Sport. Psychol. Stud, 2025, 14(53): 100-117. doi: 10.22089/spsyj.2025.17625.2541

Sport Psychology Studies

Journal hompage: https://spsyj.ssrc.ac.ir

Article Type: Original

A Pilot Study on the Evaluation of Brain Signal Features to Provide an Index Related to Visual Attention in Semi-Professional Table Tennis Players

MohammadAli KhalilZadeh[1]*, Saleh Lashkari[1], Mojtaba Salari[1]

1. Health Technology Research Center, Imam Reza International University, Mashhad, Iran.

Received: 01/01/2025, Revised: 05/08/2025, Accepted: 28/08/2025

* Corresponding Author: MohammaAli KhalilZadeh, E-mail khalilzadeh@imamreza.ac.ir

How to Cite: Khalilzadeh,M. A. , Lashkari,S. Salari,M. (2025). A Pilot Study on the Evaluation of Brain Signal Features to Provide an Index Related to Visual Attention in Semi-Professional Table Tennis Players. Psychology Studies, 14(53),100-117. In Persian

Extended Abstract

Background and Purpose

Excellence in sports performance relies not only on physical and motor abilities but also on sensory and cognitive skills. Given the high cognitive demands in sports, numerous studies in recent years have highlighted the critical role of these skills in athletic success (Shoxrux et al, 2023). Reaction time, in particular, is a key factor across all sports, often determining the outcome of competitions where athletes possess comparable levels of physical training (Reigal et al, 2019). The emerging field of sports neuroscience aims to deepen our understanding of the brain-behavior relationship, with the ultimate goal of informing training practices and enhancing athletic performance. One approach to exploring performance enhancement involves studying brain activity through electroencephalography (EEG). By extracting relevant features from EEG signals linked to cognitive performance, these insights can be applied to cognitive training systems, such as neurofeedback. This study aims to identify EEG features associated with reaction time in amateur table tennis players.

Materials and Methods

The study recruited eight healthy male amateur table tennis players aged 15 to 25 to investigate the relationship between cognitive performance and EEG-derived features. Particinnnts' nnnnitiee iii lities wrr e sssssdd using the Test of Variables of Attention (TOVA), which measures Response Time, Response Time Variability, Errors of Commission, Errors of Omission, and Anticipatory Errors. Brain activity was recorded from the Cz electrode, following the international 10-20 system, using the FlexComp Infinity device. Recordings were performed under resting and decision-making states to capture diverse brain activity patterns. The protocol began with a three-minute baseline recording under resting conditions with eyes closed, conducted both before and after the cognitive test. During the TOVA assessment, additional EEG data was

Copyright: © 2023 by the authors. Submitted for possible open access publication under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/).

collected. To familiarize participants with the procedure and reduce variability, a two-minute practice session preceded the actual recordings. After data acquisition, EEG signals underwent artifact removal and preprocessing. Feature extraction encompassed four domains: Time domain, including mean and variance; Frequency domain, encompassing metrics such as maximum, minimum, mean, absolute power, and various power ratios derived from Fourier transforms; Nonlinear domain, which analyzed fractal dimension, entropy, maximum Lyapunov exponent, and correlation dimension; and Time-frequency domain, assessing wavelet coefficients for EEG bands through average, standard deviation, and ratio calculations. To pinpoint the most relevant EEG features, correlation coefficients were computed between TOVA test scores and the extracted features. Features demonstrating the strongest correlations were identified as optimal for further analysis. This methodological approach enables an in-depth understanding of the neural signatures associated with cognitive performance, particularly in tasks requiring sustained attention and rapid decision-making. These findings could contribute to developing tailored training protocols to enhance cognitive and neural performance in athletes.

Findings

The test results of one participant in this study significantly differed from those of individuals in the general population. To ensure consistency in analyzing the target llll l ti'" s prccssss, this rrr tiii nnnt's aata was excluded. Feature selection was performed to identify the most relevant variables. Using MATLAB, the correlation values of all features were ranked from highest to lowest. Features with correlation values below 0.5 were excluded from further analysis, narrowing the focus to the most impactful variables. Frequency and time-frequency features demonstrated the strongest correlation with the test indicators. However, the relationships between test indicators and features varied across the states considered for the target population. This lack of consistency suggests that it is challenging to derive a unified understanding of feature presentation across different states. In simpler terms, each subject's state does not provide a coherent representation of the features. In the first half of the test, which assessed reaction speed to stimulus presentation (the second mode), frequency and time-frequency features consistently exhibited the highest correlation with reaction speed indicators. Based on this finding, instead of conducting comprehensive tests for each subject, it is possible to estimate a subject's reaction speed by recording their brain signals during a single session. If the frequency and time-frequency features display a high correlation, they can reliably predict the individual's reaction speed to the stimulus. The second half of the test was designed to assess each subject's tension levels. By leveraging the strong correlation of frequency and time-frequency features with the reaction speed and tension indicators, the study suggests a streamlined approach for measuring these parameters. This methodology reduces the need for repeated testing while still providing ccuurtt e inii hhts itt o the jjjj ett 's raactinn dynamics and emotional states. These findings highlight the utility of frequency and time-frequency features in understanding brain signal responses, paving the way for more efficient and targeted data collection methods in neurophysiological research.

Conclusion

Examining the correlation between the features extracted from the brain signal and reaction time shows that the frequency and time-frequency features have a higher correlation with the reaction time and the correlation value is positive and on average equal to 0.84, while the correlation of the nonlinear features in the test is not logical and it has not followed a certain relationship. Other

studies also confirmed the significant changes in frequency components during the activities of table tennis athletes (Pineda et al, 2022; Tsai et al, 2022). Among the limitations of previous research, is the evaluation of cognitive functions only using non-objective tests (Christie et al, 2024; Ceylan et al, 2020) or based on protocol design in the simulation space. (Babiloni, et al, 2010; Del Percio et al, 2010) that this issue lowers the reliability of the approaches used. Identifying indicators related to cognitive functions based on brain signal enables the evaluation of these functions objectively.

Keywords
Attention, Cognitive Assessment, Executive Function, Electroencephalogram (EEG), Reaction Time.

Compliance with Ethical Guidelines
The study relied entirely on voluntary participation. To encourage involvement, information was presented in straightforward language, both in writing and verbally, and all questions from participants were addressed. A written consent form was then obtained from each participant.

Funding
This research received no external funding.

Acknowledgement
Thanks, Health Technology Research Center, Imam Reza International University. Thanks are due to all participants of this study, the respected officials of the university, and all those who accompanied the researchers in collecting data. Additionally, the recommendations provided by Grammarly.com were instrumental in maintaining a consistent tone throughout my manuscript.

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی

مطالعات روان‌شناسی ورزشی، پاییز ۱۴۰۴، دوره ۱۴، شماره ۵۳، صص ۱۱۷-۱۰۰. doi: 10.22089/spsyj.2025.17625.2541

مطالعات روان‌شناسی ورزشی

Journal hompage: https://spsyj.ssrc.ac.ir

نوع مقاله: پژوهشی اصیل

مطالعه مقدماتی در ارزیابی ویژگی‌های سیگنال مغزی به منظور ارائه شاخص مرتبط با توجه بصری در ورزشکاران نیمه‌حرفه‌ای تنیس روی میز

محمدعلی خلیل زاده[۱*]، صالح لشکری[۱]، مجتبی سالاری[۱]

۱. مرکز تحقیقات فناوری های زیستی و سلامت، دانشگاه بین المللی امام رضا (ع)، مشهد، ایران.

تاریخ دریافت: ۱۴۰۳/۱۰/۱۲ ، تاریخ اصلاح: ۱۴۰۴/۰۵/۱۴، تاریخ پذیرش: ۱۴۰۴/۰۶/۰۶

* Corresponding Author: MohammaAli KhalilZadeh, E-mail khalilzadeh@imamreza.ac.ir

How to Cite: Khalilzadeh,M. A. , Lashkari,S. Salari, M. (2025). A Pilot Study on the Evaluation of Brain Signal Features to Provide an Index Related to Visual Attention in Semi-Professional Table Tennis Players. Psychology Studies, 14(53),100-117. In Persian

چکیده

هدف: در ورزش‌های مبتنی بر عملکرد شناختی بالا مانند تنیس روی میز، آموزش نوروفیدبک مؤثر نیازمند شاخص‌های زیستی دقیق و متناسب با عملکردهای شناختی خاص، مانند توجه بصری است. با این حال، اغلب پروتکل‌های نوروفیدبک فعلی بر ویژگی‌های کلی EEG تکیه دارند که لزوماً بازتاب‌دهنده صحیحی از عملکردهای ذهنی مورد نیاز در این ورزش‌های سرعت‌محور نیستند. پژوهش حاضر با هدف رفع این خلأ، به بررسی ویژگی‌های سیگنال EEG مرتبط با توجه بصری پرداخته است.

مواد و روش ها: براین اساس در این مطالعه، سیگنال EEG از ناحیه Cz در دو حالت استراحت و تصمیم‌گیری از ۸ ورزشکار مرد نیمه‌حرفه‌ای تنیس روی میز (۱۸ تا ۲۵ سال) ثبت شد. ویژگی‌های آماری متوسط و واریانس، میانگین دامنه و توان تبدیل فوریه ، میانگین قدرمطلق و انحراف معیار ضرایب تبدیل ویولت، و ویژگی‌های غیرخطی آنتروپی، بُعد فرکتال، بُعد همبستگی و نمای لیاپانوف استخراج گردید. سپس همبستگی این ویژگی‌ها با نمرات آزمون TOVA از جمله زمان واکنش و خطاهای توجه محاسبه شد و آزمون تی برای بررسی تغییرات قبل و بعد آزمون به کار رفت.

یافته ها: نتایج نشان داد ویژگی‌های فرکانسی و زمان–فرکانسی بیشترین همبستگی را دارند به گونه‌ای که متوسط همبستگی ویژگی‌های فرکانسی و زمان فرکانسی با شاخص زمان واکنش به ترتیب ۰/۸۴ و ۰/۸۹ بدست آمد. علاوه بر این ویژگی‌های فرکانسی و زمان–فرکانسی نیز بیشترین تغییرات را در قبل و بعد از آزمون ($P \leq 0.02$) داشت.

نتیجه گیری: این یافته‌ها نشان می‌دهند که می‌توان از این ویژگی‌ها به‌عنوان نشانگرهای زیستی مؤثر برای پایش و ارتقاء فرآیندهای توجهی در ورزشکاران استفاده کرد. بنابراین، استفاده از این ویژگی‌ها در طراحی پروتکل‌های نوروفیدبک به‌منظور بهبود واکنش سریع شناختی در ورزشکاران مستعد، به‌ویژه در رشته‌هایی مانند تنیس روی میز، کاربردی و مؤثر خواهد بود.

کلید واژه‌ها: سیگنال مغزی، توجه بصری، تنیس روی میز، ارزیابی شناختی، ویژگی فرکانسی.

Copyright: © 2023 by the authors. Submitted for possible open access publication under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/).

مقدمه

اوج عملکرد، صرفاً وابسته به قدرت جسمانی هر فرد نیست. بلکه شرایط روانی و تمرکز ذهنی نیز برای دستیابی به اوج عملکرد مهم هستند. در اوج قدرت جسمانی، به خصوص زمانی که ورزشکار تحتِ فشار بسیار بالایی است، این اختلاف قدرت، توسط تمرکز ذهنیِ ورزشکار حاصل می شود. در نتیجه، قدرت ذهنیِ ورزشکار، حداقل به اندازه قدرت جسمانی او برای بهبود عملکرد، دارای اهمیت است (کوارتیرولی[1] و همکاران، ۲۰۲۴).

عملکردهای شناختی و به‌ویژه عملکردهای اجرایی نقش محوری در تنظیم رفتار هدف‌مند، تصمیم‌گیری سریع، کنترل توجه و مهار پاسخ‌های غیرمطلوب در موقعیت‌های پویا دارند. این عملکردها شامل مجموعه‌ای از فرایندهای سطح بالای ذهنی مانند انعطاف‌پذیری شناختی، برنامه‌ریزی، حافظه کاری و کنترل مهاری هستند (دیاموند و همکاران[2]، ۲۰۱۳). در حوزه ورزش‌های واکنشی مانند تنیس روی میز، که نیازمند انتخاب سریع پاسخ مناسب در برابر محرک‌های دیداری یا حرکتی هستند، کارایی عملکردهای اجرایی می‌تواند تعیین‌کننده موفقیت یا شکست ورزشکار باشد.

یکی از شاخص‌های مهم عملکردی انسان که در تحقیقات متعددی مورد توجه قرار گرفته است شاخص توجه بصری می‌باشد. این شاخص برای سنجش میزان طبیعی بودن، هوشیاری، گوش به زنگی، توجه، تمرکز، سرعت تصمیم‌گیری و بهره هوشی، مورد استفاده قرار می‌گیرد (لمپک[3] و همکاران، ۲۰۲۰) و برآیند سه زمان پردازش محرک، تصمیم‌گیری و برنامه‌ریزی حرکت می‌باشد. این شاخص نه تنها در بهبود رفتار افراد بیمار اثر قابل توجهی دارد، بلکه در ارتقاء سطح عملکردی افراد سالم، نظیر ورزشکاران اثرگذار است (البلادجو[4] و همکاران، ۲۰۲۳).

تحقیقات زیادی درباره تاثیرات فعالیت بدنی بر زمان واکنش صورت پذیرفته است. ریگال[5] و همکاران، روابط بین زمان واکنش ساده و پیچیده با فعالیت بدنی هفته، آمادگی جسمانی و توجه انتخابی در کودکان را بررسی نمودند. نتایج نشان داد افراد با فعالیت بدنی هفتگی بیشتر زمان واکنش ساده و پیچیده کوتاه تری دارند (ریگال و همکاران، ۲۰۱۹). جین[6] و همکاران زمان واکنش‌های دیداری[7] و زمان واکنش شنیداری[8] بر اساس جنسیت و سطح فعالیت بدنی دانشجویان را مقایسه نمودند. نتایج این تحقیق نیز تایید کرد که دانشجویانی که به طور منظم ورزش می‌کنند، زمان واکنش سریعتری در مقایسه با افراد کم تحرک دارند (جین و همکاران، ۲۰۱۵). نوری[9] و همکاران به بررسی وجود تفاوت در مهارت‌های حسی–شناختی بین ورزش‌های باز(والیبال) و بسته (دو سرعت) پرداختند. زمان واکنش و مهارت پیش بینی[10] هر دو گروه ثبت شد. نتایج نشان داد که دوندگان سرعت در هر دو زمان واکنش شنیداری و دیداری، و بازیکنان والیبال در هر دو آزمون مهارت پیش‌بینی سرعت بالا و سرعت پایین توپ بهتر بودند (نوری و همکاران، ۲۰۱۳). باداو[11] و همکاران به ارزیابی زمان‌های واکنش ساده، شناخت و واکنش شناختی به محرک‌های بینایی در بین دانش‌آموزان ورزشکار: بوکس، ژیمناستیک، تکواندو، جودو، کاراته و کشتی با استفاده از آزمون‌های بازی‌های رایانه‌ای پرداختند. نتایج نشان داد که زمان واکنش دست چپ و راست تحت تأثیر نوع محرک اعمال شده، پیچیدگی آزمون‌ها و نوع ورزش انجام شده قرار دارد (باداو و همکاران، ۲۰۱۸). باتاچاریا[12] و همکاران، آزمایشی برای بررسی زمان واکنش ورزشکاران کاراته انجام دادند (باتاچاریا و همکاران، ۲۰۲۲). در این آزمایش، زمان واکنش‌های انتخابی و زمان واکنش‌های ساده با دو نوع محرک اندازه‌گیری شد. نتایج، تفاوت معنی‌داری را بین ورزشکاران کاراته و تازه‌کاران در انتخاب تکلیف زمان واکنش نشان داد. کریستی[13] و همکاران به بررسی ارتباط بین مهارت‌های ذهن آگاهی[14] و زمان واکنش بر عملکرد ورزشی در بازیکنان فوتبال پرداختند (کریستی و همکاران، ۲۰۲۴). این مطالعه به این نتیجه رسید که مهارت‌های ذهن‌آگاه بالاتر نشان‌دهن‌اده زمان واکنش سریع در بازیکنان فوتبال است. هدف از تحقیق کاله[15] و همکاران تجزیه و تحلیل تفاوت بین بازیکنان خبره و مبتدی در مورد زمان اجرا[16] و تصمیم گیری در اقدامات تکنیکی–تاکتیکی در فوتبال بود. نتایج نشان داد در سطح عملکرد بین متخصصان و تازه‌کارها در زمان اجرا تفاوت وجود دارد، اما اگر معنی‌داری آماری، اندازه اثر و قدرت آماری را در نظر بگیریم، در قدرت

[1] Quartiroli
[2] Diamond
[3] Lempke
[4] Albaladejo
[5] Reigal
[6] Jain
[7] Visual reaction time
[8] Audio reaction time
[9] Nuri
[10] Anticipatory skill
[11] Badau
[12] Bhattacharya
[13] Christie
[14] Mindful skills
[15] Calle
[16] Execution time

تصمیم‌گیری تفاوت وجود دارد (کاله و همکاران، ۲۰۲۴). ونگ[1] و همکاران تفاوت‌های ظرفیت حافظه کاری[2] بین بازیکنان نخبه فوتبال و تازه‌کار را با تمرکز ویژه بر ویژگی‌های شناختی بررسی کردند (ونگ و همکاران، ۲۰۲۳). این مطالعه نشان داد که زمان واکنش در بین بازیکنان نخبه و تازه کار متفاوت است. بازیکنان نخبه زمان واکنش کوتاه‌تری را نشان می‌دهند، که این تفاوت با افزایش تعداد محرک‌ها تقویت می‌شود. پال[3] و همکاران به مقایسه زمان واکنش ورزشکاران کاتا و کومیته شرکت کننده در مسابقات ملی کاراته پرداختند (پال و همکاران، ۲۰۲۰). در این تحقیق تفاوت آماری معنی‌داری در سن تمرین، قد و واکنش‌های دیداری دست راست در بین ورزشکاران مرد کاتا و کومیته شرکت‌کننده در مسابقات مشاهده شد. می توان گفت این تفاوت‌ها به دلیل تفاوت روش‌های تمرین کاتا و کومیته است. هدف از مطالعه کن[4] و همکاران مقایسه زمان واکنش بازیکنان تنیس مرد، تنیس روی میز و افرادی غیر ورزشکار بود (کن و همکاران، ۲۰۱۴). نتایج نشان داد که پاسخ‌های بازیکنان تنیس روی میز با بازیکنان تنیس و گروه کم تحرک در میانگین زمان واکنش تفاوت معنی‌داری داشت. مطالعه ماهش[5] و همکاران به منظور اندازه گیری زمان واکنش دیداری بازیکنان تنیس روی میز و گروه کنترل انجام شد (ماهش و همکاران ۲۰۱۳). نتایج مطالعه نشان داد که بازیکنان تنیس روی میز زمان واکنش سریع‌تری نسبت به افراد سالم داشتند. این نتایج این دیدگاه را تأیید می‌کند که بازی تنیس روی میز برای زمان واکنش چشم و دست، بهبود تمرکز و هوشیاری مفید است. هدف از مطالعه دیپا[6] و همکاران بررسی تأثیر بازی تنیس روی میز بر زمان واکنش شنیداری و زمان واکنش دیداری و مقایسه با گروه کنترل سالم همسان سنی که در فعالیت ورزشی منظم شرکت ندارند بود (دیپا و همکاران، ۲۰۱۶). نتایج نشان داد افزایش خفیف عملکرد شناختی در ورزش اتفاق افتاده است. نتایج این تحقیق بیان می‌کند که بازی تنیس روی میز برای بهبود زمان واکنش چشم و دست، برای بهبود تمرکز، هوشیاری و پردازش شناختی مفید است.

