dalla onda di depolarizzazione che si propaga lungo la fibra nervosa. Hanno in genere una morfologia costituita da una ampia deflessione negativa preceduta e seguita da piccole deflessioni positive.

Per tutti e tre i tipi di PE la morfologia, l'ampiezza e la latenza sono largamente dipendenti da molti fattori, soprattutto la durata della variazione di potenziale, le dimensioni e l'orientamento spaziale del generatore.

## 2.1 BASI BIOFISICHE

**Sito di registrazione.** Il sito di registrazione determina il tipo di evento registrato. Ad esempio, se sia l'elettrodo esplorante che quello di riferimento sono posizionati sullo scalpo (montaggio bipolare), verranno registrati i potenziali corticali e quelli immediatamente sottocorticali. Se solo l'elettrodo attivo è localizzato sullo scalpo, mentre quello di riferimento in un'altra sede (montaggio monopolare) verranno registrati sia i potenziali corticali che quelli sottocorticali.

**Potenziali near-field e far-field.** I concetti di potenziali near-field (NFP) e far-field (FFP) sono essenziali per comprendere i generatori dei PE. Molti degli

eventi che si registrano sono costituiti dalla combinazione di FFP e di NFP, soprattutto quando si utilizzano elettrodi riferimento extracefalici.

**Potenziali near-field.** Il termine near-field si riferisce al segnale localizzato immediatamente al di sotto dell'elettrodo registrante. L'elettrodo registra la variazione di potenziale che si instaura fra l'area di depolarizzazione e quella di ripolarizzazione. Ne risulta che la localizzazione dell'elettrodo è importantissima, essendo la ampiezza del segnale attenuata dalle strutture ossee e cutanee fraposte tra generatore ed elettrodo.

**Potenziali far-field.** Anche i FFP sono generati dalla depolarizzazione della membrana cellulare, ma in questo caso l'elettrodo (situato lontano dal generatore) non “vede” la variazione di potenziale tra zone di depolarizzazione e ripolarizzazione, ma piuttosto il fronte di polarizzazione: essi sono pertanto diffusamente distribuiti. I FFP rappresentano una grande percentuale dei PE registrati, perché i generatori sono spesso situati profondamente nel sistema nervoso. I FFP (la cui morfologia è costituita da una semplice deflessione positiva) sono di basso voltaggio e talora difficili da registrare, a causa della distanza tra generatore ed elettrodo: la loro ampiezza è tuttavia meno attenuata da strutture ossee e cutanee.

**Potenziali transients.** I potenziali transients sono generati da stimoli sufficientemente distanziati nel tempo da consentire che la risposta ad uno stimolo sia completata prima che inizi quella allo stimolo successivo. La cadenza di stimolo necessaria per registrare questo tipo di eventi varia a seconda del periodo refrattario assoluto dei generatori (in genere maggiore è la latenza dell'evento da studiare, maggiore è il periodo refrattario del generatore): è pertanto necessario adoperare per gli eventi a breve latenza (p.e. BAEPs) 10-20 stimoli/s. I potenziali transients sono i più comunemente utilizzati in clinica.

**Potenziali steady-state.** Se lo stimolo viene presentato ad alta frequenza, i PE che si registrano sono costituiti da un'onda ritmica sinusoidale che si ripete con la

stessa frequenza dello stimolo; possono inoltre registrarsi risposte a frequenze armoniche e subarmoniche. Vengono utilizzati soprattutto nella modalità visiva, per lo studio degli eventi corticali e dell' elettroretinogramma.

## 2.2 CARATTERISTICHE DEI POTENZIALI EVOCATI

I PE sono costituiti da una serie di onde o picchi generati in risposta ad un particolare stimolo. Ogni componente è definibile in base alle seguenti caratteristiche: polarità (positiva o negativa), numerazione sequenziale, latenza, ampiezza e morfologia.

**Polarità.** Con il termine polarità si definisce la positività o la negatività di un elettrodo riferito all'altro elettrodo connesso all'amplificatore differenziale. La correlazione tra la differenza di potenziale tra i due elettrodi e la deflessione della traccia verso l'alto o verso il basso dipende pertanto da quale dei due elettrodi è quello attivo e soprattutto da quale è la convenzione di polarità utilizzata (che pertanto va sempre indicata). In generale una deflessione verso l'alto della traccia viene definita come negativa, ma questa non è una regola assoluta.

**Numerazione sequenziale.** In generale, i PE sono costituiti da più onde o picchi. Solitamente le varie onde vengono denominate in base alla polarità seguita dalla latenza attesa della componente (p.e. N100, N20, P14, ecc). Alternativamente si può utilizzare la abbreviazione della polarità seguita dal numero progressivo di comparsa della componente (p.e. N1, P1, N2,P3). I BAEPs vengono indicati con numeri romani non preceduti dalla polarità essendo tutti eventi positivi.

**Latenza.** L'identificazione di una componente e la misurazione della sua latenza costituiscono la base per l'interpretazione dei risultati dello studio dei PE. Nel caso dei PE transients si utilizzano in genere latenze assolute ed interpicco. La latenza assoluta è il tempo che intercorre tra lo stimolo e il punto di massima ampiezza di una determinata componente. Con il termine di latenza interpicco si fa invece riferimento alla differenza in latenza di due onde dello stesso PE ed è il

correlato del tempo di conduzione tra le strutture che generano le diverse componenti. L'uso delle latenze interpacco è utile perché consente di valutare la conduzione in maniera in qualche misura scarsamente influenzata dalla conduzione lungo il tratto periferico della via.

**Ampiezza.** L'ampiezza delle varie componenti è una misura meno stabile e, pertanto, meno agevolmente standardizzabile rispetto alla latenza; si deve pertanto essere molto prudenti nella interpretazione delle anomalie d'ampiezza. Esistono diversi modi per misurare l'ampiezza, utilizzabili sia singolarmente che in associazione tra di loro. La ampiezza assoluta di una componente è definita come il voltaggio del picco massimo (positivo o negativo) rispetto ad un livello di referenza che rappresenta il voltaggio zero. Questo livello zero può essere identificato tramite la analisi di un periodo prestimolo o di un periodo poststimolo che non contiene potenziali evocati o rispetto alla ampiezza media di tutto il complesso degli eventi registrati.

**Apparecchiatura.** Malgrado le innovazioni tecnologiche e i diversi modelli esistenti sul mercato, le macchine per la registrazione dei potenziali evocati sono tutte in grado di:

- a) erogare e triggerare gli stimoli;
- b) prelevare il segnale, amplificandolo;
- c) trasformare il segnale da analogico a digitale e manipolarlo;
- d) immagazzinare il segnale in una memoria, da cui può essere richiamato e nuovamente manipolato dall'utente.

Tutto ciò viene eseguito da un computer, solitamente esclusivamente dedicato alla registrazione dei potenziali evocati o, più frequentemente, alla neurofisiologia clinica.

Essendo i potenziali evocati eventi che si ripetono con una latenza fissa (o poco variabile) rispetto allo stimolo, ma di basso voltaggio, è necessario "estrarre" il segnale dalla attività di fondo utilizzando la tecnica dell'averaging.

