

Sistema interattivo dedicato all'attività motoria e cognitiva assistita

Massimo Magrini, Umberto Barcaro, Cristina Dolciotti



ISTITUTO DI SCIENZA E TECNOLOGIE
DELL'INFORMAZIONE "A. FAEDO"

20/01/2018

1 Introduzione

In questo documento è descritto un sistema informatico di ausilio all'attività motoria e cognitiva assistita svolta presso una residenza sociale assistita (RSA). Tale attività viene svolta bisettimanalmente, con l'aiuto degli operatori, da soggetti con patologie lievi o moderate.

Il sistema è stato integrato nei servizi previsti dal progetto regionale INTESA.

1.1 Attività motoria

Gli esercizi motori proposti si ispirano all'attività fisica adattata, modificati in modo da poter essere guidati da un sistema informatico interattivo.

1.2 Attività cognitive

L'attività cognitiva consta di due sezioni separate, una dedicata più al monitoraggio delle funzioni cognitive ed una progettata invece per cercare di stimolarle. La prima prevede l'esecuzione di un test di attenzione ispirato ad un test standard noto in letteratura (ANT). Questo test sarà affiancato da esercizi mirati ad esercitare contemporaneamente gli aspetti cognitivi congiuntamente a quelli fini-motori.

1.2.1 Il test ANT

Questo test di attenzione è stato proposto da Fan et al. (2002) per valutare mediante misura di tre tempi di reazione l'efficienza dei tre network responsabili rispettivamente delle funzioni "alerting" (raggiungimento e mantenimento di uno stato di allerta), "orienting" (selezione di informazione da ingressi sensoriali) "executive control" (risoluzione di conflitti tra risposte). Il test originale consiste nel determinare se una freccia centrale, che appare su di uno schermo, punta a destra o a sinistra. La freccia appare sopra o sotto il punto di fissazione e può essere o non essere accompagnata da "flankers": cioè da elementi distrattori congruenti, non congruenti o neutrali con lo stimolo proposto.

Il test ANT è stato ampiamente applicato allo studio dell'attenzione (e.g., Ishigami et al., 2013; Kratz et al., 2011; Togo, Lange, Natelson, & Quigley, 2015); in particolare, sono state studiate variazioni dipendenti dall'età (Williams et al., 2016).

1.2.2 Rilevamento dell'attenzione tramite EEG

Numerosi studi hanno mostrato significative variazioni dell'EEG dovute ai diversi livelli di attenzione, sia per quanto riguarda le risposte evocate (ottenute sommando transienti sincronizzati su uno stimolo ripetuto) sia l'EEG continuo (ossia acquisito con continuità senza operare alcuna somma di transienti).

Per quanto riguarda le risposte evocate, risposte che tipicamente dipendono dall'attenzione sono la "Contingent Negative Variation" (CNV) e la componente P300 di risposte evocate sensoriali: la CNV è un'onda negativa lenta che tipicamente si ottiene mediante il paradigma cosiddetto "S1-S2", che consiste in uno stimolo di avviso S1 seguito, dopo un certo intervallo di tempo, dallo stimolo "imperativo" S2; la P300 è una componente con latenza circa 300

ms ottenuta in risposta a stimoli meno frequenti inseriti casualmente in una successione di stimoli più frequenti, secondo un paradigma detto "oddball". di risposte. Anche alcune componenti a breve latenza delle risposte evocate sensoriali, come la N1 e la P1, dipendono dal livello di attenzione.

Particolare interesse negli studi sull'attenzione è stato rivolto alla componente alfa (attività intorno alla frequenza di 10 Hz) dell'EEG, sia evocato sia continuo: questa componente ha la proprietà fondamentale di essere generalmente sincronizzata in condizioni di riposo e in generale di desincronizzarsi, con conseguente riduzione in potenza, in condizioni di stimolazione. Questo fenomeno è stato descritto quantitativamente in diverse condizioni sperimentali. Per esempio Klimesch et al. (1998) e Yordanova et al. (2001) hanno studiato con il paradigma sperimentale "odd-ball" i fenomeni di desincronizzazione evento-correlata dell'attività alfa fornendo rispettivamente stimoli visivi e stimoli acustici. Babiloni et al. (2004) hanno studiato le risposte di desincronizzazione / sincronizzazione (ERD/ERS) del ritmo alfa in seguito a stimolazione secondo un paradigma S1-S2 con diversi intervalli di tempo tra S1 e S2. Hanslmayr et al. (2011) hanno collegato la proprietà della componente alfa precedente la stimolazione visiva con fenomeni connessi all'attenzione, tra i quali in particolare l'"attentional blink", che consiste in un peggioramento della risposta a uno stimolo se questo è preceduto da un altro breve stimolo. Secondo Klimesch (2012) il ritmo alfa svolge due ruoli (inibizione e "timing") connessi a due funzioni fondamentali (soppressione e selezione) dei processi attentivi.

Oltre alla banda alfa, è stata studiata la dipendenza dall'attenzione dell'attività gamma (intorno a 40 Hz) (v. per es. Hermann et al., 1999) e dell'attività beta (da 12 a 30 Hz circa): ad esempio, Gola et al. (2013) hanno osservato in soggetti di diversa età aumento della potenza beta nelle risposte corrette in compiti di attenzione visiva rispetto alle risposte erranee.

1.2.3 Exergames

Diversi studi hanno indagato il rapporto tra attività fisica e aspetti cognitivi. È stato dimostrato che questo tipo di interventi può avere effetti benefici sulla memoria di lavoro, le funzioni esecutive e la capacità motoria negli anziani. Recentemente, diversi exergames sono stati frequentemente utilizzati per migliorare la funzione cognitiva negli anziani (Ordnung et al., 2017). Sono efficaci in particolare esercizi che richiedono il coordinamento degli arti, orientamento spaziale e ricerca di un buon tempo di reazione, in quanto in grado di modulare quelle funzioni cerebrali che coniugano aspetti cognitivi a quelli motori (Voelcker-Rehage et al., 2010, 2011). Studi comparativi hanno dimostrato che l'esercizio combinato dei due aspetti ha maggiori benefici rispetto ad un training indipendente (Fabre et al., 2002; Oswald et al., 2006, Lauenroth et al., 2016).

È stato sostenuto che il miglioramento dei processi metabolici neuronali indotti dall'attività fisica può essere sfruttato efficacemente quando il cervello è coinvolto contemporaneamente in task cognitivi (Oswald et al., 2006; Bamidis et al., 2014). Per questi motivi nel progetto proponiamo esercizi che, tramite l'uso di interfacce gestuali, possano coniugare entrambi questi aspetti.

2 Architettura HW

La configurazione HW utilizzata può essere schematizzata in Figura 1. Principalmente, il sistema è composto da un calcolatore e da alcuni dispositivi ad esso collegati.

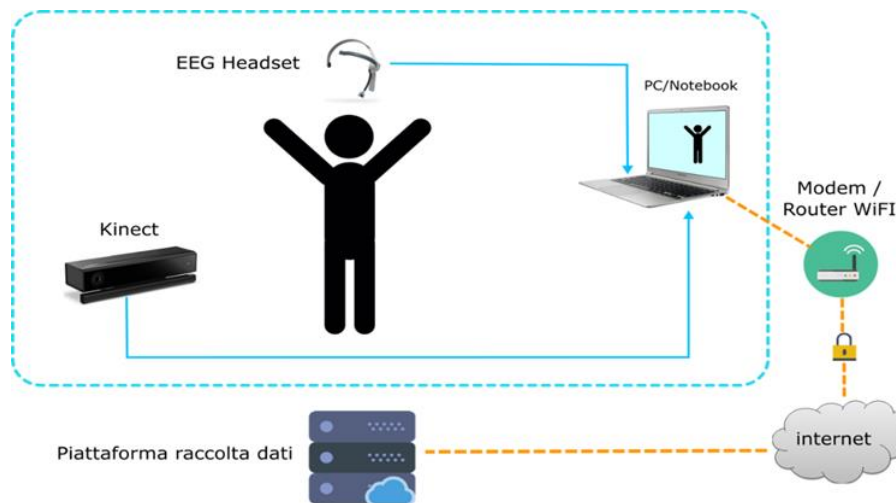


FIGURA 1 SISTEMA HW ESERCIZI COGNITIVO-MOTORI

Nel caso dell'attività motoria si prevede di utilizzare dispositivi di interazione gestuale (quali Microsoft Kinect), in grado di rilevare con accuratezza movimenti della figura intera o delle mani. Utilizzando tali dispositivi saranno sviluppate applicazioni che proporranno, in modo simil-ludico, esercizi motori guidati da un avatar visualizzato sullo schermo, calcolandone di conseguenza il grado di precisione dell'esecuzione. Utilizzando invece un caschetto EEG wireless in grado di rilevare l'attività cerebrale (Neurosky, Muse etc.) dal facile utilizzo, non richiedendo montaggio con gel conduttivi, verranno proposti esercizi in grado di rilevare (e di stimolare) il livello attentivo del soggetto

2.1 Il dispositivo Microsoft Kinect

Per entrambe le tipologie di attività (motoria e cognitiva) sarà fatto uso del dispositivo Kinect 2, un sensore per il rilevamento gestuale sviluppato da Microsoft in grado di rilevare la postura del soggetto in regime statico e dinamico. Kinect (Figura 2), è un sensore low-cost originariamente destinato ai videogiochi che, pur non potendo essere considerato un dispositivo medico, ha caratteristiche tali da rendersi molto utile per lo sviluppo di applicazioni monitoraggio e il mantenimento delle qualità motorie.



FIGURA 2. MICROSOFT KINECT V2

Il sensore è stato annunciato nel 2009, come risultato del progetto dal nome in codice Project Natal. Microsoft Kinect è nato inizialmente come periferica della console di videogiochi XBOX, e solo successivamente è stata prodotta la prima versione per Windows. La seconda versione è stata rilasciata nel 2014. Il dispositivo è in grado di rilevare la posizione tridimensionale di 25 giunture della figura umana, aggiornando le posizioni ogni 1/30 di secondo. Il funzionamento si basa su un proiettore a raggi infrarossi e una telecamera sensibile all'infrarosso. Tramite questi due componenti Kinect costruisce una mappa di profondità (depth map) della scena ripresa. Dalla depth map i driver SW riescono poi a segmentare più agilmente la figura umana, "ritagliandola" agilmente dallo sfondo. Tramite un meccanismo di alberi di decisione (decision tree) i driver di Kinect sono quindi in grado di rilevare la geometria spaziale dello scheletro, sotto forma di un array di coordinate tridimensionale delle principali giunture dello scheletro (Fig. 3) (Fig.4). La parte più interessante del dispositivo è comunque quella HW, in grado di costruire la mappa di livelli.

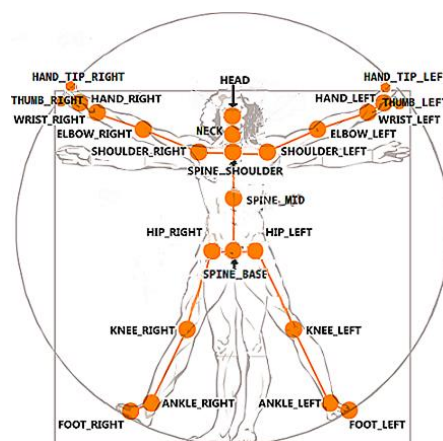


FIGURA 3. GIUNTURE DELLO SCHELETRO RILEVABILI DAL KINECT

La prima versione generava la mappa di profondità con una tecnica "depth from stereo". In pratica viene proiettata una texture di punti all'infrarosso sulla scena, ripresa poi da una telecamera anch'essa all'infrarosso (in realtà NIR, in quanto tarata intorno ai 830 nM). Di ogni porzione di texture ripresa l'HW calcola lo shift orizzontale, ovviamente legato alla distanza dal sensore, ed in base a questo viene ricostruita la depth map. La versione 2 è assai più precisa e si basa una tecnica "time of flight". Ad ogni frame viene cioè pulsata una luce all'infrarosso, rilevata da una matrice di sensori ciascuno diviso in due parti. Una parte di ciascun sensore è abilitata solo durante il lampo mentre l'altra solo al momento del suo arresto: ciascuna delle due parti sensibili integra la luce che riceve in un certo intervallo di tempo, cosicché un oggetto vicino farà rilevare maggior luce dalla prima metà del sensore, mentre ~~con~~ aumentando la distanza sempre più luce viene rilevata dalla seconda metà del sensore. In questo modo, grazie anche all'attuale potenza dei calcoli dei processori (come quello integrato del sensore) si è in grado di rilevare il ritardo della luce per ciascun punto (tempo di volo) e di conseguenza ricostruire la depth map. La mappa di profondità della versione 2 del sensore ha una maggiore risoluzione, consentendo di rilevare maggior dettagli della scena e portando il numero di giunture rilevabili da 21 a 25 (incluso dettaglio della mano). Anche la latenza è notevolmente migliorata: adesso il massimo ritardo possibile tra un gesto e la conseguente azione (feedback grafico e sonoro) è di soli 30 ms.



FIGURA 4. ESEMPIO DI RILEVAMENTO

3 Interaxon Muse

Il dispositivo MUSE della Interaxon è un elettroencefalografo portatile a basso costo, provvisto di connessione wireless. Pur non essendo paragonabile ad un dispositivo di classe medica (dal costo molto elevato) con esso è possibile comunque rilevare con sufficiente precisione le principali onde cerebrali. A differenza degli encefalografi medici non è necessario un laborioso montaggio sul soggetto, facendo uso di gel e simili: basta indossarlo come una specie di cuffietta audio, facendo solo attenzione che gli elettrodi (secchi) facciano un buon contatto con la cute.

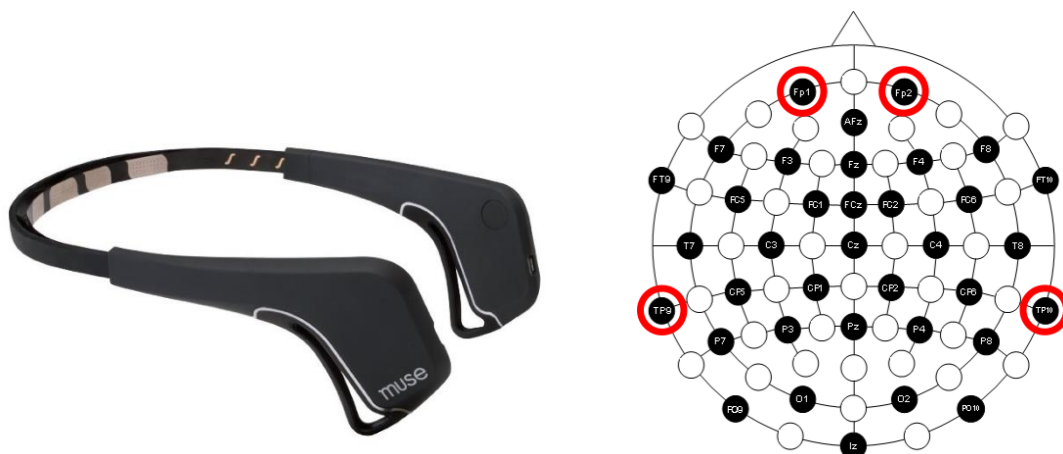


FIGURA 5. INTERAXON MUSE E DISPOSIZIONE DEGLI ELETTRODI

Il dispositivo dispone di 4 elettrodi (Fp1, Fp2, TP9 e TP10), da quali può campionare i segnali a 256 Hz (Fig.5). Una volta ricaricato tramite presa USB è in grado di funzionare ininterrottamente per alcune ore, comunicando con il computer (o uno smartphone) tramite connessione Bluetooth LE. Il dispositivo viene fornito con alcune applicazioni per smartphone dedicate all'esercizio della meditazione, e di un SDK software per le principali piattaforme.

4 Architettura SW

Il pacchetto SW dedicato ai servizi di attività cognitiva e motoria guidata consiste in una serie di applicazioni separate, ognuna dedicata ad un compito specifico. di applicazioni separate, ognuna dedicata ad un compito specifico.

4.1 Applicazione per esercizi motori

L'applicazione propone al soggetto una serie di esercizi motori di complessità variabile. Una volta effettuata la scelta di un esercizio e prima di dare il via all'esecuzione vera e propria

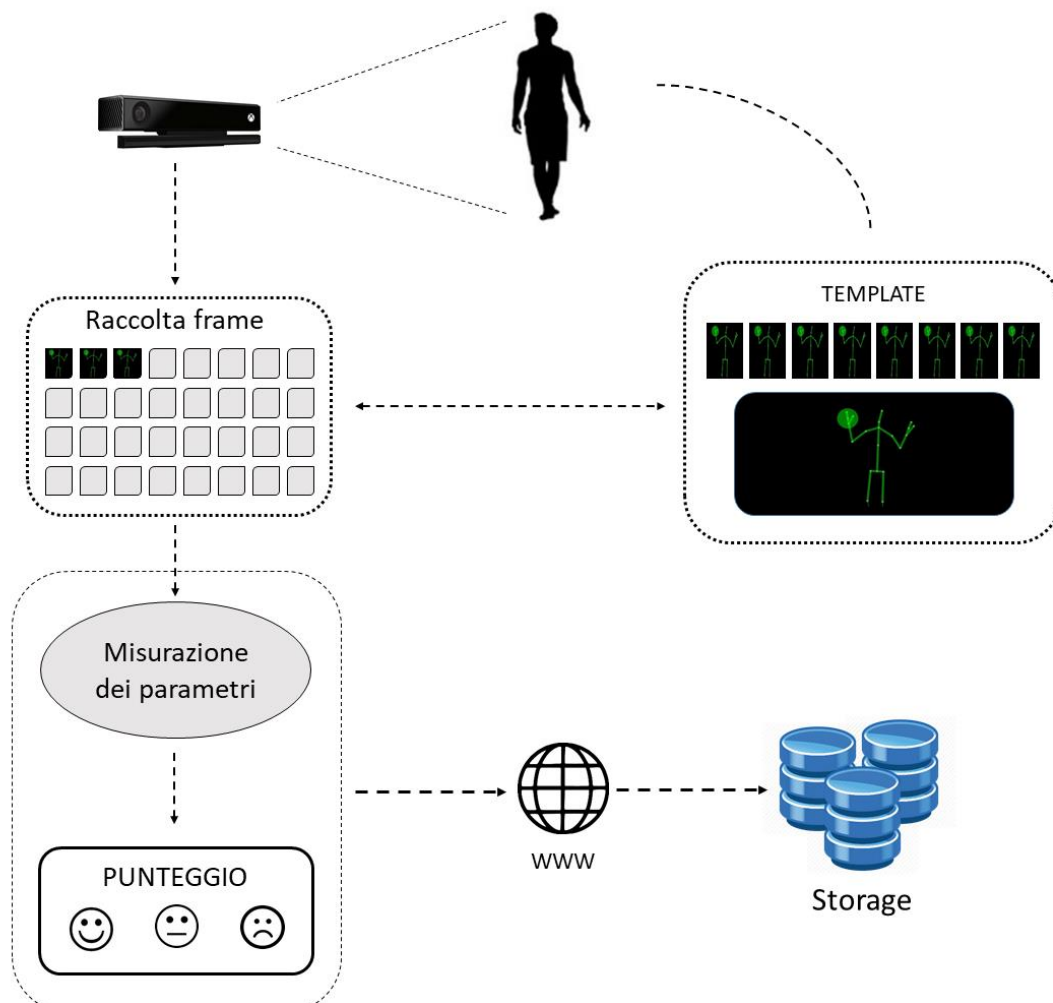


FIGURA 6. SCHEMA FLUSSO DATI APPLICAZIONE

l'applicazione mostra una guida come esempio di esecuzione. Al termine dell'esempio, parte la registrazione da parte del dispositivo Kinect. Vengono registrati i movimenti del soggetto e valutata l'esecuzione dell'esercizio attraverso una serie di parametri (tipicamente misurando gli angoli che formano tra loro braccia, gambe e tronco durante l'esecuzione). Questa valutazione avviene al termine dell'esecuzione dell'esercizio e viene restituito un feedback al soggetto direttamente a video. La figura 6 mostra in maniera schematica il flusso di lavoro dell'applicazione. Il soggetto esegue l'esercizio di fronte al Kinect, che raccoglie i

frame. I frame registrati, e le relative misure dei parametri, vengono quindi confrontati con i frame e i parametri del template, e l'applicazione a questo punto valuta la bontà dell'esecuzione dell'esercizio. Infine, i risultati dell'esecuzione dell'esercizio, insieme ai dati del soggetto che lo ha eseguito, vengono spediti ad una unità di storage esterna dove rimangono a disposizione future consultazioni.

Lo schema delle componenti dell'applicazione può essere rappresentato come in figura 7. Il nome dei moduli e delle connessioni è auto-esplicativo. Per brevità è stato omesso dal diagramma l'insieme di procedure di connessione verso il server.

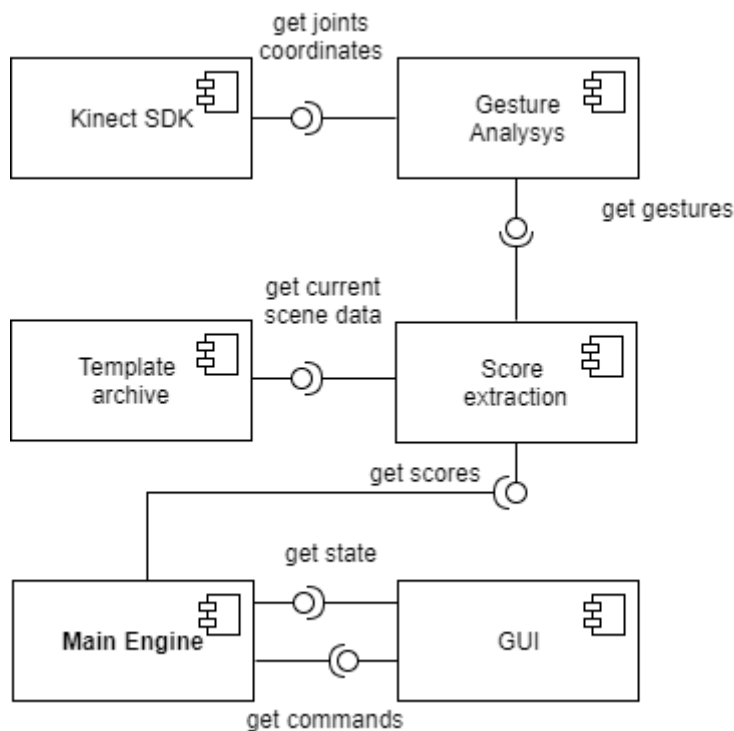


FIGURA 7. SCHEMA APPLICAZIONE ESERCIZI MOTORI

4.2 Applicazioni per esercizi cognitivi

La prima di queste applicazioni consiste in una variante del test di attenzione ANT, mentre le altre due applicazioni possono essere considerate dei veri e propri esercizi che includono sia aspetti cognitivi (esercizio dell'attenzione) che fini-motori.

4.2.1 Test di attenzione

Questo exergame implementa una versione a controllo gestuale del test ANT (1.2.1). Nella versione originale il soggetto risponde premendo un pulsante mentre la versione implementata prevede l'input, invece che da tastiera, da interfaccia gestuale: il soggetto indicherà infatti con i gesti la direzione delle frecce. In questo caso sarà necessario acquisire una "baseline" dei tempi di reazione, proponendo una serie di semplici stimoli di allerta (es. un flash) a cui si risponde alzando una mano qualsiasi. Vengono registrati i tempi di completamento ed il numero di errori. Durante il test viene anche registrato l'EEG frontale

con il caschetto MUSE, per misurare il livello di attenzione. Il test sarà trasformato parzialmente in una sorta “training”: mediante arricchimenti grafici (al posto delle frecce si useranno icone ed animazioni) si cercherà di dare una dimensione “ludica” alla seduta, con l’intenzione di prolungarne la durata ed il numero di ripetizioni, in modo da cercare di “esercitare” l’attenzione e non solo di misurarla.

Formato dati prodotti

Campo	Formato	Descrizione
UserId	Integer	ID univoco dell’utente
Timestamp	Integer	Data di riferimento della registrazione
Tempo_Medio_C	float	Tempo medio esecuzione stimoli congruenti
Tempo_Dev_C	float	Deviazione standard tempo stimoli congruenti
Error_rate_C	integer	Percentuale errore su stimoli congruenti
Error_Dev_C	integer	Deviazione standard errore su stimoli congruenti
Tempo_Medio_I	float	Tempo medio esecuzione stimoli incongruenti
Tempo_Dev_I	float	Deviazione standard tempo stimoli incongruenti
Error_rate_I	integer	Percentuale errore su stimoli incongruenti
Error_Dev_I	integer	Deviazione standard errore su stimoli incongruenti
Tempo_Medio_N	float	Tempo medio esecuzione stimoli neutri
Tempo_Dev_N	float	Deviazione standard tempo stimoli neutri
Error_rate_N	integer	Percentuale errore su stimoli neutri
Error_Dev_N	integer	Deviazione standard errore su stimoli neutri

La struttura delle componenti del SW è semplificata in figura 8

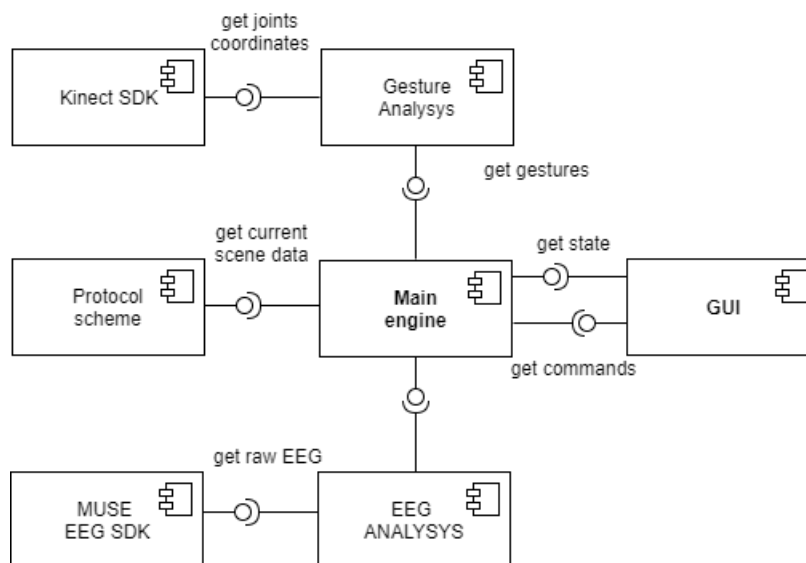


FIGURA 8. SCHEMA APPLICAZIONE PER ESERCIZI COGNITIVI

Il nome dei moduli e delle connessioni è auto-esplicativo. Per brevità è stato omesso dal diagramma l'insieme di procedure di connessione verso il server.

Per quanto riguarda l'analisi delle tracce EEG, le procedure implementate sono le seguenti:

a) *Riconoscimento degli intervalli in cui il segnale contiene artefatti dovuti a "blinking"*. Gli intervalli sono identificati applicando opportune soglie sia all'ampiezza del segnale sia alla sua derivata: gli intervalli con artefatti sono caratterizzati dal superamento di queste soglie.

Input: traccia EEG; frequenza di campionamento (di solito 256 Hz)

Output: elenco degli intervalli (ciascun intervallo è definito dal tempo di inizio e dal tempo di fine) contenenti artefatti.

b) *Calcolo della potenza media dell'attività di una banda EEG in un dato intervallo di tempo*. L'attività di banda è calcolata applicando un filtro passa-banda alla traccia. La potenza in un intervallo è definita come il rapporto tra l'energia (somma dei quadrati del valore del segnale) e la durata dell'intervallo. Gli intervalli contenenti artefatti sono esclusi dal calcolo. Fino ad ora sono state studiate le seguenti bande: "lower alpha" (7-10 Hz), "higher alpha" (10-12 Hz), "lower beta" (12-18 Hz), "upper beta" (18-26 Hz).

Input: traccia EEG, frequenza di campionamento, intervallo da considerare (che può coincidere con tutta la durata del segnale), lista degli intervalli con artefatti.

Output: potenza media

c) *Calcolo della potenza media di banda prima, durante, dopo un evento*. Questa applicazione è importante soprattutto per l'analisi del segnale ottenuto durante la somministrazione del testo ANT, anche se, avendo una certa flessibilità, può essere utile in altre condizioni sperimentali. L'applicazione calcola tre potenze medie relative rispettivamente: agli intervalli di tempo in cui il pattern è visualizzato; agli intervalli di tempo precedenti la visualizzazione del pattern; agli intervalli di tempo successivi alla visualizzazione del pattern. Gli intervalli contenenti artefatti sono esclusi dal calcolo.

Input: traccia EEG, frequenza di campionamento, durata della visualizzazione di ciascun pattern (in genere 2 s), durata dell'intervallo di tempo tra due visualizzazioni successive (in genere 6 s), lista degli intervalli con artefatti.

Output: valori delle tre potenze medie.

d) *Analisi con metodi statistici elementari* (test binomiale, t-test, test di Wilcoxon, calcolo del coefficiente di correlazione lineare) per confronto tra due serie di dati (per esempio, tra le potenze delle bande EEG prima / durante / dopo lo stimolo nel test ANT. Questi metodi statistici, per la loro generalità, sono applicati a diversi tipi di confronto: tra diverse condizioni sperimentali in una stessa sessione; tra diverse sessioni di uno stesso soggetto, per verificare ad esempio eventuale miglioramento, tra diversi soggetti, tra dati sperimentali eterogenei, per esempio segnale EEG e tempi di reazione.

4.2.2 Unisci I punti

Si tratta del classico esercizio di unire i punti numerati, qui in una versione interattiva a controllo gestuale: con il controllo della mano cioè si muove un cursore sullo schermo in modo da unire dei punti numerati, in modo da completare la figura. Le figure sono di complessità crescente. Il SW è stato sviluppato in Java su piattaforma Windows, ed è compilabile per tutte le piattaforme.

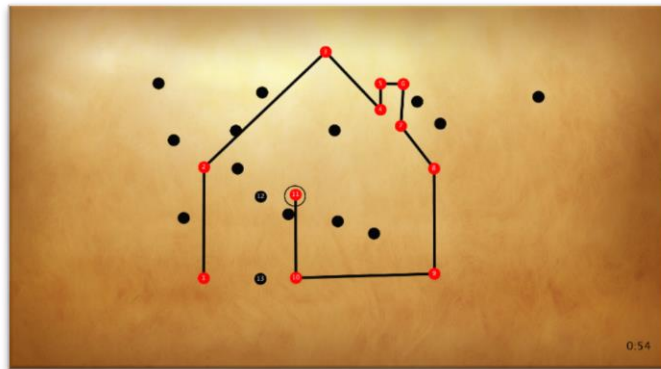


FIGURA 9. UNA SCHERMATA DELL'APPLICAZIONE UNISCI I PUNTI

Formato dati prodotti

Campo	Formato	Descrizione
Userid	Integer	ID univoco dell'utente
ExID	Integer	ID esercizio
Timestamp	Integer	Data di riferimento della registrazione
Tempo_Medio_C	Float[]	Vettore tempi medi esecuzione per ciascuna figura

Il SW è strutturato nelle componenti mostrate in figura 10.

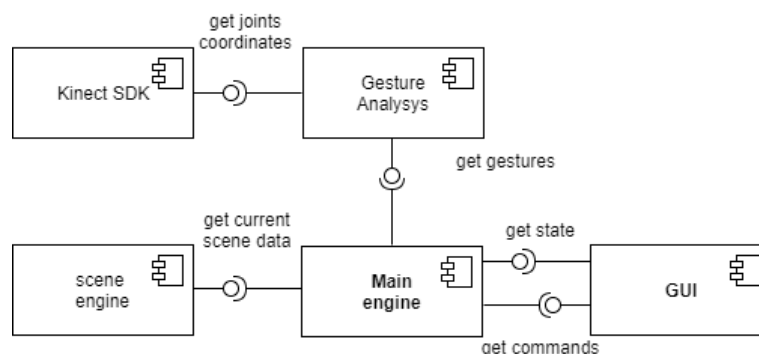


FIGURA 10. SCHEMA EXERGAMES "UNISCI I PUNTI"

Il nome dei moduli e delle connessioni è auto-esplicativo. Per brevità è stato omissso dal diagramma l'insieme di procedure di connessione verso il server.

4.2.3 Selezione tessera

La modalità di questo exergame è la seguente: viene emesso un suono e contemporaneamente vengono proposte a video delle tessere con dei disegni che lentamente si dissolvono (figura 11). Muovendo un cursore con la mano si deve selezionare la tessera corrispondente al suono. Progressivamente il numero delle tessere e la loro velocità di dissolvimento aumenta. Analogamente all'exergame "unisci i punti", il software è strutturato come in figura 10.

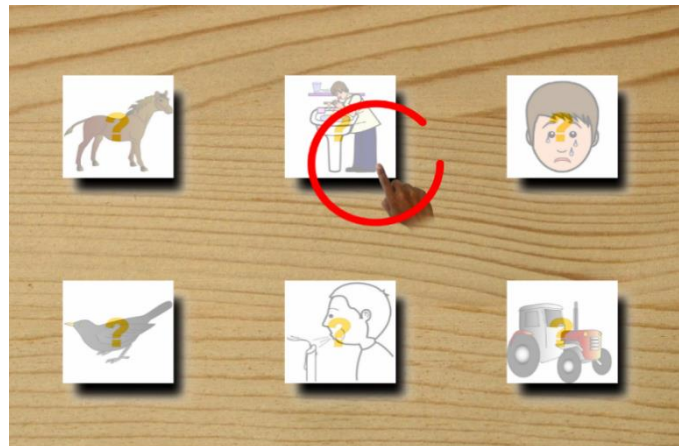


FIGURA 11. UNA SCHERMATA DELL'APPLICAZIONE SELEZIONA TESSERA

Formato dati prodotti

Campo	Formato	Descrizione
UserId	Integer	ID univoco dell'utente
ExID	Integer	ID esercizio
Timestamp	Integer	Data di riferimento della registrazione
Tempo_Medio_C	Float[]	Vettore tempi medi esecuzione per ciascuna scheda
Error	boolean[]	Vettore con esito positivo esecuzione per ciascuna scheda

5 Bibliografia

Babiloni, C., Miniussi, C., Babiloni, F., Carducci, F., Cincotti, F., Del Percio, C., Sirello, G., Francassi, C., Nobre, A.C., & Rossini, P.M. (2004). Sub-second “temporal attention” modulates alpha rhythms. A high-resolution EEG study. *Cognitive Brain Research*, 19, 259-268. doi: 10.1016/j.cogbrainres.2003.12.010

Bamidis, P. D., Vivas, A. B., Styliadis, C., Frantzidis, C., Klados, M., Schlee, W., et al. (2014). A review of physical and cognitive interventions in aging. *Neurosci. Biobehav. Rev.*, 44, 206–220. doi: 10.1016/j.neubiorev.2014.03.019

Fabre, C., Chamari, K., Mucci, P., Massé-Biron, J., & Préfaut, C. (2002). Improvement of cognitive function by mental and/or individualized aerobic training in healthy elderly subjects. *Int. J. Sports Med.*, 23, 415–421. doi: 10.1055/s-2002-33735

Fan, J, McCandliss, B.D., Sommer, T., Raz, A., & Posner, M.I. (2002). Testing the efficiency and independence of attentional networks. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 14, 340- 347.

Gola, M., Magnuski, M., Szumska, I., & Wróbel, A. (2013). EEG beta band activity is related to attention and attentional deficits in the visual performance of elderly subjects. *International Journal of Psychophysiology*, 89, 334–341. doi: 10.1016/j.ijpsycho.2013.05.007

Hanslmayr, S., Gross, J., Klimesch, W., & Shapiro, K.L. (2011) The role of alpha oscillations in temporal attention. *Brain Research Reviews*, 67, 331-343.

Hermann, C.S., Mecklinger, A., & Pfeiffer, E. (1999) Gamma responses and ERPs in a visual classification task. *Clinical Neurophysiology*, 110, 636-642.

Ishigami, Y., Fisk, J.D., Wojtowicz, M., & Klein, R.M. (2013). Repeated measurement of the attention components of patients with multiple sclerosis using the Attention Network Test-Interaction (ANT-I): Stability, isolability, robustness, and reliability. *Journal of Neuroscience Methods*, 216, 1–9.

Madeleine Ordnung, Maike Hoff, Elisabeth Kaminski, Arno Villringer, Patrick Ragert (2017). No Overt Effects of a 6-Week Exergame Training on Sensorimotor and Cognitive Function in Older Adults. A Preliminary Investigation, *Frontiers in Human Neuroscience*, Volume 11 art. 160

Klimesch, W., Doppelmayr, M., Russegger, H., Pachinger, T., & Schwaiger, J. (1998). Induced alpha band power changes in the human EEG and Attention. *Neurosci lett*, 244, 73-76.

Klimesch, W. (2012). Alpha-band oscillations, attention, and controlled access to stored information. *Trends in Cognitive Science*, 16, 606-617. doi. 10.1016/j.tics.2012.10.007

- Kratz, O., Studer, P., Malcherek, S., Erbe, K., Moll, G. H., & Heinrich, H. (2011). Attentional processes in children with ADHD: An event-related potential study using the attention network test. *International Journal of Psychophysiology*, 81, 82–90.
- Lauenroth, A., Ioannidis, A.E., & Teichmann, B. (2016). Influence of combined physical and cognitive training on cognition: a systematic review. *BMC Geriatr.*, 16:141. doi: 10.1186/s12877-016-0315-1
- Ordnung, M., Hoff, M., Kaminski, E., Villringer, A., & Ragert, P. (2017). No overt effects of a 6-week exergame training on sensorimotor and cognitive function in older adults. A preliminary investigation. *Frontiers in Human Neuroscience*, 11, article 160. doi: 10.3389/fnhum.2017.00160
- Oswald, W. D., Gunzelmann, T., Rupprecht, R., and Hagen, B. (2006). Differential effects of single versus combined cognitive and physical training with older adults: the SimA study in a 5-year perspective. *Eur. J. Ageing*, 3, 179–192. doi: 10.1007/s10433-006-0035-z
- Togo, F., Lange, G., Natelson, B.H., & Quigley, K.S. (2015). Attention network test: Assessment of cognitive function in chronic fatigue syndrome. *Journal of Neuropsychology*, 9, 1–9.
- Verleger, R., Jas´kowski, P., & Wascher, E. (2005). Evidence for an integrative role of
- Voelcker-Rehage, C., Godde, B., & Staudinger, U.M. (2010). Physical and motor fitness are both related to cognition in old age. *Eur. J. Neurosci.*, 31, 167–176. doi: 10.1111/j.1460-9568.2009.07014.x
- Voelcker-Rehage, C., Godde, B., and Staudinger, U. M. (2011). Cardiovascular and coordination training differentially improve cognitive performance and neural processing in older adults. *Front. Hum. Neurosci.* 5, article 26. doi: 10.3389/fnhum.2011.00026
- Williams, R.S., Biel, A.L., Wegier, P., Lapp, L.K., Dyson, B.J., & Spaniol, J. (2016). Age differences in the Attention Network Test: Evidence from behavior and event-related potentials. *Brain and Cognition*, 102, 65–79. doi: 10.1016/j.bandc.2015.12.007
- Yordanova, J., Kolev, V., & Polich, J. (2001). P300 and alpha event-related desynchronization (ERD). *Psychophysiol*, 38, 143-152.