همانگونه که از نتایج پژوهش‌ها مشخص است ورزشکاران نخبه، در مقایسه با افراد عادی، معمولاً در اجرای این تکالیف شناختی، عملکرد بهتری دارند که می‌تواند ناشی از فرایندهای عصبی خاص در مغز باشد (یائو[7] و همکاران، ۲۰۲۴).

در راستای بررسی زیربنای عصبی این توانایی‌ها، الکتروانسفالوگرافی به عنوان ابزاری کارآمد برای پایش فعالیت‌های الکتریکی مغز در زمان واقعی به کار گرفته می‌شود. این روش بینش‌هایی در مورد حالت‌های پویای مغز در طول عملکردهای شناختی ارائه می‌دهد (هوانگ[8] و همکاران، ۲۰۲۳). توجه بصری به عنوان یک فیلتر حیاتی عمل می‌کند و به مغز اجازه می‌دهد تا روی محرک‌های مرتبط تمرکز کند و در عین حال اطلاعات نامربوط را در دوره‌های طولانی نادیده بگیرد. این کنترل توجه برای انجام وظایف و تشخیص تهدید ضروری است و شامل تعاملات پیچیده‌ای بین نواحی مغز است که پردازش خودکار (از پایین به بالا) و پردازش هدفمند (از بالا به پایین) را هماهنگ می‌کند فعالیت ریتمیک مغز، همانطور که توسط EEG اندازه‌گیری می‌شود، به عنوان یکپارچه‌ساز و سازماندهی‌کننده این فرآیندهای عصبی در نظر گرفته می‌شود(کوستر[9] و همکاران، ۲۰۲۲).

مطالعات متعددی نشان داده‌اند که الگوهای خاصی از نوسانات مغزی، به‌ویژه در باندهای تتا، آلفا و بتا، با شاخص‌های توجه، مهار شناختی و تصمیم‌گیری مرتبط هستند (زو[10] و همکاران، ۲۰۲۴). برای نمونه، افزایش قدرت باند آلفا در نواحی جداری با مهار اطلاعات نامربوط و بهبود تمرکز مرتبط بوده است، در حالی‌که فعالیت بتا در نواحی پیش‌پیشانی به کنترل اجرایی و تصمیم‌گیری مربوط می‌شود.

استفاده از شاخص‌های EEG به منظور تحلیل تفاوت‌های فردی در توجه و عملکرد شناختی، به ویژه در ورزشکاران حرفه‌ای، زمینه‌ای نوظهور و پرکاربرد در علوم اعصاب شناختی ورزشی است (سان[11] و همکاران).

مورونه[12] و همکاران در مرور جدیدی تأیید کردند شاخص‌های EEG به‌طور قابل‌اعتمادی تفاوت‌های فردی در عملکرد نخبگان ورزشی را پیش‌بینی می‌کنند و کارایی قشری بالاتر را هنگام انجام تکالیف نشان می‌دهند (مورونه و همکاران، ۲۰۲۴). در مطالعه‌ای روی مهارت آنی‌بیتراسیون[13]، مشاهده شد ورزشکاران حرفه‌ای افزایش معنی‌داری در دامنه‌های دلتا و تتا، به‌ویژه در نواحی فرونتال و تمپورال، دارند که

[1] Wang
[2] Visual working memory capacity
[3] Pal
[4] Can
[5] Mahesh
[6] Deepa
[7] Yao
[8] Huang
[9] Köster
[10] Zhu
[11] Sun
[12] Morrone
[13] Endotracheal intubation

نشان‌دهندهٔ کنترل توجه کارآمدتر در آن‌ها است(توی[1] و همکاران، ۲۰۲۳).

فنگ[2] و همکاران مقالات مرتبط با ورزش از وجود تفاوت‌هایی در فعالیت EEG متخصصین و نوآموزها حمایت می‌کد را مرور کردند (فنگ و همکاران، ۲۰۲۲).

به طور مشابه، از EEG استفاده بسیاری در تأثیرگذاری بر رفتار، از .طریق آموزش نوروفیدبک دارد. در این روش تشخیص و اصلاح حالات ذهنی مرتبط با الگوهای خاص برانگیختگی قشر مغز و پیامدهای رفتاری همراه تسهیل می‌شود(چنگ[3] و همکاران، ۲۰۲۴).

از جمله خلاء های تحقیقاتی موجود عدم امکان بکارگیری ارزیابی‌های شناختی مبتنی بر آزمون شناختی در پروتکول‌های توان افزایی نظیر نوروفیدبک است. معرفی شاخص‌های جدید EEG در نوروفیدبک مهم است زیرا شاخص‌های موجود ممکن است پیچیدگی فعالیت مغز مربوط به حالت‌های ذهنی خاص یا اهداف آموزشی را به طور کامل نشان ندهند. شاخص‌های سنتی (به عنوان مثال، نسبت تتا/بتا، SMR، قدرت آلفا) گسترده هستند و ممکن است عملکردهای مغزی خاص تکلیف را به طور دقیق منعکس نکنند. بسیاری از پروتکل‌های ارزیابی و توانمندسازی شناختی در ورزش، از جمله نوروفیدبک، به شاخص‌هایی عمومی و غیراختصاصی از سیگنال EEG متکی هستند که لزوماً بازتاب‌دهنده دقیق عملکردهای خاص شناختی مانند توجه بصری نیستند. این موضوع باعث شده است تا ارزیابی عینی و اختصاصی توجه بصری در بستر فعالیت‌های ورزشی با محدودیت مواجه باشد .تا کنون مطالعه‌ای با تمرکز مستقیم بر شناسایی ویژگی‌های EEG مرتبط با توجه بصری در شرایط عملکرد واقعی ورزشی (مانند تنیس روی میز) و ارائه شاخصی قابل اتکا برای این منظور، گزارش نشده است. با توجه به نقش کلیدی توجه بصری در موفقیت ورزشکاران رشته‌های سرعت‌محور، طراحی شاخص‌های مبتنی بر EEG که بتواند تخمینی از این توانمندی شناختی ارائه دهد، می‌تواند مسیر توسعه پروتکل‌های ارزیابی و بهبود عملکرد شناختی را هموار سازد. بنابراین، هدف این تحقیق ارزیابی ویژگی‌های مستخرج از سیگنال مغزی به منظور ارائه شاخصی مرتبط با توجه بصری در ورزشکاران نیمه‌حرفه‌ای تنیس روی میز است.

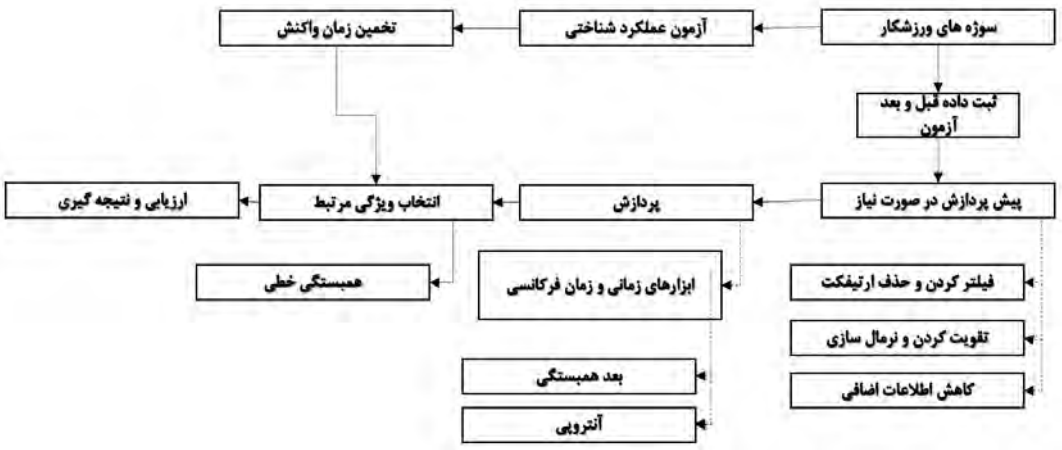
روش‌شناسی پژوهش

شرکت کنندگان

تعداد افراد شرکت کرده در این تحقیق ۸ نفر ورزشکار نیمه حرفه ای تنیس روی میز مرد در رده سنی ۱۸ تا ۲۵ سال (۲/۲۹ ∓ ۲۲/۵) بوده اند، به علاوه وزن، قد، مقطع تحصیلی، دست غالب، سابقه بیماری روانی، سابقه آزمون روانشناختی، مصرف دخانیات و مشروبات الکلی، سابقه ضربه شدید به سر، میزان استفاده از اینترنت مورد بررسی قرار گرفت. برای بررسی وضعیت سلامت روانی افراد از آزمون اختلالات روانی SCL-۹۰ استفاده شد. این پرسشنامه ۹ بُعد روانی ۱) شکایات جسمانی ۲) وسواس فکری – عملی ۳) حساسیت در روابط متقابل ۴) افسردگی ۵) اضطراب ۶) پرخاشگری ۷) ترس مرضی ۸) افکار پارانوئیدی ۹) روان پریشی، افراد را بر اساس پاسخ دهی و نمره دهی خود افراد (به صورت ناآگاهانه) مورد سنجش قرار می دهد (ممقانی[4] و همکاران، ۲۰۰۸).

شکل ۱– فرآیند ثبت سیگنال EEG از سوژه، قبل، حین و بعد از آزمون TOVA

[1] Toy
[2] Fang
[3] Cheng
[4] Mamaghani



شکل ۲- ساختار کلی ثبت و تحلیل داده

پروتکل ثبت

برای هر یک از سوژه‌ها چهار حالت ثبت در نظر گرفته شده که دو بخش آن مربوط به دو نیمه آزمون زمان واکنش و دو بخش باقیمانده ثبت قبل و بعد از آزمون در حالت استراحت سوژه‌ها است. همانطور که در شکل ۱ نشان داده شده ارزیابی میزان بهبود شاخص بر اساس آزمون که همبستگی مناسبی با شاخص مورد نظر دارد انجام می شود (دموس[1] و همکاران، ۲۰۰۵).

ثبت داده

با توجه به مطالعات قبلی، کانال Cz در این پژوهش انتخاب شد، زیرا که بیشترین نمود تغییرات سیگنال مغزی در این کانال ها دیده شده است (میری فر[2] و همکاران، ۲۰۱۷؛ کریموی[3] و همکاران، ۲۰۱۴).

برای ثبت سیگنال مغزی و از دستگاه ۱۰ کاناله مدل ProComp Infiniti ساخت شرکت Thought Technology کانادا استفاده شده است. کلیه سیگنال ها از روی پوست سر و بر اساس استاندارد جهانی ۱۰-۲۰ ثبت شده اند. ثبت بر اساس تحقیقات قبلی (میری فر و همکاران، ۲۰۱۷؛ کریموی و همکاران، ۲۰۱۴) به صورت تک قطبی و در محل Cz و الکترود مرجع نرمینه گوش و جنس الکترودها Ag-AgCl بوده است. قبل و بعد از آزمون از هر آزمودنی، سه دقیقه ثبت داده در حالت استراحت کامل و به صورت چشم بسته انجام شده و همچنین حین آزمون اخذ داده شده است. برای آشنایی بیشتر افراد با محیط ثبت و نحوه چگونگی پاسخ به آزمون برای هر آزمودنی دو دقیقه به صورت تمرینی قبل از اخذ داده اصلی انجام گردیده است.

آزمون تغییرات توجه بصری TOVA

آزمون تغییرات توجه، یک آزمون عملکرد پیوسته رایانه‌ای است (لیرک[4] و همکاران، ۲۰۰۷) که در مدت ۲۱/۶ دقیقه و در چهار مرحله (چارک) ۵/۴ دقیقه ثبت می‌شود و هدف آن اندازه‌گیری زمان واکنش و میزان تنشگری انسان می باشد. در این آزمون از سوژه خواسته می‌شود که در صورت مشاهده محرک هدف روی صفحه نمایش، کلیدی را که برای این منظور طراحی شده فشار دهد. محرک هدف، مربع کوچک سیاه رنگی است که در قسمت بالایی و داخل مربع بزرگتر سفید رنگ ظاهر می شود و محرک غیر هدف، مربع کوچک سیاه رنگی است که در قسمت پائینی و داخل مربع بزرگتر سفید رنگ ظاهر می شود. شکل ۳ صفحه نمایش آزمون تغییرات توجه و تحریک

[1] Demos
[2] Mirifar
[3] Karimoi
[4] Leark

هایی را که سوژه باید به آن پاسخ دهد نشان می‌دهد (لیرک و همکاران، ۲۰۰۷).

این آزمون دارای دو مرحله می باشد که در چهار مرحله (چهارک) ۵/۴ دقیقه ثبت می‌شود و علت ثبت این آزمون در چهار مرحله جلوگیری از خستگی سوژه و کاهش عوامل موثر بر شاخص زمان واکنش از قبیل استرس و اضطراب است. مراحل این آزمون به صورت زیر می‌باشد:

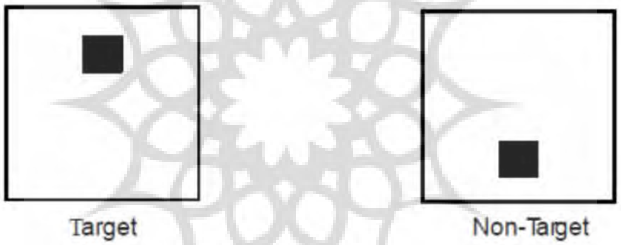
مرحله اول: نسبت تحریک هدف به غیر هدف ۱ به ۳/۵ است و در دو چهارک اول ثبت می شود و نشان دهنده زمان واکنش سوژه است.

مرحله دوم: نسبت تحریک هدف به غیر هدف ۳/۵ به ۱ است و در دو چهارک دوم ثبت می شود و نشان دهنده میزان تنشگری سوژه است.

با توجه به نسبت های مذکور می توان، با تعیین تعداد تحریک هدف چهارک اول تعداد تمامی تحریک ها را در چهارک ها مشخص نمود. از این رو، چیدمان های مختلفی را می توان برای تعداد تحریک ارائه داد. در این تحقیق با توجه به گزارش شرکت TOVA تعداد تحریک ها ۳۶ عدد انتخاب شده است (لیرک و همکاران، ۲۰۰۷). چیدمان تحریک های آزمون تغییرات توجه به انتخاب ۳۶ تحریک هدف به صورت جدول ۱ می باشد.

آزمون TOVA

داده های استخراج شده از آزمون TOVA شامل زمان های واکنش، تغییرات زمان واکنش، خطای از قلم افتادگی، خطای پیشگویی و خطای کمیسیون می باشند که برای هر سوژه در طی یک جلسه ثبت گردیده اند(لیرک و همکاران، ۲۰۰۷).



شکل ۳- نمایشگر آزمون تغییرات توجه بصری

جدول ۱- چیدمان تحریک های آزمون تغییرات توجه با ۳۶ تحریک هدف در چارک اول

	مرحله (نیمه) اول		مرحله (نیمه) دوم		
	چهارک اول	چهارک دوم	چهارک سوم	چهارک چهارم	کل
هدف	۳۶	۳۶	۱۲۶	۱۲۶	۳۲۴
غیر هدف	۱۲۶	۱۲۶	۳۶	۳۶	۳۲۴

تغییرات زمان واکنش[1]

[1] Response Time Variability

این متغیر شاخصی از متوسط تغییرات زمان پاسخ سوژه است به عبارت دیگر متوسط زمان پاسخ سوژه به تحریک است. این متغیر با توجه به گزارش شرکت TOVA طبق فرمول زیر قابل محاسبه می باشد.

خطای کمیسیون[1]

این متغیر مربوط به زمانی است که سوژه پاسخ اشتباه می دهد. به عبارت دیگر سوژه زمانی که تحریک غیر هدف را مشاهده می کند پاسخ می دهد. همچنین این خطا میزان تنشگری فرد را نشان می‌دهد.

خطای از قلم افتادگی[2]

این متغیر مربوط به زمانی است که سوژه تحریک هدف را مشاهده می کند اما پاسخی را ثبت نمی کند این خطا ارتباط مستقیم با تمرکز فرد با آزمون دارد و می توان از نتایج این خطا میزان توجه فرد را مورد بررسی قرار داد.

خطای پیشگویی[3]

خطای پیشگویی مربوط به زمانی است که سوژه ۱۵۰ میلی ثانیه زودتر از آنکه تحریک هدف را ببیند پاسخ را اعمال می‌کند. به عبارت دیگر سوژه ۱۵۰ میلی ثانیه زودتر از اعمال تحریک، تحریک هدف را حدس می‌زند.

استخراج ویژگی‌های سیگنال مغزی

چهار دسته ویژگی‌های زمانی، فرکانسی، زمانی–فرکانسی و غیرخطی از سیگنال‌های مغزی استخراج گردید.

۱. ویژگی‌های زمانی و آماری

ویژگی های آماری عموما برای سیگنال های حیاتی مورد استفاده قرار می‌گیرد. ویژگی‌های آماری متوسط و واریانس، مستقیما از حوزه زمان استخراج و استفاده شده اند (رشید[4] و همکاران).

۲. ویژگی‌های فرکانسی

روش های مختلفی برای تخمین توان از روی داده ها ابداع شده است که معمولا هر کدام در مورد خاصی از سیگنال ها تخمین مناسبی را ارائه می دهند. در این پژوهش ابتدا مولفه های هر یک از باندهای فرکانسی دلتا، تتا، آلفا، بتا و گاما، به وسیله فیلترهای پیش بینی شده در نرم افزار دستگاه ثبت استخراج شده و به منظور محاسبه توان از مرجع (اوبلی[5] و همکاران، ۲۰۰۹) استفاده شده است. ویژگی‌های بکار رفته ماکزیمم، مینیمم، توان، نسبت میانگین و نسبت توان قدرمطلق تبدیل فوریه سیگنال EEG است.

۳. ویژگی‌های زمان–فرکانس

برای نمایش مفیدتر و بهتر از سیگنال، نمایش همزمان در دو بعد زمان و فرکانس مطرح شده است. تحلیل زمان – فرکانس در مورد سیگنال‌های غیرایستان مهمتر جلوه می‌کند، زیرا بخش‌های مختلف سیگنال محتوای فرکانسی متفاوتی دارند تحلیل‌های زمان – فرکانس مختلفی در زمینه سیگنال EEG به کار رفته است که می‌توان به تبدیل فوریه کوتاه مدت[6]، توزیع ویگنر[7]، تبدیل ویولت[8] و ... اشاره کرد (اسچیف[9] و همکاران، ۱۹۹۴). ویژگی‌های بکار رفته میانگین، متوسط، انحراف معیار و نسبت متوسط قدرمطلق ضرایب ویولت برای باندهای سیگنال EEG می‌باشد.

٤. ویژگی‌های غیرخطی

دیدگاه دیگری که در پردازش سیگنال مغزی وجود دارد، رویکرد غیرخطی و آشوب‌گونه است. با این دید باید ابزارهای توصیف کننده دینامیک و بستر جذب برای یک سیستم و سیگنال غیرخطی آشوب گونه استفاده شود. در این پژوهش ویژگی های غیر خطی در این پژوهش ویژگی های غیر خطی بعد همبستگی[10]، بعد فرکتال[11]، آنتروپی[12] و نمای لیاپانوف[13] استخراج شده اند(ونگ[14] و همکاران، ۲۰۲۴).

[1] Error of Commission
[2] Error of Omission
[3] Anticipatory Errors
[4] Rashid
[5] Übeyli
[6] Short Time Fourier Transform
[7] Wigner Distributions
[8] Wavelet Transform
[9] Schiff
[10] Correlation Dimension
[11] Fractal Dimension
[12] Entropy
[13] Lyapunov Exponent
[14] Wang

بعد همبستگی

بعد همبستگی با استفاده از انتگرال همبستگی قابل محاسبه است:

$$C(\epsilon) = \frac{1}{N^2}\sum_{i,j=1}^{N}\theta(\epsilon - \|x(i) - x(j)\|) \qquad (۷)$$

که در آن $x(i) \in R$ بردار تاخیر m بعدی اســـت(مزروعی و همکاران، ۲۰۱۹).

بعد فرکتال

بعد فرکتال نیز یک معیار کمی از آشوب‌گونگی سیگنال است. در این پژوهش از روش کاتز برای محاسبه معد فرکتال استفاده شده است:

$$D = \frac{log_{10}(L)}{log_{10}(d)} \qquad (۸)$$

که L جمع فواصل بین نقاط متوالی و d فاصله بین نقطه اول دنباله با دورترین نقطه آن است(یعقوبی و همکاران، ۲۰۱۹).

آنتروپی[1]

آنتروپی مقیاسی برای نرخ تولید اطلاعات است. به طور معمول آنتروپی زیاد نشان دهنده بی‌نظمی سیگنال است. در این پژوهش از آنتروپی مطابق رابطه (۹) استفاده شده است.

$$ApEn = \ln\left(\frac{C_m(r)}{C_{m+1}(r)}\right) \qquad (۹)$$

که $C_m(r)$ میانگین الگو با طول m و $C_{m+1}(r)$ میانگین الگو با طول m+1 است(بوستانی و همکاران، ۲۰۰۰).

نمای لیاپانوف[2]

حداکثر نمای لیاپانوف، λ برای یک سیستم دینامیکی به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$d_j(i) = d_j(0)e^{\lambda_1 i\Delta t} \qquad (۹)$$

که در آن $d_j(i)$ میانگین فاصله اقلیدسی بین دو مسیر همسایه در فضای فاز در زمان t_0 است و $d_j(0)$ فاصله اقلیدسی بین جفت j ام از نزدیکترین همسایه های اولیه بعد از مرحله زمانی i است. با در نظر گرفتن الگوریتم هر دو طرف معادله. (۱۰)، به دست می آوریم:

$$\ln d_j(i) = \lambda_1(i\Delta t) + lnd_i(0) \qquad (۱۰)$$

حداکثر توان لیاپانوف با شیب برازش خطی به منحنی واگرایی log میانگین تعریف شده توسط رابطع زیر محاسبه می‌شود:

$$y(i) = \frac{1}{\Delta t}\langle lnd_j(t)\rangle \qquad (۱۱)$$

که در آن $\langle . \rangle$ میانگین بیش از همه مقدار j اســـت (داس و همکاران، ۲۰۰۲).

در این پژوهش برای شناسایی بهترین ویژگی ها از روش همبستگی خطی بین ویژگی های استخراجی و نتایج آزمون TOVA استفاده شد. این روش را رگرسیون می نامند.

تغییرات ویژگی ها پس از انجام یک دوره آزمون TOVA

در این قسمت از پژوهش هدف ما بررسی تغییرات از روی معنا دار بودن ویژگی ها است که برای رسیدن به این هدف فقط دو حالت قبل و بعد از آزمون را مورد ارزیابی قرار می دهیم. با توجه به اینکه مقادیر P مقادیر عددی کوچکی است. بنابراین، برای نمایش آن باید از خاصیت لگاریتم بهره ببریم. همانطور که می دانیم یکی از خاصیت های لگاریتم تبدیل مقادیر کوچک به بزرگ است.

[1] Entropy

[2] Lyapunov Exponent

از اینرو، مفهوم مقدار P هم با استفاده از این خاصیت دستخوش تغییر می شود. در واقع، میزان تفکیک شدگی زمانی خوب است که مقادیر $-\log(p\text{-value})$ بزرگتر از ۱/۳ شود ($-\log(0.05) = 1.3$).

بنابراین در این بخش هر چه مقدار لگاریتم مقدار P از ۱/۳ بیشتر شود نشان از تفکیک پذیری بیشتر ویژگی در این دو حالت است.

جدول ۲- نتایج نیمه اول آزمون TOVA برای کلیه شاخصه های ارزیابی توجه بصری

سوژه	MO-GH	MO-MOS	VA-BO	MO-TA	SA-AL	AL-HO	RE-MIN	انحراف معیار∓میانگین
RT	۵۳۸	۵۵۱	۶۴۱	۵۰۵	۵۵۷	۵۴۱	۴۹۹	۵۴۱∓۴۳.۳۱
RTV	۷۰	۹۱	۷۴	۸۵	۹۴	۵۵	۸۷	۸۵∓۱۲.۸۱
CE	۵.۵۶	۵.۵۶	۴.۱۷	۲.۷۸	۸.۳۳	۲۷.۷۸	۵۲.۷۸	۵.۵۶∓۱۷.۵۳
OE	۱.۳۹	۸.۳۳	۵.۵۶	۱.۳۹	۶.۹۴	۱۳۹	۴.۱۷	۴۱۷∓۲۶۷
AE	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰∓۰

جدول ۳- نتایج نیمه دوم آزمون TOVA برای کلیه شاخصه های ارزیابی توجه بصری

سوژه	MO-GH	MO-MOS	VA-BO	MO-TA	SA-AL	AL-HO	RE-MIN	انحراف معیار∓میانگین
RT	۴۵۸	۴۷۶	۴۸۳	۴۳۳	۴۳۸	۴۶۸	۴۵۱	۴۵۸∓۱۷.۴۱
RTV	۷۵	۹۸	۸۰	۶۸	۷۷	۷۲	۷۲	۷۵∓۹.۱۳
CE	۳.۶	۱۸.۷	۴	۴.۸	۷.۱	۱۰.۳	۲۸.۶	۷.۱∓۸.۶۷
OE	۲	۶.۳	۱.۲	۱.۲	۲.۴	۰.۴	۲.۴	۲∓۱.۷۷
AE	۰	۲.۴	۰	۰	۰.۸	۰	۰.۸	۰∓۰

یافته ها

نتایج آزمون TOVA

داده های استخراج شده از آزمون TOVA برای شش سوژه ورزشکار سالم شامل زمان های واکنش، خطای از قلم افتادگی، خطای پیشگویی و خطای کمیسیون سوژه‌ها می‌باشند.

تحلیل ویژگی‌های استخراجی

با توجه به پروتکل ثبت سیگنال که شامل بخش های قبل و بعد آزمون و حین آزمون است جهت پردازش و استخراج ویژگی، ویژگیهای استخراج شده هر بخش با اندیسی به نام خود آن بخش برچسب گذاری می‌شود. جدول ۴ عناوین ویژگی‌های استخراجی به ترتیب برای حالات قبل و بعد آزمون و حین آزمون نمایش داده شده است.

جدول ٤- ویژگی‌های استخراجی سیگنال مغزی در حالات قبل و بعد آزمون و حین آزمون در کانالCz.

ردیف	ویژگی	ردیف	ویژگی
۱	متوسط سیگنال EEG	۹	میانگین قدرمطلق ضرایب ویولت برای باندهایEEG
۲	واریانس سیگنالEEG	۱۰	متوسط قدرمطلق ضرایب ویولت برای باندهای EEG
۳	ماکزیمم قدرمطلق تبدیل فوریه باندهای EEG	۱۱	انحراف معیار قدرمطلق ضرایب ویولت برای باندهایEEG
٤	مینیمم قدرمطلق تبدیل فوریه باندهای EEG	۱۲	نسبت متوسط قدرمطلق ضرایب ویولت برای باندهای EEG
٥	میانگین قدرمطلق تبدیل فوریه باندهایEEG	۱۳	آنتروپی سیگنال EEG
٦	توان قدرمطلق تبدیل فوریه باندهای EEG	۱٤	بعد همبستگی غیرخطی سیگنالEEG
۷	نسبت میانگین قدرمطلق تبدیل فوریه باندهای EEG	۱٥	بعد فرکتال سیگنال EEG
۸	نسبت توان قدرمطلق تبدیل فوریه باندهای EEG	۱٦	معیار نمای لیاپانوف برای سیگنالEEG

جدول ۵- نتایج بررسی همبستگی ویژگی های بهینه و نتایج آزمون برای چهار حالت سوژه

	حالت ۱		حالت ۲	
	ویژگی	همبستگی	ویژگی	همبستگی
RT	انحراف معیار قدرمطلق ضرایب ویولت باند گاما EEG	۰.۹	انحراف معیار قدرمطلق ضرایب ویولت باند بتا EEG	۰.۸۸
	نسبت میانگین قدرمطلق تبدیل فوریه باندهای دلتا به بتا EEG	۰.۸۷	نسبت قدرمطلق توان فوریه باندهای دلتا به بتا EEG	۰.۷۵
RTV	توان قدرمطلق تبدیل فوریه EEG در باند بتا	۰.۸۴	نسبت میانگین قدرمطلق تبدیل فوریه باندهای دلتا به بتا EEG	۰.۹
	نسبت قدرمطلق توان فوریه باندهای آلفا به بتا EEG	۰.۸۳	نسبت متوسط قدرمطلق ضرایب ویولت باندهای دلتا به آلفا EEG	۰.۷۴
CE	نسبت قدرمطلق توان فوریه باندهای تتا به بتا EEG	۰.۷۷	نسبت قدرمطلق توان فوریه باندهای دلتا به گاما EEG	۰.۸
	نسبت متوسط قدرمطلق ضرایب ویولت باندهای بتا به دلتا EEG	۰.۷۷	ماکزیمم قدر مطلق تبدیل فوریه باند گاما	۰.۸
OE	نسبت قدرمطلق توان فوریه باندهای آلفا به بتا EEG	۰.۵۹	نسبت متوسط قدرمطلق ضرایب ویولت باندهای بتا به دلتا EEG	۰.۶۱
	نسبت قدرمطلق توان فوریه باندهای آلفا به بتا EEG	۰.۸۸	نسبت متوسط قدرمطلق ضرایب ویولت باندهای آلفا به تتا EEG	۰.۶۸
	حالت ۳		**حالت ٤**	
	ویژگی	**همبستگی**	**ویژگی**	**همبستگی**
RT	نسبت قدرمطلق توان فوریه باندهای تتا به گاما EEG	۰.۷۷	نسبت متوسط قدرمطلق ضرایب ویولت باندهای آلفا به تتا EEG	۰.۸۷
	نسبت قدرمطلق توان فوریه باندهای دلتا به بتا EEG	۰.۷۳	نسبت متوسط قدرمطلق ضرایب ویولت باندهای گاما به تتا EEG	۰.۹۲
RTV	نسبت میانگین قدرمطلق تبدیل فوریه باندهای دلتا به بتا EEG	۰.۸۹	انحراف معیار قدرمطلق ضرایب ویولت باند تتا EEG	۰.۹۱
	نسبت متوسط قدرمطلق ضرایب ویولت باندهای بتا به آلفا EEG	۰.۹	نسبت متوسط قدرمطلق ضرایب ویولت باندهای گاما به بتا EEG	۰.۹۳
CE	نسبت متوسط قدرمطلق ضرایب ویولت باندهای آلفا به تتا EEG	۰.۹۸	نسبت متوسط قدرمطلق ضرایب ویولت باندهای تتا به دلتا EEG	۰.۸۲
	نسبت میانگین قدرمطلق تبدیل فوریه باندهای دلتا به گاما EEG	۰.۹۳	نسبت متوسط قدرمطلق ضرایب ویولت باندهای تتا به دلتا EEG	۰.۸۱
OE	نسبت متوسط قدرمطلق ضرایب ویولت باندهای تتا به دلتا EEG	۰.۷	نسبت قدرمطلق توان فوریه باندهای تتا به آلفا EEG	۰.۷۴
	نسبت متوسط قدرمطلق ضرایب ویولت باندهای بتا به آلفا EEG	۱. ۹۲	نسبت متوسط قدرمطلق ضرایب ویولت باندهای گاما به بتا EEG	۰.۹۱

در این بخش نتایج همبستگی خطی ویژگی‌ها برای چهار حالت سوژه (قبل و بعد از آزمون و دو نیمه آزمون) با نتایج آزمون TOVA نشان داده شده است. با توجه به اینکه یافتن ویژگی‌های بهینه در این پژوهش حائز اهمیت است. بنابراین برای مشخص کردن بهترین ویژگی ها ابتدا مقادیر همبستگی همه ویژگی ها از بزرگترین مقدار به کوچکترین مقدار مرتب سازی شد. سپس ویژگی‌هایی که نتایج همبستگی آنها کم‌تر از ۰/۵ بود از ادامه پردازش‌ها حذف گردید. نتایج بدست آمده در جدول ۵ نشان داده شده است.

همانطور که در جدول ۵ نشان داده شده است ویژگی‌های فرکانسی و زمان فرکانس بیشترین همبستگی را با شاخص‌های آزمون دارند. به گونه‌ای که متوسط همبستگی ویژگی‌های فرکانسی و زمان فرکانسی با شاخص زمان واکنش به ترتیب ۰/۸۴ و ۰/۸۹بدست آمد. علاوه بر این ویژگی‌های فرکانسی و زمان-فرکانسی نیز بیشترین تغییرات را در قبل و بعد از آزمون ($P \leq 2222$) داشت. همبستگی شاخص‌های آزمون با ویژگی‌ها در حالات در نظر گرفته شده برای جامعه هدف این پژوهش ارتباطی با هم ندارند. به بیان واضح‌تر نمی توان به درک درستی از ارائه ویژگی ها در هر حالت سوژه‌ها رسید. تنها نتایجی که می توان از این بخش گرفت این است که به طور کلی برای شاخص های آزمون و نتایج همبستگی آنها با حالات سوژه حین آزمون، ویژگی های زمان-فرکانسی و فرکانسی بیشترین نمود را از خود نشان داده اند. همچنین مطابق با نتایج بدست آمده نیمه اول آزمون که برای بررسی میزان عکس العمل هر سوژه نسبت به ارائه محرک است (حالت دوم) ویژگی های فرکانسی و زمان فرکانس بیشترین همبستگی را داشته اند.

پس می توان به جای اجرای آزمون برای هر سوژه تنها با استفاده از یکبار ثبت سیگنال مغزی از سوژه مشخص کرد که سرعت عکس العمل فرد نسبت به محرک چگونه است بدین صورت که اگر ویژگی های زمان فرکانس و فرکانسی نتیجه همبستگی بالایی از خود نشان دادند نشان دهنده سرعت عکس العمل بالای فرد به محرک است.

جدول ۶ مقدار عددی مقدار P برای تمام ویژگی‌ها نشان داده شده است. این جدول فقط برای بررسی تغییرات هر ویژگی برای تمام سوژه‌ها در دو نیمه آزمون است. با توجه به روش بیان شده در بخش روش کار، آن مقادیری از مقدار P که از مقدار ۱/۳ بالاتر باشند معناداری بیشتری دارند. بنابراین مطابق با جدول ارائه شده ویژگی‌های زمانی و فرکانسی بیشترین تفکیک پذیری را در دو حالت حین آزمون برای سوژه‌ها نشان داده اند.

جدول ٦- مقدار P برای تمام ویژگی‌های نیمه اول و دوم آزمون دو حالت سوژه (حین آزمون) در کانال Cz

مقدار P																			
۳-۲ حالت																			
ویژگی																			
۰.۹۲	۷۱	۰.۴۲	۶۱	۱.۴۳	۵۱	۰.۵۴	۴۱	۰.۵۳	۳۱	۱.۱۷	۲۱	۰.۵۲	۱۱	۳.۷۱	۱				
۰.۸۵	۷۲	۰.۴۵	۶۲	۱.۶۱	۵۲	۰.۶۲	۴۲	۰.۴۵	۳۲	۲.۸۱	۲۲	۰.۹۵	۱۲	۱.۳۲	۲				
۰.۹۷	۷۳	۰.۴۲	۶۳	۱.۸۲	۵۳	۰.۵۶	۴۳	۱	۳۳	۰.۵۶	۲۳	۰.۴۰	۱۳	۰.۹۶	۳				
۰.۷۹	۷۵	۰.۹۴	۶۴	۱.۸۷	۵۴	۰.۶۶	۴۴	۰.۵۰	۳۴	۰.۹۷	۲۴	۰.۴۰	۱۴	۰.۴۸	۴				
۰.۷۹	۷۵	۰.۷۵	۶۵	۰.۵۳	۵۵	۱.۳۸	۴۵	۰.۶۱	۳۵	۰.۹۲	۲۵	۱.۳۸	۱۵	۱.۷۱	۵				
۱.۲۶	۷۶	۱.۴۴	۶۶	۰.۵۱	۵۶	۱.۸۳	۴۶	۰.۵۲	۳۶	۰.۸۴	۲۶	۱.۰۶	۱۶	۰.۶۸	۶				
۰.۴۰	۷۷	۰.۴۲	۶۷	۱.۳۰	۵۷	۲.۹۷	۴۷	۳.۹۵	۳۷	۳.۹۹	۲۷	۱.۸۸	۱۷	۱.۱۲	۷				
۰.۷۹	۷۸	۱.۴۳	۶۸	۱.۵۶	۵۸	۲.۹۲	۴۸	۳.۱۳	۳۸	۳.۰۴	۲۸	۰.۴۸	۱۸	۰.۵۵	۸				
		۰.۸۱	۶۹	۲.۰۱	۵۹	۰.۵۲	۴۹	۰.۷۰	۳۹	۰.۸۵	۲۹	۰.۴۶	۱۹	۰.۵۹	۹				
		۰.۴۷	۷۰	۲.۰۵	۶۰	۰.۵۷	۵۰	۲.۵۰	۴۰	۱.۳۰	۳۰	۱.۵۵	۲۰	۰.۴۶	۱۰				

بحث و نتیجه گیری

در این تحقیق با طراحی، پیاده سازی و اجرای ثبت EEG حین انجام آزمون TOVA و پردازش داده های مربوطه بر روی یک گروه ۸ نفره با متوسط سنی ۱۵-۲۵ سال، سعی شد تا میزان اثرپذیری آزمون بر سیگنال مغزی ارزیابی شود و با استفاده از نتایج آن ضمن یافتن شاخصی مرتبط و با همبستگی بالا با توجه بصری، آن را مورد ارزیابی قرار دهیم. یافته های حاصل از داده کاوی آزمون تغییرات توجه، تغییرات معنی داری را برای عمده ویژگی ها ($p < ۰/۰۵$) نشان داده است. این تغییرات، مانند نتایج بدست آمده در تحقیقات آقای اگنِر و همکارانش (اگنر[1] و همکاران، ۲۰۰۴) برای زمان واکنش و تغییرپذیری آن، معنی‌دار و با $p < ۰/۰۵$ بوده است. نتایج حاصل از اجرای آزمون TOVA برای هشت سوژه مورد ارزیابی قرار گرفت که نتایج بدست آمده با جامعه طبیعی ارائه شده توسط شرکت متبوع یکسان بوده است. این نشاندهنده اجرای صحیح آزمون برای هر سوژه است. این تحقیق برای اولین بار به ارزیابی توجه بصری، به عنوان عملکردی شناختی، مبتنی بر سیگنال EEG در ورزشکاران پرداخته است. بر این اساس، دسته وسیعی از ویژگی‌های سیگنال مغزی بررسی گردید. بررسی همبستگی بین ویژگی‌های استخراج شده از سیگنال مغزی و توجه بصری در طی یک جلسه نشان می‌دهد که ویژگی های فرکانسی و زمان-فرکانس همبستگی بیشتری با توجه بصری دارد و در هر دو نیمه آزمون TOVA مقدار همبستگی مثبت و بطور متوسط برابر با ۰/۸۴ می‌باشد. یافته‌ها به تعامل پویا بین بلندهای مختلف فرکانسی EEG مانند آلفا، تتا و گاما و تأثیر آنها بر فرآیندهای توجه بصری اشاره دارند.

[1] Egner

نوسانات آلفا نقش مهمی در توجه بصری ایفا می‌کنند و تعادل بین نواحی مغزی مرتبط با وظیفه و نواحی نامرتبط را تنظیم می‌کنند. این نوسانات فرآیندهای قشری نامرتبط با وظیفه را مهار کرده و فعالیت نواحی مرتبط با وظیفه را تسهیل می‌کنند که به صورت کاهش توان آلفا در مناطق مرتبط با وظیفه و افزایش توان در مناطق نامرتبط دیده می‌شود. این مکانیزم کنترل بالا به پایین به طور مؤثری اطلاعات حسی را فیلتر کرده و پردازش را به سمت مکان‌های مورد توجه سوق می‌دهد (کوستر[1] و همکاران، ۲۰۲۲). علاوه بر این، ریتم‌های تتا برای نمونه‌برداری توجه و عملکردهای حافظه حیاتی هستند. این نوسانات هدایت‌کننده نمونه‌برداری اطلاعات ادراکی بصری بوده و در مناطق مغزی مانند قشر پیش‌پیشانی و لوب گیجگاهی میانی در هنگام رمزگذاری حافظه و حفظ در حافظه کاری افزایش توان نشان می‌دهند(کوستر و همکاران، ۲۰۲۲). نوسانات گاما نقش حیاتی در پردازش اطلاعات حسی ایفا می‌کنند و بازتاب‌دهنده‌ی فعال‌سازی و حفظ نمایه‌های عصبی مرتبط با ادراک اشیاء و اتصال ویژگی‌ها هستند. این نوسانات در پاسخ به محرک‌های مورد توجه افزایش فعالیت نشان می‌دهند که نقش آن‌ها در توجه انتخابی را برجسته می‌کند. از نظر عملکردی، ریتم‌های گاما از پردازش پایین به بالا حمایت می‌کنند و اطلاعات بصری را از نواحی قشری پایین‌تر به نواحی بالاتر در سلسله‌مراتب بصری منتقل می‌کنند(تراژکوویک[2] و همکاران، ۲۰۲۲). علاوه بر این، نوسانات بتا به انتقال انتظارات به قشرهای پسین بصری از طریق هم‌زمانی فازی کمک می‌کنند و نقش حیاتی آن‌ها را در کنترل توجه از بالا به پایین برجسته می‌سازند. به‌طور خاص، فرکانس‌های مرتبط با توجه بصری معمولاً در بلند بتا و به ویژه بین ۱۸ تا ۲۲ هرتز قرار دارند (اهریوال[3] و همکاران، ۲۰۲۲).

مطالعات دیگر نیز تغییرات معنی‌دار مولفه‌های فرکانسی را حین فعالیت ورزشکاران تنیس روی میز تایید کردند (پیندا[4] و همکاران، ۲۰۲۲؛ تسایی[5] و همکاران، ۲۰۲۲؛ ویسر[6] و همکاران، ۲۰۲۲؛ ولف[7] و همکاران، ۲۰۱۴؛ ولف و همکاران، ۲۰۱۵). این نتایج درک ما را از مکانیسم‌های عصبی زیرساختی توجه بصری به‌طور قابل توجهی گسترش می‌دهند و نقش مکمل هر یک از باندهای فرکانسی مختلف در فرآیندهای توجهی از پایین به بالا و بالا به پایین را نشان می‌دهند.

در عین حال همبستگی ویژگی‌های غیرخطی در آزمون منطقی نبوده و رابطه معینی را دنبال نکرده است. این یافته مهم است چراکه در بسیاری از مطالعات قبلی، فرض بر آن بوده است که ویژگی‌های غیرخطی نیز می‌توانند اطلاعات مفیدی در زمینه پردازش شناختی ارائه دهند، اما یافته‌های ما نشان می‌دهد که این ویژگی‌ها شاید برای کاربردهای خاص مانند توجه بصری مناسب نباشند و نیاز به بازنگری دارند.

از جمله محدودیت های تحقیقات قبلی، ارزیابی عملکردهای شناختی تنها با استفاده از آزمون‌های غیرعینی[8] مانند پرسشنامه رتبه‌بندی رفتاری کارکردهای اجرایی – نسخه خودگزارشی[9] (بوچانان[10] و همکاران، ۲۰۲۲) یا مبتنی بر طراحی پروتکول در فضای شبیه سازی شده بود (بابیولونی[11] و همکاران، ۲۰۱۰؛ دلپریکو[12] و همکاران ۲۰۰۸؛) که این مسئله قابلیت اعتماد رویکردهای مورد استفاده را پایین می‌آورد. شناسایی شاخص‌های مرتبط با عملکردهای شناختی مبتنی بر سیگنال مغزی امکان ارزیابی این عملکردها را به صورت عینی فراهم می‌آورد. سنجش همزمان و پیوسته این شاخص‌ها می‌تواند در کاربردهایی نظیر بایوفیدبک مورد استفاده قرار گیرد (تامپسون[13] و همکاران، ۲۰۰۸). توسعه فن آوری های همراه به محققان اجازه می دهد تا خارج از آزمایشگاه، رفتار واقعی ورزشی را در عمل بررسی کنند. انتقال کاربرد EEG به خارج از آزمایشگاه نه تنها این پتانسیل را دارد که درک بهتر پیوندهای رفتار مغز را تسهیل کند، بلکه پیشرفت‌های جدیدی در تمرینات ورزشی ایجاد کند (پارک و همکاران، ۲۰۱۵). در حالی که در این مرحله پیش‌بینی میزان کامل کاربردهای تکنیک‌های EEG سیار در ورزش دشوار است، واضح است که توسعه یک رویکرد شناخت همراه به علوم اعصاب ورزشی کمک می‌کند تا درک بهتری دربارهٔ رابطه جنبه‌های روان‌شناختی و فیزیکی واقعی ارائه دهد(تامپسون و همکاران، ۲۰۰۸).

حال، باید توجه داشت که این مطالعه در قالب یک مطالعه مقدماتی (پایلوت) با حجم نمونه محدود (۸ نفر) انجام شده است. بنابراین،

[1] Köster
[2] Trajkovic
[3] Ahirwal
[4] Pineda
[5] Tsai
[6] Visser
[7] Wolf
[8] subjective
[9] Behavior Rating Inventory of Executive Function—Self-Report Version (BRIEF-SB)
[10] Buchanan
[11] Babiloni
[12] Del Percio
[13] Thompson

تعمیم نتایج به جامعه بزرگ‌تر با احتیاط صورت گیرد. این محدودیت می‌تواند دقت استنباط آماری را کاهش داده و همچنین احتمال بروز واریانس بین‌فردی را افزایش دهد. در نتیجه، برای تأیید و توسعه یافته‌های فعلی، انجام مطالعات بعدی با حجم نمونه بزرگ‌تر، طراحی طولی و استفاده از گروه‌های کنترل توصیه می‌شود. هدف این تحقیق در گام نخست، شناسایی ویژگی‌های بالقوه‌ی سیگنال EEG مرتبط با توجه بصری بود تا مسیر برای پژوهش‌های آینده هموار گردد.

تشکر و قدردانی

از تمامی شرکت کننده‌های مطالعه حاضر و مسئولان محترم مجموعه ورزشی بین المللی امام رضا علیه السلام مشهد و مرکز تحقیقات فناوری‌های زیستی و سلامت دانشگاه بین‌المللی امام رضا علیه السلام و همه افرادی که در جمع‌آوری اطلاعات همراهی کردند، کمال تشکر و قدردانی را دارد.

References

1. Ahirwal, M. K., & Londhe, N. (2012). Power spectrum analysis of EEG signals for estimating visual attention. *International Journal of Computer Applications*, *42*(15), 22–25. https://doi.org/10.5120/5773-8039
2. Albaladejo-Garcia, C., Garcia-Aguilar, F., & Moreno, F. J. (2023). The role of inhibitory control in sport performance: Systematic review and meta-analysis in stop-signal paradigm. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, *147*, 105108. https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2023.105108
3. Babiloni, C., Marzano, N., Infarinato, F., Iacoboni, M., Rizza, G., Aschieri, P., Del Percio, C. (2010). eee urll ffffnnnnnnn" of xxprr ss' brnnn durnng judgment of actions: A high-resolution EEG study in elite and amateur karate athletes. *Behavioural Brain Research*, *207*(2), 466–475. https://doi.org/10.1016/j.bbr.2009.10.034
4. Badau, D., Baydil, B., & Badau, A. (2018). Differences among three measures of reaction time based on hand laterality in individual sports. *Sports*, *6*(2), 45. https://doi.org/10.3390/sports6020045
5. Bhattacharya, P., Chatterjee, S., & Mondal, S. (2022). Effect of karate on neurocognitive physiology: A focused review. *Neurology India*, *70*(1), 11–18.
6. https://doi.org/10.4103/0028-3886.338722
7. Calle-Jaramillo, G. A., Gonzalez-Palacio, E. V., Jaramillo, A. R., & Antonio, J. (2024). Differences between expert and novice players in execution time and decision-making in technical-tactical actions in football (passing and driving) performed under laboratory conditions. *Retos*, *52*(2041), 402–409.
8. Can, S., Kilit, B., Arslan, E., & Suveren, S. (2014). The comparison of reaction time of male tennis pyyyrr s, bbbeennnnsss pyyyrr s nnd hhe onss hh o don't exercise at all in 10 to 12 age groups. *Beden Eğitimi ve Spor Bilimleri Dergisi*, *8*(2), 195–201.
9. Cheng, M. Y., Yu, C. L., An, X., Wang, L., Tsai, C. L., Qi, F., & Wang, K. P. (2024). Evaluating EEG neurofeedback in sport psychology: A systematic review of RCT studies for insights into mechanisms and performance improvement. *Frontiers in Psychology*, *15*, 1331997. https://doi.org/10.3389/fpsyg.2024.1331997
10. Christie, A. W., & Patel, N. (2024). Ab. No. 84 Athlete Mindful Skills Associated With Reaction Time Among Recreational Football Players: An Analytical Study. *Journal of Society of Indian Physiotherapists*, *8*(1), 65.
11. Del Percio, C., Babiloni, C., Marzano, N., Iacoboni, M., Infarinato, F., Vecchio, F., ... & Eusbb,, .. (2009). eee urll ffffnnnnnnn" of hhh'''''' brain for upright standing: A high-resolution EEG study. *Brain Research Bulletin*, *79*(3' 4), 193–200. https://doi.org/10.1016/j.brainresbull.2009.02.001
12. Del Percio, C., Rossini, P. M., Marzano, N., Iacoboni, M., Infarinato, F., Aschieri, P., ... & Eusebi, .. (2008). Is hhrr e a nnuurll ffffnnnnnnn" nn athletes? A high-resolution EEG study. *NeuroImage*, *42*(4), 1544–1553. https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2008.05.062

13. Demos, J. N. (2005). *Getting started with neurofeedback*. W. W. Norton & Company.
14. Diamond, A. (2013). Executive functions. *Annual Review of Psychology, 64*(1), 135–168. https://doi.org/10.1146/annurev-psych-113011-143750
15. Duru, A. D., & Assem, M. (2018). Investigating neural efficiency of elite karate athletes during a mental arithmetic task using EEG. *Cognitive Neurodynamics, 12*, 95–102. https://doi.org/10.1007/s11571-017-9459-8
16. Egner, T., & Gruzelier, J. H. (2004). EEG biofeedback of low beta band components: Frequency-specific effects on variables of attention and event-related brain potentials. *Clinical Neurophysiology, 115*(1), 131–139. https://doi.org/10.1016/S1388-2457(03)00353-5
17. Enriquez-Geppert, S., Huster, R. J., & Herrmann, C. S. (2017). EEG-neurofeedback as a tool to modulate cognition and behavior: A review tutorial. *Frontiers in Human Neuroscience, 11*, 51. https://doi.org/10.3389/fnhum.2017.00051
18. Fang, Q. (2022). Impact of sport training on adaptations in neural.
19. Heilmann, F. (2022). Self-report versus neuropsychological tests for examining executive functions in youth soccer athletes—A cross-sectional study. *Behavioral Sciences, 12*(9), 346. https://doi.org/10.3390/bs12090346
20. Huang, H., Li, R., & Zhang, J. (2023). A review of visual sustained attention: Neural mechanisms and computational models. *PeerJ, 11*, e15351. https://doi.org/10.7717/peerj.15351
21. Jain, A., Bansal, R., Kumar, A., & Singh, K. D. (2015). A comparative study of visual and auditory reaction times on the basis of gender and physical activity levels of medical first-year students. *International Journal of Applied and Basic Medical Research, 5*(2), 124–127. https://doi.org/10.4103/2229-516X.157168
22. Karimoi, R. Y., & Karimoi, A. Y. (2014). The effects of beta-I and fractal dimension neurofeedback on reaction time. *International Journal of Intelligent Systems and Applications, 6*(11), 42–48.
23. Köster, M., & Gruber, T. (2022). Rhythms of human attention and memory: An embedded process perspective. *Frontiers in Human Neuroscience, 16*, 905837. https://doi.org/10.3389/fnhum.2022.905837
24. Leark, R. A., Greenberg, L. M., Kindschi, C. L., Dupuy, T. R., & Hughes, S. J. (2007). *Test of Variables of Attention Continuous Performance Test*. The TOVA Company.
25. Lempke, L. B., Howell, D. R., Eckner, J. T., & Lynall, R. C. (2020). Examination of reaction time deficits following concussion: A systematic review and meta-analysis. *Sports Medicine, 50*, 1341–1359. https://doi.org/10.1007/s40279-020-01281-0
26. Mamaghani, J., & Javanmar, G. H. (2008). Standardization of a Brief Symptom Inventory (BSI) for diagnostic aims in consultant and therapeutic situations.
27. Mirifar, A., Beckmann, J., & Ehrlenspiel, F. (2017). Neurofeedback as supplementary training for opmmmng hhi’’’’’ ’ rr formnnee: A sysmmccc review with implications for future research. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews, 75*, 419–432. https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2017.02.005
28. Nuri, L., Shadmehr, A., Ghotbi, N., & Attarbashi Moghadam, B. (2013). Reaction time and anticipatory skill of athletes in open and closed skill-dominated sport. *European Journal of Sport Science, 13*(5), 431–436. https://doi.org/10.1080/17461391.2012.738712
29. Pal, S., Yadav, J., Kalra, S., & Sindhu, B. (2020). Different training approaches in karate—A review. *London Journal of Research in Humanities and Social Sciences, 20*, 33–44.
30. Park, J. L., Fairweather, M. M., & Donaldson, D. I. (2015). Making the case for mobile cognition: EEG and sports performance. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews, 52*, 117–130. https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2015.02.014

31. Pineda-Hernández, S. (2022). Playing under pressure: EEG monitoring of activation in professional tennis players. *Physiology & Behavior*, *247*, 113723. https://doi.org/10.1016/j.physbeh.2022.113723
32. Quartiroli, A., Wagstaff, C. R., Martin, D. R., & Tod, D. (2024). A systematic review of professional identity in sport psychology. *International Review of Sport and Exercise Psychology*, *17*(1), 264–290. https://doi.org/10.1080/1750984X.2023.2259044
33. Rashid, M. M., & Ahmad, M. (2017, February). Epileptic seizure classification using statistical features of EEG signal. In *2017 International Conference on Electrical, Computer and Communication Engineering (ECCE)* (pp. 308–312). IEEE. https://doi.org/10.1109/ECACE.2017.7912939
34. Reigal, R. E., Barrero, S., Martín, I., Morales-Sánchez, V., Juárez-Ruiz de Mier, R., & Hernández-Mendo, A. (2019). Relationships between reaction time, selective attention, physical activity, and physical fitness in children. *Frontiers in Psychology*, *10*, 2278. https://doi.org/10.3389/fpsyg.2019.02278
35. Schiff, S. J., Aldroubi, A., Unser, M., & Sato, S. (1994). Fast wavelet transformation of EEG. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, *91*(6), 442–455. https://doi.org/10.1016/0013-4694(94)90165-1
36. Sun, Q. (2024). EEG-powered cerebral transformer for athletic performance. *Frontiers in Neurorobotics*, *18*, 1499734. https://doi.org/10.3389/fnbot.2024.1499734
37. Thompson, T., Steffert, T., Ros, T., Leach, J., & Gruzelier, J. (2008). EEG applications for sport and performance. *Methods*, *45*(4), 279–288. https://doi.org/10.1016/j.ymeth.2008.07.006
38. Toy, S., Ozsoy, S., Shafiei, S., Antonenko, P., & Schwengel, D. (2023). Using electroencephalography to explore neurocognitive correlates of procedural proficiency: A pilot study to compare experts and novices during simulated endotracheal intubation. *Brain and Cognition*, *165*, 105938. https://doi.org/10.1016/j.bandc.2023.105938
39. Trajkovic, J. (2023). Oscillatory mechanisms of conscious perception and attention.
40. Tsai, Y. H., Wu, S. K., Yu, S. S., & Tsai, M. H. (2022). Analyzing brain waves of table tennis players with machine learning for stress classification. *Applied Sciences*, *12*(16), 8052. https://doi.org/10.3390/app12168052
41. Übeyli, E. D. (2009). Statistics over features: EEG signals analysis. *Computers in Biology and Medicine*, *39*(8), 733–741. https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2009.06.001
42. Visser, A., Büchel, D., Lehmann, T., & Baumeister, J. (2022). Continuous table tennis is associated with processing in frontal brain areas: An EEG approach. *Experimental Brain Research*, *240*(6), 1899–1909. https://doi.org/10.1007/s00221-022-06388-6
43. Wang, C., Verma, A. K., Guragain, B., Xiong, X., & Liu, C. (2024). Classification of bruxism based on time-frequency and nonlinear features of single channel EEG. *BMC Oral Health*, *24*(1), 81. https://doi.org/10.1186/s12903-024-03958-8
44. Wang, X., Liu, Z., Zhang, H., & Ji, C. (2023). Transfer effect of cognitive advantages in visual working memory capacity: Evidence from elite football players. *Behavioral Sciences*, *13*(6), 464. https://doi.org/10.3390/bs13060464
45. Wolf, S., Brölz, E., Keune, P. M., Wesa, B., Hautzinger, M., Birbaumer, N., & Strehl, U. (2015). Motor skill failure or flow-experience? Functional brain asymmetry and brain connectivity in elite and amateur table tennis players. *Biological Psychology*, *105*, 95–105. https://doi.org/10.1016/j.biopsycho.2014.12.007
46. Wolf, S., Brölz, E., Scholz, D., Ramos-Murguialday, A., Keune, P. M., Hautzinger, M., ... & Strehl, U. (2014). Winning the game: Brain processes in expert, young elite and amateur table tennis players. *Frontiers in Behavioral*

Neuroscience, 8, 370. https://doi.org/10.3389/fnbeh.2014.00370

47. Yao, Z. F., Sligte, I. G., & Ridderinkhof, R. (2024). Olympic team rowers and team swimmers show altered functional brain activation during working memory and action inhibition. *Neuropsychologia, 203*, 108974. https://doi.org/10.1016/j.neuropsychologia.2024.108974

48. Zhu, Y., Wu, D., Sun, K., Chen, X., Wang, Y., He, Y., & Xiao, W. (2023). Alpha and theta oscillations are causally linked to interference inhibition: Evidence from high-definition transcranial alternating current stimulation. *Brain Sciences, 13*(7), 1026. https://doi.org/10.3390/brainsci13071026

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی