

UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA

Dipartimento di Psicologia dello Sviluppo e della Socializzazione

**Corso di Laurea in Scienze Psicologiche dello Sviluppo, della Personalità
e delle Relazioni Interpersonali**

Tesi di Laurea triennale

**Il ruolo dell'attenzione visuo-spaziale in un compito di stima numerica:
Analisi del potenziale evento-relato visivo (ERP)**

The role of visuo-spatial attention in numerical estimation:
An event-related potential (ERP) investigation

Relatore:

Prof. Roberto Dell'Acqua

Laureando: Vincenzo D'Adamo

Matricola: 2045763

Anno accademico: 2023/2024

INDICE

1.	INTRODUZIONE	5
1.1.	ATTENZIONE VISUO-SPAZIALE	5
1.2.	ACUITÀ NUMERICA	7
1.3.	ELETTROENCEFALOGRAFIA.....	8
1.4.	POTENZIALI EVENTO-RELATI (ERP)	9
1.5.	COMPONENTI ERP	10
1.6.	N2PC.....	11
2.	METODI.....	12
2.1.	PARTECIPANTI	12
2.2.	STIMOLI E PROCEDURA.....	12
2.2.	REGISTRAZIONE SEGNALE EEG E PREPROCESSING	15
2.3.	ANALISI STATISTICHE.....	16
3.	RISULTATI	16
3.1.	RISULTATI COMPORTAMENTALI.....	16
3.2.	RISULTATI ANALISI ERP	17
4.	DISCUSSIONE	19
5.	CONCLUSIONE	21
6.	BIBLIOGRAFIA.....	22

1. Introduzione

Nel presente elaborato verrà descritto uno studio che consiste nella registrazione dell'attività EEG durante un compito sperimentale di stima numerica comunemente chiamato *confronto di grandezze numeriche espresse in modo non simbolico*, inteso a stimare la capacità individuale di un costrutto psicologico che la letteratura definisce acuità numerica. La motivazione allo studio è stata fornita dalla totale assenza in letteratura di ricerche volte ad indagare l'impiego di risorse attentive nei compiti di stima numerica, che vengono generalmente considerati di natura totalmente sensoriale e preattentiva: lo studio è infatti volto ad esplorare il ruolo dell'attenzione visuo-spaziale durante lo svolgimento di un compito di stima numerica, attraverso un'analisi del potenziale evento-relato (ERP) visivo dei partecipanti.

Anticipando i risultati emersi, i dati che descriverò suggeriscono un probabile uso delle risorse attentive da parte del dominio cognitivo dell'acuità numerica.

I prossimi sottocapitoli forniranno una breve cornice teorica dell'attenzione visuo-spaziale, dell'acuità numerica, dell'elettroencefalografia e dei potenziali evento-relati. Successivamente, nei capitoli seguenti, verranno presentati la parte sperimentale, i risultati, e una sezione con le riflessioni dell'autore.

1.1. Attenzione visuo-spaziale

L'attenzione visuo-spaziale è un insieme di operazioni cognitive che permette la selezione delle informazioni provenienti dal campo visivo, indipendentemente dallo spostamento oculare. Tale processo direziona le limitate risorse cognitive verso uno stimolo privilegiato ed esclusivo nel campo

visuo-spaziale, massimizzando la disponibilità di risorse cognitive per elaborarlo. Il concetto di selettività dell'attenzione visuo-spaziale quindi, si riferisce al vantaggio in termini di accuratezza e velocità di elaborazione degli stimoli che ricadono nella regione del campo visivo sotto focus attentivo, rispetto alle zone escluse (Posner, 1980). L'attenzione visuo-spaziale può essere direzionata spostando lo sguardo e foveando il punto d'interesse (orientamento overt), o spostandola nelle aree periferiche senza alcun movimento oculare (orientamento covert) e può essere direzionata volontariamente (attenzione top-down) oppure essere attratta automaticamente da uno stimolo saliente e/o improvviso (attenzione bottom-up). L'attenzione di tipo covert permette un monitoraggio dell'ambiente e può guidare il movimento degli occhi verso le porzioni dello spazio dove si sono individuati stimoli salienti.

1.1 Circuiti cerebrali correlati all'attenzione

Diverse strutture cerebrali sembrano essere coinvolte nei processi di orientamento dell'attenzione visuo-spaziale, come ad esempio la corteccia prefrontale dorsolaterale (PFC) e la corteccia parietale posteriore (PPC). Studi di risonanza magnetica sull'uomo evidenziano la presenza di diversi circuiti fronto-parietali adibiti alla gestione dell'attenzione spaziale (Corbetta & Shulman, 2002).

Un primo network attentivo dorsale composto da solco intraparietale, lobulo parietale superiore, campi visivi frontali e corteccia prefrontale dorsolaterale, presenta livelli di attività in risposta a stimoli simbolici, risultando fondamentale per l'orientamento implicito o esplicito volontario dell'attenzione (Bartolomeo, Thiebaut De Schotten, & Chica, 2012). Studi di risonanza magnetica funzionale hanno altrettanto evidenziato la presenza di un network

attentivo dorsale comprensivo di giunzione temporo-parietale e corteccia frontale ventrale, dimostrando l'aumento dei livelli di ossigenazione di queste zone in compiti di *spatial cueing paradigm* (Bartolomeo, Thiebaut De Schotten, & Chica, 2012).

È infine importante ricordare che entrambi gli emisferi possiedono aree specializzate all'orientamento dell'attenzione controlateralmente allo stimolo.

1.2. Acuità numerica

L'acuità numerica è la capacità di un individuo di discriminare tra insiemi di quantità differenti di oggetti in condizioni dove, per l'elevata numerosità, il conteggio non è possibile. Un esempio di situazione quotidiana in cui questa competenza viene utilizzata si verifica quando ci viene chiesto di stimare quante persone ci sono su un autobus o in una stanza. Nonostante la risposta possa non essere accurata, il nostro sistema cognitivo, tramite una breve osservazione, è in grado di identificare una quantità approssimabile al numero reale di persone presenti.

Il processo di stima della numerosità è preceduto da una fase di elaborazione della numerosità identificata in letteratura come *senso del numero*. Il senso del numero, come evidenzia la letteratura, risulta essere un'abilità filogenetica che accomuna diverse specie animali. Diversi studi su pulcini (Rugani, 2013), lumache (Bisazza & Gatto, 2021), rane (Stancher et al., 2015), corvi (Bogale et al., 2014) e scimmie (Hauser et al., 2000), confermano quanto sostenuto.

La presenza del senso del numero in un'elevata varietà di organismi differenti è attribuibile alla sua natura adattiva, che consente all'individuo di ottimizzare le sue interazioni con l'ambiente e di adottare decisioni più favorevoli alla sopravvivenza. In linea con la prospettiva evoluzionistica, la capacità di discriminazione di due insiemi di oggetti di numerosità diverse sembra essere presente già ad uno stadio dello sviluppo umano precoce. Si osserva infatti che i bambini sono in grado di discriminare due diverse numerosità a partire dalle prime tre ore di vita (Izard et al., 2009), migliorando le proprie prestazioni prima dei 12 mesi di vita passando dalla discriminazione di due insiemi che presentano tra loro un rapporto di elementi pari a 1:2 ad uno con rapporto 2:3 (Lipton & Spelke, 2003). In seguito, questa abilità va incontro tipicamente ad un affinamento progressivo fino all'età adulta, con la possibilità di discriminare insiemi con rapporto di 9:10 con una buona accuratezza (Halberda & Feigenson, 2008).

1.3. Elettroencefalografia

L'elettroencefalografia nasce grazie a Berger nel 1929, che scoprì la possibilità di misurare una differenza di potenziale elettrico ponendo due dischi metallici sulla cute del cuoio capelluto: l'elettroencefalografia è quindi una tecnica che permette di misurare in maniera non invasiva l'attività elettrica del cervello (elettroencefalogramma, EEG) direttamente dallo scalpo (Blinowska & Durka, 2006). Per ottenere misurazioni del segnale EEG di buona qualità, sono necessari vari elementi: gli elettrodi (da 1 a 256), un mezzo conduttivo (tipicamente un gel o una soluzione salina), un amplificatore di segnale, un convertitore analogico/digitale e un dispositivo di registrazione (Teplan, 2002).

Maggiore è il numero di elettrodi posti sullo scalpo migliore sarà la risoluzione spaziale, ma tipicamente un numero di elettrodi che va da 32 o 64 è più che adeguato nella maggioranza degli esperimenti (Luck, 2014). Gli elettrodi hanno un nome composto da una o due lettere e un numero, che ci dà informazioni riguardo la sua posizione sullo scalpo: le lettere indicano la regione della corteccia, il numero la distanza dalla linea mediana e la posizione sull'emisfero destro (se pari) o sinistro (se dispari); ad esempio, l'elettrodo PO7 è posizionato nella regione occipito-parietale (PO) sinistra (7 è un numero dispari).

Il segnale che viene registrato in elettroencefalografia è determinato principalmente dalle attività postsinaptica di popolazioni di neuroni corticali, che a causa della lunga durata (50–200 ms) e dell'ampio campo potenziale, contribuiscono in maniera massiccia alla costruzione del segnale EEG (Hu & Zhang, 2019).

Aspetto negativo dell'elettroencefalografia è però la risoluzione spaziale: infatti ogni modificazione nella tensione misurata dagli elettrodi risulta essere la somma di attività di numerosi fonti neurali, dando vita al fenomeno chiamato sfocatura spaziale del segnale (*spatial smearing of signal*) (Jackson & Bolger 2014).

1.4. Potenziali evento-relati (ERP)

Il potenziale evento-relato (ERP) è un'onda elettrica generata dal cervello in relazione ad un evento (come la presentazione di uno stimolo o la risposta ad esso) (Bradley & Keil, 2012). Gli ERP vengono estratti dal segnale EEG attraverso la procedura di "*averaging*", cioè di media dei segmenti (epoche) EEG associati ai trial di un compito sperimentale, e hanno il vantaggio (rispetto al

segnale EEG grezzo) di avere un basso rapporto segnale/rumore, ma che rende gli ERP estremamente sensibili ad artefatti durante la registrazione, richiedendo un numero elevato di epoche per ottenere una buona risoluzione.

1.5. Componenti ERP

Una componente ERP è un segnale neurale registrato dallo scalpo, generato da uno specifico modulo neuroanatomico quando viene svolta una specifica operazione computazionale (Luck, 2014). Tipicamente le componenti elettriche di un ERP vengono identificate dalla loro polarità (positiva o negativa) e dalla latenza (il tempo impiegato a manifestarsi dopo l'evento correlato). Ad esempio, la componente P200 (Figura 1) è positiva ("P") e si presenta circa 200 ms dopo la presentazione dello stimolo ($t = 0$ ms).

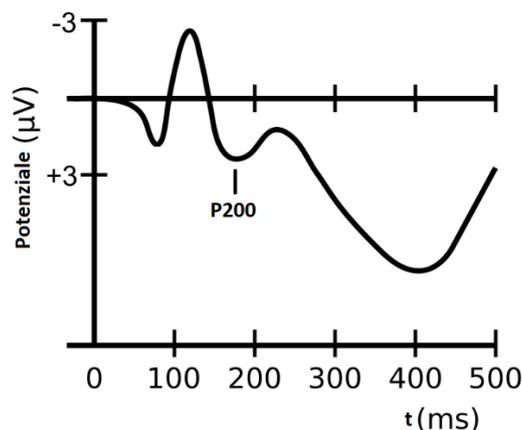


Figura 1. Esempio di componente P200 in un ERP

Ci sono tuttavia altre componenti che vengono denominate tenendo conto non solo della polarità e della latenza, ma anche di altre caratteristiche dell'onda o la localizzazione spaziale dell'attività, come ad esempio la SPCN (Sustained Posterior Contralateral Negativity), o la N2pc (N2 Posterior-Contralateral).

L'analisi delle componenti ERP è particolarmente utile poiché ogni componente è correlata all'attività di specifici domini cognitivi, permettendo quindi

un'indagine approfondita sui processi cognitivi: ad esempio la componente P100 è associata alla presentazione di stimoli visivi ed è particolarmente sensibile a variazioni di parametri fisici dello stimolo, oltre ad essere fortemente modulata dai processi attentivi (Hillyard, Teder-Sälejärvi, & Münte, 1998); o ancora la componente N2pc che ha un ruolo cruciale come indicatore dell'orientamento dell'attenzione visuo-spaziale verso stimoli lateralizzati (Luck & Hillyard, 1994).

1.6. N2pc

La N2pc (*N2 posterior component*) è una componente ERP che si presenta tipicamente in un intervallo di 180–300 ms dalla presentazione dello stimolo visivo. Solitamente si manifesta come deflessione negativa su siti di elettrodi posteriori (soprattutto PO7/PO8) particolarmente pronunciata sull'elettrodo posto controlateralmente allo stimolo bersaglio (o *target*), ed è considerata un marker della selezione visuo-spaziale dei target. In particolare, quando il target è chiaramente visibile tra un insieme di distrattori, la forma d'onda ERP diventa più negativa nei siti dello scalpo controlaterali allo stimolo. Diverse fonti evidenziano che la componente N2pc è il riflesso del meccanismo di minimizzazione dell'interferenza dei distrattori sullo stimolo attenzionato: in primis, la N2pc è assente per stimoli distrattori rigettabili grazie a informazioni preattentive, ma è presente nei distrattori che richiedono una valutazione per essere distinti dal target (Luck & Hillyard, 1994); in secondo luogo, la deflessione negativa della componente aumenta quando i distrattori sono vicini al target, ed è assente quando i distrattori vengono rimossi (Luck & Hillyard, 1994).

2. Metodi

2.1. *Partecipanti*

Venti studenti dell'Università di Padova (18 donne, 2 uomini, età media = 21.74, SD = 1.7901) sono stati reclutati per partecipare all'esperimento. Tutti i partecipanti avevano una visione normale o corretta tramite lenti. Nessuno dei partecipanti ha dichiarato di soffrire o di aver sofferto nel passato di disturbi neurologici o psichiatrici. Il protocollo sperimentale è stato approvato dal Comitato Etico di Area Psicologica (Protocollo #4683).

2.2 *Stimoli e procedura*

Gli stimoli erano costituiti da insiemi di punti generati tramite l'utilizzo del software MATLAB (Versione: R2024b, The MathWorks Inc.) e presentati tramite l'utilizzo del software E-Prime (Psychology Software Tools Inc.) su un monitor LCD ASUS ROG da 24" con frequenza di aggiornamento di 60 Hz, con i partecipanti posti ad una distanza di circa 65 cm. Un esempio degli stimoli è riportato in Figura 2.

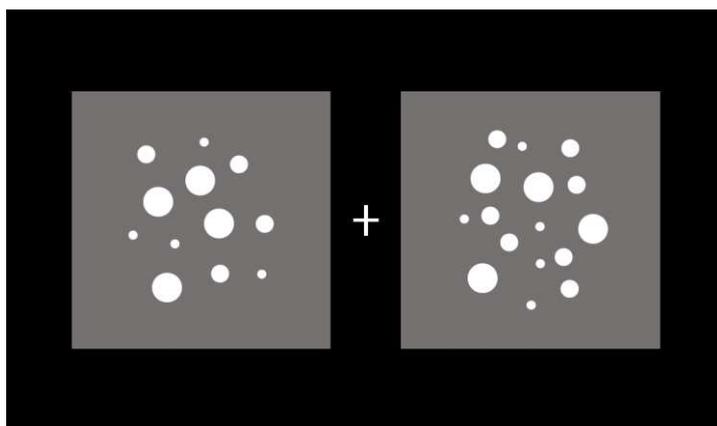


Figura 2. Esempio di stimoli utilizzati nel compito di stima numerica

In ogni prova, due insiemi di punti bianchi (RGB: 255, 255, 255) erano presentati all'interno di due aree quadrate grigie (RGB: 128, 128, 128), di 3.5°x

3.5° di lato, disposte simmetricamente a sinistra e a destra di un punto di fissazione centrale di colore grigio chiaro (RGB: 220, 220, 220; di angolo visivo 0.8°x0.8°). La distanza tra il centro del punto di fissazione e il centro di ciascun quadrato era di 2.6°. Lo sfondo dello schermo era di colore nero (RGB: 0, 0, 0). Per controbilanciare l'influenza di fattori sensoriali covarianti con la numerosità degli insiemi di punti è stato utilizzato il toolbox Matlab CUSTOM (De Marco e Cutini, 2020) in modo tale che entrambi gli insiemi fossero caratterizzati da una densità di punti uguale in un 50% casuale delle prove, e coprissero una superficie totale uguale nell'altro 50% delle prove. Il software CUSTOM implementa nella generazione degli stimoli dei vincoli di natura geometrica, che rendono l'algoritmo completamente svincolato da qualunque prospettiva teorica. Per ridurre ulteriormente la possibilità di bias sensoriali o di risposta, è stato generato un set casuale di 896 coppie di insiemi di punti per ogni partecipante, che venivano utilizzate in prove sperimentali organizzate in 28 blocchi di 32 prove ciascuno. I blocchi erano separati da una pausa (27 in totale), la cui durata era gestita dal partecipante che vi poneva fine premendo la barra spaziatrice.

Ogni prova era autosomministrata dai partecipanti tramite la pressione della barra spaziatrice. A seguito della pressione della barra spaziatrice, il punto di fissazione centrale compariva per un intervallo di 1100–1300 ms, che variava in modo casuale fra tutti i valori possibili dell'intervallo. I due insiemi di punti erano visualizzati in coincidenza con lo spegnimento del punto di fissazione centrale fino alla rilevazione della risposta o per un intervallo massimo di 2000 ms (in modo da evitare che i soggetti potessero eseguire attività di *counting*).

La numerosità dei due insiemi di punti era manipolata sperimentalmente esponendo uno degli insiemi di punti, detto di riferimento (o N1), di numerosità pari a 16 o 32 in modo equiprobabile. La numerosità dell'altro insieme di punti (N2) era fatta variare sistematicamente in relazione alla numerosità N1. Se N1 era pari a 16, N2 variava con uguale probabilità tra 12 e 20 (ovvero 12, 13, 14, 15, 17, 18, 19, 20). Se N1 era pari a 32, N2 variava con uguale probabilità con uguale probabilità tra 24 e 40 (ovvero 24, 26, 28, 30, 34, 36, 38, 40). In prove distinte ed equiprobabili, il rapporto di numerosità dei due insiemi di punti bianchi (ovvero, $N2/N1$) variava quindi tra 1.063, 1.067, 1.125, 1.143, 1.188, 1.231, 1.250, e 1.333, e tra quattro gradi di differenza ($|N2-N1|=\Delta$): Δ_1 ($\Delta = 1$ per $N1 = 16$, $\Delta = 2$ per $N1 = 32$); Δ_2 ($\Delta = 2$ per $N1 = 16$, $\Delta = 4$ per $N1 = 32$); Δ_3 ($\Delta = 3$ per $N1 = 16$, $\Delta = 6$ per $N1 = 32$); Δ_4 ($\Delta = 4$ per $N1 = 16$, $\Delta = 8$ per $N1 = 32$).

I partecipanti erano istruiti ad indicare il lato ("sinistra" vs "destra" rispetto al punto di fissazione centrale) dell'insieme di punti di numerosità maggiore, premendo il tasto "A" per indicare che la quantità di punti maggiore era posizionata alla sinistra del punto di fissazione centrale o il tasto "L" per indicare che la quantità di punti maggiore era posizionata alla destra del punto di fissazione centrale.

L'esperimento era preceduto da una breve fase di pratica composta da dieci prove, e ogni prova cominciava alla pressione della barra spaziatrice. In questa fase il soggetto riceveva un feedback sulla correttezza della risposta: "corretto" in caso di risposta corretta, "sbagliato" in caso di risposta sbagliata. Nel resto dell'esperimento la pressione della barra spaziatrice non era richiesta per

proseguire nelle prove (che procedevano in automatico dopo la risposta) e nessun feedback circa la correttezza della risposta era fornito.

L'esperimento si svolgeva in una stanza insonorizzata in una sessione singola di durata approssimativa di 50 minuti, registrando l'attività elettroencefalografica (EEG) durante lo svolgimento del compito di stima numerica.

2.2. Registrazione segnale EEG e preprocessing

L'attività EEG era campionata ad una frequenza di 500 Hz tramite l'utilizzo del software Brain Vision Recorder (Brain Products GmbH, Germany), con una cuffia elastica (actiCAP; Brain Products, Gilching, Germany) con 32 elettrodi preamplificati montati seguendo il sistema internazionale 10-10. L'impedenza di ogni elettrodo era mantenuta sotto i 10 k Ω (sotto i 5 k Ω per gli elettrodi di maggiore interesse). Il segnale EEG era registrato nel corso dell'esperimento in riferimento ad un elettrodo posto sul lobo dell'orecchio sinistro.

Dopo la raccolta dei dati, il segnale di tutti gli elettrodi corticali è stato referenziato offline al segnale dell'elettrodo "Ref 2" (posizionato sul lobo dell'orecchio destro). L'analisi del segnale EEG è stata svolta attraverso il toolbox EEGLAB (Versione: 2020.0, Swartz Center for Computational Neuroscience) di Matlab ed RStudio (Versione 2024.04.2). Dopo l'applicazione di un filtro Butterworth passa-banda a 0.1-20 Hz, gli artefatti oculari sono stati corretti applicando l'Analisi delle Componenti Indipendenti (ICA) al segnale EEG. Il segnale EEG è stato poi segmentato in epoche di 700 ms partendo da 200 ms prima dell'inizio del trial e terminando 500 ms dopo. Le epoche sono state corrette rispetto alla baseline ottenuta mediando l'attività nell'intervallo -200–0 ms. Dopo

aver scartato solamente i singoli trial associati a risposta errata, il segnale delle epoche è stato mediato per generare gli ERP. Le ampiezze degli ERP sono state calcolate dai siti degli elettrodi PO7/PO8.

2.3. *Analisi statistiche*

Le analisi statistiche sono state eseguite utilizzando R (R Development Core Team, 2017) e la funzione ezANOVA della libreria “ez” (Lawrence, 2011).

3. Risultati

I risultati proposti sono relativi soltanto alle prove in cui le numerosità N1 e N2 presentavano una differenza quantitativamente minima (o “Delta min”, precedentemente indicata come Δ_1 , ad es. N1 = 16 e N2 = 17) e massima (o “Delta max”, precedentemente indicata come Δ_4 , ad es. N1 = 32 e N2 = 24).

3.1. *Risultati comportamentali*

I dati relativi alle performance comportamentali sono stati riportati su file di tipo .csv e poi analizzati mediante l'utilizzo del software RStudio. Le accuratezze per ogni singolo soggetto e per ogni condizione sono state calcolate secondo la formula seguente:

$$Accuracy = \frac{Number\ of\ correct\ trials}{Number\ of\ total\ trials} \%$$

Le accuratezze medie per le condizioni Δ_1 e Δ_4 sono rispettivamente di 78.09% (SD = 6.30%) e di 57.55% (SD = 14.54%), con una differenza di 20.54%. In Figura 3 vengono riportati graficamente tali risultati.

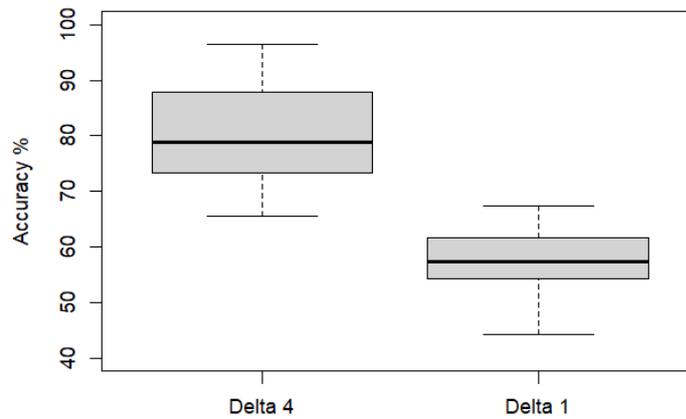


Figura 3. Boxplot delle accuratèzze medie per le condizioni Δ_4 e Δ_1 .

Sui dati delle accuratèzze è stato eseguito un t-test. Il t-test ha dato i seguenti risultati: t value = -40.56; p-value < 0.01.

3.2. Risultati analisi ERP

Dopo aver elaborato il segnale EEG, sono stati estratti due ERP (uno controlaterale e uno ipsilaterale al lato dell'insieme di punti di maggiore numerosità) per entrambe le condizioni Δ_1 (delta minimo) e Δ_4 (delta massimo) e visibili in Figura 4.

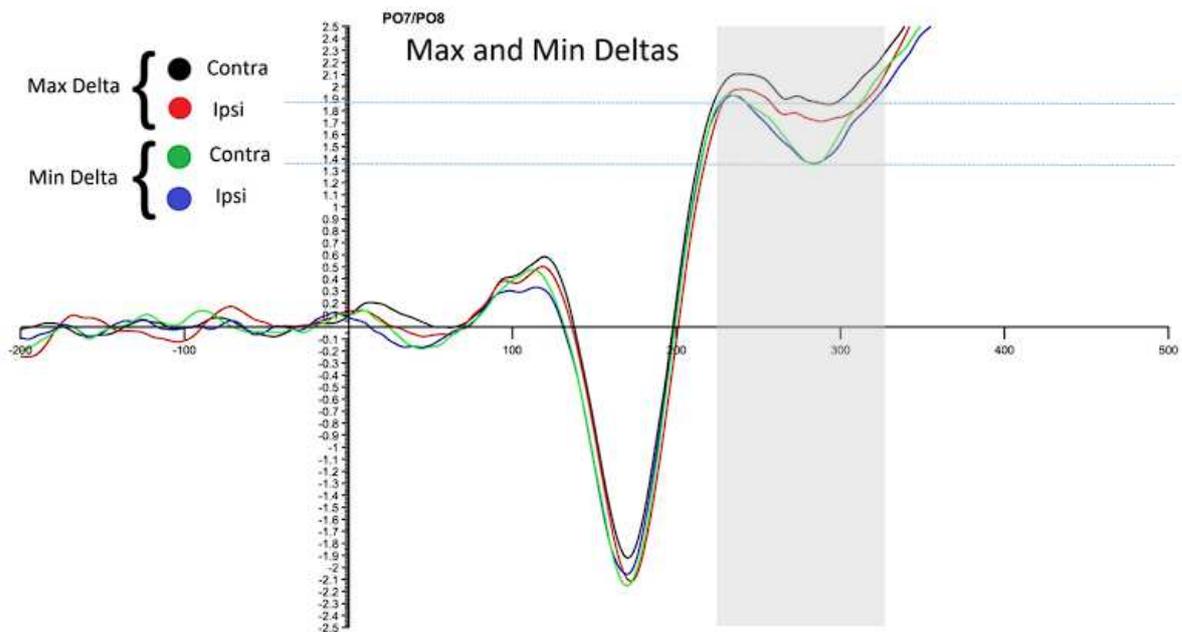


Figura 4. ERP contro- e ipsilaterale per Delta 1 e Delta 4.

Guardando la Figura 4, è possibile apprezzare una differenza di potenziale fra le onde delle due condizioni Max Delta e Min Delta nell'intervallo 220–320 ms. Il valore medio di questa differenza è di 0.1184 μV (ES = 0,7119) Per valutare la significatività statistica di tale differenza, è stata applicata all'ampiezza media degli ERP di ogni soggetto nell'intervallo 220–320 ms, un'anova a due fattori, i cui risultati sono mostrati nella Figura 5.

	F-Value	p-value	ges
Delta1-Delta4	0,2737	0,6069	0,000355
Contra-Ipsi	0,6953	0,4147	0,000374
Contra-Ipsi:Delta1-Delta4	1,8749	0,1868	0,000272

Figura 5. Risultati Anova sull'ampiezza media degli ERP tra 220–320 ms.

4. Discussione

Attraverso questo esperimento si voleva valutare la possibile influenza di carattere attentivo sull'abilità di percezione della numerosità espressa in forma analogica.

Dalle analisi ERP sono emersi, nell'intervallo di tempo 220–320 ms, tre aspetti degni di approfondimento: la maggiore positività dell'onda Contra rispetto all'onda Ipsi nella condizione "Delta Max", la sovrapposizione delle onde Contra-Ipsi nella condizione "Delta Min", e la differenza riscontrabile fra le due condizioni "Delta Max" e "Delta Min".

Per quanto concerne il primo punto, è plausibile ipotizzare che nell'intervallo sopracitato si sia in presenza di una N2pc invertita. Se l'ipotesi risulta corretta, la maggiore positività dell'onda ERP controlaterale all'insieme di punti più numeroso e la conseguente maggiore negatività dell'onda ipsilaterale all'insieme più numeroso (cioè, controlaterale allo stimolo meno numeroso), indicherebbe uno shift attentivo verso lo stimolo meno numeroso, cioè un bias per le numerosità minori, che portano i risultati delle analisi ERP, quindi, ad essere interpretati come una N2pc per l'insieme meno numeroso che si manifesta però come N2pc invertita per l'insieme più numeroso.

Risulta ora essenziale valutare, in relazione al secondo aspetto, perché il bias descritto poc'anzi non sia presente nella condizione "Delta Min", vista la sovrapposizione delle onde contra-ipsi. La prima possibile causa è di tipo metodico, infatti gli ERP di questa condizione sperimentale sono stati calcolati con meno trial della condizione "Delta Max" a causa del forte calo nelle accuratezze e il conseguente calo di trial associati a risposta corretta, rendendo

quindi i risultati possibilmente meno accurati; in secondo luogo è possibile che, data la minima differenza di numerosità fra i due stimoli e la difficoltà dei soggetti a riconoscere l'insieme più numeroso (come dimostrato sempre dal calo delle accuratezze), sia difficile per il sistema cognitivo indirizzare risorse attentive verso uno solo dei due stimoli; in ultima ipotesi è possibile che il bias precedentemente descritto sia rilevabile solo quando i soggetti avevano coscientemente percepito la differenza fra i due insiemi di punti, e ciò è molto meno probabile avvenga (come si può facilmente inferire dalle differenze nelle accuratezze) nella condizione "Delta Min", in cui la differenza di numerosità era piccola ed da percepire.

Considerato quest'ultimo punto, diventa altrettanto facile spiegare la differenza media di potenziale osservabile fra le due condizioni nell'intervallo 220–320 ms. In primis è sempre plausibile ipotizzare che la differenza sia dovuta alla mancanza di trial della condizione "Delta Min" nel calcolo degli ERP. In secondo luogo, è altrettanto probabile che la differenza sia dovuta non a problemi metodici o al caso, ma alla difficoltà che il soggetto riscontra nell'individuare la differenza di numerosità nella condizione "Delta Min". È però anche essenziale far presente che i risultati dell'anova a due fattori, sembrano escludere che la differenza fra le due condizioni non sia dovuta al caso, visti i p-value particolarmente elevati. Sarebbero quindi auspicabili ulteriori studi per valutare al meglio la natura di questa differenza.

5. Conclusione

Lo studio ha esaminato l'influenza dell'attenzione visuo-spaziale in un compito di confronto di grandezze numeriche espresse in modo non simbolico attraverso l'analisi dei potenziali evento-relati (ERP). I risultati ottenuti indicano un probabile impiego delle risorse attentive durante i compiti di stima numerica, suggerendo che il dominio cognitivo dell'acuità numerica non sia completamente preattentivo e sensoriale come generalmente si considera in letteratura.

Gli esperimenti hanno evidenziato differenze nelle onde ERP tra le condizioni con massima differenza di numerosità (Delta Max) e quelle con minima differenza di numerosità (Delta Min). Nella condizione "Delta Max", è stata osservata una maggiore positività dell'onda controlaterale rispetto all'onda ipsilaterale, indicativa di uno shift attentivo verso lo stimolo meno numeroso, interpretato come un bias per le numerosità minori, mentre nella condizione "Delta Min", dove la differenza di numerosità era piccola e difficile da percepire, non è stato rilevato lo stesso bias, probabilmente a causa della difficoltà dei soggetti nel discriminare le differenze numeriche. Tuttavia, le analisi statistiche sembrano suggerire che le differenze riscontrate tra le due condizioni siano dovute al caso, ma ciò è probabilmente dovuto al campione troppo ristretto, rendendo quindi necessari ulteriori studi con campioni sperimentali più vasti.

In conclusione, i risultati aprono la strada ad un nuovo modo di intendere i processi sottostanti all'acuità numerica e ad ulteriori studi in questo campo che potranno indagare ulteriormente sulle ipotesi emerse da questo studio.

6. Bibliografia

Posner, M. I. (1980). Orienting of Attention. *Quarterly Journal of Experimental Psychology* 32(1), 3-25. <https://doi.org/10.1080/00335558008248231>

Corbetta, M., & Shulman, G. L. (2002). Control of goal-directed and stimulus-driven attention in the brain. *Nature reviews. Neuroscience*, 3(3), 201–215. <https://doi.org/10.1038/nrn755>

Bartolomeo, P., Thiebaut de Schotten, M., & Chica, A. B. (2012). Brain networks of visuospatial attention and their disruption in visual neglect. *Frontiers in human neuroscience*, 6, 110. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2012.00110>

Rugani, R., Vallortigara, G., & Regolin, L. (2013). Numerical abstraction in young domestic chicks (*Gallus gallus*). *PLoS One*, 8(6), e65262.

Gatto, E., Loukola, O. J., & Agrillo, C. (2022). Quantitative abilities of invertebrates: a methodological review. *Animal cognition*, 25(1), 5–19. <https://doi.org/10.1007/s10071-021-01529-w>

Potrich, D., Sovrano, V. A., Stancher, G., & Vallortigara, G. (2015). Quantity discrimination by zebrafish (*Danio rerio*). *Journal of comparative psychology (Washington, D.C.: 1983)*, 129(4), 388–393. <https://doi.org/10.1037/com0000012>

Lipton, J. S., & Spelke, E. S. (2004). Discrimination of Large and Small Numerosities by Human Infants. *Infancy*, 5(3), 271–290. https://doi.org/10.1207/s15327078in0503_2

Halberda, J., & Feigenson, L. (2008). Developmental change in the acuity of the "Number Sense": The Approximate Number System in 3-, 4-, 5-, and 6-year-olds and adults. *Developmental psychology*, 44(5), 1457–1465. <https://doi.org/10.1037/a0012682>

Blinowska, K. and Durka, P. (2006). Electroencephalography (EEG). In Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering, M. Akay (Ed.). <https://doi.org/10.1002/9780471740360.ebs0418>

Teplan, Michal. (2002). Fundamentals of EEG measurement. *Measurement Science Review*. 2. 1-11.

Luck, Steven. (2005). *An Introduction to The Event-Related Potential Technique*.

Hu, L., & Zhang, Z. (A c. Di). (2019). *EEG Signal Processing and Feature Extraction*. Springer. <https://doi.org/10.1007/978-981-13-9113-2>

Jackson, A.F., & Bolger, D.J. (2014). The neurophysiological bases of EEG and EEG measurement: a review for the rest of us. *Psychophysiology*, 51(11), 1061-71.

Hillyard, S. A., Teder-Sälejärvi, W. A., & Münte, T. F. (1998). Temporal dynamics of early perceptual processing. *Current opinion in neurobiology*, 8(2), 202–210. [https://doi.org/10.1016/s0959-4388\(98\)80141-4](https://doi.org/10.1016/s0959-4388(98)80141-4)

Luck, S. J., & Hillyard, S. A. (1994). Electrophysiological correlates of feature analysis during visual search. *Psychophysiology*, 31(3), 291–308. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8986.1994.tb02218.x>

De Marco, D., & Cutini, S. (2020). Introducing CUSTOM: A customized, ultraprecise, standardization-oriented, multipurpose algorithm for generating nonsymbolic number stimuli. *Behavior research methods*, 52(4), 1528–1537. <https://doi.org/10.3758/s13428-019-01332-z>

Lawrence, M. A. (2011). ez: Easy analysis and visualization of factorial experiments. Computer software manual. (R package version 3.0-0).