**Averaging.** I segnali che si studiano nella registrazione dei potenziali evocati hanno due caratteristiche: si ripetono con latenza fissa (o di poco variabile)

rispetto allo stimolo e sono di basso voltaggio e frammisti ad altra attività biologica (p.e. l'EEG) che, in questo particolare caso, può essere considerata a tutti gli effetti “rumore di fondo”. Quando si registra un potenziale evocato, quindi, ci si trova in una condizione in cui il rapporto segnale-rumore è sfavorevole: l'averaging digitale è la metodica con cui è possibile ovviare a questo inconveniente.

Basandosi sull'assunto che il segnale da esaltare, pur di basso voltaggio, si ripete con un rapporto temporale fisso rispetto allo stimolo, il computer esegue, dopo ogni stimolo, la somma dei valori di ampiezza dei nuovi dati acquisiti nella finestra temporale da studiare. Pertanto la somma degli eventi che si ripetono casualmente tenderà a zero (trovandosi ora al di sopra ora al di sotto della linea di base), mentre quella degli eventi a latenza e polarità costante aumenterà sempre, consentendo così di definire accuratamente il segnale.

### 3. POTENZIALI EVOCATI ACUSTICI

#### 3.1 FISILOGIA DELL'UDITO

L'orecchio esterno raccoglie e convoglia al meato acustico esterno le onde sonore. Di qui il canale uditivo esterno arriva sino alla membrana del timpano. L'orecchio medio è una cavità piena d'aria contenuta nell'osso temporale in cui si trova la catena formata da tre ossicini, martello, incudine e staffa. Il manubrio, o manico del martello, si attacca alla faccia interna della membrana del timpano: la sua testa è connessa con la parete dell'orecchio medio e la sua apofisi breve è attaccata all'incudine, la quale si articola con la testa della staffa. Il piede della staffa è a sua volta connesso, mediante il legamento anulare, alla parete della finestra ovale.

Nell'orecchio interno è contenuta una struttura formata da canali scavati all'interno della porzione petrosa dell'osso temporale, denominata labirinto osseo. Dentro a questi canali, circondato da un liquido chiamato perilinfa, si trova il labirinto membranoso, che ha più o meno la stessa forma di quello osseo ed è ripieno di un liquido chiamato endolinfa. La parte cocleare del labirinto è un tubo a spirale, lungo 35 mm, che nell'uomo compie 2 giri e  $\frac{3}{4}$ . Per tutta la sua lunghezza la membrana basilare e quella di Reissner la dividono in 3 camere o rampe: quella superiore, rampa vestibolare e quella inferiore (rampa timpanica) contengono perilinfa e comunicano tra di loro in corrispondenza di un forellino sull'apice della coclea, chiamato elicotrema. Alla base della coclea, la rampa vestibolare termina in corrispondenza della finestra ovale, chiusa dal piede della staffa. La rampa timpanica termina alla finestra rotonda, che è un foro sulla parete dell'orecchio medio, chiuso dalla membrana timpanica secondaria, molto flessibile. La rampa media si continua con il labirinto membranoso, non comunica con le altre due rampe e al suo interno contiene endolinfa.

**Vie Acustiche Centrali.** Le afferenze uditive vengono condotte all'interno della branca cocleare (nervo acustico) che, assieme alla branca vestibolare (per le afferenze relative alla posizione del corpo nello spazio), concorre a formare il nervo vestibolo-cocleare o stato-acustico (VIII paio di nervi cranici).

Il I° neurone è situato nel modiollo della coclea ed è costituito da cellule bipolari specializzate (cellule del ganglio spirale). La parte periferica termina nell'organo spirale del Corti, la parte centrale, costituita dal n. cocleare, percorre il condotto uditivo interno insieme con il nervo vestibolare e raggiunge, penetrando a livello del solco bulbo-pontino, i nuclei cocleari situati nel bulbo e a livello della transizione bulbo-pontina lateralmente al corpo restiforme.

**Organo del Corti.** Si trova sulla membrana basale: le cellule sensoriali, ciliate, circondate da cellule di sostegno, sono disposte su di un'unica fila interna lungo il dotto cocleare e in tre file esterne. Tra la fila esterna e quella interna si trova il tunnel del Corti attraversato da fibre che giungono alle cellule ciliate esterne. Nell'organo del Corti esiste una organizzazione tonotopica; i toni alti sono registrati da cellule situate nella parte basale del dotto cocleare, mentre quelli bassi da cellule situate nella porzione più apicale del dotto, vicino all'apice. Le fibre che provengono dalle porzioni basali della coclea sono situate, più ventralmente all'interno del nervo VIII nervo cranico.

**Nuclei cocleari.** Sono divisi in una serie di gruppi nucleari (fino a 13), ma comunemente si distingue un nucleo cocleare ventrale ed un nucleo cocleare dorsale: le fibre del nervo cocleare terminano biforcandosi ai due nuclei.

**Vie sopranucleari (via uditiva ascendente).** Sono principalmente rappresentate dal corpo trapezoide, costituito da fibre che, proveniente dal nucleo cocleare ventrale, si incrociano passando trasversalmente nel ponte e continuano ad ascendere come lemnisco laterale. Parte delle fibre del corpo trapezoide contraggono sinapsi con le cellule del corpo trapezoide, le quali possiedono prolungamenti che contribuiscono alla formazione del lemnisco laterale. I nuclei del lemnisco laterale sono masserelle grigie, che accompagnano il lemnisco nel suo decorso: fibre che provengono da queste cellule ascenderebbero al collicolo inferiore e al corpo genicolato mediale controlaterali e, forse, anche ai nuclei del lemnisco laterale controlaterali. Oltre al corpo trapezoide le vie acustiche ascendenti sono costituite anche dalle: a) strie acustiche dorsali che dal nucleo cocleare dorsale, attraverso la sostanza reticolare, raggiungono il lemnisco laterale

controlaterale; b) striae acustiche intermedie che dal nucleo cocleare ventrale, e forse dall'oliva superiore, raggiungono il lemisco laterale (commessura di Held). Il lemisco laterale termina in parte nel collicolo inferiore ed in parte nel corpo genicolato mediale. A livello del collicolo inferiore la connessione tra i due lati è assicurata dalla commissura collicolare inferiore: pertanto, impulsi provenienti da un orecchio raggiungono i collicoli inferiori dei due lati. Questo spiega perché una lesione della via soprannucleare non produce sordità.

Dal corpo genicolato mediale originano fibre che raggiungono la corteccia cerebrale a livello della prima circonvoluzione temporale (giro temporale trasverso). Oltre alla via ascendente uditiva controlaterale esiste anche una via ascendente omolaterale che proietta dai nuclei cocleari al complesso olivare superiore, al collicolo superiore ed alla corteccia temporale omolaterale.

### 3.2 BIOFISICA DELL'UDITO

Il suono è la sensazione prodotta dall'azione, sulla membrana del timpano, dalle vibrazioni longitudinali delle molecole dell'ambiente esterno, cioè dalle fasi alterne di rarefazione e di condensazione delle molecole (che provocano compressioni e decompressioni alterate dell'aria circostante). Il tracciato di questi movimenti, espressi come variazione di pressione in funzione del tempo, consiste in una serie di onde (onde sonore), che si allontanano dalla sorgente che le produce come onde circolari nelle quali picchi di aumento della pressione dell'aria si alternano con minimi di rarefazione dell'aria stessa.

La **frequenza** dell'onda, ovvero il numero di picchi che attraversano un certo punto dello spazio nell'unità di tempo, determina la tonalità del suono.

La **ampiezza** del suono è la massima escursione della pressione dell'aria prodotta da un suono nei due sensi ed è correlata con l'intensità del suono stesso. Pertanto quanto più ampie sono le onde tanto più intenso è il suono, quanto maggiore la loro frequenza, tanto più alta è la tonalità.

La ampiezza di una onda sonora può essere espressa quale variazione massima di pressione o come la radice quadrata media della pressione esercitata sulla membrana timpanica, ma è più conveniente utilizzare una scala relativa: la più usata è quella in decibel.

L'intensità di un tono espressa in bel è il logaritmo del rapporto tra l'intensità di quel suono e quella di un suono standard di riferimento (o standard):

$$\text{bel} = \log_{10} (\text{intensità del suono} / \text{intensità del suono standard}).$$

Dato che l'intensità del suono è proporzionale al quadrato della pressione (figura 1), ne deriva che:

$$\text{bel} = 2 \log_{10} (\text{pressione del suono} / \text{pressione del suono standard}).$$

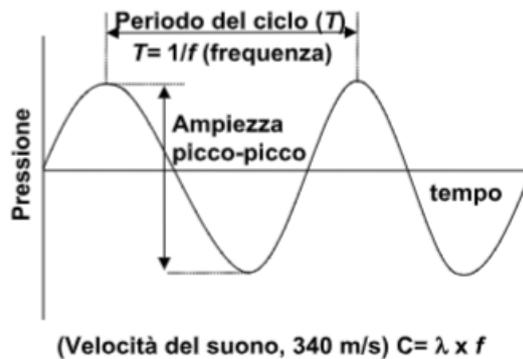


Figura1. Parametri del suono

Il decibel (dB) è l'unità di misura corrispondente a 0.1 bel. Il suono che è stato adottato come misura di riferimento standard corrisponde a 0 dB quando la pressione è di 0.00002 dyne/cm<sup>2</sup> (20 μPascal), che corrisponde ad una intensità appena udibile dall'orecchio umano. È importante enfatizzare che i decibel sono una scala logaritmica: questo significa che la gamma da 0 (suono appena udibile) e 140 dB (suono di tale intensità che può ledere l'organo del Corti) rappresenta una variazione di intensità di 10<sup>14</sup> (=100 trilioni) di volte. Le frequenze udibili dall'orecchio umano vanno da 20 a 20.000 Hz (cioè cicli al secondo). La soglia uditiva dell'orecchio umano varia a seconda delle tonalità del suono.

La discriminazione della tonalità è ottimale fra i 1.000 e i 3.000 Hz, mentre è più scarsa per tonalità più basse o più alte.

Il termine mascheramento si riferisce alla capacità di udire altri suoni in presenza di un suono. Si pensa che il mascheramento sia dovuto alla refrattarietà assoluta o relativa degli audio-recettori, o delle fibre nervose, prevalentemente stimolati. Il grado con cui un suono maschera altri suoni è in rapporto con la sua tonalità. L'influenza mascherante del comune rumore di fondo eleva sensibilmente la soglia uditiva.

### 3.3 TRASMISSIONE DEL SUONO

L'orecchio converte le onde sonore dell'ambiente esterno in potenziali d'azione nel nervo acustico. Le onde sono trasformate dalla membrana del timpano e dagli ossicini dell'orecchio in movimenti del piede della staffa. Questi movimenti provocano delle onde nel liquido dell'orecchio interno. L'azione di queste onde sull'organo del Corti genera potenziali d'azione nelle fibre nervose.

**Funzioni della membrana del timpano e degli ossicini.** In risposta alle variazioni di pressione prodotte dalle onde sonore sulla sua superficie esterna, la membrana timpanica funziona da risonatore che riproduce le vibrazioni della sorgente sonora, spostandosi verso l'interno e verso l'esterno, essa cessa di vibrare quasi istantaneamente al cessare delle onde, presenta cioè uno smorzamento quasi critico. I movimenti della membrana del timpano muovono il manubrio del martello: il martello bascula su un asse che passa per il punto di congiunzione del manubrio con l'apofisi breve, cosicché quest'ultima trasmette le vibrazioni del manubrio all'incudine. Le vibrazioni dell'incudine sono trasmesse alla testa della staffa e i movimenti della testa della staffa fanno oscillare il piede della staffa sui suoi cardini situati in corrispondenza del bordo posteriore della finestra ovale.

Gli ossicini dell'udito funzionano pertanto come un sistema di leve che converte meccanicamente le vibrazioni risonanti della membrana del timpano in movimenti della staffa contro la perilinfa contenuta nella rampa vestibolare della coclea (figura 2).

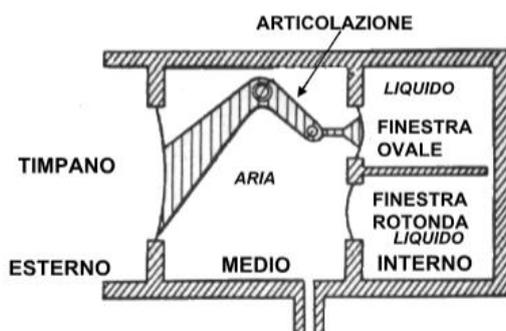


Figura 2. Trasmissione del suono nell'orecchio

**Riflesso timpanico.** Quando i muscoli dell'orecchio medio (cioè il tensore del timpano e lo stapedio) si contraggono tirano in dentro il manubrio del martello e infuori il piede della staffa. Con ciò viene ridotta la trasmissione del suono. I suoni intensi provocano la contrazione di questi muscoli, (riflesso timpanico), la cui funzione è protettiva, prevenendo l'eccessiva stimolazione dei recettori acustici.

**Trasmissione ossiculare, aerea e ossea.** La trasmissione delle onde sonore al liquido dell'orecchio interno (attraverso la membrana del timpano e gli ossicini), è chiamata trasmissione ossiculare. Le onde sonore provocano vibrazioni anche della membrana timpanica secondaria che chiude la finestra rotonda. Questo processo, poco importante normalmente, è chiamato trasmissione aerea. Vi è un terzo tipo di trasmissione, detta ossea, che consiste nella trasmissione, al liquido dell'orecchio interno, delle vibrazioni delle ossa del cranio. Se si applica direttamente sulla testa un diapason, o qualche altro corpo in vibrazione, si ha un notevole grado di trasmissione, e questa via svolge una parte nella trasmissione dei suoni molto forti.

**Onde viaggianti.** I movimenti del piede della staffa determinano una serie di onde viaggianti nella perilinfa del vestibolo: come un'onda avanza nella coclea e la sua altezza cresce sino ad un massimo per poi rapidamente decrescere. La distanza dalla staffa alla quale questo massimo viene raggiunto varia con la frequenza della vibrazione. I suoni ad alta tonalità generano onde che hanno il loro massimo vicino alla base della coclea; i suoni bassi invece generano onde il cui massimo viene raggiunto vicino all'apice della coclea. Le pareti ossee della rampa vestibolare sono rigide, ma la membrana di Reissner è flessibile. La membrana basilare non è sotto tensione e viene facilmente depressa verso la rampa timpanica dagli apici delle onde della rampa vestibolare. Gli spostamenti di liquido della rampa timpanica si dissipano nell'aria a livello della finestra rotonda. Pertanto il suono produce distorsioni della membrana basilare e il punto di massima distorsione è determinato dalla frequenza delle onde sonore. Le estremità superiori delle cellule ciliate dell'organo del Corti sono tenute rigide dalla lamina reticolare, e le loro ciglia sono infisse nella membrana tettoria. Quando la

membrana basilare viene depressa, il movimento della membrana tectoria, relativo a quello della membrana reticolare, piega le ciglia (figura 3). Questo piegamento genera in qualche modo i potenziali d'azione nel nervo acustico.

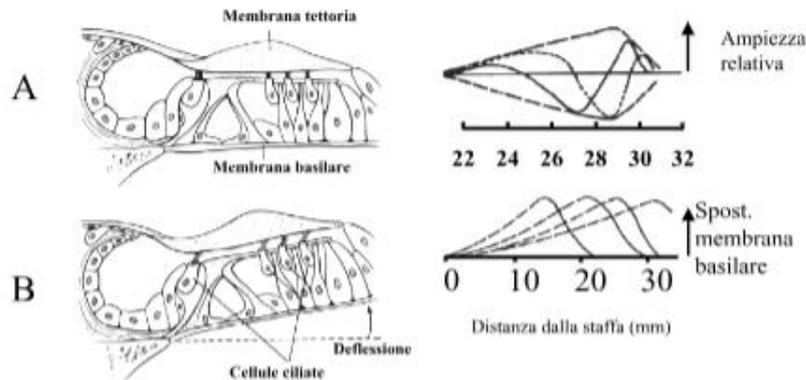


Figura 3. Generazione dell'impulso

### 3.4 GENERALITA' SUI BAEP

Gli eventi registrabili dallo scalpo a seguito di una stimolazione acustica possono essere distinti come segue (Tabella 1):

1. le componenti a breve latenza sono registrabili nei primi 8-10 ms dallo stimolo: sono generate dal nervo VIII e da strutture del tronco encefalico;
2. le componenti a media latenza sono registrabili tra 10-50ms dallo stimolo e si ritiene che siano generate dal talamo e dalla corteccia acustica ma possono essere contaminate da potenziali muscolari riflessi dai muscoli dello scalpo. Sono state utilizzate a fini audiologici ma sono scarsamente applicate in ambito neurologico;
3. le componenti a lunga latenza si verificano dopo i primi 50 ms e sono il correlato elettrico di una attivazione diffusa della corteccia frontale; sono abbondantemente modificate da vigilanza, coscienza, farmaci, ecc. La loro applicazione è abitualmente in ambito audiologico, con eccezione della P300 che viene utilizzata per testare le funzioni cognitive.

Le componenti a breve latenza (BAEPs, brainstem auditory evoked potentials) sono quelle più utilizzate in ambito neurologico ed audiologico.

<b>Eventi registrabili</b>				
		Ms	Generatori	Applicazioni
Elettrococleografia		0-6	Coclea, nervo VIII	Patologia cocleare e retrococleare
BAEPs (SLAEPs)		0-12	Tronco encefalico	Patologia cocleare retrococleare Lesioni del tronco
Potenziali postauricolari miogenici		0-20	Riflessi cocleo-facciali	Patologia cocleare
MLAEPS		10-60	Talamo, aree corticali	Lesioni talamo-corticali
LLAEPs		60-300	Aree corticali	Sordità corticali
Potenziali acustici cognitivi		250-1500	Aree associative	Funzioni cognitive

Tabella 1. Tipi di potenziali evocati acustici.

I Potenziali evocati acustici a breve latenza (BAEPs – Brainstem auditory evoked potentials) sono potenziali far-field registrabili nei primi 10 ms a seguito di stimolazione acustica: la via esplorata comprende il nervo VIII, il ponte e il mesencefalo.

I BAEP sono costituiti da una serie di cinque o più onde (figura 4), a polarità positiva nelle derivazioni vertice-orecchio stimolato. Sono facilmente registrabili nella maggioranza dei soggetti, anche in quelli non cooperanti, sedati o in stato di coma.

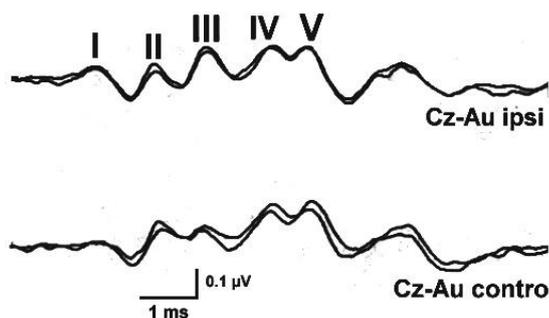


Figura 4. Potenziali evocati acustici a breve latenza:tracciato normale.

**Parametri di stimolazione.** I BAEP vengono elicitati da clicks (impulsi elettrici ad onda quadra della durata di 100 µs) che producono una deflessione della membrana di una cuffia in direzione della membrana timpanica (clicks di condensazione). I clicks sono generati da uno stimolo elettrico della durata di 100 µs, trasmesso ad un cuffia audiometrica. Un click di condensazione è quello generato da uno stimolo che produce un movimento verso l'esterno della membrana della cuffia, che produce un movimento verso l'interno della membrana timpanica.

Al contrario un click di rarefazione produce un movimento verso l'interno della membrana della cuffia, che causa un movimento verso l'esterno della membrana timpanica. I due tipi di click possono essere somministrati a polarità alternata (rarefazione e condensazione) al fine di ridurre l'artefatto da stimolo e del potenziale microfonico cocleare che può oscurare in parte il potenziale dell'VIII nervo (onda I). La frequenza di stimolo utilizzabile varia da 10 a 70 clicks/s, ma frequenze di stimolazione elevate, pur riducendo i tempi di esame, alterano la

morfologia delle risposte: in genere le cadenze di stimolo oscillano dai 10 ai 30 stimoli/s (in genere evitando frequenze che siano multipli della frequenza della frequenza di rete).

L'intensità dello stimolo è espressa come il rapporto intercorrente tra lo stimolo somministrato ed un valore di riferimento arbitrario e viene espressa in decibel (dB), NHL o SPL a seconda se venga utilizzata l'unità di misura psicofisiologica o fisica. L'intensità di stimolazione non è espressa in termini assoluti ma relativi, pertanto bisogna conoscere i valori di riferimento che si utilizzano.

Hearing Level (HL). Si utilizza in audiometria per descrivere la soglia media di intensità che viene avvertita da una popolazione di soggetti audio logicamente normali testati con toni puri di durata di almeno 0.5 s.

Normal Hearing Level (NHL). La definizione è la stessa utilizzata per l'HL, ma si utilizza per toni di durata minore, clicks o altri tipi di stimoli, meno regolari dei toni puri di durata di 0.5s. Pertanto il NHL per ognuno di questi stimoli deve essere testato in una popolazione di soggetti audio logicamente normali.

Sensory Level (SL). Corrisponde alla soglia acustica di un determinato individuo. La soglia acustica viene determinata aumentando e diminuendo poi l'intensità di stimolo di 5 dB, e viene definita come il minore livello di intensità al quale lo stimolo viene riconosciuto.

Sound Pressure Level (SPL). È una misura fisica dell'intensità dello stimolo e pertanto, ha il grosso vantaggio di non essere correlata alla soglia psicofisica. Il punto di riferimento arbitrariamente fissato come zero corrisponde a  $0.00002 \text{ dyne/cm}^2$  (20 microPascal) per un tono di 1.000 Hz.

**Mascheramento controlaterale.** Quando un orecchio viene stimolato attraverso una cuffia, il suono viene condotto per via ossea fino all'orecchio controlaterale, anche se attenuato di intensità di circa 50-60 dB. Questo tipo di eccitazione incrociata è frequente quando l'orecchio da testare presenta una soglia acustica maggiore del controlaterale e, pertanto, deve essere stimolato a maggiore

intensità. Per ovviare a questo inconveniente si è soliti mascherare l'orecchio controlaterale con un rumore bianco di intensità di circa 40 dB inferiore all'intensità di stimolazione dell'orecchio da studiare. Con il termine di "rumore bianco" si intende uno stimolo continuo contenente il più ampio spettro di frequenze possibile, tutte con la medesima intensità o, almeno, equivalenti a quelle che costituiscono lo stimolo utilizzato.

**Esecuzione dell'esame.** Il soggetto viene seduto su una poltrona reclinabile o sdraiato sul lettino, in una stanza a bassa rumorosità di fondo, in modo che possa udire solo lo stimolo ed il rumore di mascheramento. In molti casi il paziente non si rilassa. Di conseguenza è fondamentale ridurre al minimo la possibilità che l'attività muscolare si sovrascriva all'attività d'interesse. La cuffia di stimolazione va applicata con attenzione, posizionandola esattamente sui padiglioni auricolari, facendo attenzione nei bambini ad evitare il collabimento del canale uditivo esterno.

**Parametri di registrazione.** Gli elettrodi utilizzati possono essere di superficie o ad ago monopolare e vengono posti al vertice (Cz), all'orecchio stimolato (Ai) e all'orecchio controlaterale (Ac). Il montaggio generalmente utilizzato è il seguente: nel I canale Ai-Cz, nel II canale Ac-Cz. Talora vengono utilizzate ulteriori derivazioni, (p.e.) Ai-Ac per definire meglio la prima onda o Cz riferito ad un elettrodo occipitale o cervicale per definire meglio le componenti III e V.

Il filtro delle basse frequenze è settato in genere a 100-200 Hz e quello delle alte frequenze a 2-3 KHz; il tempo di analisi è in genere 10 ms e vengono mediate di solito 1500-3000 risposte, anche se talora, per migliorare il rapporto segnale/rumore, può essere necessario aumentare il numero delle risposte.

**Eventi registrabili e generatori.** ONDA I. É la componente dei BAEP il cui generatore è meglio conosciuto; è generata dal Nervo VIII, [Moller et al., 1981].

ONDA II. Registrazioni intraoperatorie [Hashimoto et al., 1981], la registrabilità della II onda in soggetti in stato di morte cerebrale [Goldie et al., 1981] hanno

consentito di individuare la porzione intracranica dell'VIII, molto vicina al midollo allungato, come generatore.

ONDA III. Il generatore della III onda è situato nel ponte caudale, probabilmente essa è il correlato dell'attivazione del corpo trapezoide contro laterale [Buchwald , 1983] o dell'”outflow” dal complesso olivare superiore controlaterale al lemnisco laterale [Krumholz et al., 1985].

ONDA IV E V. I generatori ipotizzati per il complesso IV-V sono localizzati a livello pontino alto e mesencefalico basso.

**Analisi delle risposte acquisite.** I tacciatì vengono innanzitutto analizzati per quanto riguarda la presenza delle tre componenti, I II e III. Si misurano quindi le latenze assolute, al picco, delle tre onde e , in seguito, le latenze interpico I-III, III-V e I V;[AEEGS,1994]. In seguito è necessario valutare le ampiezze delle onde I e V: i valori vanno misurati o come ampiezza assoluta della componente riferita alla baseline pre-stimolo, o come ampiezza dal picco positivo al picco negativo precedente o, come più frequentemente accade, dal picco positivo al picco negativo seguente. Va poi calcolata la ratio di ampiezza V/I.

#### 4.MATERIALI E METODI

La registrazione dei potenziali evocati acustici è stata effettuata su 10 soggetti di età compresa tra i 30 e i 50 anni, ognuno dei quali sottoposto a un'induzione ipnotica standard e a una condizione normale di rilassamento. Nello stesso soggetto per evitare che la seconda registrazione in condizioni normali potesse beneficiare della prima registrazione in stato ipnotico la scelta della sequenza di registrazione è stata randomizzata. E' stata inoltre randomizzata la scelta dell'orecchio con il quale iniziare l'acquisizione dei dati.

Il soggetto era in posizione distesa sul lettino, in una stanza a bassa rumorosità di fondo, in modo tale che possa udire solo lo stimolo ed il rumore di mascheramento.

La cuffia di stimolazione è stata applicata con attenzione, posizionandola esattamente sui padiglioni auricolari. Dopo aver individuato la soglia acustica del soggetto per entrambe le orecchie si è proceduto con l'esecuzione dell'esame.

Sono stati usati come elettrodi di registrazione aghi intradermici monopolari e sono stati posizionati sul vertice (Cz), sull'orecchio stimolato (Ai) e sull'orecchio controlaterale (Ac), secondo il sistema Internazionale 10-20. E' inoltre usato come terra un elettrodo di superficie adesivo posto sul braccio del paziente.

Il montaggio utilizzato dall'ambulatorio è stato il seguente: canale I Ai-Cz, canale II Ac-Cz.

Il filtro per le basse frequenze è stato impostato a 100Hz e quello per le alte frequenze a 2 KHz. Il tempo di analisi è pari a 10 ms e solitamente viene effettuato averaging (media aritmetica) di 1500 risposte. Il livello di reiezione è stato impostato a 6div e la sensibilità a Sen/div 5uV.

La cuffia di stimolazione, (di tipo “moving-coil”), genera un click con polarità alternata con intensità di 130dB SPL (cfr. Parametri di stimolazione) e rumore bianco di mascheramento di 90dB.

Per quanto concerne l'apparecchiatura di acquisizione si è utilizzato un amplificatore B.E. Light, EBNeuro, con software Galileo.net.

L'induzione usata è di tipo standard, partendo dalla fissazione di un punto e proseguendo con l'ascolto del proprio respiro ottenendo così un rilassamento generale [ Erickson , 1978- 1979-1982-1983]. Per una comunicazione ipnotica è importante avere ben chiaro l'obiettivo da raggiungere e quindi il comportamento da realizzare e la sua rispettiva rappresentazione mentale; l'obiettivo comune per tutti i soggetti è stato quello di un totale abbandono delle tensioni muscolari, ottenuto attraverso suggestioni diverse a seconda del paziente.

Ogni soggetto è stato sottoposto a tre serie di registrazioni durante l'induzione ipnotica per ciascun orecchio e tre serie di registrazioni in condizioni normali di riposo per ciascun orecchio, valutando ogni volta il numero di risposte evocate eventualmente scartate.

Successivamente è stata calcolata la media del totale delle risposte scartate nelle tre serie per ciascun gruppo (cfr. valore “Mean” nella tabella dei risultati):

- primo orecchio in ipnosi (SI 1 Au)
- secondo orecchio in ipnosi (SI 2 Au)
- primo orecchio in condizioni normali (NO 1 Au)
- secondo orecchio in condizioni normali (NO 2 Au)

I dati raccolti sono stati poi elaborati tramite metodi di statistica descrittiva e di statistica inferenziale.

#### 4.1 ANALISI STATISTICA

L'analisi statistica dei dati ottenuti è stata effettuata utilizzando il Software R versione 3.3.3 (R Core Team, 2017)

Dall'elaborazione statistica è stata esclusa la collezione di dati relativi ad 1 dei 10 soggetti poiché la seduta di acquisizione del segnale si è svolta in condizioni differenti, generando dei valori anomali (outlier), scartati dall'analisi dei dati.

#### 5. RISULTATI

La tabella seguente (Tabella 2) raccoglie i valori medi relativi ai 4 gruppi per ciascun soggetto del campione: la colonna evidenziata si riferisce al soggetto escluso dall'analisi statistica.

ID	SI 1°AU	SI 2°AU	NO 1°AU	NO 2° AU
Soggetto 1	38.25	131.5	434	364
Soggetto 2	25.5	19.5	43.5	51
Soggetto 3	40.5	25.5	94	73.67
Soggetto 4	5	2.5	18.75	9
Soggetto 5	8.33	1	24.5	15
Soggetto 6	4.33	3.33	14	11.5
Soggetto 7	28.67	26	61.67	53.33
Soggetto 8	23	18.67	39.33	35
Soggetto 9	77.67	73.67	141	186.33
Soggetto 10	18	15	44.33	44.67

Tabella 2. Valori medi per ogni soggetto relativi ai quattro gruppi: primo orecchio in ipnosi (SI 1 Au), secondo orecchio in ipnosi (SI 2 Au), primo orecchio in condizioni normali (NO 1 Au), secondo orecchio in condizioni normali (NO 2 Au).

Ai fini analitici, per tutti i gruppi di ciascun soggetto è stato calcolato il valore medio delle risposte scartate durante le acquisizioni (figura 5). Successivamente sul totale del campione (9 soggetti su 10) è stata calcolata la media, la mediana, il valore minimo, il valore massimo, il primo e il terzo quartile (tabella 3).

SI_1AU	SI_2AU	NO_1AU	NO_2AU
Min. : 4.33	Min. : 1.00	Min. : 14.00	Min. : 9.00
1st Qu.: 8.33	1st Qu.: 3.33	1st Qu.: 24.50	1st Qu.: 15.00
Median :23.00	Median :18.67	Median : 43.50	Median : 44.67
Mean :25.67	Mean :20.57	Mean : 53.45	Mean : 53.28
3rd Qu.:28.67	3rd Qu.:25.50	3rd Qu.: 61.67	3rd Qu.: 53.33
Max. :77.67	Max. :73.67	Max. :141.00	Max. :186.33

Tabella 3. Risultati: rappresentazione dei dati estratti dalle registrazioni del campione, stratificati per gruppo: primo orecchio in ipnosi (SI 1 Au), secondo orecchio in ipnosi (SI 2 Au), primo orecchio i condizioni normali (NO 1 Au) e secondo orecchio in condizioni normali (NO 2 Au).

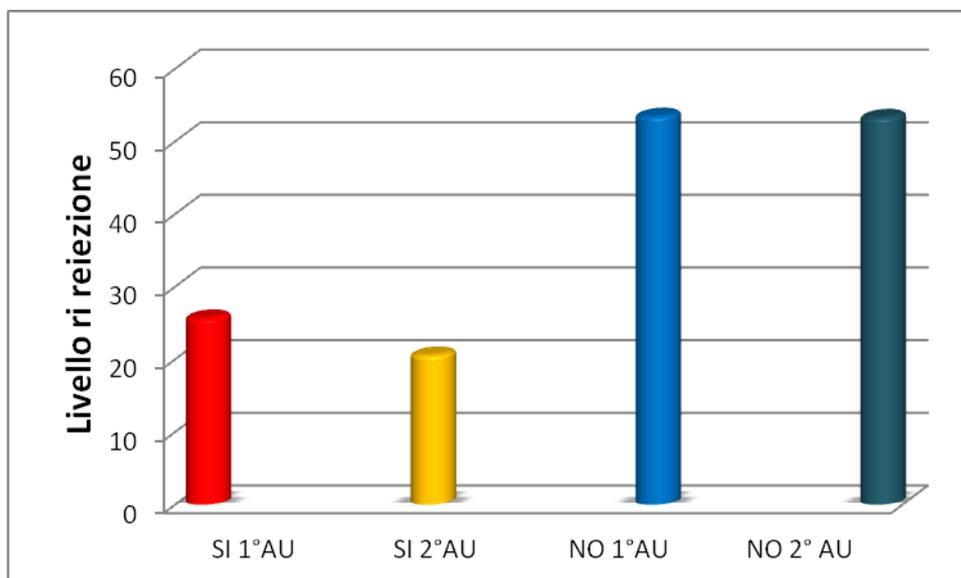


Figura 5. Rappresentazione dei valori medi per ogni gruppo studiato: primo orecchio in ipnosi (SI 1 Au), secondo orecchio in ipnosi (SI 2 Au), primo orecchio i condizioni normali (NO 1 Au) e secondo orecchio in condizioni normali (NO 2 Au).

Le variabile analizzate in questo studio sono 4:

- media delle risposte scartate nel gruppo “primo orecchio durante ipnosi” (SI 1 Au)
- media delle risposte scartate nel gruppo “secondo orecchio durante ipnosi” (SI 2Au)
- media delle risposte scartate nel gruppo “primo orecchio senza ipnosi” (NO 1Au)
- media delle risposte scartate nel gruppo “secondo orecchio senza ipnosi” (NO 2Au)

Trattandosi di variabili quantitative numeriche, in primo luogo, è stata valutata la normalità dei dati utilizzando il test di Shapiro Wilk. I valori delle risposte scartate registrate dal primo orecchio, sia durante ipnosi che in condizioni normali, risultano distribuiti normalmente (rispettivamente  $p = 0,06$ ;  $p = 0,09$ ), mentre i valori registrati dal secondo orecchio, sia durante ipnosi che in condizioni normali, non risultano distribuiti normalmente (rispettivamente  $p = 0,01$ ;  $p = 0,005$ ).

Dal momento che l’obiettivo dello studio prevede il confronto appaiato tra le variabili (anche tra quelle normali e quelle non parametriche) si è scelto di applicare un test non parametrico, quindi più conservativo, per garantire uniformità nelle analisi.

Trattandosi di variabili studiate all’interno di un solo gruppo, ma registrate in tempi diversi sugli stessi soggetti, i confronti sono stati effettuati comparando due gruppi appaiati per volta, utilizzando il test non parametrico di Wilcoxon dei ranghi con segno ( $\alpha = 0,05$ ).

In primo luogo sono state confrontate le risposte scartate dal primo orecchio durante ipnosi e dal primo orecchio senza ipnosi; il risultato ha evidenziato una differenza statisticamente significativa con  $p = 0,004$ .

Successivamente si è analizzato il confronto tra le risposte scartate ottenute stimolando il secondo orecchio in ipnosi e le risposte scartate stimolando il secondo orecchio in condizioni normali di riposo; nuovamente il risultato è parso significativo, con  $p = 0,004$ .

Infine sono stati confrontate le risposte scartate tra il primo orecchio e il secondo orecchio in ipnosi; anche in questo caso il test risulta significativo con  $p = 0,003$ .

## 6. CONCLUSIONI

Gran parte degli esami neurofisiologici, sia i potenziali evocati sia la registrazione dell'attività elettromiografia includono stimoli poco piacevoli per il paziente, come la somministrazione di stimolazioni elettriche e l'inserimento di elettrodi ad ago.

A tal proposito in letteratura sono presenti alcuni articoli inerenti al legame tra la neurofisiologia e le tecniche ipnotiche: nel lavoro di Slack [2009] emerge come una semplice induzione ipnotica possa ridurre il livello di dolore avvertito dal paziente durante l'esecuzione dell'esame elettromiografico.

Nel campo delle risposte evocate diversi studi evidenziano l'influenza esercitata dall'induzione sulle caratteristiche del segnale d'interesse [Crawford H.J., et al, 1996; Facco E., et al, 2014]. Altre conferme vengono date dagli studi riguardanti l'analgesia che hanno permesso di dimostrare la differente percezione del dolore in seguito all'ipnosi per soggetti ad alta o bassa suscettibilità [De Pascalis V., et al, 2008-2015].

Nonostante il potenziale interesse per l'ipnosi in neurofisiologia questo argomento è ancora poco sviluppato in letteratura. Per questo motivo lo scopo dell'elaborato è stato quello di abbinare l'ipnosi all'attività ambulatoriale quotidiana per valutare la sua utilità nella pratica clinica.

In particolare, l'obiettivo del lavoro è consistito nel valutare l'efficacia della comunicazione ipnotica sulla riduzione della tensione psicofisica del paziente e nel suo impatto nella registrazione dei potenziali evocati analizzando la differenza tra la quantità di stimoli scartati durante le registrazioni dei potenziali evocati acustici in condizioni di normale rilassamento e in seguito ad un'induzione ipnotica.

In base all'analisi dei dati raccolti emerge come le registrazioni effettuate in ipnosi richiedano una reazione di risposte significativamente minore rispetto alle registrazioni effettuate in condizioni normali.

Il miglioramento della registrazione è perfettamente ripetibile, avendo coinvolto ciascuna traccia di entrambi gli orecchi ( $p > 0.004$ )

L'induzione ipnotica applicata alla registrazione dei potenziali evocati acustici si è dunque dimostrata molto utile nel favorire il rilassamento psico-fisico dei soggetti con un impatto positivo sulla qualità dei dati acquisiti, sia per quanto riguarda il tempo d'esecuzione dell'esame che per la qualità dei tracciati ottenuti. Vale la pena precisare che, in condizioni normali, il livello di rilassamento dei pazienti che si sottopongono agli esami, non è spesso sufficiente per assicurare una qualità ottimale del segnale. La contrazione muscolare protratta infatti, volontaria o involontaria, maschera il potenziale peggiorando la morfologia delle onde, rendendo l'esame più difficoltoso e allungando notevolmente il numero di risposte da acquisire per ottenere un rapporto segnale /rumore accettabile, con un incremento dei tempi di esecuzione.

L'ipnosi si è dimostrata una soluzione rapida, efficace, sempre disponibile e priva di costi nella gestione dell'esame. Lo stato ipnotico favorisce infatti un maggiore rilassamento rispetto alle condizioni di riposo spontanee e questo si traduce indirettamente in una riduzione del numero delle risposte rigettate, favorendo così il processo di estrazione del segnale di interesse.

I risultati ottenuti suggeriscono ulteriori studi sia su altre indagini neurofisiologiche, come i potenziali somatosensoriali e motori e l'EMG, sia di valutare in dettaglio ulteriori parametri come tempo di esecuzione delle registrazioni ambulatoriali e il loro impatto nell'ottimizzazione della gestione del laboratorio e del rapporto costi/benefici.

Infine vale la pena di menzionare il feedback positivo ottenuto al termine di ogni sessione da i soggetti sottoposti a questo studio. L'esperienza dell'ipnosi è stata infatti vissuta dai pazienti come gradevole e di impatto decisamente più favorevole rispetto all'utilizzo di altri metodi come la sedazione farmacologica. Il gradimento era inoltre correlato alla riduzione dei tempi di registrazione. L'ipnosi ha infatti consentito di evitare il protrarsi della sessione d'esame o la sua ripetizione, necessarie per ottenere un accettabile rapporto segnale/rumore in caso

di reiezione elevata delle risposte e/o della loro scarsa qualità, ottimizzando così l'accettabilità dell'esame e ottimizzando la gestione delle prestazioni.

In estrema sintesi si può concludere in accordo con Wintrebert [1986] che “il rilassamento è esso stesso una terapia”.

## 7. BIBLIOGRAFIA

Abbasi M., Ghazi F, Barlow-Harrison A., et all. 2009, The effect of hypnosis on pain relief during labor and childbirth in Iranian pregnant women, *International Journal of Clinical and Experimental Hypnosis*, 57 [2],174-183.

Brown D.C., Murphy M., 1999, Medical hypnosis in paterm labor: a randomized clinical trial report of two pilot project.*Hypnos*,26 [2], 77-87.

Brown RH, Chiappa KH, Brooks EB, 1981, Brainstem auditory evoked responses in 22 patiences with instrict brainstem lesions, *Eletroencephalogr Clin Neurophysiol*, 51:38P.

Buchwald JS, Generators,.1983 In: Moore EJ Ed,Basis of auditoiy brainstem responses, New York, Grune & Stratton, 157-195.

Caillet A.L.,1912, Manuel bibliographiques des sciences psychiques ou occultes. Sciences des mages. Hermetique. Astrologie. Kabbale. Franc-Maçonnerie. Médecine acienne.Mesmérisme. Sorcellerie. Singularités. Aberrations de tout ordre. Curiosités. Sources bibliographiques et documentaries sur ces sujets, etc,3 Vol., Paris:Dorbon.

Casiglia E., 2015, Ipnatismo d spettacolo, in *Trattato di ipnosi*, 681-689, CLEUP.

Crawford H.J., Corby J.C., Kopell B.S., 1996, Auditory event-related potentials while ignoring tone stimuli: attentional differences reflected in stimulus intensity and latency responses in low and highly hypnotizable persons, *International Journal of Neuroscience*,85 (1-2): 57-69.

De Pascalis V., Cacace I., Massicolle F., 2008, Focused analgesia in waking and hypnosis: Effects on pain, memory, and somatosensory event-related potentials, *Pain*, vol. 134: 197-208.

De Pascalis V., Varriale V., Cacace I., 2015, Pain modulation in Waking and Hypnosis in Women: Event-related potentials and sources of cortical activity, Plos One 10(6).

Del Monte M.M., 1996, The use of hypnotic regression with panic disorders: a case report. Australian Journal of Clinical Hypnotherapy and Hypnosis, 17 [1], 1-5.

Dessoir M., 1888, Bibliographie des modernen Hypnotismus, Berlin, Duncker.

Eitner S., Sokol B., Wichmann M., Bauer J., Engels D., 2011, Clinical use of a novel audio pillow with recorded Hypnotherapy instructions and music for anxiolysis during dental implant surgery: a prospective study, International Journal of Clinical and Experimental Hypnosis, 59 [2], 180-197.

Elkins G., Perfect M., 2008, Hypnosis for health-compromising behaviors, Oxford handbook of Hypnosis, 569-592.

Erickson Milton H., 1983 La mia voce ti accompagnerà. I racconti didattici di Milton H. Erickson, Astrolabio Ubaldini.

Erickson Milton H., Ernest L. Rossi, Sheila I. Rossi, 1979, Tecniche di suggestione ipnotica. Induzione dell'ipnosi clinica e forme di suggestione indiretta, Astrolabio Ubaldini.

Erickson Milton H., Ernest L. Rossi, 1982, Ipnoterapia, Astrolabio Ubaldini.

Erickson Milton H., 1978, Le nuove vie dell'ipnosi. Induzione della trance. Ricerca sperimentale. Tecniche di psicoterapia, Astrolabio Ubaldini.

Facco E., Casiglia E., Masiero S., Tikhonoff V., Giacomello M., Zanette G., 2011, Effect of hypnotic focused analgesia on dental pain threshold, International Journal of Clinical and Experimental Hypnosis, 59 [4], 454-468.

Facco E, Ermani M, Rampazzo P, Tikhonoff V, Saladini M, Zanette G, Casiglia E, Spiegel D, 2014, Top-down regulation of left temporal cortex by hypnotic

amusia for rhythm: a pilot study on mismatch negativity, *Int J Clin Exp Hypn.*, 62(2):129-44

Giannantonio M., 2009, L'approccio ipnotico, *Il disturbo di panico:Psicoterapia cognitive, ipnosi e EMDR*,Milano, Cortina,155-208.

Goldie WD., Chiappa JH., Young RR., Brooks EG.,1981, Brainstem auditory and short latency somatosensory evoked responses in brain death, *neurology*, 31:248-256.

Gravitz M.A., 1996 Specialized journals in hypnosis: Further listings, *American Journal of Clinical Hypnosis*,39 [1], 18-20.

Gravitz M.A.,1993b, Early American mesmeric societies: a hystorical study, *American Journal of Clinical Hypnosis*, 37 [1], 12-14.

Grindstaff J.S., Fisher L.A., 2006, Sport psychology consultants' experience of using hypnosis in their practice: an exploratory investigation, *Sport Psychologist*,20 [3], 368-386.

Hartman D., 2010, Hypnosis and hypnotherapy citations, *Journal of Heart-Centered Therapies*, 13 [1], 3-142.

Hashimoto I, Ishyama Y., Yoshimoto Y.,Nemoto S.,1981, Brainstem auditosy evoked potentials recorded directly from human brainstem and thalamus, *Brain*,104:84-59.

Holden A., 2012, The art of suggestion: The use of hypnosis in dentistry, *British Dental Journal*, 212 [11], 549-51.

Krumholz A., Felix JK, Goldstein PJ, et al, Maturation of the brainstem auditory evoked potentials in premature infants, *Eletroencephalogr Clin Neurophysiol*,62: 124-134.

Mehl L.E., 1994, Hypnosis and conversion of chives of Family Medicine, 3,881-887.

Moller AG, Jannetta PJ, Bennet M, Moller MB,1981, Intracranially recorded responses from the human auditory nerve: new insights into the origin of brainstem evoked potentials (BAEPs), *Eletroencephalogr Clin Neurophysiol*,52: 18-27.

Muro M., Ipnosi, comunicazione ipnotica e qualità della vita in ospedale e in ambulatorio, in Casiglia E., 2015, *Trattato di Ipnosi*, 461-472.

Omer H. , Palti Z.,1986, Hypnotic relaxation in the treatment of premature labor, *Psychopathic Medicine*, 48 [5], 351-361.

Omer H. ,1987, A hypnotic relaxation technique for the treatment of premature labor, *American Journal of Clinical hypnosis*,29 [3], 206-213.

[R Core Team (2017). *R: A language and environment for statistical computing*. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria. URL <https://www.R-project.org/>].

Richardson A.C., 1980, Hypnodontics: The development and scope of dental hypnosis, *Dental Student*, 58 [7], 45-51.

Segner A.J., Morgan W.P., 2010, Hypnosis exercise and sport psychology, *Handbook of clinical hypnosis*, second edition, Washington DC: American Psychological Association, 641-666.

Spiegel D., 2013, *Tranceformations: Hypnosis in brain and body*, Depression and Anxiety, Feb 19.

Wintrebert H., 1986, La relaxation thérapeutique chez l'enfant, in *Relaxation Thérapeutique*, Masson Paris.

Atre opere consultate e fonte di ispirazione nella scrittura di questo lavoro

De Pascalis V., et al, 2016, Hypnotizability and Placebo Analgesia in Waking and Hypnosis as Modulators of Auditory Startle Responses in Healthy Women: An ERP Study, Plos One, 11(8).

Ellenberger Henri F., 1970, La scoperta dell'inconscio storia della psichiatria dinamica, Universale Bollati Boringhieri.

Facco E., 2014, Meditazione e ipnosi. Tra neuroscienze, filosofia e pregiudizio, Altravista.

Granone F., 1994, Trattato d'ipnosi 1-2, UTET.

Jutai J., Gruzelier J., Golds J., Thomas M., 1993, Bilateral auditory-evoked potentials in conditions of hypnosis and focused attention, International Journal of Psychophysiology, vol. 15: 167-176.

Niedermeyer, 2011. Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications and Related Fields.

Oades RD, Zerbin D, Dittmann-Balcar A, Eggers C, 1996. Auditory event-related potential (ERP) and difference-wave topography in schizophrenic patients with/without active hallucinations and delusions: a comparison with young obsessive-compulsive disorder (OCD) and healthy subjects, Int J Psychophysiol; 22(3):185-214.

Vanhaudenhujse A., Laureys S., Faymonville M.E., 2014, Neurophysiology of Hypnosis, Clinical Neurophysiology, vol.44: 343-353.