

# **ATTIVITÀ EEG DURANTE L'AZIONE MENTALE SU DI UN GENERATORE DI SEGNALI CASUALI**

**William Giroladini \* & Luciano Pederzoli \*\***

\*A.I.S.M. The Italian Association for Psychical Research (Milano)

\*\* EVANLAB (Firenze)

(Versione 4)

**Per corrispondenza:**

William Giroladini

Email: [wilmayas@tin.it](mailto:wilmayas@tin.it)

## Riassunto

Questo studio preliminare è basato su 38 sedute sperimentali nelle quali 22 partecipanti hanno tentato di agire mentalmente su di un circuito elettronico denominato RSG (Random Signal Generator), mentre la loro attività cerebrale veniva registrata tramite un EEG a 14 canali.

All'uscita analogica del RSG venivano selezionati via software i picchi con valore assoluto superiore ad una soglia prefissata. Tali superamenti davano origine a "bip" sonori che il partecipante alla seduta era invitato a far emettere con maggiore frequenza, perché una maggior frequenza dei bip avrebbe rappresentato un successo del tentativo in corso d'azione mentale sul RSG. Un importante obiettivo consisteva infatti nel verificare se esistessero relazioni fra il successo del tentativo d'influenzamento mentale del RSG e l'attività cerebrale di chi stava tentando di ottenerlo.

Rispetto ad un uguale numero di sedute "passive" effettuate senza alcuna persona a tentare l'azione mentale, nelle sedute "attive" è stato riscontrato un piccolo incremento del numero medio dei bip/minuto, in particolare è stato trovato un significativo aumento dei bip emessi entro 1,5 secondi dal bip precedente ( $P < 0,025$ ).

Suddividendo le sedute sperimentali in due gruppi (circa il 50% ciascuno), di cui il primo era quello con i risultati migliori, e prendendo in esame solo le locazioni EEG frontali e fronto-temporali simmetriche (AF3, AF4, F7, F8, F3, F4, Fc5, Fc6), nel gruppo migliore è stata rilevata una significativa riduzione della Brain Synchrony ( $P < 0,03$ ) insieme ad un altrettanto significativo aumento delle attività Beta e Gamma 15-42 Hz ( $P < 0,03$ ).

Queste differenze sono state interpretate come un effetto del maggiore lavoro mentale generato dal gruppo migliore durante l'azione mentale sul RSG.

Questo tipo di studio non ha praticamente precedenti, poiché tutti gli studi dedicati all'interazione mente-materia (PK) hanno finora focalizzato l'attenzione soltanto sul dispositivo oggetto dei tentativi d'azione mentale, che era prevalentemente un RNG (Random Number Generator).

**Parole chiave:** Interazione Mente-Materia, EEG, ERP, RNG, Interfaccia Cervello-Computer, Entanglement, Random Signal Generator, Dispositivi a Controllo Mentale, Psicocinesi.

## **Introduzione**

Questo studio presenta i risultati di una serie di sedute sperimentali aventi lo scopo d'indagare l'interazione mente-materia (PK) tramite tentativi d'influenzare mentalmente un Random Signal Generator (RSG) con la contemporanea registrazione sia dell'uscita del RSG sia dell'elettroencefalogramma (EEG) del soggetto che sta tentando d'agire mentalmente.

Questa procedura costituisce un'interessante novità rispetto agli studi precedenti, in cui è stato preso in considerazione solamente l'effetto dell'influenzamento PK di un dispositivo elettronico, che nella maggioranza dei casi era costituito da un Random Number Generator (RNG).

Uno degli obiettivi più ambiziosi degli studi con gli RNG (e simili) consiste infatti verificare la possibilità di attivare a piacimento dispositivi elettronici a distanza con la semplice "forza del pensiero".

Sebbene questa possibilità allo stato attuale sembri ancora lontana, numerosi studi, iniziati negli anni 70 del secolo scorso da R.G. Stanford (1977), H. Schmidt (1987) e poi da R. Jahn, et al. (1997) nell'ambito del PEAR (Princeton Engineering Anomalies Research) e H. Bösch, et al. (2006), hanno prodotto ad ora centinaia di studi i quali evidenziano complessivamente un debole, ma significativo, effetto d'interazione PK.

Per questa ragione, nonostante lo scetticismo ancora diffuso, appare importante continuare questo tipo di ricerca integrando i dati ricavati dal dispositivo elettronico sotto esame con la contemporanea registrazione dell'attività mentale tramite EEG – come in questo caso – o con altre tecniche più sofisticate.

## **Materiali e metodi**

### **Partecipanti**

22 persone di età compresa fra 30 e 70 anni, 10 maschi e 12 femmine, hanno preso parte come volontari alla sperimentazione, realizzata presso il laboratorio dell'A.I.S.M. (Milano). I criteri principali adottati per la selezione sono stati:

- interesse per la sperimentazione stessa,
- convinzione dell'esistenza delle facoltà psi,
- descrizione di proprie presunte esperienze psi spontanee.

Alcuni partecipanti che hanno ottenuto risultati particolarmente buoni nell'azione PK hanno preso parte a più sedute, favorendo in tal modo il contributo dei soggetti più dotati.

### **Dichiarazione di eticità**

L'utilizzazione dei partecipanti è in accordo con le linee-guida etiche risultanti dalla Dichiarazione di Helsinki e lo studio è stato approvato dal Comitato Etico dell'A.I.S.M. Prima di partecipare all'esperimento, tutti i partecipanti sono stati informati sugli obiettivi della ricerca e hanno fornito il loro consenso scritto alla partecipazione ad essa.

### **Strumentazione**

In questa ricerca il classico RNG (Random Number Generator) – che attualmente è reperibile anche sotto forma di chiavetta USB – è stato sostituito da un circuito elettronico denominato Random Signal Generator (RSG). La ragione di questa scelta nasce dall'ipotesi, confortata da una precedente ricerca (Giroladini, 1991) che un circuito RSG possa essere più

sensibile alla PK di un RNG.

Entrambi i tipi di circuito si basano sul rumore bianco generato da diodi Zener a bassa tensione quando, per effetto tunnel quantistico, sono attraversati da una piccola corrente continua.

Concettualmente l'RNG si basa su di un solo diodo Zener (al massimo due), il cui segnale viene amplificato e poi immediatamente squadrato e quindi digitalizzato (Pederzoli, Giroladini, Prati & Tressoldi, 2017) per essere elaborato e fornire, in uscita, una sequenza temporalmente regolare di stati 1 e 0 assolutamente casuali.

Questo processo potrebbe però penalizzare la sensibilità alla PK, poiché in uno stadio successivo alla digitalizzazione, i bit sono ulteriormente modificati in modo tale che viene perduta ogni relazione con l'effetto tunnel iniziale.

Il circuito RSG utilizzato per questo studio è invece composto da 16 generatori/amplificatori uguali di rumore bianco utilizzando ciascuno un diodo Zener e un amplificatore operazionale. I loro segnali d'uscita vengono sommati e amplificati, dando origine al segnale d'uscita finale dell'RSG.

Il segnale generato dai singoli generatori è del tutto casuale, quindi la somma dei 16 segnali è anch'essa casuale per quanto riguarda il rumore, fornendo un contributo che aumenta con la radice quadrata del numero dei generatori (si sommano le potenze, non le tensioni).

Si presume, invece, che l'azione PK agisca simultaneamente e in modo molto simile su tutti i 16 generatori di rumore bianco, facendo sì che i loro contributi di tensione si sommino in uscita: ci si aspetta, quindi, che il rapporto segnale/rumore relativo alla PK dell'intero circuito migliori di una quantità pari alla radice quadrata del numero dei generatori, in questo caso 4 volte rispetto ad un generatore singolo.

Lo schema del circuito elettronico RSG è mostrato in Figura 1.

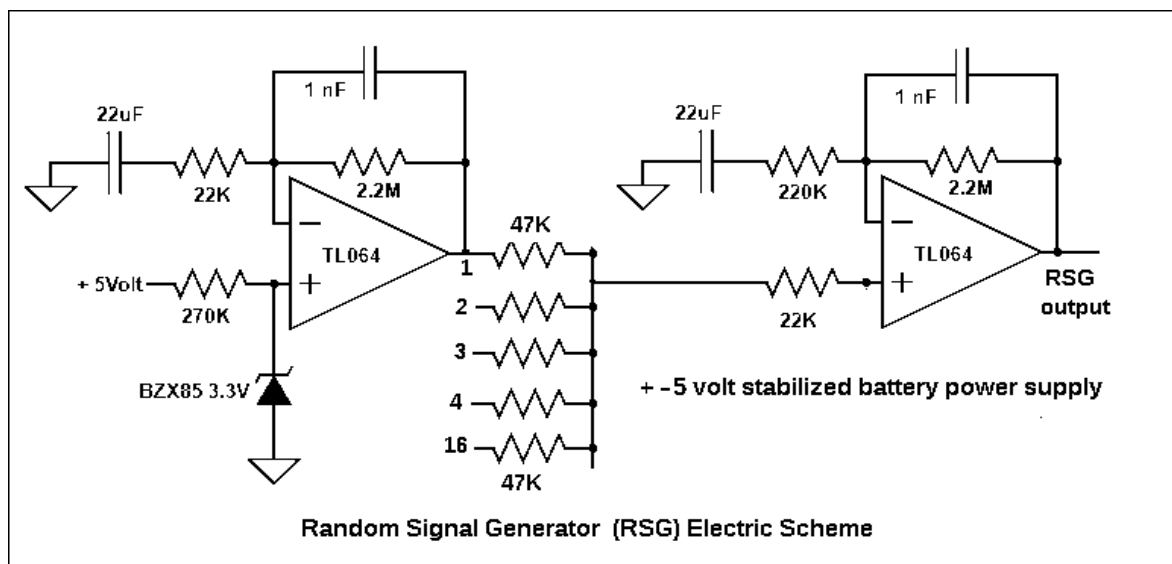


Figura 1. Schema elettrico del Random Signal Generator. Ci sono 16 generatori di rumore bianco uguali, come quello a sinistra. Il circuito a destra somma tutti i loro segnali, li amplifica e produce il segnale di uscita dell'RSG.

In questo studio il circuito RSG era alimentato a batteria, con tensione stabilizzata, e racchiuso in un contenitore metallico schermato. Durante le sedute la temperatura ambientale è stata climatizzata a 23,5 +/- 0,5 °C, dando il tempo al RSG di stabilizzarsi

termicamente.

Il segnale finale del circuito RSG era infine amplificato da un secondo apparato con banda passante 1- 40 Hz alimentato a batteria (modello Brain Monitor - ELEMAYA, Milano) e infine campionato a 128 campionamenti/secondo e 8 bit/campionamento, quindi inviato in forma digitale al computer destinato all'elaborazione mediante porta seriale RS232.

Lo strumento EEG utilizzato era del tipo Emotiv Epoc™ modificato in modo da connettersi, tramite connettore multi-contatto, ad una cuffia professionale marca BIONEN (Firenze) al fine di rilevare segnali EEG di alta qualità. Tutto il sistema è stato attentamente verificato in termini di correttezza e qualità dei segnali registrati. La frequenza di campionamento era di 128 campionamenti/secondo su 14 canali connessi alle locazioni AF3, F7, F3, Fc5, T7, P7, O1, O2, P8, T8, Fc6, F4, F8, AF4. Tutti gli elettrodi facevano riferimento ai due elettrodi auricolari tra essi interconnessi. L'elettronica dell'Emotiv Epoc™ aveva in dotazione un filtro digitale sincro passabasso di quinto ordine (banda passante da 0,2 a 45 Hz) e inoltre due filtri elimina-banda, rispettivamente a 50 e 60 Hz, contro i disturbi prodotti dalla rete elettrica locale; possedeva anche un proprio sistema di connessione wireless con il computer, alla frequenza di 2,4 GHz, per isolare totalmente l'elettronica di acquisizione. È stato inoltre creato uno speciale software dedicato all'acquisizione contemporanea sia dei segnali EEG sia del segnale RSG, tutti alla frequenza di campionamento di 128 campioni/secondo. Il software inoltre gestiva l'emissione di un breve bip (500Hz, durata 60 ms) che veniva somministrato al partecipante sotto esame tramite auricolari con impedenza 32 ohm, ogni volta che il segnale RSG superava un valore assoluto stabilito tramite il software stesso in modo da avere mediamente circa 30 bip/minuto come attività di base in assenza di tentativi d'azione mentale sul RSG.

Dopo ogni superamento il software impediva l'emissione di altri bip (anche in presenza di eventuali ulteriori superamenti), per un tempo pari a 100 campionamenti (0,78 s).

Un numero eccessivo di bip in un tempo troppo breve avrebbe infatti impedito di distinguere chiaramente l'una dall'altra le normali risposte EEG ad un breve stimolo acustico o visivo (ERP). Per stabilizzare meglio le temporizzazioni è stato usato un computer con sistema operativo Windows XP, che da questo punto di vista è molto migliore dell'ormai onnipresente Windows 10.

Tutto l'hardware utilizzato per questo studio è mostrato in Figura 2. Questa configurazione si è rivelata capace di garantire un'elevata indipendenza dei segnali RSG da fonti di disturbo esterne e dagli stessi segnali EEG.



Figura 2. Hardware utilizzato per questo studio. Computer + A = RSG, B = Amplificatore e convertitore analogico/digitale, C = auricolari, D = Emotiv Epoc™ modificato, E = ricevitore USB a 2,4 GHz, F = cuffia EEG (BIONEN - Firenze)

## Procedura

Per conseguire l'assestamento termico, tutto l'hardware veniva collocato in posizione di lavoro nel laboratorio e acceso almeno un'ora prima di ogni seduta; la temperatura ambientale era climatizzata tra 23°C e 24°C.

Dopo aver installato la cuffia sulla testa del partecipante, iniettato il gel conduttivo negli elettrodi e accuratamente verificata la qualità di tutti i segnali, si esortava partecipante stesso a cercare di udire il più frequentemente possibile i bip generati dall'apparato, perché una più alta frequenza dei bip sarebbe corrisposta ad una più efficace azione mentale sull'RSG.

Gli esperimenti sono stati infatti condotti basandosi sull'ipotesi che un feedback in tempo reale avrebbe favorito l'efficacia dell'azione mentale volontaria.

Il partecipante, che era generalmente rilassato, molto motivato e seduto su di una sedia confortevole, veniva istruito a tenere gli occhi chiusi e a ridurre al minimo i movimenti del corpo per l'intera durata del test, al fine di conseguire la massima qualità possibile dei segnali EEG.

A questo punto veniva dato il via al test, della durata di circa 16 minuti, al termine del quale il software ne segnalava la fine.

Per ogni seduta è stata eseguita una prova di controllo immediatamente dopo, oppure poco prima del test, senza alcuna persona nel laboratorio. Naturalmente, in queste prove di controllo, il solo dato che veniva registrato con lo stesso software, per 16 minuti, era l'attività del RSG.

## Analisi dei dati

Ad ogni seduta sono stati prodotti complessivamente tre file: uno con i dati EEG e uno con l'attività del RSG, inoltre, durante la fase di controllo (CT), un file con la registrazione dell'attività del solo RSG.

Dopo la digitalizzazione e l'acquisizione da parte del software, il segnale del RSG è stato raddrizzato ad onda intera, poi visualizzato e sottoposto ad ulteriore elaborazione.

Sono stati analizzati statisticamente l'ampiezza media dei segnali dell'RSG durante la fase PK e quella durante la fase CT, le distribuzioni di probabilità dei loro valori campionati, nonché le loro distribuzioni di frequenza, senza trovare alcuna significativa differenza tra le fasi PK e CT.

Ogni "bip" percepito dal partecipante traeva origine da un picco di attività dell'RSG: nel seguito tale picco sarà definito semplicemente "Peak" (Figura 3).

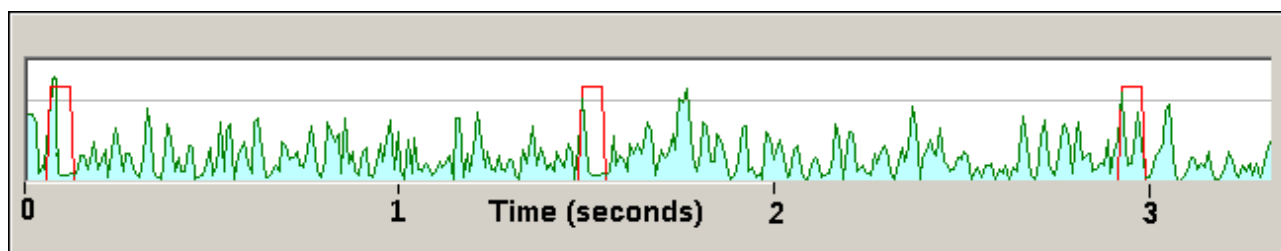


Figura 3. Esempio di grafico dell'RSG (segnale raddrizzato ad onda intera via software). Quando il segnale RSG superava (Peak) la soglia stabilita (linea grigia), veniva emesso un breve bip (curva rossa) dopo il quale, per 0,78 s, nonostante l'eventuale presenza di altri Peak, non veniva emesso alcun altro bip.

Il numero medio dei Peak/minuto durante la fase PK è risultato leggermente più alto rispetto alla fase di controllo: 31,125 Peak/minuto (sd = 2,316) contro 30,636 Peak/minuto (sd = 2,03). Non si può considerare significativa tale differenza, tuttavia diversi partecipanti hanno riferito di aver avuto la sensazione di avere ottenuto successioni di bip ravvicinati, seguite da pause più lunghe del normale.

Di conseguenza, invece di limitare l'indagine al semplice conteggio dei Peak/minuto, è stata analizzata la distribuzione nel tempo dei Peak alla ricerca di asimmetrie fra le fasi PK e CT.

La differenza di tempo  $\Delta T_x$  tra due Peak si definisce, infatti, tramite la:

$$\Delta T_x(i) = T_x(i) - T_x(i-1)$$

dove  $T_x(i)$  è il tempo assoluto di ogni Peak (espresso in secondi oppure in campionamenti).

Durante un test ci sono circa 500 Peak, a cui corrispondono 500 valori di  $\Delta T_x$ .

Questo insieme di valori  $\Delta T_x$  può essere distribuito in piccoli intervalli di tempo, detti "bin" ognuno della durata di 10 campionamenti (0,078125 s) in modo tale che ogni singolo  $\Delta T_x$  debba cadere all'interno di un bin. Per esempio il bin n. 30 contiene il numero dei  $\Delta T_x$  compresi fra 2,343 s e 2,422 s, ovvero fra 300 e 310 campionamenti.

In questo modo si può creare un gruppo di bin(k) ognuno dei quali contiene il numero di  $\Delta T_x$  che cadono in un certo intervallo temporale. Diventa così possibile ricavare la distribuzione statistica dei tempi tra due Peak successivi e mettere a confronto le distribuzioni dei bin PK e CT, come mostrato in Figura 3, che riporta la media globale di distribuzione dei bin di tutti i test.

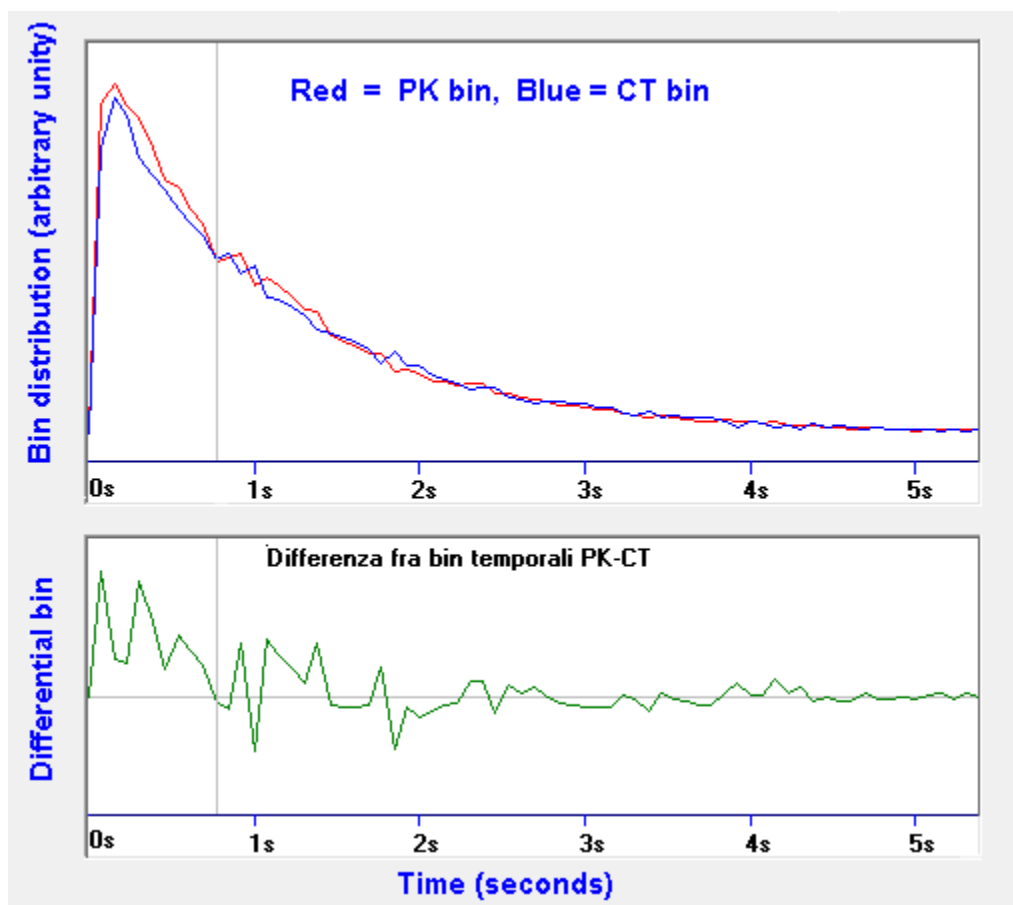


Figura 3. Distribuzione media finale dei bin fra PK e CT. Sono inclusi i bin corrispondenti a tempi < 0,78 secondi, che non danno luogo all'emissione di un bip.

Si nota che la curva PK ha prevalentemente valori maggiori di quella CT fino a circa 1,5 s, mentre il ritardo medio fra un Peak e l'altro vale circa 2 secondi.

In corrispondenza dei bin  $< 0,78$  s il software non emette alcun bip, tuttavia anche per bin inferiori a  $0,78$  s si osserva un eccesso di Peak.

L'eccesso di Peak durante i tentativi di PK rispetto a quelli di controllo (CT), appare più evidente nel grafico inferiore, che rappresenta la differenza tra le due curve.

Per valutare statisticamente l'eccesso di bin entro circa 1,5 s è stato deciso di calcolare (per ognuno dei 38 file PK e CT) il rapporto fra la somma di tutti i bin compresi tra 0 e 1,5 s e la somma di tutti i bin compresi tra 1,5 e 4,0 s.

Il rapporto è un numero adimensionale riguardante solamente la distribuzione temporale dei Peak e non il loro numero assoluto, inoltre esso, da apposite prove effettuate, è risultato essere insensibile a variazioni del segnale RSG causate dalla temperatura ambientale in un campo compreso tra 18 e 30 °C.

Il valore medio di tali rapporti, per tutti i test PK e CT, è stato calcolato in due intervalli temporali (A e B), come illustrato nella Tabella 1:

Intervals	PK ratio A/B	CT ratio A/B	Student's t	Probability
<b>A= 0 - 1,5 s</b> <b>B= 1,5 - 4,0 s</b>	5,45 sd = 1,54	4,84 sd = 1,07	2,00	P < 0,025
<b>A= 0,78 - 1,5 s</b> <b>B= 1,5 - 4,0 s</b>	3,77 sd = 0,88	3,43 sd = 0,59	1,92	P < 0,03

Tabella 1. Significatività dei rapporti fra i due intervalli temporali A e B comprendendo ed escludendo i bin  $< 0,78$  s (sd è la deviazione standard dei 38 dati).

Le differenze fra PK e CT sono significative sia per dati che includono il feedback audio (dopo 0,78 secondi) sia, ancor più, per dati che non lo includono. La sensazione riportata da alcuni partecipanti secondo cui essi sentivano rapide sequenze di bip si è dunque rivelata corretta e statisticamente significativa. Si può notare inoltre che la deviazione standard dei dati PK è decisamente più alta rispetto a quella dei dati di controllo CT. È assai probabile che questo fatto sia da attribuire, in alcuni soggetti, alla presenza di raffiche ravvicinate di Peak causate dall'azione mentale PK sul RSG.

D'ora in poi sarà chiamato "PKeffect" il valore del PK ratio A/B che appare in Tabella 1, riga 1. Il valore di PKeffect sarà utilizzato per suddividere i partecipanti in due gruppi, come descritto nel paragrafo successivo.

### Analisi dei segnali EEG

I segnali EEG sono stati sottoposti a una fase di pre-elaborazione comprendente un filtraggio passa-alto a 0,8 Hz, seguito dalla normalizzazione dei segnali e dalla loro filtrazione nella banda 1-42 Hz, con successiva memorizzazione dei file EEG così elaborati per le ulteriori analisi. La normalizzazione dei segnali EEG è necessaria poiché i segnali possono variare di ampiezza anche di un fattore 3 fra un soggetto e l'altro e devono essere resi per quanto possibile uniformi per facilitarne l'elaborazione.

Dopo aver effettuato la pre-elaborazione appena descritta, i segnali sono stati analizzati tramite trasformata di Fourier su intervalli contigui di 1 secondo, con finestra rettangolare senza sovrapposizione, per definire la loro distribuzione di frequenza tra 1 e 42 Hz con risoluzione di 1 Hz. Queste operazioni sono state effettuate per ogni seduta, ed è stata anche



calcolata la media complessiva della FFT di tutte le sedute.

Inoltre, per valutare il grado di correlazione, o “sincronia”, fra le diverse aree della corteccia cerebrale, è stato definito e calcolato un altro parametro, che è stato denominato “Brain Synchrony”.

In letteratura sono riportati molti metodi diversi per calcolare tale “sincronia” e spesso i risultati non sono direttamente confrontabili a causa delle diverse procedure logico-matematiche adottate. Si possono citare ad esempio Perez et al. (2017), Thatcher et al. (2008), Saurabh et al. (2016), i quali hanno usato metodi basati sul calcolo della correlazione di Pearson tra due segnali grezzi, oppure tra l’involuppo delle frequenze di due segnali fornito dalla FFT, e così via, comprese varianti più complesse.

In questo lavoro la procedura adottata è stata la seguente: date 14 tracce EEG relative agli altrettanti canali ( $N_c = 14$ ) è stata calcolata (per ogni intervallo di 1 secondo) la correlazione lineare di Pearson, in totale 91 correlazioni fra tutte le possibili coppie, come si ricava dalla seguente espressione:

$$\text{Numero di Correlazioni} = (N_c^2 - N_c) / 2 = 91.$$

Utilizzando il PKeffect appena definito, i partecipanti sono stati suddivisi in due gruppi. Il primo gruppo era composto dai 18 - denominati “PKgood” - che avevano ottenuto un PKeffect > 5,40 circa, mentre il secondo era composto dai 20 - denominati “PKbad” - con PKeffect < 5,40. Quindi i due gruppi sono stati confrontati tramite le medie dei valori forniti dalle loro analisi di Fourier e il calcolo della Brain Synchrony di ciascuna delle loro 91 correlazioni. I risultati ottenuti sono mostrati in Figura 4.

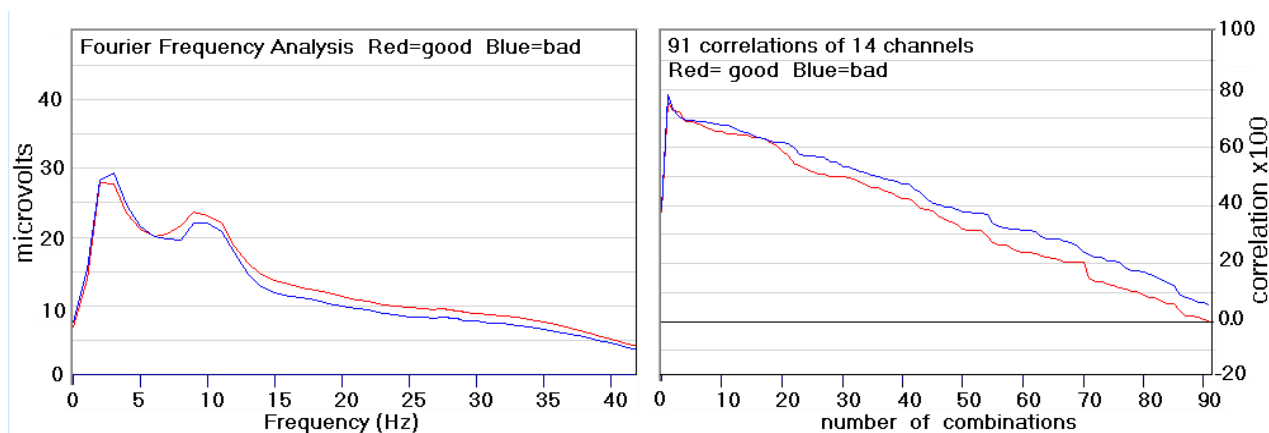


Figura 4. Il grafico a sinistra riporta l’analisi secondo Fourier dei due gruppi (PKgood e PKbad): si nota che il gruppo PKgood presenta una più intensa attività Beta e Gamma (fra 15 e 42 Hz). Il grafico a destra riporta, ordinati in modo decrescente, i 91 valori della Brain Synchrony dei due gruppi: si nota che il gruppo PKgood presenta un valor medio più basso.

Il grafico relativo all’analisi di Fourier (a sinistra) mostra che il gruppo dei PKgood presenta, in modo statisticamente significativo (vedere Tabella 2), una più intensa attività Alfa, Beta e Gamma (15-42) Hz rispetto a quello dei PKbad.

Il gruppo “PKgood” evidenzia anche un valore di Brain Synchrony medio delle correlazioni tra tutte le 91 coppie di elettrodi inferiore a quello del gruppo “PKbad”.

Inoltre, effettuando il calcolo della Brain Synchrony solo sulle 8 locazioni EEG fronto-temporali, la differenza diventa statisticamente significativa con  $P < 0,025$ .

Frequency band	PK good	PK bad	Student's t	Probability (one tail)
<b>Delta (1-4Hz)</b>	27,2 sd = 3.2	28,2 sd = 3.5	t = 0.92	<b>n.s.</b>
<b>Theta (4-8Hz)</b>	19,5 sd = 2.4	18,3 sd = 2,8	t = 1.42	<b>n.s.</b>
<b>Alpha (8-12Hz)</b>	20,8 sd = 2,9	18,9 sd = 3,6	t = 1,80	P < 0,05
<b>Beta &amp; Gamma (15-42Hz)</b>	9.3 sd = 1,7	8,1 sd = 1,9	t = 2,05	P < 0,025
<b>General Synchrony</b>	37,9 sd = 7.3	43,2 sd = 11.5	t = 1,71	P < 0,05
<b>Frontal Synchrony</b>	41,1 sd = 7.3	47,1 sd = 10.2	t = 2.10	P < 0,025

Tabella 2. Valori prodotti dai gruppi PKgood e PKbad nelle varie bande EEG e nei due tipi di Synchrony.

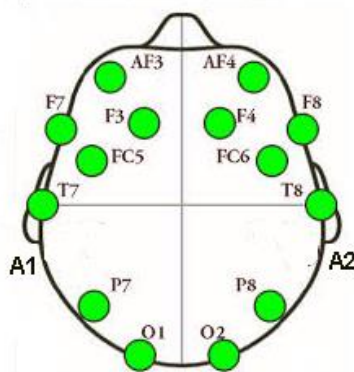


Figura 5. Il gruppo PKgood presenta un valore più basso di Synchrony rispetto al gruppo PKbad particolarmente nelle locazioni fronto-temporali (AF3, AF4, F7, F8, F3, F4, Fc5, Fc6).

### Interpretazione neurofisiologica delle differenze riscontrate

Generalmente in letteratura, per esempio in Adewale Q. and Panoutsos G.(2019) e Roy R.N. et al. (2016), l'aumento dell'attività EEG nelle bande Theta, Beta e Gamma viene associato ad un incremento del lavoro mentale (mental workload), mentre l'attività in banda Alfa dipende dalle circostanze.

Anche la diminuzione osservata nella Brain Synchrony del gruppo PKgood può essere associata ad un aumento del lavoro mentale, cioè ad un'intensificazione dell'attenzione e dell'impegno per svolgere un compito mentale, in questo caso rappresentato dal tentativo d'azione sul RSG per ottenere bip più frequenti. Come si è detto, è difficile, se non impossibile, confrontare fra di loro i dati della Brain Synchrony (o Coerenza) presenti in letteratura, a causa dei metodi logico-matematici utilizzati, che differiscono fortemente l'uno dall'altro, tuttavia sembra ragionevole concludere che il gruppo PKgood abbia ottenuto un risultato migliore perché si è impegnato mentalmente di più nel tentativo d'azione sul RSG, producendo un aumento del lavoro mentale.

Anche in uno studio di Giroladini W. (2020) dedicato al NeuroMarketing e intitolato "EEG global response to videoclips and Neuromaketing", che è basato sulle medesime procedure di analisi dei dati utilizzate in questo lavoro, è stata registrata l'attività EEG di numerosi soggetti prima e durante la visione di video richiedenti attenzione e lavoro mentale: i dati ricavati sono pertanto perfettamente comparabili con quelli presentati in questo lavoro. È risultato che durante la visione dei video si riscontra una diminuzione della Brain

Synchrony e un aumento significativo dell'attività nelle bande Theta e Gamma, mentre l'attività in banda Alfa diminuisce un po'. In particolare, se i soggetti stanno ad occhi chiusi (come nei test PK di questo studio) allora il segnale in banda Alfa può aumentare, mentre, osservando un video ad occhi aperti, il segnale in banda Alfa normalmente diminuisce.

### Analisi degli ERP (Event Related Potentials)

I partecipanti allo studio sentivano un breve bip ogni volta che il segnale d'uscita dell'RGS superava, in valore assoluto, il livello di soglia prefissato.

Ad ogni breve stimolo uditivo, come un bip, corrisponde un tipico ERP (Event Related Potential), ben noto e descritto in letteratura scientifica e comunemente utilizzato in Neurologia.

I segnali EEG sono stati filtrati in banda Alfa (8-12 Hz) e quindi le epoche temporalmente sincronizzate (time-locked) corrispondenti ai bip sono state mediate secondo la procedura standard per ricavare gli ERP dei partecipanti.

Per ricavare poi l'ERP medio di molti partecipanti, invece di ricorrere alla semplice media temporalmente sincronizzata dei segnali – con il conseguente effetto di parziale cancellazione reciproca dovuto agli sfasamenti temporali tra gli ERP di soggetti diversi – si è preferito utilizzare la potenza di segnale – che non presenta tale difetto – secondo la formula:

$$ERP = \sum_{i=1}^N S(x)^2$$

Dove  $S(x)$  è una finestra temporale, sincronizzata con il singolo bip, estratta dal segnale EEG di ciascun canale di una seduta e  $N$  è il numero dei bip (e quindi degli ERP). La finestra temporale è di 4 secondi, con lo stimolo (contrassegnato con 0) dopo 1,5 secondi.

I segnali EEG sono stati

Il risultato globale (figura 6) mette in evidenza un ERP uditivo del tutto normale (Figura 6).

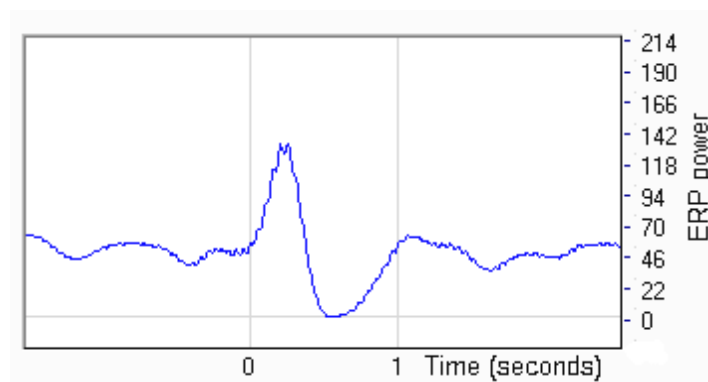


Figura 6. ERP uditivo globale di tutti i 38 partecipanti. Lo stimolo acustico (bip) è stato fornito al tempo zero. Si nota il tipico picco di risposta dopo circa 260 ms, seguito prima da un'attenuazione della potenza del segnale EEG, poi da un ritorno al livello-base in circa 1 s.

Tuttavia la semplice media di Figura 6 deriva da stimoli acustici distanziati fra loro con ritardi che variano da 0,78 s in su, fino a molti secondi. Se si sommano ERP distanti meno di 1 s, inevitabilmente la coda di un ERP si somma all'ERP successivo. Infatti, se si sommano solo gli ERP distanti fra loro meno di 1 s, si ottiene il grafico di Figura 7:

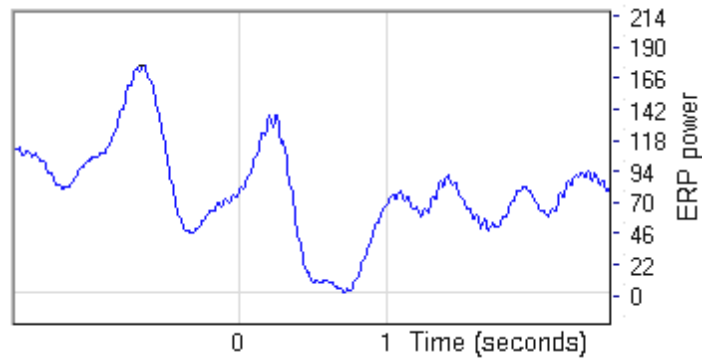


Figura 7. Sommando ERP distanziati fra loro meno di 1 secondo, si nota chiaramente l'ERP precedente durante il periodo di pre-stimolo.

Sommando, invece, tutti gli ERP distanziati tra di loro almeno 1.2 s, si ottiene il grafico di Figura 8.

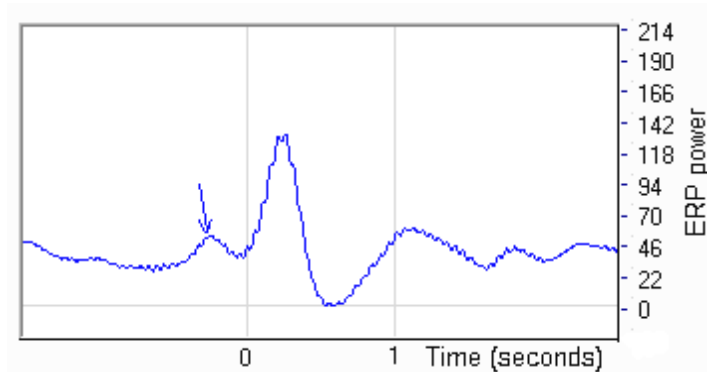


Figura 8. Grafico ottenuto sommando ERP distanti tra di loro almeno 1,2 s. Appena prima dello stimolo si nota un picco, indicato dalla freccia.

In questo grafico, nel periodo di pre-stimolo, appena prima dello stimolo stesso, si nota un picco, indicato dalla freccia, il quale permane anche se gli stimoli sono distanziati di più di 2 secondi.

Si osserva tale picco pre-stimolo filtrando i segnali EEG nella banda 8-12 Hz (Alfa) e nella banda 12-15Hz (detta Sensory-Motor).

Infine, come studio di controllo, sono state effettuate in tutto 13 sedute di 480 bip ciascuna con due partecipanti scelti nel gruppo PKgood: gli stimoli sonori erano somministrati allo stesso modo (tramite auricolari) ed erano identici per intensità, durata e numero a quelli dello studio principale. Erano però distanziati tra di loro, per mezzo del generatore pseudo-RNG del computer, in modo casuale, con ritardi compresi tra 2 e 3 s. In questo caso i partecipanti sapevano quindi bene di non poter in alcun modo modificare la distribuzione temporale dei bip e quindi veniva loro chiesto di ascoltare passivamente la sequenza di bip stessi. (Figura 9).

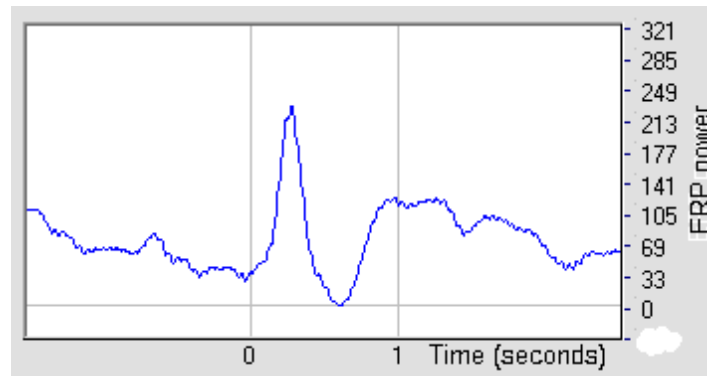


Figura 9. Una serie di 13 sedute di controllo, con 480 bip forniti a due partecipanti PKgood da un file pseudo-RNG pre-registrato, non ha evidenziato alcun picco prima dell'ERP.

Il risultato di questa breve serie di controllo è rappresentato nella Figura 9, con segnali EEG filtrati in banda 8-12Hz, che non evidenzia alcun picco pre-stimolo.

La natura del picco pre-stimolo non è, allo stato attuale, attribuibile con certezza ad alcuna causa precisa e potrebbe semplicemente trattarsi di un'anomalia statistica senza importanza. Di certo sarebbe tuttavia molto interessante se potesse trattarsi di un lieve effetto di attivazione del cervello del partecipante circa 0,2 secondi prima di provocare un effetto PK sull'RSG capace di far nascere un Peak e quindi un bip dal quale consegue l'ERP acustico. Prinz (1997) scrive: "there are certain products of perception on the one hand and certain antecedents of action on the other that share a common representational domain".

Vedere anche Melnik A. et al (2017).

Si potrebbe forse ipotizzare, quindi, che la volontà di "sentire più bip" generi un'attività neurale simile a quella associata ad un'azione (ad esempio muscolare) volontaria, ma antecedente ad essa. Questo effetto che precede un'azione volontaria si manifesta di solito proprio nella banda 8-15 Hz, cioè nella la banda Alfa e Sensory-Motor. D'altra parte, se si filtrano i segnali EEG di questo studio in una banda come la delta-theta (fra 1 e 8 Hz), non si osserva alcun picco pre-stimolo, ma solo il normale ERP.

## Conclusioni

Questa ricerca esplorativa ha mostrato che, registrando contemporaneamente sia l'attività cerebrale EEG di chi sta tentando d'agire mentalmente su di un generatore di segnali casuali sia il segnale emesso dall'RSG stesso, si evidenzia non solo che l'effetto PK sull'RSG è possibile, ma che esso è associato a specifiche variazioni della psicofisiologia cerebrale. In particolare sono emerse caratteristiche dell'EEG compatibili con un maggiore lavoro mentale durante l'intenzione d'agire sul RSG.

Le potenzialità di questo nuovo campo di ricerca sono ampie e meritano repliche indipendenti.

Va infine segnalata la per ora solo indiziaria esistenza di un'attivazione cerebrale che precede l'ERP conseguente ad un bip.

Se questa attivazione cerebrale precedente un Peak generato dall'azione mentale sul RSG fosse confermata, allora si tratterebbe di un'importante scoperta.

## Bibliografia

Adewale Q., Panoutsos G. (2019). *Mental workload estimation using wireless EEG signals*. bioRxiv preprint. doi:org./10.1101/755033

Bösch, H., Steinkamp, F., & Boller, E. (2006). *Examining psychokinesis: The interaction of human intention with random number generators-A meta-analysis*. Psychological Bulletin, 132(4), 497-523.

Giroldini W. (1991). *Eccles's model of mind-brain interaction and psychokinesis: a preliminary study*. Journal of Scientific Exploration, Vol. 5, N.2 pp 145-161.

Giroldini W. (2020). *EEG global response to videoclips and Neuromarketing*.

(Submitted) Available on:

<https://www.researchgate.net/publication/342779717> EEG global response to videoclip and Neuromarketing - DOI: [10.13140/RG.2.2.17917.18408](https://doi.org/10.13140/RG.2.2.17917.18408)

Jahn, R.G., Dunne, B.J., Nelson, R G., Dobyns, Y. H., & Bradish, G. J. (1997). *Correlations of random binary sequences with pre-stated operator intention: A review of a 12-year program*. Journal of Scientific Exploration, Vol. 11(3), 345-367.

Melnik A., Hairston W.D., Ferris D.P. and Konig P. (2017). *EEG correlates of sensorimotor processing: independent components involved in sensory and motor processing*. Scientific Reports, 7:4461. doi.org/10.1038/s41598-017-04757-8

Pederzoli L., Giroldini W., Prati E., Tressoldi P. (2017). *The physics of mind-matter interaction at a distance*. NeuroQuantology 15(3), doi: 10.14704/nq.2017.15.31063

Perez A., Carreiras M., and Andoni Dunabeitia J. (2017). *Brain-to-brain entrainment: EEG interbrain synchronization while speaking and listening*. Scientific Reports, 7:4190. doi:10.1038/s41598-017-04464-4

Prinz, W. (1997). *Perception and action planning*. Eur. J. Cogn. Psychol. 9, 129–154 (1997).

Roy R.N., S Charbonnier S., Campagne A. and Bonnet S. (2016) *Efficient mental workload estimation using task-independent EEG features*. Journal of Neural Engineering Vol. 13(2) pp.1-10 ISSN 1741-2560. dx.doi.org./10.1088/1741-2560/13/2/026019

Saurabh Diwaker, S.K. Gupta and Neeraj Gupta (2016). *Classification of EEG signals using correlation coefficients among channels as features extraction method*. Indian Journal of Science and Technology, Vol. 9 (32), doi:10.17485/ijst/2016/v9/i32/100742.

Schmidt, H. (1987). *The strange properties of psychokinesis*. Journal of Scientific Exploration, Vol. 1, 103-118.

Stanford, R.G. (1977). *Experimental psychokinesis: A review from diverse perspectives*. In B.B. Wolman (Ed.), Handbook of Parapsychology. New York: Van Nostrand.

Thatcher R.W., Duane M. North and Biver C.J. (2008). *Development of cortical connections as measured by EEG coherence and phase delay*. Human Brain Mapping, 29:1400-1415 doi: