

## **Correlati elettroencefalografici dell'interazione sociale a distanza**

**William Giroldini\*, Luciano Pederzoli\*, Marco Bilucaglia\*, Patrizio Caini\*, Alessandro Ferrini\*, Simone Melloni\*, Elena Prati\* e Patrizio Tressoldi°**

\*EvanLab, Via dei Ricci, 22 - 50023 Impruneta, Firenze, Italy,

°Dipartimento di Psicologia Generale, Università di Padova - via Venezia, 8 - 35131 Padova, Italy

Corresponding author:

Patrizio Tressoldi

Dipartimento di Psicologia Generale - Università di Padova

Via Venezia 8, 35131 Padova - ITALY

Tel.: +390498276500

Fax: +390498276600

Email: [patrizio.tressoldi@unipd.it](mailto:patrizio.tressoldi@unipd.it)

## RIASSUNTO

In questo studio sono stati indagati i correlati EEG (ElettroEncefaloGrafici) dell'entanglement mentale a distanza, vale a dire senza connessioni sensoriali classiche, tra 25 coppie di partecipanti.

Un membro della coppia è stato stimolato per un secondo con un segnale luminoso prodotto da una matrice di LED rossi e contemporaneamente con un segnale acustico di pari durata costituito da un'onda sinusoidale a 500 Hz.

In ogni sessione sono state applicate 128 stimolazioni separate tra loro da un intervallo casuale di durata compresa tra 4 e 6 secondi. Il secondo membro della coppia è stato isolato in una stanza a prova di suono separata da quella del primo membro, senza alcuna possibilità d'interazione sensoriale.

L'attività EEG delle coppie è stata acquisita tramite due cuffie Emotiv EEG™ Neuroheadset dotate di 14 canali EEG e sincronizzate con precisione.

L'analisi degli ERP (Event-Related Potentials) correlati alla stimolazione sensoriale, usando i metodi classici di calcolo della media (averaging), ha evidenziato un chiaro picco dopo circa 300 ms, ma solamente nell'attività EEG dei soggetti direttamente stimolati. Utilizzando invece un nuovo algoritmo di analisi dell'attività EEG basato sulla correlazione tra i segnali provenienti da tutti gli elettrodi di rilevazione, si è evidenziata una debole ma significativa risposta anche nell'attività EEG dei membri non stimolati delle coppie, in particolare nella gamma da 9 a 10 Hz della banda Alfa.

Utilizzando tecniche di bootstrap ed emulazione Monte Carlo è stato riscontrato che questo segnale è statisticamente significativo ( $P \leq 0,002$ ).

Parole chiave: entanglement mentale, EEG, ERP, bootstrap, Monte Carlo.

## Introduzione

Lo studio dei correlati EEG dell'interazione sociale è un *hot topic* all'interno della cosiddetta "*social neuroscience*" descritta così da Cacioppo and Bertson (2002): "*Social neuroscience addresses fundamental questions about the mind and its dynamic interactions with the biological systems of the brain and the social world in which it resides*"

Lo studio dei correlati EEG dell'interazione sociale spaziano dalle semplici interazioni motorie face-to-face (e.g. Hari, Himberg, Nummenmaa, Hämäläinen and Parkkonen, 2013), all'empatia (Singer and Lamm, 2009), alla coordinazione motoria interpersonale (Oullier, De Guzman, Jantzen, Lagarde and Scott Kelso, 2008; Sebanz and Knoblich 2009). Una recente rassegna sullo stato dell'arte, riferita in particolare alla *social cognition*, è offerta da Chatel-Goldman, Schwartz, Jutten, and Congedo (2013). In questa rassegna viene in particolare evidenziata l'importanza di non sottovalutare potenziali meccanismi non-locali che possono emergere dall'interazione tra persone. Questi meccanismi sono definiti come "*dependent operations between two or more brains that operate at least in part on shared information content*" e descritti anche come *interactive alignment*, resonance, phase synchronization e correlazioni non-locali.

È ipotizzabile che questi meccanismi possano essere individuati anche quando due persone sono in interazione mentale senza possibilità alcuna di ricevere informazioni sensoriali l'una dall'altra?

Questa possibilità è molto meno studiata, non tanto per difficoltà tecniche e metodologiche, ma perché ritenuta impossibile dalla concezione dominante secondo cui la mente umana può elaborare solo informazioni ricevute attraverso i cinque sensi. Tuttavia, se assumiamo che la mente umana possa ricevere ed elaborare anche informazioni non trasmesse dai cinque sensi, sarà possibile indagare le caratteristiche dell'attività mentale correlata all'interazione tra due persone isolate sensorialmente. Questo modello di funzionamento della mente, definito anche "non-locale" perché non limitato dai confini spaziali e temporali dei cinque sensi, è previsto da diversi modelli teorici. Ad esempio, secondo il dual-aspect monism (Atmanspacher, 2012), non esiste una realtà materiale ed una mentale, ma due differenti aspetti di un'unica realtà. Queste caratteristiche mentali sono inoltre compatibili con la Generalized Quantum Theory (GQT) proposta da Walach and von Stillfried, (2011) e Filk and Römer (2011). Secondo questo modello teorico è possibile postulare l'esistenza di fenomeni di connessione mentale a distanza, o entanglement mentale, simili ai fenomeni di entanglement nello spazio studiati in fisica quantistica. Secondo questi autori "*Il*

*fenomeno genuinamente quantistico dell'entanglement può mostrarsi anche nella GQT, e in generale lo farà, se vengono rispettate le seguenti condizioni:*

*1) Si abbia un sistema all'interno del quale si possano identificare dei sottosistemi. I fenomeni di entanglement diventeranno visibili al meglio se i sottosistemi sono sufficientemente separati, in modo che siano compatibili osservabili locali appartenenti a sottosistemi diversi.*

*2) Ci sia un'osservabile globale, propria di tutto il sistema, che sia complementare a osservabili locali dei sottosistemi.*

*3) Il sistema sia globalmente in stato di entanglement. Per esempio gli autostati (eigenstates) dell'osservabile globale sono tipicamente stati in entanglement.*

Un'interazione mentale a distanza tra due persone che si conoscono può soddisfare questi requisiti postulando che:

- a) le due persone rappresentino due sottosistemi di un unico insieme dato dalla loro relazione e
- b) questa relazione costituisca uno stato entangled, inoltre che
- c) le variabili psicologiche o fisiologiche oggetto di misurazione rappresentino una caratteristica globale del sistema anche se misurate nelle due persone separatamente.

Questo studio è un ulteriore contributo a questo filone di ricerca. Rispetto ad altri contributi, gli obiettivi specifici sono:

- 1) identificare la differenza di potenza o altre caratteristiche statistiche del segnale EEG tra chi riceve il segnale fisico e il partner a lui connesso mentalmente;
- 2) identificare la latenza del segnale EEG dei due partner;
- 3) identificare le bande di frequenza dell'attività EEG che meglio rappresentano la connessione tra i due partner.

## **METODI**

### **Partecipanti**

Per questo esperimento sono stati scelti sei adulti in buona salute, cinque maschi e una femmina, con un'età anagrafica media di 35,5 anni e Deviazione Standard = 8,3.

I criteri adottati per la loro inclusione sono stati la loro amicizia, vecchia di più di dieci anni, e la loro esperienza nel mantenere una concentrazione mentale ben focalizzata, derivante dalla loro familiarità con la meditazione e con altre pratiche di controllo dell'attività mentale.

### **Dichiarazione di eticità**

L'inclusione dei partecipanti ha seguito linee-guida etiche in accordo con la Dichiarazione di Helsinki e lo studio è stato approvato dal Comitato Etico del Dipartimento di Psicologia Generale dell'Università di Padova, l'Istituto del *corresponding author*. Prima di partecipare all'esperimento, ciascun partecipante ha dato il proprio consenso scritto dopo aver letto una breve descrizione dell'esperimento stesso.

### **Apparecchiature**

Un software appositamente sviluppato da uno dei co-autori (WG) ha gestito la sequenza degli stimoli e la sincronizzazione delle registrazioni dell'attività EEG dei due membri delle coppie. L'attività EEG è stata misurata utilizzando due cuffie elettroencefalografiche Emotiv® EEG Neuroheadset dotate di 14 canali EEG e connesse in modalità wireless ad un PC con sistema operativo Windows.

Le loro caratteristiche tecniche sono: 14 canali elettroencefalografici basati sulle localizzazioni internazionali 10÷20 (AF3, F7, F3, FC5, T7, P7, O1, O2, P8, T8, FC6, F4, F8, AF4, più 2 elettrodi di riferimento).

Gli elettrodi mastoidali (M1, M2) sono serviti come punti di riferimento di massa rispetto ai quali confrontare la tensione generata da tutti gli altri elettrodi.

La frequenza di campionamento delle cuffie Emotiv è di 128 Hz, con banda passante da 0,2 a 45 Hz, ed esse sono dotate di un filtro digitale passa-basso di quinto ordine incorporato, più due filtri notch a 50 e 60 Hz contro i disturbi prodotti dalla rete elettrica.

La connessione dell'Emotiv® EEG Neuroheadset con il PC è fornita da una rete senza fili alla frequenza di 2,4 GHz coperta da brevetto.

## **Stimoli**

Lo stimolo uditivo era costituito da un'onda sinusoidale a 500 Hz ed è stato applicato tramite auricolari da 32 ohm ad un volume di circa 80 db. La stimolazione visiva era invece fornita da LED rossi ad alto rendimento disposti in una matrice 4x4 collocata a circa un metro di distanza dalla persona stimolata, la quale teneva gli occhi chiusi, poiché l'intensa luce rossa attraversa facilmente le palpebre.

## **Procedura**

I membri di ogni coppia sono stati collocati in due stanze separate, a circa 5 metri di distanza l'uno dall'altro. Ciascuna stanza era acusticamente e visualmente isolata, in modo da eliminare ogni tipo d'informazione sensoriale proveniente sia dai PC sia dall'esterno.

Tra queste due stanze era situata una saletta di controllo con i due computer collegati alle cuffie Emotiv e da cui l'assistente alla ricerca gestiva il software per la stimolazione sensoriale e la registrazione dell'attività EEG dei due partner (vedere Figura S1 nei MATERIALI SUPPLEMENTARI). Il software utilizzato garantiva la contemporaneità dei segnali EEG acquisiti con una precisione migliore di 8 ms.

*Il membro della coppia designato come "Trasmittente" ha ricevuto le seguenti istruzioni: "Quando sarai pronto dovrai rilassarti e prepararti a ricevere una stimolazione visiva e uditiva da inviare al/alla tuo/a partner. Per facilitare la tua connessione mentale con lui /lei, concentrati sulla foto del suo viso prima di iniziare l'esperimento. Il tuo unico compito è di voler inviargli/le mentalmente ciò che percepirai, limitando contemporaneamente i movimenti del corpo e della testa per ridurre gli artefatti della tua attività EEG. Percepirai una serie di 128 stimolazioni della durata di 1 secondo, intervallate da una pausa che potrà variare in modo casuale da 4 a 6 secondi per evitare che tu ti abitui ad un ritmo definito. L'esperimento durerà circa 10 minuti"*

*Il membro della coppia designato come "Ricevente" ha ricevuto le seguenti istruzioni: "Quando sarai pronto dovrai rilassarti e prepararti a ricevere le stimolazioni inviate dal/dalla tuo/a partner."*

*Per facilitare la tua connessione mentale con lui /lei, vedrai una foto del suo viso prima d'iniziare l'esperimento. Il tuo compito è di connetterti mentalmente con lui/lei tentando di percepire la stimolazione che lui/lei sta ricevendo, limitando al massimo i movimenti del corpo e della testa per ridurre gli artefatti della tua attività EEG. L'esperimento durerà circa 10 minuti”.*

Una volta verificata la buona qualità dei segnali EEG, e ottenuto l'assenso da parte di ambedue i membri della coppia, l'assistente alla ricerca dava il via al software di gestione dell'esperimento. Per evitare qualsiasi possibilità di predizione dell'inizio della stimolazione da parte dei partecipanti, la prima stimolazione era preceduta da un intervallo variabile in modo casuale tra 2 e 3 minuti.

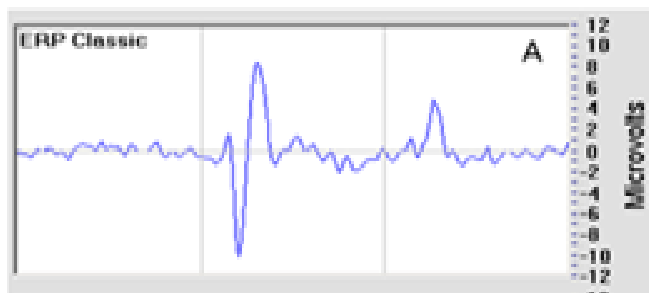
Al termine della prova, dopo un breve periodo di riposo, nella maggior parte dei casi, se c'era accordo e disponibilità di tempo, venivano invertiti i ruoli dei membri della coppia.

Sono state raccolte in tutto 25 coppie di dati in tre giornate distinte.

## **RISULTATI**

### **Analisi dei dati**

La rilevazione dei Potenziali Evocati è stata inizialmente condotta filtrando i segnali nella banda da 1 a 12 Hz con successiva normalizzazione, quindi utilizzando un metodo classico di averaging delle epoche in fase. Il tipico risultato di un Potenziale Evocato rilevato nei Trasmittenti può essere descritto dal grafico di Figura 1:



*Fig. 1: tipico esempio di Potenziale Evocato ottenuto elaborando i segnali di un Trasmittente. Il grafico è la media di 128 stimoli e 14 canali EEG. Si osservano normalmente due picchi, uno negativo e uno positivo, circa 250-300 ms dopo l'inizio dello stimolo e un picco minore circa 250 ms dopo la cessazione dello stimolo.*

Invece nei Riceventi, effettuando la stessa elaborazione, si osservano solo fluttuazioni casuali del segnale, paragonabili a quelle della zona pre-stimolo della Figura 1.

È stata anche calcolata la media degli ERP di tutti i 25 file dei Trasmittenti e dei Riceventi. Per poter sommare i Potenziali Evocati provenienti da molti soggetti evitando problemi con la diversa fase - o latenza - degli ERP, sono state sommate le potenze dei Potenziali Evocati di ciascun soggetto. Il grafico risultante è mostrato in Figura 2

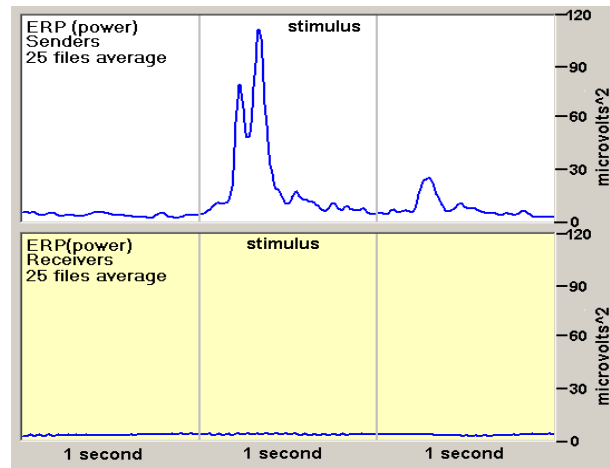


Fig. 2: In alto: media globale della potenza degli ERP dei Trasmittenti, in basso l'analogo grafico risultante dei Riceventi.

In Figura 2 si osserva chiaramente un ERP nei Trasmittenti, ma nulla di significativo nei Riceventi.

A seguito di questo risultato negativo è stato utilizzato un metodo originale ideato da uno dei co-autori (WG), e descritto in modo più dettagliato in Giroladini et al. (submitted), che è decisamente più immune alle variazioni di latenza e agli artefatti rispetto al semplice averaging.

In sintesi questo metodo si basa sulla correlazione lineare di Pearson tra segmenti di dati di lunghezza fissa  $L$ , come illustrato in Figura 3.

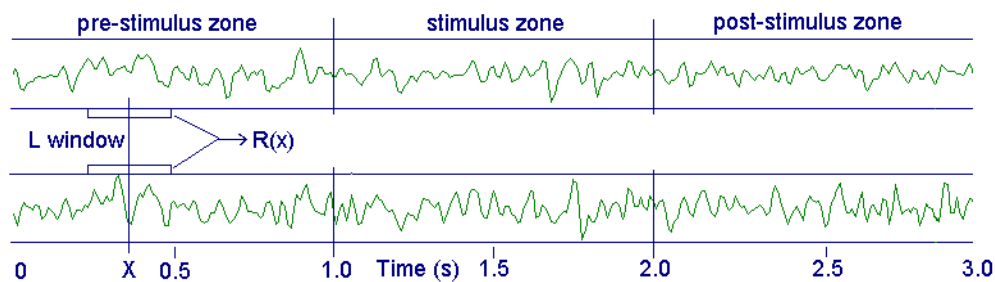


Fig. 3: La finestra-dati di lunghezza  $L$  viene fatta scorrere lungo le tracce di due canali EEG, quindi si calcola la corrispondente Correlazione di Pearson, memorizzandola nel vettore  $R(x)$ .



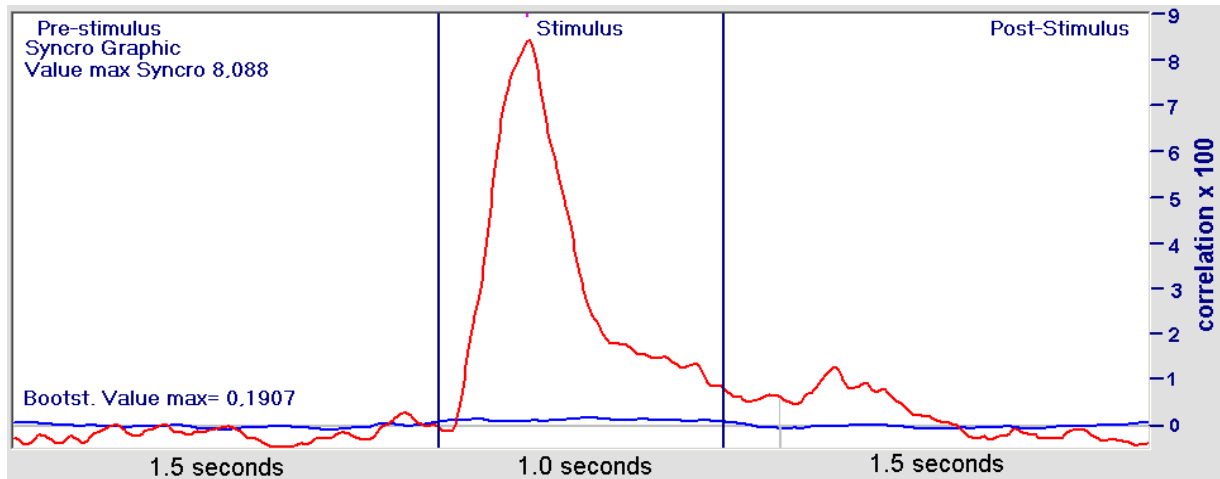
A titolo di esempio le cuffie Emotiv® EEG Neuroheadset forniscono  $NC = 14$  canali EEG e una frequenza di campionamento di 128/s; la durata dello stimolo è di un secondo e la durata di un'epoca è di 3 secondi, pari a 384 campioni. In questo caso diventa possibile calcolare il vettore  $R(x)$  in un numero di combinazioni a coppie pari a:  $Nt = NC*(NC - 1)/2 = 91$ . Si può scrivere il risultato utilizzando un nuovo vettore  $R(I, X)$ , in cui  $I = 1... 91$  e  $X = 1... 384$  sono i valori calcolati. Lo stimolo viene somministrato in corrispondenza del campionamento n. 128 e cessa dopo un secondo, in corrispondenza del campionamento n. 256. Nel passo successivo di elaborazione si effettua la media del vettore  $R(I, X)$  su tutti gli stimoli forniti, ottenendo un nuovo vettore  $R'(I, X)$ .

Quindi per ciascuna combinazione  $I = 1... 91$  si calcola una media bilanciata costituita dal valor medio di  $R'(I, X)$  nella zona pre-stimolo e post-stimolo. Si calcola infine un nuovo vettore  $Sync(I, X)$  basato sul valore assoluto del risultato:  $Sync(I, X) = Abs(R'(I, X - Baseline))$ . Infine la media di tutte le  $Nt$  combinazioni fornisce il vettore finale  $Sync1(X)$ , che rappresenta la variazione complessiva delle correlazioni dell'EEG durante un'epoca di 3 secondi, per tutti gli stimoli e tutti i canali EEG. È anche possibile calcolare un vettore equivalente  $Sync2(C, X)$  per ciascun canale  $C$ . Questo nuovo tipo di elaborazione pone l'attenzione sulle variazioni di sincronizzazione cerebrale in coincidenza con uno stimolo fornito al soggetto, e poiché la Correlazione di Pearson non dipende dall'ampiezza dei segnali ma solo dalla loro fase, questo calcolo è assai più immune agli effetti negativi degli artefatti. Per maggiore sicurezza l'analisi effettuata sui dati sperimentali è stata tuttavia condotta su epoche un po' più estese, lunghe in tutto 4 secondi, costituite da 1,5 secondi di pre-stimolo, 1 secondo stimolo e 1,5 secondi di post-stimolo. Per calcolare la probabilità che le differenze osservate nelle condizioni di riferimento siano dovute al caso, sono stati confrontati i dati sperimentali con quelli ottenuti da una simulazione condotta con una procedura di bootstrap avente le seguenti caratteristiche:

a) Si filtrano i segnali nella banda di frequenza desiderata (nel nostro caso da 9 a 10 Hz nei Riceventi e da 1 a 16 Hz nei Trasmittenti) utilizzando un filtro digitale che lascia intatta la fase dei segnali, basato sulla Discrete Fourier Transform (DFT) e sulla relativa elaborazione inversa. I file filtrati sono salvati. Precisiamo che nei Trasmittenti è stata utilizzata la banda di frequenza standard - da 1 a 16 Hz - perché normalmente l'ERP viene generato in questa banda.

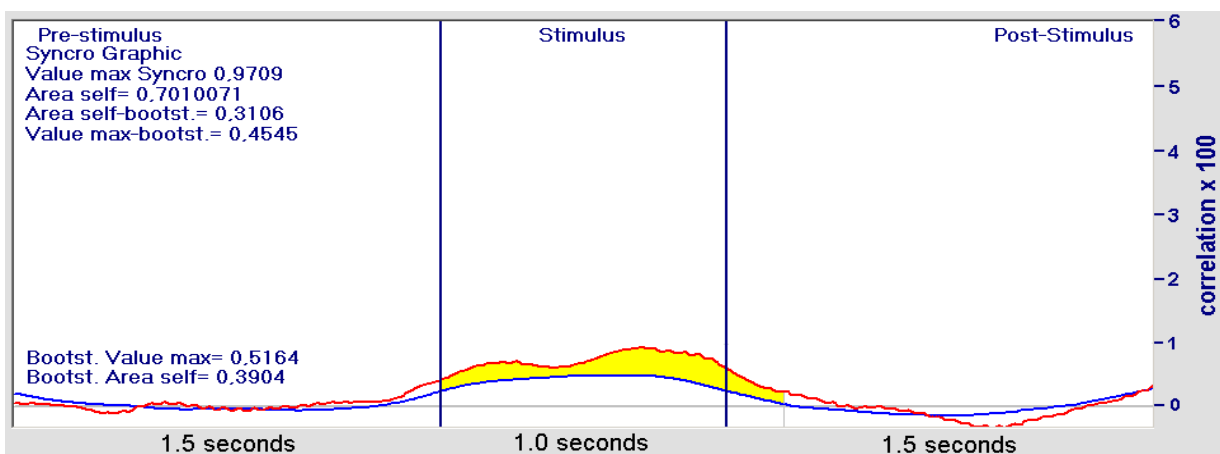
b) Si applica lo stesso metodo di elaborazione (GW6) a questi file, ma selezionando casualmente il punto in cui si considera presente uno stimolo. Per ogni file viene considerato lo stesso numero di stimoli (128), come nei test sperimentali. Per ogni file sono effettuate almeno 20 elaborazioni di

bootstrap, ottenendo infine più di 500 file. La media di queste elaborazioni costituisce la curva blu di bootstrap della Figura 4 e della Figura 5, la quale rappresenta quindi l'attesa casuale da confrontare con le curve sperimentali ottenute (in colore rosso). Questo metodo appare valido poiché fornisce una curva (blu) quasi piatta, ovunque prossima al valore zero di correlazione.



*Fig.4: Risultato globale ottenuto nei Trasmettenti filtrando tutti i 25 file EEG in banda da 1 a 16 Hz + Normalizzazione e applicando poi il metodo descritto, denominato GW6. La scala verticale del grafico è espressa in valori di correlazione moltiplicati per 100. La curva blu rappresenta il risultato di 500 curve di bootstrap.*

Nella Figura 4 si evidenzia un picco netto (curva rossa) che rappresenta un ERP di correlazione a circa 300 ms dall'inizio dello stimolo, seguito da un picco più debole al termine dello stimolo. Questo grafico è simile a quello ottenuto con l'averaging standard di Figura 2, ma è più espanso.



*Fig. 5: Risultato globale su 25 Riceventi ottenuto filtrando i segnali EEG in banda stretta, da 9 a 10 Hz + Normalizzazione seguita da elaborazione GW6. La curva rossa è il grafico medio ottenuto, quella blu è la curva di bootstrap (media di 500 file), che rappresenta l'attesa casuale.*

Nella Figura 5 relativa ai Riceventi si evidenzia un'area eccedente l'aspettativa casuale rappresentata dalla curva di bootstrap; tale area è evidenziata in colore giallo e può essere calcolata come differenza rispetto alla curva di bootstrap.

Un'analoga analisi è stata condotta filtrando i segnali nella banda da 1 a 16 Hz (come nei Trasmettenti) con esito non significativo e successivamente in banda da 8 a 16 Hz e poi da 8 a 12 Hz - ed anche in altre bande - ma il risultato migliore è stato ottenuto nella banda da 9 a 10 Hz, cioè al centro della banda Alfa, che è notoriamente una delle più importanti bande di frequenza coinvolte nell'attività neurofisiologica. Inoltre, la maggior parte dei partecipanti aveva esperienza di tecniche di Meditazione, le quali incrementano significativamente la produzione di onde Alfa.

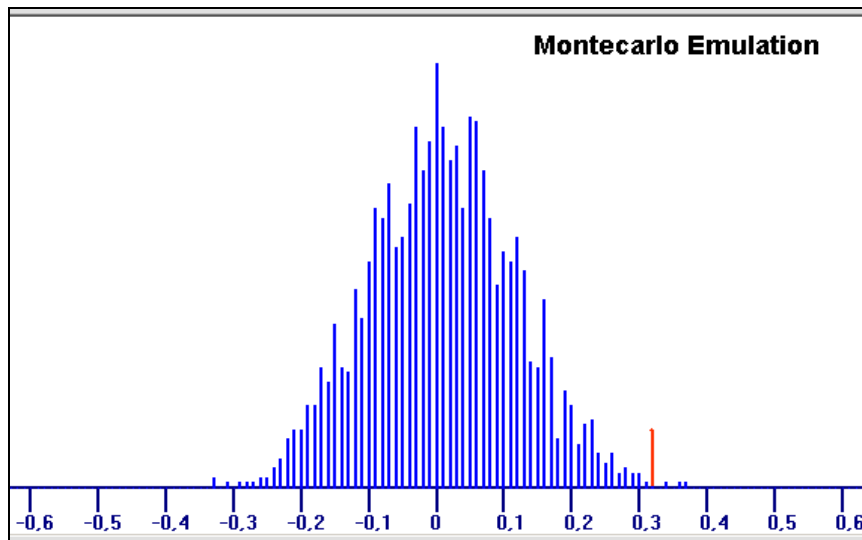
### **Calcolo della probabilità.**

Dopo aver constatato che esiste un incremento della correlazione cerebrale nei Riceventi in coincidenza con lo stimolo remoto fornito ai Trasmettenti, occorre determinare la significatività di questa differenza rispetto al bootstrap. A questo scopo, anziché utilizzare metodi statistici convenzionali, spesso inapplicabili in situazioni complesse come questa, è stata utilizzata una procedura di emulazione di tipo Monte Carlo costituita dai seguenti passaggi:

- a) Si prendono i file di bootstrap riguardanti la banda di frequenza desiderata, nel nostro caso da 9 a 10 Hz (500 file circa) oppure in altre bande. Questi file sono già ciascuno il risultato di un'elaborazione di tipo GW6 e ora costituiscono il 'dominio' dei dati di ingresso per l'emulazione Monte Carlo.
- b) Si selezionano a caso 25 file "artificiali" e se ne calcola la media finale, esattamente come si fa con il calcolo della media dei 25 file "naturali".
- c) Si calcola la differenza d'area rispetto alla media di tutte le curve di bootstrap, come in Figura 5. La differenza può essere un numero positivo o negativo.
- d) Si verifica se tale numero sia superiore al valore ottenuto con i file sperimentali veri. Se è superiore, s'incrementa un contatore.
- e) Si torna al punto a) e si ripete il ciclo, ad esempio 2000 volte.

Al termine si verifica quante volte, su 1000, accade che, casualmente, un gruppo di 25 file di bootstrap superi il valore d'area trovato sperimentalmente. I risultati esprimono direttamente la

probabilità di ottenere per caso un eccesso d'area come in Figura 6. Questo procedimento non utilizza alcuna ipotesi particolare, ed è basato esclusivamente su numerose emulazioni applicate esattamente come ai dati veri. Come mostrato in Tabella 1, nella banda da 9 a 10 Hz il risultato è significativo ad un livello pari a circa 2-3/1000, equivalente a  $P \leq 0,003$ , ed è significativo anche in banda da 8 a 12 Hz, con  $P \leq 0,04$ . La distribuzione quasi gaussiana dei valori dimostra che il metodo è valido e in accordo con una statistica normale.



*Fig. 6: Il grafico mostra la distribuzione di 2000 emulazioni Monte Carlo relativa ai file dei Riceventi filtrati in banda da 9 a 10 Hz. Il valore d'area da superare (vedere Tabella 1) è pari a 0,3106 (linea rossa del grafico). La distribuzione è approssimativamente gaussiana e il valore indicato viene superato casualmente 3 volte su 2000.*

| <b>Ruolo</b>        | <b>Banda EEG (Hz)</b> | <b>Differenza Area</b> | <b>Valore Max</b> | <b>Probabilità</b> |
|---------------------|-----------------------|------------------------|-------------------|--------------------|
| <b>Riceventi</b>    | 9-10                  | 0,3106                 | 0,4545            | 0,002/0,003        |
| <b>Riceventi</b>    | 8-12                  | 0,1516                 | 0,186             | 0,035/0,040        |
| <b>Riceventi</b>    | 8-16                  | 0,0737                 | 0,167             | 0,15/0,17          |
| <b>Trasmittenti</b> | 1-16                  | 2,464                  | 7,90              | 0                  |

*Tabella 1: Area differenziale rispetto alle curve di bootstrap in tre diverse bande di filtrazione dei segnali dei Riceventi. A destra sono calcolate le probabilità che il risultato sia dovuto solo al caso. Il metodo di calcolo delle probabilità è descritto nel seguito. Per confronto sono riportati anche i valori calcolati sui Trasmittenti.*

## Commenti

Utilizzando le procedure classiche di averaging e calcolo della potenza degli ERP, si evidenzia un chiaro potenziale evocato nell'attività EEG dei partecipanti nel ruolo di Trasmittenti, ma nulla di simile nell'attività EEG dei partecipanti nel ruolo di Riceventi.

Diversamente, con il metodo GW6 e filtrando i segnali nella banda da 9 a 10 Hz, si ottengono i risultati presentati nella Figura 5, che sono confermati statisticamente dall'emulazione Monte Carlo. Questi risultati inducono a ritenere che nei Riceventi esista una debole risposta allo stimolo remoto, sotto forma di una piccola variazione della sincronizzazione cerebrale in coincidenza con lo stimolo. Questa variazione vale circa lo 0,5% di correlazione, con un massimo intorno a 1,5-2% nei soggetti migliori esaminati. Sebbene il metodo applicato non visualizzi una risposta costituita da un'onda simile a quella dell'ERP nei Trasmittenti, questo risultato apre la strada ad ulteriori indagini intese ad identificare, nei Riceventi, specifiche configurazioni di risposta deboli ma significative. Se confermati, questi risultati sarebbero di grande rilevanza scientifica, in quanto fornirebbero una evidenza neurofisiologica della connessione - o entanglement mentale - a distanza.

Per quanto riguarda gli sviluppi futuri di questo filone di ricerca, cercheremo di identificare i segnali EEG nei cosiddetti Riceventi utilizzando un numero sempre più ridotto di stimolazioni: i continui progressi nelle tecniche di elaborazione dei segnali EEG consentono infatti di essere ottimisti riguardo al raggiungimento di questo obiettivo.

**Contributi degli autori:** WG, LP ed SM hanno concepito lo studio e progettato gli esperimenti. Tutti gli autori hanno svolto la ricerca. WG ed LP hanno eseguito la prima stesura del manoscritto. Tutti gli autori sono stati coinvolti nella sua revisione e sono stati concordi nell'approvare la versione finale.

**Conflitti d'interesse:** Non è stato rilevato alcun conflitto d'interesse.

**Riconoscimento:** Questo studio è stato in parte finanziato dalla borsa di ricerca n. 124/12 della Fondazione BIAL.

## BIBLIOGRAFIA

Atmanspacher H. (2012). Dual-aspect monism à la Pauli and Jung. *Journal of Consciousness Studies* 19: 96-120.

Cacioppo, J.T. & Berntson, G. (2002). Social Neuroscience. In Cacioppo J.T. (Ed). *Foundations in Social Neuroscience*. MIT Press.

Chatel-Goldman, J., Schwartz, J. L., Jutten, C., & Congedo, M. (2013). Non-local mind from the perspective of social cognition. *Frontiers in human neuroscience*, 7.

Filk T, Römer H. (2011). Generalized quantum theory: Overview and latest developments. *Axiomathes*, 21(2): 211–220.

Giroldini, W., Pederzoli, L., Bilucaglia, M., Melloni, S. & Tressoldi, P. (submitted). A new method to detect Event-Related Potentials based on Pearson's correlation. Available at [http://papers.ssrn.com/sol3/papers.cfm?abstract\\_id=2609008](http://papers.ssrn.com/sol3/papers.cfm?abstract_id=2609008)

Hari, R., Himberg, T., Nummenmaa, L., Hämäläinen, M., & Parkkonen, L. (2013). Synchrony of brains and bodies during implicit interpersonal interaction. *Trends in Cognitive Sciences*, 17(3), 105-106.

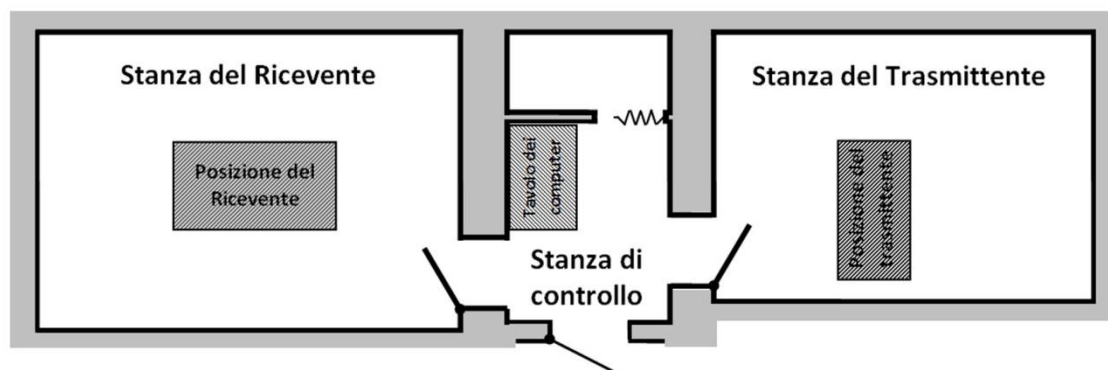
Oullier, O., De Guzman, G. C., Jantzen, K. J., Lagarde, J., & Scott Kelso, J. A. (2008). Social coordination dynamics: Measuring human bonding. *Social Neuroscience*, 3(2), 178-192.

Sebanz, N., & Knoblich, G. (2009). Prediction in joint action: What, when, and where. *Topics in Cognitive Science*, 1(2), 353-367.

Singer, T., & Lamm, C. (2009). The social neuroscience of empathy. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1156(1), 81-96.

Walach H, von Stillfried N (2011). Generalised Quantum Theory - basic idea and general intuition: a background story and overview. *Axiomathes*, 21(2), 185–209

## MATERIALI SUPPLEMENTARI



*Fig. S1: planimetria delle stanze utilizzate per le rilevazioni.*