# انتخاب ویژگی فرکانسی متمایزکنندهٔ افراد معتاد به هروئین از سالم در حین استراحت

عاطفه توبیها[۱و۲]، ندا بهزادفر[۱و۲*]، محمدرضا یوسفی[۱و۳]، همایون مهدوی‌نسب[۱و۲] و غضنفر شاهقلیان[۱و۳]

[۱]دانشکده مهندسی برق، واحد نجف‌آباد، دانشگاه آزاد اسلامی، نجف‌آباد، ایران

[۲]مرکز تحقیقات پردازش دیجیتال و بینایی ماشین، واحد نجف‌آباد، دانشگاه آزاد اسلامی، نجف‌آباد، ایران

[۳]مرکز تحقیقات ریزشبکه‌های هوشمند، واحد نجف‌آباد، دانشگاه آزاد اسلامی، نجف‌آباد، ایران

## چکیده

**هروئین یکی از مواد مخدر اعتیادآور است که با اثر بر روی دستگاه عصبی مرکزی، سبب کاهش تراکم نورون‌ها در مغز و ایجاد اختلال در تصمیم‌گیری می‌شود. در این مقاله به بررسی اثرات هروئین بر عملکرد مغز با مطالعه روابط بین قدرت طیفی سیگنال الکتروانسفالوگرام (EEG) و سوء مصرف هروئین اشاره شده است. به این منظور سیگنال EEG در حال استراحت و انجام فعالیت شناختی از پانزده فرد سالم و پانزده فرد وابسته به هروئین در شانزده کانال در یک جلسه ثبت شد. محدوده فرکانسی زیرباندهای سیگنال EEG برای هر فرد به صورت مجزا محاسبه شد. از روش ولش جهت استخراج توان زیرباندهای فرکانسی سیگنال EEG استفاده شده است. ویژگی‌های استخراج‌شده با استفاده از آزمون آماری من-ویتنی و شاخص دیویس بولدین مورد بررسی قرارگرفته‌اند. نتایج نشان می‌دهد که گروه وابسته به هروئین در مقایسه با گروه کنترل دارای توان بالاتری در زیرباندهای دلتا (در مناطق پیشانی، مرکزی و گیجگاهی) و تتا (در تمام کانال‌ها) هستند. در گروه وابسته به مصرف هروئین توان زیرباندهای الفا نسبت به گروه کنترل کاهش یافته است. توان زیرباند بالای آلفا در لوب پیشانی، گیجگاهی و مرکزی نسبت به سایر زیر باندهای فرکانسی و همچنین در لوب‌های مرکزی، آهیانه و گیجگاهی توان دومین زیر باند پایین آلفا در افراد معتاد کاهش یافته است. براساس معیار دیویس بولدین، توان دومین زیرباند پایین آلفا در کانال $T_6$ از قدرت بهتری در متمایزکردن افراد سالم و وابسته به مصرف هروئین برخوردار است.**

**واژگان کلیدی: اعتیاد به هروئین، سیگنال EEG، ویژگی‌های فرکانسی، توان، شاخص دیویس-بولدین**

# Choosing the Distinguishing Frequency Feature of People Addicted to Heroin from Healthy while Resting

**Atefe Tobeiha[1,2], Neda Behzadfar[1,2*], Mohamadreza Yousefi-Najafabadi[1,3], Homayon Mahdavi-Nasab[1,2] & Ghazanfar Shahgholian[1,3]**

[1]Department of Electrical Engineering, Najafabad Branch, Islamic Azad University, Najafabad, Iran

[2]Digital Processing and Machine Vision R Research Center, Najafabad Branch, Islamic Azad University, Najafabad, Iran

[3]Smart Microgrid Research Center, Najafabad Branch, Islamic Azad University, Najafabad, Iran

## Abstract

**Addiction is a biological, psychological, and social disease. Several factors are involved in etiology, substance abuse, and addiction which interact with each other and lead to the beginning of drug use and then addiction. Heroin is an addictive drug that, by acting on the central nervous system, reduces the density of neurons in the brain and interferes with decision making. This paper examines the effects of**

* نویسندهٔ عهده‌دار مکاتبات

* Corresponding author

• تاریخ ارسال مقاله: ۱۳۹۹/۴/۳ • تاریخ پذیرش: ۱۴۰۱/۲/۲۱ • تاریخ انتشار: ۱۴۰۱/۱۰/۳ • نوع مطالعه: پژوهشی



[ Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2026-09-15 ]

[ DOI: 10.52547/jsdp.19.3.49 ]

**heroin on brain function by studying the relationship between spectral strength of electroencephalogram (EEG) signal and heroin abuse. For this purpose, the resting EEG signal and cognitive activity of 15 healthy individuals and 15 heroin addicts were recorded in 16 channels in one session. The frequency range of EEG signal sub-bands was calculated separately for each individual. Welch method has been used to extract the power of EEG signal frequency sub-bands. The extracted features were examined using Mann-Whitney test and Davies-Bouldin index. The results show that the heroin-dependent group has higher power in delta (in the frontal, central and temporal regions) and theta (in all canals) than in the control group. In the heroin-dependent group, the power of alpha decreased compared to the control group. High alpha sub-bands power in the frontal, temporal and central lobes compared to other frequency sub-bands, as well as in the central, parietal and temporal lobes, the power of the second low alpha sub-band in decreased addicts. According to Davies-Bouldin, the power of the second low alpha sub-band in the T6 channel has a better power to differentiate between healthy and heroin-dependent people.**

**Keywords: Heroin addiction, EEG signal, frequency characteristics, power, Davis- Boldin index.**

## ۱- مقدمه

اعتیاد یک بیماری زیست‌شناختی، روان‌شناختی و اجتماعی است. عوامل متعددی در سبب‌شناسی، سوء مصرف مواد و اعتیاد دخیل هستند که در تعامل با یکدیگر منجر به شروع مصرف و سپس اعتیاد می‌شوند. اعتیاد یک معضل جهانی است که هر جامعه با توجه به ویژگی‌های خاص افراد خود، به نحوی از آن رنج می‌برد [1]. با مطالعه روند اعتیاد در کشور، مشاهده می‌شود که میزان معتادان به‌طورتقریبی در هر دوازده سال دو برابر شده است. همچنین سالانه هشت درصد به جمعیت معتادان افزوده می‌شود. با توجه به هرم سنی جمعیت کشور و خیل عظیم جوانان و نوجوانان که در معرض خطر ابتلای به این معضل قراردارند، پرداختن به این موضوع از اهمیت زیادی برخوردار است [2]. ماده مخدر هروئین از جمله مواد اعتیادآور است. بر اساس آمار، تعداد معتادان ثبت‌شده در سال ۲۰۰۵ میلادی به میزان ۱/۱۶ میلیون نفر بوده که بیش از ۷۵ درصد آن‌ها معتاد به ماده مخدر هروئین بوده‌اند [3]. بررسی‌ها حاکی از آن است که وابستگی به هروئین باعث تغییرات قابل توجه و پایدار در وضعیت شیمیایی و عملکردی مغز می‌شود [4,5]. هروئین از نمونه مواد اعتیادآوری است که با اثر بر روی دستگاه عصبی مرکزی، سبب کاهش تراکم نورون‌ها در مغز و ایجاد اختلال در تصمیم‌گیری می‌شود [6]. سیگنال الکتروانسفالوگرام[1] (EEG) یکی از روش‌های اندازه‌گیری غیر تهاجمی[2] از سیگنال‌های الکتروفیزیولوژیک است که به‌منظور بررسی عملکرد مغز استفاده می‌شود [7,8]. این سیگنال فعالیت هم‌زمان تحریک و مهار پتانسیل‌های پس‌سیناپسی را در قشر مغزی ثبت کرده و فعالیت‌های مغزی را به‌صورت تغییرات دامنه ولتاژ در طول زمان نشان می‌دهد [9,10]. در طول دهه‌های اخیر از سیگنال EEG به‌صورت گسترده در پژوهش‌های اعتیاد استفاده شده و ثابت شده است که سیگنال EEG می‌تواند اثرات مواد مخدر بر روی مغز را به‌خوبی نمایش دهد [11,12]. در واقع مصرف مواد بر روی زمان و اندازه پتانسیل‌های پس‌سیناپسی تأثیر می‌گذارد. ازاین‌رو سیگنال EEG به‌منظور بررسی همبستگی‌های عصبی ناشی از وابستگی به هروئین از نظر دامنه، فرکانس و نوسانات نورونی[3] مورد استفاده قرار می‌گیرد [13,14].

اندازه‌گیری طیف توان سیگنال EEG یک ابزار قدرتمند برای ارزیابی مناطق غیرعادی مغز معتادان به ماده مخدر هروئین است [15,16]. در این زمینه می‌توان به مطالعه انجام‌شده در مرجع [17] اشاره کرد. این مطالعه نشان می‌دهد که تغییرات فرکانسی زیر باند آلفا در لوب‌های پیشانی[4] (F) و مرکزی[5] (C) به ویژه در نیم‌کره راست با مدت مصرف ماده اعتیادآور ارتباط دارد. در مطالعه انجام‌شده در مرجع [18] نشان داده شده که در توان نسبی و فرکانس مرکزی زیر باند آلفا[6] (α) و بتا[7] (β)، سوء مصرف‌کنندگان هروئین در مقایسه با افراد سالم تفاوت معناداری به چشم می‌خورد. تجزیه و تحلیل کیفی سیگنال EEG حاکی از آن است که در بیش از هفتاد درصد موارد، سوء مصرف‌کنندگان هروئین دارای یک دامنه به‌نسبه پایین از فعالیت زیرباند آلفا، افزایش فعالیت بتا و مقدار قابل توجه از امواج با دامنه کم در مناطق مرکزی مغز (C) هستند. تاکنون مطالعات مختلفی جهت بررسی تأثیر اعتیاد برروی سیگنال EEG انجام شده است. یکی از کامل‌ترین مطالعات انجام‌شده در زمینه تأثیر سوء مصرف هروئین بر مغز در مرجع [19] ارائه شده است. این

[1] Electroencephalogram
[2] Noninvasive
[3] Neuron
[4] Frontal
[5] Central
[6] Alpha
[7] Beta



[ Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2026-09-15 ]
[ DOI: 10.52547/jsdp.19.3.49 ]

مطالعه با هدف شناسایی اختلال هورمون‌های معتادان به هروئین در حالت استراحت با استفاده از الگوریتم جستجوی اول سطح[1] (BFS)، تجزیه منابع و ابزار ارتباط مؤثر انجام شده و با استفاده از تصویرسازی تشدید مغناطیسی کارکردی[2] (FMRI) تصویر دقیقی از دوره‌های غیرعادی حوزه فرکانسی مغز معتادان به هروئین را مشخص می‌سازد. مطالعه انجام‌شده در مرجع [20] نیز به‌وسیلهٔ fMRI انجام شده و نشان داده شده که تراکم ماده خاکستری در قشرهای مغزی پری فورنتال[3] و گیجگاهی (T) در معتادان به هروئین در وضعیت استراحت کاهش می‌یابد که به‌علت آن شبکه‌های عملکردی مغز در گروه‌های آلفا و بتا تحت تأثیر سوء مصرف هروئین قرار می‌گیرند. گرچه مطالعات انجام‌شده در مرجع [21] نمایان‌گر دامنه به‌نسبه پایینی از فعالیت آلفا و افزایش فعالیت بتا بوده ولی نتایج به‌دست آمده در این مطالعه نمایان‌گر، ایجاد مقدار قابل توجهی از امواج مغزی، با دامنه کم در نواحی مرکزی مغز معتادان به هروئین نیز بوده است. همچنین مطالعات انجام‌شده در مرجع [22] نشان می‌دهد که سطوح هماهنگ‌سازی بالاتری بین مناطق قشر پیشانی و خلفی در گروه امواج تتا[4] (θ) بین چهار الی هشت هرتز وجود دارد. به‌طور گسترده پذیرفته شده که سوء مصرف هروئین مزمن، ناهنجاری‌هایی در مناطقی از مغز ایجاد می‌کند [23]. مطالعات قبلی با استفاده از FMRI نشان داد که دو طرف قشر اوربیتوفورنتال[5] (OFC)، دوطرف تالاموس پشتی-میانی[6]، دو طرف سینوسی[7] و اندازه زبانه‌های برآمدگی‌های چین‌خورده مغز در معتادان به هروئین نسبت به افراد سالم کاهش یافته است [24]. در مرجع [25] سیگنال EEG برای بررسی مناطق متخلخل یا مناطق مجاور سطح قشری: لوب پیشانی (F)، لوب گیجگاهی (T)، لوب آهیانه (P) و لوب پس سری (O) مغز بررسی شده است.

اندازه‌گیری طیف سیگنال EEG، یک ابزار قدرتمند برای ارزیابی مناطق غیر عادی مغزی در معتادان به ماده مخدر هروئین است [26]. در این خصوص می‌توان به مطالعه مرجع [27] که در مورد خواص طیفی سیگنال EEG در حالت استراحت است، اشاره کرد. این مطالعه که برروی ۳۳ معتاد به هروئین و ۱۳ فرد سالم انجام شده، نشان می‌دهد که تغییرات فرکانسی زیر باند آلفا بین ده الی سیزده هرتز در لوب پیشانی و مرکزی (C) به‌ویژه در نیم‌کره راست با طول مدت مصرف ماده اعتیادآور مرتبط است. همچنین در این مطالعه به بررسی ارتباط بین مقیاس هوشی وکسلر برای بزرگسالان[8] (WAIS) و تغییرات قدرت سیگنال EEG استراحت پرداخته شده است. نتایج نشان می‌دهند که میانگین فرکانسی زیرباند دلتا (یک الی چهار هرتز)، تتا، (شش الی هشت هرتز)، آلفا (هشت الی سیزده هرتز) و بتا (سیزده الی سی هرتز)، الکترودهای پیشانی و گیجگاهی نیم کره راست معتادان به هروئین دچار تغییرات زیادی شده است؛ بنابراین افزایش فرکانس مرکزی دومین زیرباند پایین آلفا در ناحیه مرکزی مغز (کانال‌های C3، C4 و CZ) در سوء مصرف‌کنندگان هروئین نسبت به افراد سالم به وضوح قابل مشاهده است. در همین راستا می‌توان به مطالعه انجام‌شده در مرجع [28] نیز اشاره کرد. نتیجه این مطالعه نشان می‌دهد که در لوب پس سری، راست آهیانه، گیجگاهی و پیشانی افراد معتاد به مواد مخدر در مقایسه با افراد سالم فعالیت‌های غیرطبیعی دیده می‌شود.

در پژوهش ارائه‌شده در مراجع [29] و [30] نشان داده شده که ارتباط زیرباند پایین آلفا در ناحیه مرکزی مغز در کانال‌های C3، C4 و CZ با مدت سوء مصرف هروئین در نیم‌کره راست مغز (کانال C4) رابطه مستقیم دارد، ولی در قسمت چپ لوب مرکزی (کانال C3) چنین نیست. این یافته‌ها این فرض را ایجاد کرد که عملکرد ساختاری مرکزی مغز بلافاصله پس از شروع مصرف هروئین تحت تأثیر قرار می‌گیرد. این تغییرات ابتدا، نیم‌کره چپ را تحت تأثیر قرار می‌دهد و سپس به نیمکره راست نیز گسترش می‌یابد. در تشخیص و تمایز در بین باندهای فرکانسی افراد معتاد به هروئین و افراد سالم مطالعات ارزشمندی انجام شده است. در این مطالعات دریافتند که در نواحی مرکزی (کانال‌های C3، C4 و CZ) مغز افراد معتاد به هروئین نسبت به افراد سالم موج آهسته پتانسیل‌های برانگیخته[9] دارای بیشینه دامنه است. همچنین در این پژوهش‌ها نشان داده شده که توان نسبی و فرکانس مرکزی باندهای فرکانسی در سوء

[1] Breadth first search
[2] Functional magnetic resonance imaging
[3] Prefrontal
[4] Theta
[5] Orbitofrontal cortex
[6] Dorsomedial thalamus
[7] Sagittal

[8] Wechsler adult intelligence scale
[9] Slow wave-wvoked potentials



[ Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2026-09-15 ]
[ DOI: 10.52547/jsdp.19.3.49 ]

مصرف‌کنندگان هروئین در مقایسه با افراد سالم تفاوت معناداری در رنج فرکانسی آلفا و بتا دارد. این تفاوت معنادار می‌تواند به سه عامل نسبت داده شود: مدت‌زمان سوء مصرف هروئین، دوز مصرفی روزانه هروئین و طول مدت پرهیز ماده مخدر اعتیادآور. دوز مصرفی هروئین، با شیفت[1] فرکانسی دومین زیرباند فرکانسی زیر باند آلفا در نواحی مرکزی و پیشانی مغز، کاهش چشم‌گیر فرکانس مرکزی نخستین زیرباند پایین آلفا در نواحی پیشانی و آهیانه رابطه دارد. همچنین بیان شد که میانگین فرکانس‌های زیرباند تتا و بتا نیز با طول مدت پرهیز ماده مخدر هروئین ارتباط دارد. به این صورت که هرچه دوره پرهیز طولانی‌تر شود، میانگین فرکانسی زیرباند تتا در کانال‌های (T5، F8، F7، O2، O1، P4، C3، F4، F3، FZ، FP1، CCZ، T6 و PZ) در حال استراحت افزایش می‌یابد. حال آنکه میانگین فرکانسی بتا در کانال‌های (F3، FPZ، FP1، CZ، FZ، T5، F8، F7، C4، C3 و F4) کاهش یافته است.

از آنجایی که هنوز به جمع‌بندی دقیقی جهت انتخاب یک یا چند ویژگی مناسب به‌منظور ایجاد تمایز بین افراد سالم و معتاد تعیین نشده، هدف اصلی این پژوهش استخراج ویژگی فرکانسی متمایزکننده افراد معتاد به هروئین از سالم در حین استراحت است. در مقاله پیش رو یک پایگاه سیگنال‌های مغزی از افراد معتاد برای نخستین‌بار در ایران ثبت شده است، که در آن سیگنال مغزی از پانزده فرد سالم و پانزده فرد معتاد به هروئین ثبت شده است. ویژگی‌های فرکانسی سیگنال EEG از طیف توان زیرباندهای مختلف در کانال‌های ثبت شده این پایگاه داده که شامل پانزده فرد معتاد و سالم بوده، استخراج شده است. سعی بر آن است که با مقایسه ویژگی‌های استخراجی در دو گروه شرکت‌کننده، کانال‌هایی از مغز را که تحت تأثیر سوء مصرف ماده مخدر هروئین قرار می‌گیرند، بررسی و شناسایی شود. یکی از کاربردهای بررسی تغییرات ویژگی‌های فرکانسی و غیرفرکانسی، استفاده از آنها در فرآیند درمانی نوروفیدبک است. نوروفیدبک روشی ایمن و غیرتهاجمی است که سطح فعالیت مغزی فرد را بررسی و سپس برای رسیدن به حالت بهینه برنامه‌ریزی می‌کند. در ادامه مقاله از بخش‌های زیر تشکیل شده است. در بخش دوم مباحث مربوط به استخراج ویژگی به‌کمک طیف توان زیرباندها ارائه خواهد شد. در بخش سوم ثبت و آنالیز سیگنال‌های EEG و معرفی پایگاه داده ساخته‌شده در این پژوهش ارائه شده است. در بخش چهارم تحلیل‌ها و آنالیزهای لازم جهت بررسی ویژگی افراد معتاد بیان شده و درنهایت در بخش پنجم نتایج به‌دست‌آمده تحلیل خواهد شد. در بخش ششم نتیجه‌گیری مقاله ارائه خواهد شد.

## ۲- آنالیز طیف توان

در کارهای فیزیولوژی توان EEG منعکس‌کننده تعداد نورون‌هایی است که به‌صورت هم‌زمان فعال می‌شوند. از آنجا که حجم مغز و ضخامت لایه کورتیکال به‌صورت مثبت با هوش رابطه دارد، می‌توان فرض کرد که توان EEG ابزاری است که می‌تواند ظرفیت کار پردازش اطلاعات قشری را منعکس کند. البته باید این موضوع را نیز در نظر داشت که اندازه‌گیری توان تا حد زیادی به‌وسیله انواع متفاوتی از فاکتورها مثل ضخامت جمجمه یا حجم مایع مغزی نخاعی، فاکتورهای وابسته به تکنیک یا روش تحت تأثیر است. اما عوامل مشخص‌تری مثل سن، انگیزه در طول کارکرد عملکرد واقعی بر روی آن مؤثر خواهد بود.

### ۲-۱- روش ولش

روش ولش[2] یکی از روش‌های معمول جهت تخمین طیف توان از یک سیگنال است. روش ولش به‌نوعی گسترش یافته روش بارتلت است. در روش بارتلت برای محاسبه طیف توان، سیگنال به گنجره‌هایی با طول مساوی تقسیم می‌شود که هم پوشانی ندارند، اما در روش ولش سیگنال به دنباله‌هایی با طول دلخواه تقسیم‌بندی می‌شود که دارای هم‌پوشانی یا تداخل هستند. این روش در انتخاب پنجره آزادی داشته و می‌توان هر پنجره‌ای را انتخاب کرد و همچنین پنجره‌ها اجازه تداخل با یکدیگر را دارند [31]. با فرض این‌که در سیگنال مورد نظر پنجره‌های انتخابی به اندازه D هستند و در نقطه ابتدایی هم‌پوشانی ندارند و هر توالی طولی به اندازه L نقطه دارد، توالی ilم به‌صورت رابطه (۱) محاسبه می‌شود:

$$X_i(n) = X(n+iD) \quad i = 0,...,k-1, n = 0,1,...,L-1 \qquad (۱)$$

در این رابطه مقدار هم‌پوشانی بین $X_i(n)$، $X_{i+1}(n)$ و L-D نقطه است و K مقدار عددی در سیگنال مورد نظر و پشت سر هم را در N نقطه داده، پوشش می‌دهد و خواهیم داشت:

[1] Shift

[2] Welch method



[ Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2026-09-15 ]

[ DOI: 10.52547/jsdp.19.3.49 ]

$$N = L + D(K-1) \quad (۲)$$

در روش ولش، اگر هیچ هم‌پوشانی وجود نداشته باشد (D=L) در این حالت K=N/L خواهد بود و بخشی به طول L خواهیم داشت که همان روش بارتلت را ایجاد خواهد کرد. اگر پنجره‌های مورد نظر به اندازه پنجاه درصد هم‌پوشانی داشته باشند (D=L/2)، آنگاه K (برابر 2N/L-1) بخش به طول L وجود دارد که منجر به کاهش واریانس می‌شود. بر اساس مقدر هم‌پوشانی چگالی طیف توان، براساس روش ولش از فرمول زیر محاسبه می‌شود [32,33]:

$$P_{xx}^{(i)}(f) = \frac{1}{LU}\left|\sum_{n=0}^{L-1} W(n)\, X_i(n)\, e^{-j2\pi fn}\right|^2 \quad (۳)$$

که U فاکتور نرمالیزه‌کردن پنجره بوده و به‌صورت زیر محاسبه می‌شود:

$$U = \frac{1}{L}\sum_{n=0}^{L-1} W^2(n) \quad (۴)$$

توان سیگنال از روش ولش از فرمول زیر محاسبه می‌گردد [34]:

$$P_{xx}^{i}(f) = \frac{1}{K}\sum_{i=0}^{K-1} p_{xx}^{(i)}(f) \quad (۵)$$

دامنه سیگنال EEG برای هر شخص به عوامل زیادی مانند خصوصیات آناتومی و فیزیولوژی مغز، بافت‌های اطراف و امپدانس الکترودها وابسته است. این عوامل برای هر شخص متفاوت بوده و سبب تغییرات زیادی در قدرمطلق طیف توان سیگنال EEG می‌شود. برای جبران این تغییرات، طیف توان نسبی از رابطه (۶) محاسبه می‌شود:

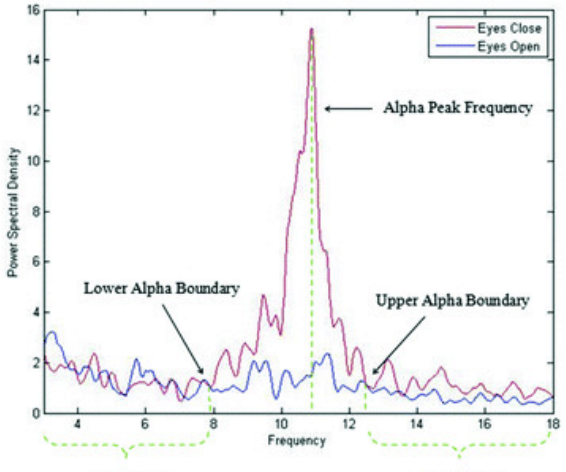
$$P_r(f) = \frac{P_a(f)}{\sum P_a(f_i)} \quad (۶)$$

که در آن $P_r(f)$ طیف توان نسبی در فرکانس f و $P_a(f)$ قدرمطلق چگالی طیف توان در همان فرکانس است.

طبق پژوهش‌های کلیمش[1] معلوم شده است که محدوده زیرباندهای فرکانسی سیگنال مغزی هر شخص منحصر به فرد بوده و از هر شخصی به شخص دیگر فرق می‌کند؛ لذا باید محدوده فرکانسی هر زیرباند به‌صورت مجزا برای هر شخص محاسبه شود. در بیش‌تر افراد بعد از بسته‌شدن چشم‌ها و در حالت گوش بزنگی، ریتم آلفا غالب می‌شود و زمانی که شخص چشمان خود را باز کرده و فعالیت ذهنی خاصی انجام نمی‌دهد، ریتم آلفا بلوکه شده و طیف غالبی در سیگنال مغزی مشاهده نمی‌شود (شکل ۱). با داشتن سیگنال مغزی پایه فرد در دو حالت چشمِ بسته و چشمِ باز، محدوده مکانی که طیف توان حالت چشمِ بسته از طیف توان چشمِ باز فاصله می‌گیرد را می‌توان مشخص کرد. با مشخص‌شدن این محدوده فرکانسی می‌توان پیک آلفای فردی[2] (IAP) برا رای هر شخص به‌صورت زیر محاسبه کرد:

$$IAP = \frac{\sum_{f=f_1}^{f=f_2} P_r(f)\times f}{P_r(f)} \quad (۷)$$

که $P_r(f)$ بیانگر طیف توان سیگنال، f فرکانس بر حسب هرتز، $f_1$ و $f_2$ فرکانس پایین و بالای محدوده آلفای استخراج‌شده هر شخص است. پس از محاسبه IAP و TF برای هر نفر، TF-2 هرتز به TF هرتز را به‌عنوان زیرباند تتا، TF به IAP-2 را به‌عنوان زیرباند پایین آلفای هرفرد، IAP-2 به IAP هرتز را به‌عنوان دومین زیرباند پایین آلفا، IAP تا IAP+2 هرتز به‌عنوان زیرباند بالای آلفا در نظر گرفته شده است. طیف فرکانسی سیگنال EEG افراد در حالت استراحت در فرکانس گذرا[3] (TF) با طیف فرکانسی در حالت فعالیت شناختی تقاطع دارد [35]. در شکل (۲) طیف توان سیگنال EEG در حالت استراحت با حالت فعالیت شناختی مقایسه شده است.




**(شکل-۱): طیف توان سیگنال مغزی پایه در حالت چشمِ باز و چشمِ بسته در یک فرد معتاد [35]**

**(Figure-1): Power spectrum of EEG signal at open and close eyes [35]**

[1] Klimesch

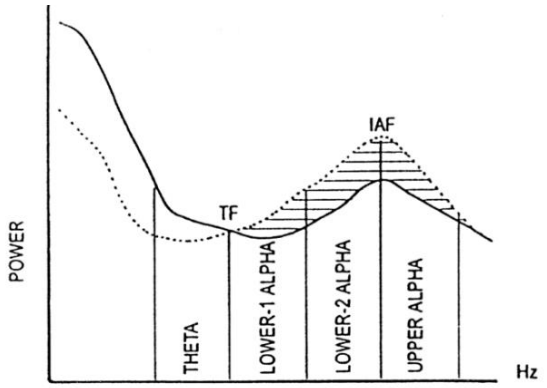
[2] Individual Alphp peak (IAP)

[3] Transition frequency (TF)



[ Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2026-09-15 ]

[ DOI: 10.52547/jsdp.19.3.49 ]




**(شکل-۲): طیف توان سیگنال EEG در حالت استراحت و حالت فعالیت شناختی [36]**

**(Figure-2): Power spectrum of EEG signal at rest and brain activity mode [36]**

با محاسبه IAP و TF برای هر فرد، می‌توان محدوده فرکانسی زیرباندهای مختلف را برای هر فرد مشخص کرد. محدوده فرکانسی TF-2 تا TF به‌عنوان زیرباند تتا، TF تا IAP-2 به‌عنوان نخستین زیرباند پایین آلفا، IAP-2 تا IAP به‌عنوان دومین زیرباند پایین آلفا و IAP تا IAP+2 به‌عنوان زیرباند بالای آلفا در نظر گرفته می‌شود. با توجه به این‌که ریتم زیرباند بتا پایینی به‌صورت استاندارد برابر ۱۵-۱۲ هرتز است و از نظر فرکانسی به‌طوردقیق بعد از ریتم آلفای استاندارد (۸-۱۲ هرتز) قرار دارد، بنابراین می‌توان ریتم بتا پایینی و میانی فردی را به‌ترتیب IAP+2 تا IAP+5 وIAP+5 تا ۳۴ هرتز در نظر گرفت [37]. ریتم گاما به‌صورت استاندارد برابر ۴۴-۳۴ هرتز است و از نظر فرکانسی به‌طوردقیق بعد از ریتم بتا میانی قرار دارد [38,39].

## ۳- ثبت سیگنال مغزی افراد سالم و معتاد، ساخت پایگاه داده

در این پژوهش برای نخستین بار در ایران، یک پایگاه داده از سیگنال‌های الکتروانسفالوگرام افراد معتاد و سالم ساخته شده است. در پایگاه داده ساخته شده ثبت سیگنال EEG از شانزده کانال و بر اساس استاندارد جهانی ۱۰-۲۰ انجام شده است. سیگنال‌های مورد نظر برای هر فرد در یک جلسه ثبت شده است. برای هر نفر در سه حالت چشم‌های بسته به مدت دو دقیقه، چشم باز به مدت دو دقیقه و در حالت شناختی به مدت دو دقیقه ثبت سیگنال صورت گرفته است. مکان الکترودگذاری مطابق جدول (۱) تنظیم شده است. الکترود مرجع به گوش راست و الکترود زمین به پیشانی (کانال Fpz) وصل شده و فرکانس نمونه‌برداری بر روی ۲۵۶ هرتز تنظیم شده است. گفتنی است که برای ثبت سیگنال‌های مغزی از دستگاه gUSBamp استفاده شده است[۱]. امپدانس الکترودها در حین ثبت زیر پنج کیلواهم تنظیم شده‌اند. انتقال داده‌ها به رایانه به‌وسیله یک مبدل آنالوگ به دیجیتال ۲۴ بیتی با فرکانس نمونه‌برداری حداکثر ۳۸۴۰۰ هرتز در هر کانال صورت گرفته است.

**(جدول-۱): مکان الکترود گذاری**

**(Table-1): Electrode placement**

| شماره کانال | مکان الکترود |
|---|---|
| ۱ | $F_3$ |
| ۲ | $F_4$ |
| ۳ | $F_7$ |
| ۴ | $F_8$ |
| ۵ | $F_z$ |
| ۶ | $T_3$ |
| ۷ | $T_4$ |
| ۸ | $T_5$ |
| ۹ | $T_6$ |
| ۱۰ | $C_3$ |
| ۱۱ | Cz |
| ۱۲ | $C_4$ |
| ۱۳ | $P_3$ |
| ۱۴ | $P_4$ |
| ۱۵ | $O_1$ |
| ۱۶ | $O_2$ |
| الکترود زمین | $Fp_z$ |
| الکترود مرجع | لاله گوش |

### ۳-۱- مشخصات افراد سالم و معتاد

در این مطالعه ۲۱ نفر معتاد (معتادان در مرحله ترک ماده مصرفی هروئین بوده‌اند) و ۲۳ نفر سالم (افرادی که هیچ‌گونه مصرف مواد مخدر الکلی و استعمال دخانیات نداشته‌اند) به‌صورت آگاهانه و داوطلبانه در طی چرخهٔ ثبت شرکت کرده‌اند. تمامی افراد مرد و دست راست بوده‌اند. گفتنی است سلامت جسمی افراد معتاد بر اساس پرسش‌نامه سلامت تأیید شده است. که افراد معتاد هیچ بیماری زمینه‌ای ندارند. سایر مشخصات افراد در جدول (۲) آمده است.

[۱] این دستگاه ساخت شرکت g.tec medical engineering GmbH است.



[ Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2026-09-15 ]

[ DOI: 10.52547/jsdp.19.3.49 ]

## ۳-۲- فرآیند ثبت سیگنال EEG

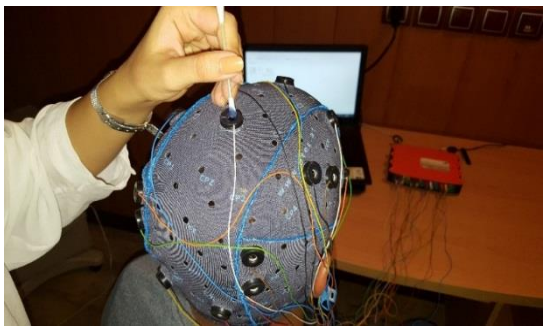
پیش از شروع ثبت سیگنال EEG، به تمام افراد فرم رضایت آگاهانه داده شده است. پس از آن هر دو گروه پرسش‌نامه ۲۸ بخشی سلامت عمومی (GHQ-28) را تکمیل کرده‌اند. همچنین از افراد معتاد خواسته شده به پرسش‌نامه ۴۵ بخشی اشتیاق هروئین (HCQ-45) که به‌منظور بررسی اشتیاق و ولع افراد نسبت به سوء مصرف ماده اعتیادآور هروئین است، پاسخ دهند. این پرسش‌نامه به‌منظور میزان وابستگی افراد به مواد مخدر و اطمینان از اعتیاد افراد تنظیم شده است [40,41]. کلیات فرآیند ثبت سیگنال EEG توسط کمیته اخلاق پزشکی دانشگاه آزاد اسلامی واحد نجف‌آباد مورد تأیید قرار گرفته است (IR.IAU.NAJAFABAD.REC.1397.058). در ابتدا هر فرد بر روی صندلی راحتی می‌نشیند. محیطی که به‌منظور دریافت سیگنال EEG در نظرگرفته شده، محیطی کنترل کنترل‌شده از نظر میزان نور، صدا و سایر نوفه‌های محیطی است. علاوه‌براین به‌منظور کاهش نویزهای حرکتی از فرد خواسته می‌شود که در طول فرآیند ثبت هیچ‌گونه حرکتی نکند.

ثبت سیگنال EEG از افراد در دو حالت چشمِ باز و چشمِ بسته در حین استراحت انجام شد. در ادامه مجموعه تصاویری به فرد نشان داده می‌شود و سپس به ثبت دو دقیقه سیگنال شناختی در حالت چشم بسته پراخته شد. در حین ثبت سیگنال شناختی از فرد خواسته می‌شود مجموعه تصاویر را در ذهن خود مرور کند. در شکل (۳) یک نمونه ثبت سیگنال EEG را نشان می‌دهد.

**(جدول-۲): مشخصات افراد شرکت‌کننده در آزمون آماری**

**(Table-2): Specifications of participants in the statistical test**

| گروه افراد | جنسیت | سن (میانگین) | تحصیلات (سال-میانگین) | مدت مصرف ماده مخدر هروئین (سال-میانگین) | دوز مصرفی روزانه ماده مخدر هروئین (گرم-میانگین) | مدت زمان پرهیز (روز-میانگین) |
|---|---|---|---|---|---|---|
| افراد سالم | مرد | ۳۰ | ۱۵ | _ | _ | _ |
| افراد معتاد | مرد | ۳۰ | ۸/۶۷ | ۱۱/۲ | ۱/۲ | ۱۰/۰۷ |



**(شکل-۳): ثبت سیگنال‌های الکتروانسفالوگرام از افراد داوطلب**

**(Figure-3): Registration of electroencephalogram signals from volunteers**

## ۴- تحلیل داده‌ها

به‌منظور پردازش و تحلیل داده‌های ثبت از نرم‌افزار متلب استفاده شده است. در ابتدا از فیلتر میان‌نگذر، پنجاه هرتز برای حذف نوفهیز برق شهر استفاده شده و سپس به‌منظور حذف نویز از فیلتر باترورث[1] میان‌گذر بین ۰/۴ تا ۴۵ هرتز با مرتبه شش استفاده شده است. برای استخراج ویژگی‌های توانی از پنجره دو ثانیه‌ای هنینگ[2] با هم‌پوشانی پنجاه درصد و روش ولش استفاده می‌شود.

### ۴-۱- بررسی‌های آماری

جهت بررسی و ارزیابی ویژگی‌های استخراجی باید آزمون‌های آماری مناسب انتخاب گردد. انتخاب آزمون‌های آماری مناسب بستگی به تعداد متغیرهای پژوهش، تعداد گروه‌های مقایسه‌شده، مستقل یا وابسته‌بودن گروه‌ها، نرمال‌بودن یا نبودن توزیع داده‌ها و نوع داده‌ها (عددی، رتبه‌ای و اسمی) دارد. به‌منظور بررسی توزیع ویژگی‌های استخراج‌شده از سیگنال EEG ثبت شده باید به‌وسیله آزمون کولموگراف-اسمیرنوف[3] به بررسی نرمال‌بودن یا نبودن ویژگی‌ها پرداخت. از آنجایی که نرمال‌بودن توزیع داده‌ها به‌کمک آزمون به‌منظور کولموگراف-اسمیرنوف اثبات شد، برای ارزیابی تفاوت معنادار بین ویژگی‌ها از روش آزمون آماری (آزمون من-ویتنی[4]) استفاده شده است.

[1] Butterworth

[2] Hanning

[3] Kolmogorov-Smirnov test

[4] Mann-Whitney's test



[ Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2026-09-15 ]

[ DOI: 10.52547/jsdp.19.3.49 ]

### ۴-۲- شاخص دیویس-بولدین[1]

از شاخص‌های اعتبارسنجی به‌منظور بررسی میزان صحت نتایج خوشه‌بندی استفاده می‌شود. این شاخص‌ها به مقایسه بین روش‌های خوشه‌بندی مختلف و یا مقایسه نتایج حاصل از یک روش با پارامترهای مختلف می‌پردازند. یکی از این شاخص‌ها، شاخص دیویس-بولدین است. در این شاخص شباهت بین دو خوشه $R_{ij}$، براساس پراکندگی خوشه $S_i$ و $S_j$ تعریف می‌شود؛ درصورتی‌که دو خوشه شرایط زیر را داشته باشند، می‌توان شباهت بین دو خوشه را تعریف کرد [42]:

۱) $R_{ij} \geq 0$

۲) $R_{ij} = R_{ji}$

۳) اگر $S_i$ و $S_j$ هر دو برابر صفر باشند، آن‌گاه $R_{ij}$ نیز برابر صفر باشد.

۴) اگر $S_j > S_K$ و $d_{ij} = d_{ik}$ آنگاه $R_{ij} > R_{ik}$.

۵) اگر $S_j = S_K$ و $d_{ij} < d_{ik}$ آنگاه $R_{ij} > R_{ik}$.

به‌طورمعمول شباهت بین دو خوشه به‌صورت زیر تعریف می‌شود:

$$R_{ij} = \frac{S_i + S_j}{d_{ij}} \qquad (۸)$$

که در آن $S_i$ و $S_j$ به‌ترتیب ماتریس‌های پراکندگی خوشه iام و jام را نشان می‌دهد که از روابط زیر محاسبه می‌شوند:

$$d_{ij} = d(V_i, V_j) \qquad (۹)$$

$$S_i = \frac{1}{\|C_i\|} \sum_{x \in C_i} d(X, V_i) \qquad (۱۰)$$

که با توجه به مطالب بیان‌شده و تعریف شباهت بین دو خوشه، شاخص دیویس-بولدین به‌صورت زیر تعریف می‌شود:

$$DB = \frac{1}{n_c} \sum_{i=1}^{n_c} R_i \qquad (۱۱)$$

که در آن $R_i$ به‌صورت زیر محاسبه می‌شود:

$$R_i = \max\left(R_{ij}\right), i = 1, ..., n_c, j = 1, ..., n_c \qquad (۱۲)$$

این شاخص درواقع میانگین شباهت بین هر خوشه با شبیه‌ترین خوشه به آن را محاسبه می‌کند. درواقع هر چه مقدار این شاخص بیشتر باشد، خوشه بهتری تولید شده است [43].

[1] Davies Bouldin index

## ۵- نتایج

هدف اصلی این مقاله، استخراج ویژگی یا ویژگی‌هایی است که تفاوت افراد سالم از افراد معتاد به هروئین را نشان می‌دهند؛ بنابراین در این بخش با استفاده از آنالیز طیف توان به مقایسه سیگنال‌های EEG ثبت‌شده دو گروه افراد در حین استراحت پرداخته می‌شود. بررسی تفاوت سیگنال EEG افراد سالم و معتاد با استفاده از آزمون آماری واریانس صورت خواهد گرفت و سپس نتایج آزمون دیویس-بولدین مورد بررسی قرار می‌گیرند. همچنین نتایج استخراج‌شده با نتایج سایر پژوهش‌ها مقایسه خواهد شد.

با توجه به اهمیت انجام کالیبراسیون برای دستگاه‌های حساس پزشکی به‌ویژه دستگاه EEG، کالیبراسون دستگاه با استفاده از آزمایش دستمال کاغذی و هندوانه صورت گرفته است. در آزمایش دستمال کاغذی مقدار امپدانس تمام کانال‌ها پس از تزریق ژل، صفر به‌دست آمد. همچنین مقدار دامنه سیگنال نمایش داده‌شده در این تست برای هر شانزده کانال کمتر از ده میکرو ولت است.

### ۵-۱- بررسی تفاوت سیگنال EEG افراد سالم و معتاد

تفاوت سیگنال‌های EEG افراد سالم و معتاد در جدول (۳) نشان داده شده که افزایش و یا کاهش مقادیر در باندهای مختلف به‌صورت کیفی مورد بررسی قرار گرفته است.. همان‌گونه که دیده می‌شود، در برخی از زیرباندها مانند دلتا و تتا در کانال‌های مختلف افزایش وجود دارد. این تغییر معنادار در جدول با علامت * نشان داده شده است. این در حالی است که در سایر زیرباندها کاهش توان مشاهده شده است. در برخی کانال‌ها تفاوت به‌صورت معنادار مشاهده شده است ($p<0.05$). با توجه به نتایج به‌دست‌آمده، در بین ویژگی‌های فرکانسی در کانال‌های $F_3$، $F_8$، $F_Z$، $T_3$، $T_4$ و $C_3$ افزایش توان افراد معتاد نسبت به افراد سالم در زیر باندهای دلتا و تتا دیده می‌شود. همچنین کاهش توان، در باند بالای آلفا، نخستین باند پایین آلفا، دومین باند پایین آلفا، باند پایینی بتا، بتا میانی و گاما قابل مشاهده است. بیشترین تغییرات فرکانسی در این کانال‌های به‌ترتیب در باند بالای آلفا، دومین باند پایین آلفا، باند بالای آلفا، باند بالای آلفا و باند بالای آلفا مشاهده شده است. همچنین در کانال‌های $F_4$، $T_5$ و $T_6$



[ Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2026-09-15 ]

[ DOI: 10.52547/jsdp.19.3.49 ]

افزایش توان افراد معتاد نسبت به افراد سالم در زیر باندهای دلتا و تتا و کاهش توان را در باند بالای آلفا، نخستین باند پایین آلفا، دومین باند پایین آلفا، بتا میانی و گاما وجود دارد. بیشترین تغییر به‌ترتیب در این کانال‌ها در دومین زیرباند پایین آلفا و تتا است. در این کانال‌ها نیز زیرباند بتا پایینی بدون تغییر بوده است. در کانال $F_7$ و $C_Z$ نیز افزایش توان افراد معتاد نسبت به افراد سالم در زیرباندهای دلتا و تتا و کاهش توان را در باند بالای آلفا، اولین باند پایین آلفا، نخستین باند پایین آلفا و بتا میانی داریم. در این دو کانال بیشترین تغییر در دومین باند پایین آلفا بوده است. هرچند زیر باندهای گاما و بتا پایینی در این دو کانال بدون تغییر بوده است. در کانال‌های $P_3$ و $P_4$ افزایش توان افراد معتاد نسبت به افراد سالم در زیر باند تتا و کاهش توان را در باند بالای آلفا، نخستین باند پایین آلفا، دومین باند پایین آلفا، بتا پایینی، بتا میانی و گاما وجود دارد. در این کانال‌ها نیز زیرباند دلتا بدون تغییر بوده و بیشترین تغییر در این دو کانال در دومین باند پایین آلفا است.

علاوه‌براین در کانال $C_4$ افزایش توان افراد معتاد نسبت به افراد سالم در زیر باند تتا و کاهش توان را در باند بالای آلفا، نخستین باند پایین آلفا، دومین باند پایین آلفا، باند پایینی بتا، بتا میانی، دلتا و گاما وجود دارد، که بیشترین تغییر در دومین زیرباند پایین آلفا است. در کانال $O_1$ افزایش توان افراد معتاد نسبت به افراد سالم در زیرباندهای تتا و کاهش توان را در باند بالای آلفا، نخستین باند پایین آلفا، دومین باند پایین آلفا، باند پایینی بتا، بتا میانی، دلتا و گاما وجود دارد. در این کانال زیرباند بتا پایینی بدون تغییر بوده و بیشترین تغییر در باند بتا میانی مشاهده شده است. در کانال $O_2$ افزایش توان افراد معتاد نسبت به افراد سالم در زیرباند تتا و کاهش توان را در باند بالای آلفا، نخستین باند پایین آلفا، دومین زیرباند پایین آلفا، زیرباند بتا میانی و گاما وجود دارد. در این کانال‌ها نیز زیرباند دلتا و بتا پایینی بدون تغییر بوده است و بیشترین تغییر در باند بتا میانی است.

**(جدول-۳): تغییرات سیگنال افراد معتاد نسبت به افراد سالم در کانال‌های مختلف برای ویژگی طیف توان زیرباندهای استخراج شده از پانزده فرد سالم و پانزده فرد معتاد (تغییر معنا دار ویژگی طیف توان در زیر باند با علامت * نشان داده شده است)**

**(Table-3): Statistical test results of signal changes in addicts compared to healthy individuals in different channels for frequency characteristics extracted from 15 healthy individuals and 15 addicted individuals**

| موقعیت مکانی الکترود | ویژگی | | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | دلتا | تتا | اولین باند پایین آلفا | دومین باند پایین آلفا | باند بالای آلفا | بتا پایینی | بتا میانی | گاما |
| کانال F3 | افزایش | افزایش | کاهش | کاهش | کاهش* | کاهش | کاهش | کاهش |
| کانال F4 | افزایش | افزایش | کاهش | کاهش | کاهش* | بدون تغییر | کاهش | کاهش |
| کانال F7 | افزایش | افزایش | کاهش | کاهش | کاهش* | بدون تغییر | کاهش | بدون تغییر |
| کانال F8 | افزایش | افزایش | کاهش | کاهش | کاهش* | کاهش | کاهش | کاهش |
| کانال $F_Z$ | افزایش | افزایش | کاهش | کاهش | کاهش* | کاهش | کاهش | کاهش |
| کانال T3 | افزایش | افزایش | کاهش | کاهش | کاهش* | کاهش | کاهش | کاهش |
| کانال T4 | افزایش | افزایش | کاهش | کاهش | کاهش* | کاهش | کاهش | کاهش |
| کانال T5 | افزایش | افزایش | کاهش | کاهش | کاهش* | بدون تغییر | کاهش | کاهش |
| کانال T6 | افزایش | افزایش | کاهش | کاهش | کاهش* | بدون تغییر | کاهش | کاهش |
| کانال C3 | افزایش | افزایش | کاهش | کاهش | کاهش* | کاهش | کاهش | کاهش |
| کانال C4 | کاهش | افزایش | کاهش | کاهش | کاهش* | کاهش | کاهش | کاهش |
| کانال $C_Z$ | افزایش | افزایش | کاهش | کاهش | کاهش* | بدون تغییر | کاهش | کاهش |
| کانال P3 | بدون | افزایش | کاهش | کاهش | کاهش* | کاهش | کاهش | کاهش |

[ Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2026-09-15 ]

[ DOI: 10.52547/jsdp.19.3.49 ]

| | | | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | تغییر | | | | | | | |
| کانال P4 | بدون تغییر | افزایش | کاهش | کاهش | کاهش | کاهش | کاهش | کاهش |
| کانال O1 | کاهش | افزایش | کاهش | کاهش | کاهش | بدون تغییر | کاهش | کاهش |
| کانال O2 | بدون تغییر | افزایش | کاهش | کاهش | کاهش | بدون تغییر | کاهش | کاهش |

**(جدول-۴): مقادیر معیار دیویس-بولدین برای توان طیف زیر باندهای فرکانسی**
**(Table-4): Davis-Boulden's standard values for power spectral in frequency bands**

| زیر باند | موقعیت مکانی الکترود | مقدار دیویس بولدین |
|---|---|---|
| باند بالای آلفا | **F3** | ۲/۹۷۸۰ |
| | **F4** | ۳/۱۵۲۹ |
| | **F7** | ۳/۷۹۲۲ |
| | **F8** | ۳/۸۹۶۷ |
| | **$F_Z$** | ۲/۸۷۶۴ |
| | **T3** | ۳/۰۶۴۷ |
| | **T4** | ۳/۱۳۱۴ |
| | **T5** | ۲/۹۹۲۰ |
| | **T6** | ۲/۸۷۶۶ |
| | **C3** | ۲/۸۱۰۲ |
| دومین باند پایین آلفا | **T6** | ۲/۹۹۰۳ |
| | **C4** | ۳/۴۹۷۶ |
| | **$C_Z$** | ۵/۷۶۶۰ |
| | **P4** | ۲/۲۹۴۱ |
| اولین باند پایین آلفا | **P3** | ۸/۰۵۳۴ |
| بتا میانی | **O1** | ۴/۴۰۶۹ |

## ۵-۲- نتایج آزمون دیویس-بولدین

به‌منظور انتخاب ویژگی بهینه متمایزکننده، از شاخص دیویس-بولدین استفاده شده است. نتایج شاخص DB ویژگی‌های فرکانسی، در جدول (۴) نشان داده شده است. همان‌طور که دیده می‌شود در بین ویژگی‌های فرکانسی، باند بالای آلفا در کانال‌های $F_3$، $F_4$، $F_7$، $F_8$، $F_Z$، $T_3$، $T_4$، $T_5$ و $C_3$ از تفکیک‌پذیری بهتری نسبت به بقیه کانال‌ها برخوردار است. نخستین باند پایین آلفا در کانال $P_3$، باند بتا میانی در کانال $O_1$ و نیز دومین باند پایین آلفا در کانال‌های $T_6$، $C_Z$، $C_4$ و $P_4$ از تفکیک‌پذیری بهتر برخوردار هستند؛ علاوه بر این در کانال $O_2$ میزان تفکیک‌پذیری باند دلتا، تتا، بتا پایینی و گاما به یک میزان بوده است. با توجه به نتایج به‌دست‌آمده از معیار دیویس-بولدین کم‌ترین شباهت بین تمام ویژگی‌های استخراجی مربوط به دومین باند پایین آلفا در کانال $T_6$ است؛ لذا بهترین ویژگی استخراجی مربوط به این کانال است.

## ۵-۳- ارزیابی تعداد سوژه‌های ثبت

در این پژوهش جهت اطمینان از لحاظ آماری، تعداد سوژه‌ها نیز مورد ارزیابی قرار گرفته است. از آنجا که قرار است تغییرات میانگین‌های یک پارامتر از دو جامعه مستقل در دو نقطه زمانی متفاوت با فرض نابرابری واریانس (در دو نقطه زمانی)، با یک دیگر مقایسه شوند، حجم نمونه‌ها از رابطه زیر تبعیت خواهد کرد [44]:

$$N = \frac{2\sigma_d^2\left(Z_{1-\frac{\alpha}{2}} + Z_{1-\beta}\right)^2}{\delta^2} \qquad (۱۳)$$



[ Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2026-09-15 ]
[ DOI: 10.52547/jsdp.19.3.49 ]

که در آن N، $\delta$ و $\sigma_d^2$ به‌ترتیب تعداد نمونه‌های آزمایش، تغییرات و واریانس تغییرات مورد انتظار و $Z_{1-\alpha/2}$ ضریب استاندارد متناظر با معناداربودن پارامتر مورد انتظار در سطح تعیین شده و $Z_{1-\beta}$ توان آماری مطلوب است. در این پژوهش سطح معناداربودن پارامتر مورد انتظار P کمتر از ۰/۰۵ در نظر گرفته شده است. لذا $Z_{1-\alpha/2}$ برابر ۱/۹۶ و همچنین مقدار $Z_{1-\beta}$ نیز با در نظر گرفتن توان آماری ۸۰ درصد ۰/۸۴۱۶ لحاظ شده است. همچنین مقدار $\delta$ نیز ۰/۰۴ در نظر گرفته شده و انحراف استاندارد تغییرات $\sigma_d$ برابر ۰/۰۳۳۵ به‌دست آمده است. در نتیجه تعداد نمونه‌های پیشنهادی ۱۱/۰۱۰۶ است که در این پژوهش پانزده فرد سالم و پانزده فرد معتاد لحاظ شده و لذا نتایج بررسی انجام‌شده از اعتبار کافی برخوردار است.

## ۵-۴- مقایسه نتایج و ویژگی‌های استخراجی با نتایج سایرین

در جدول (۵) مقایسه‌ای بین نتایج و ویژگی‌های استخراجی و تعدادی از نتایج و بررسی‌های پیشین انجام شده است. فرانکن[1] و همکارانش [30]، توان و همدوسی[2] سیگنال EEG را در افراد معتاد به هروئین پس از دو هفته پرهیز از مصرف ماده مخدر هروئین ارزیابی کردند. در این مقایسه، هجده نفر معتاد به ماده مخدر هروئین، شانزده نفر معتاد به ماده مخدر کوکائین و ده نفر تحت درمان متادون[3] (MMT) شرکت کرده بودند.

**(جدول-۵): مقایسه ویژگی‌های فرکانسی استخراجی**
**(Table-6): Comparison of extraction frequency characteristics**

| مراجع / پارامترهای مقایسه | فرانکن و همکارانش [30] | داویدو و پولونینا [17]، [27] |
|---|---|---|
| طول مدت ردشدن از مصرف ماده مخدر هروئین | دو هفته | شش روز الی چهار ماه و نیم |
| تعداد شرکت‌کنندگان | ۱۸ معتاد (مرد: ۵/۹±۳۲/۴) ۱۲ سالم (مرد: ۹/۵±۳۲/۶) | ۳۳ معتاد (مرد: ۵/۶±۲۴/۲) ۱۲ سالم (مرد: ۴/۱±۲۴/۸) |
| مدت زمان مصرف ماده مخدر هروئین | ۹±۶/۳ سال | ۸/۷۶±۳/۴۸ ماه ۲۸/۶۸±۴/۱ ماه |
| تعداد کانال‌ها | ۲۱ | ۱۹ |
| نتایج | افزایش توان باند بتا و گاما در نواحی مرکزی مغز | کاهش توان نخستین باند پایین آلفا و میانگین فرکانسی زیرباند بتا پایینی در نواحی مرکزی و پیشانی مغز |

در این مطالعه بیان شد که تنها فرکانس بتا و گاما در نواحی مرکزی مغز (کانال‌های $C_3$، $C_Z$ و $C_4$) افراد معتاد به هروئین نسبت به افراد سالم با افزایش توان ($P<0.005$) همراه است. حال آن‌که در مطالعه انجام‌شده توان در باند بالای آلفا (کانال‌های $F_3$، $F_Z$، $T_3$، $T_4$ و $C_3$)، دومین باند پایین آلفا (کانال‌های $F_4$، $F_7$، $F_8$، $C_Z$، $P_3$ و $P_4$) کاهش یافته است.

همچنین نتایج به‌دست‌آمده، نشان دادند که توان باند فرکانسی بتا میانی در کانال‌های ($C_4$، $O_1$ و $O_2$) با کاهش بسیار زیادی همراه بوده است. در مطالعه انجام‌شده هدف به‌دست آوردن، باند فرکانسی است که دارای بیشینه تغییرات است. بر این اساس توان باند بتا میانی، تنها در کانال $O_1$ با کاهش چشم‌گیری ($P<0.0005$) همراه بوده است.

در مطالعه انجام‌شده توسط داویدو[4] و پولونینا[5] [17,27] ارتباط پیشینه سوء مصرف ماده مخدر هروئین (مدت زمان، دوز مصرفی روزانه هروئین و طول مدت پرهیز) با توان طیفی سیگنال EEG مورد بررسی قرار گرفت. در این مطالعه طول مدت پرهیز افراد از ۶ تا ۴/۵ ماه متغییر بوده است. در این مقایسه، ۳۳ فرد معتاد به ماده مخدر هروئین، دوازده فرد سالم شرکت داشته‌اند. در این مطالعه بیان شد که فرکانس نخستین باند پایین آلفا در نواحی مرکزی و پیشانی مغز افراد معتاد به هروئین نسبت به افراد سالم کاهش چشم‌گیری یافته است. همچنین بیان شد، فرکانس‌های زیرباند تتا و بتا پایینی با طول مدت پرهیز از ماده مخدر ارتباط دارد. با طولانی‌ترشدن دورهٔ پرهیز از مصرف ماده مخدر میانگین فرکانسی تتا (در کانال‌های $T_5$، $T_8$، $F_7$، $O_2$، $O_1$، $P_4$، $C_3$، $F_4$، $F_3$، $F_{P1}$، $C_Z$، $F_Z$، $T_6$ و $P_Z$) افزایش یافته است. حال آنکه میانگین فرکانسی بتا پایینی (در کانال‌های $F_3$، $F_{PZ}$، $F_{P1}$، $C_Z$، $F_Z$، $T_5$، $F_8$، $F_7$، $C_4$، $C_3$ و $F_4$) کاهش یافته است.

[1] Franken
[2] Coherence
[3] Methadone maintenance treatment (MMT)
[4] Davydov
[5] Polunina



[ Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2026-09-15 ]
[ DOI: 10.52547/jsdp.19.3.49 ]

درحالی‌که در بررسی انجام‌شده توان دومین باند پایین آلفا (کانال‌های $F_4$، $F_7$، $F_8$، $C_Z$، $P_3$ و $P_4$) کاهش چشم‌گیرتری ($P<0.0005$) به نسبت توان نخستین باند پایین آلفا داشته است؛ علاوه‌بر این توان باند بتا پایینی و تتا تنها در کانال $O_2$ کاهش چشم‌گیری داشته است. این در حالی است که در مطالعه انجام‌شده توسط داویدو و پولونینا تغییرات توان باندهای فرکانسی در تمام کانال‌ها بیان شده است؛ لذا اشاره به بیشترین تغییرات توان در هر کانال به‌صورت مجزا نشده است.

## ۶- نتیجه‌گیری

در این مقاله با استفاده از روش ولش، داده‌های دریافت‌شده، آنالیز شده است. همچنین با استفاده از آزمون‌های آماری به مقایسه دو گروه داده‌های دریافت‌شده در تمام زیرباندهای فرکانسی پرداخته شد؛ درنهایت از آزمون دیویس-بولدین برای ویژگی‌هایی که دارای تفاوت معنادار چشم‌گیری بوده‌اند، استفاده شد. نتایج هر دو آزمون به‌صورت کامل مورد بحث و بررسی قرار گرفت. در این بخش نتایج کلی که از این آزمون‌ها برداشت می‌شود، به‌طور خلاصه مرور خواهد شد:

۱) نتایج آزمون دیویس-بولدین نشان داد که توان باند بالای فرکانسی آلفا به نسبت سایر باندهای فرکانسی کاهش قابل توجه‌تری داشته است.

۲) نتایج آزمون‌های آماری نشان داد که توان باند بتا پایینی و بتا میانی در تمام کانال‌ها با کاهش چشم‌گیری همراه بوده است.

۳) مطابق نتایج به‌دست‌آمده از آزمون‌های آماری توان باند فرکانسی تتا و دلتا در تمام کانال‌ها افزایش یافته است.

هرچند پس از ارزیابی شاخص دیویس-بولدین هیچ یک از این دو باند فرکانسی بهترین ویژگی استخراجی، نبوده‌اند. درواقع هدف این پژوهش انتخاب بهترین و مناسب‌ترین ویژگی بوده است. این در شرایطی است که در اکثر مطالعات پیشین به بیان تمام ویژگی‌هایی که تفاوت معنادار داشته‌اند پرداخته شده است، حتی ویژگی‌هایی که تفاوت معنادار ناچیزی داشته‌اند.

## ۷- مراجع 7- References


[۱] پاشامیثمی ع.، فرامرزی ب.، هلاکویی‌نایینی ک.، "معتادان در خصوص اعتیاد و مشکلات جامعه چگونه می‌اندیشند؟"، نشریه دانشکده پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران، سال: ۶۴، ش.: ۵۰، ص.: ۳۴-۴۳، مرداد ۱۳۸۵.

[1] A. Pash-Meysamie, B. Faramarzi, K. Holakouie-Naieni, "How addicts think about addiction and community problems?.", *Tehran Univ Med Journal*,Vol. 64, No. 5, pp. 34-43, 2006.

[۲] طراحی م.، انصاری ح.، حیدری، ک.، شرهانی ا.، اکرمی ر.، هلاکویی‌نائینی، ک.، "بررسی دیدگاه‌کارشناسان ترک اعتیاد و معتادان خود معرف مراجعه‌کننده به مراکز ترک اعتیاد شهر خرم‌آباد در مورد عوامل مرتبط با عود اعتیاد سال ۱۳۸۹"، نشریه دانشگاه علوم پزشکی رفسنجان، سال: ۱۲، ص.: ۲۹۹-۰۸ ، تیر ۱۳۹۲.

[2] M. Tarrahi, H. Ansari, K. Heydari, A. Sharhani, R. Akrami, K. Holakouie-Naeini, "Viewpoint of care providers and self-reported substance drug addicts referring to withdrawal centers about etiology of re-addiction in Khoramabad", *Journal of Rafsanjan University of Medical Sciences*, vol. 12, no. 4, pp. 299-308, 2010.

[3] J. Bell, J. Strang, "Medication treatment of opioid use disorder", *Biological Psychiatry*, vol. 87, no. 1, pp. 82-88, Jan. 2020.

[4] H. Julia, K. Moore, T. Acri, G. Jordan Treisman. "Understanding the Disease of Addiction", *In Integrative Medicine for Vulnerable Populations*, pp. 37-53, Springer, Cham, 2020.

[5] D. Małgorzata, G. Sescousse, N. Potenza, A. Duda, M. Lew-Starowicz, M. Kopera, A. Jakubczyk, M. Wojnar, M. Gola. "Gray matter volume differences in impulse control and addictive disorders", *Journal of Nerosience*, vol. 19, no. 3, pp. 174–185, March 2020.

[6] P. Elena, S. Savov, N. Atanassov, J. Vassileva, "Relationships between alexithymia and psychopathy in heroin dependent individuals", *Frontiers in Psychology*, pp. 1-40, May 2019.

[۷] ف.، شهابی ح.، مقیمی س.، مقیمی ع.، "بررسی الکتروانسفالوگرام شبکه موثر مغز انسان در حین گوش دادن به موسیقی به منظور تشخیص احساسات"، پردازش علائم و داده‌ها، سال: ۱۲، ش.: ۲، ص.: ۴۱-۵۴، شهریور ۱۳۹۴.

[7] F. Hasanzadeh, H. Shahabi, S. Moghimi, A. Moghimi, "EEG investigation of the effective brain networks for recognizing musical emotions", *Journal Signal and Data Processing*, vol. 12, no. 2, pp. 41-54, 2014.


[ Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2026-09-15 ]

[ DOI: 10.52547/jsdp.19.3.49 ]

[۸] میرجلیلی ع.ر، ابوطالبی و.، صادقی م.ت.، "بهبود کارایی طبقه‌بندی‌کننده مبتنی بر نمایش تنک برای طبقه‌بندی سیگنالهای مغزی"، پردازش علائم و داده‌ها، سال: ۱۲، ش.: ۳، ص.: ۴۳-۵۵، آذر ۱۳۹۴.

[8] A. Mirjalili, V. Abootalebi, M.T. Sadeghi, "Improving the performance of sparse representation-based classifier for EEG classification", *Journal Signal and Data Processing*, vol. 12, no. 3, pp. 43-55, 2015.

[9] J.B. Frøkjær, et al., "Integrity of central nervous function in diabetes mellitus assessed by resting state EEG frequency analysis and source localization", *Journal of Diabetes and its Complications*, vol. 31, no. 2, pp. 400–406, Feb. 2017.

[10] H, Fathi-Sanghari, N. Behzadfar, "Application of firefly algorithm in automatic extraction of brain tumor from multi-modality magnetic resonance images", *International Journal of Smart Electrical Engineering*, vol. 10, no. 4, pp. 187-196, 2021.

[11] S. Karimi-Shahraki, M. Khezri, "Identification of attention deficit Hyperactivity disorder patients using wavelet-based features of EEG signals", *Journal of Intelligent Procedures in Electrical Technology*, vol. 12, no. 47, pp. 1-11, Dec. 2021.

[12] X. Li, B. Hu, T. Xu, J. Shen, M. Ratcliffe, "A study on EEG-based brain electrical source of mild depressed subjects", *Comput. Methods Programs Biomed*, Vol. 120, No. 3, pp. 135–141, 2015.

[13] M. SA, B. Narayanan, D. Chorlian, J. Meyers, J. Gelernter,V. Hesselbrock, L. Bauer, V. Calhoun, B. Porjesz, G. Pearlson, "Multivariate analyses reveal biological components related to neuronal signaling and immunity mediating electroencephalograms abnormalities in alcohol‐dependent individuals from the collaborative study on the genetics of alcoholism cohort", *Clinical and Experimental Research*, Vol. 43, No. 7, pp. 1462-1477, May 2019..

[14] A.B. Gekht, A.G. Polunina, E.A. Briun, D.M. Davydov, "Brain bioelectrical activities in heroin addicts during early abstinence period", *Zhurnal Nevrologii i Psikhiatrii Imeni SS Korsakova/Ministerstvo Zdravookhraneniia i Meditsinskoi Promyshlennosti Rossiiskoi Federatsii, Vserossiiskoe Obshchestvo Nevrologov [i] Vserossiiskoe Obshchestvo Psikhiatrov*, Vol. 103, No. 5, pp. 53–59, 2002.

[15] M. Dorvashi, N. Behzadfar, G. Shahgholian, "Classification of alcoholic and non-alcoholic individuals based on frequency and non-frequency features of electroencephalogram signal", *Journal Iranian Journal of Biomedical Engineering*, vol. 14, no. 2, pp. 121-130, 2020.

[16] N. Behzadfar, "A brief overview on analysis and feature extraction of electroencephalogram signals", *Signal Processing and Renewable Energy*, vol. 6, no. 1, pp. 39-64, 2022.

[17] A.G. Polunina, D.M. Davydov, "EEG correlates of Wechsler adult intelligence scale", *International Journal of Neurosci*, vol. 116, no. 10, pp.1231–1248, 2006.

[18] D.M. Davydov, A.G. Polunina, "Heroin abusers' performance on the tower of London test relates to the baseline EEG alpha2 mean frequency shifts", *Progress in Neuro-Psychopharmacology and Biological Psychiatry*, vol. 28, no. 7, pp.1143–1152, Nov. 2004.

[19] T.M. Lee, W.H. Zhou, X.J. Luo, K.S. Yuen, X.Z. Ruan, X.C. Weng, "Neural activity associated with cognitive regulation in heroin users: A fmri study Neurosci", *Neuroscience Letters*, vol. 6, no. 3, pp. 382– 211, April 2005.

[20] A. Fingelkurts, R. Kivisaari, T. Autti, S. Borisov, V. Puuskari, O. Jokela, S. Kaehkoenen, "Reorganization of the composition of brain oscillations and their temporal characteristics in opioid dependent patients Prog", *Progress in Neuro-Psychopharmacology and Biological Psychiatry*, vol. 30, no. 8, pp. 1453–65, Dec. 2006.

[21] I.K. Lyoo, M.H. Pollack, M.M. Silveri, K.H. Ahn, C.I. Diaz, J. Hwang, S.J. Kim, D.A. Yurgelun-Todd, M.J. Kaufman, P.F. Renshaw, "Prefrontal and temporal gray matter density decreases in opiate dependence Psychopharmacology", *Psychopharmacology*, vol. 184, pp. 139–44, 2006.

[22] D.A. Kaiser, S. Othmer, B. Scott, "Effect of neurofeedback on chemical dependency treatment", *Biofeedback and Self-Regulation*, vol. 20, no. 3, pp. 304–305, 1999.

[23] F. Motlagh, F. Ibrahim, J.M. Menke, R. Rashid, T. Seghatoleslam, H. Habil, "Neuroelectrophysiological approaches in heroin addiction research: a review of literatures", *Journal of Neuroscience Research*, vol. 94, no. 4, pp. 297–309, Jan. 2016.

[24] Y.W. Qiu, L.J. Han, X.F. Lv, G.H. Jiang, J.Z. Tian, F.Z. Zhuo, H.H. Su, C.L. Lin, X.L. Zhang, "Regional homogeneity changes in heroin-dependent individuals: Resting-state functional MR imaging study", *Radiology*, vol. 261, no. 2, pp. 551–9, Nov. 2011.

[25] A. Fingelkurts, S. Kaehkoenen, A. Fingelkurts, R. Kivisaari, S. Borisov, V. Puuskari, O. Jokela, T. Autti, "Reorganization

[ Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2026-09-15 ]

[ DOI: 10.52547/jsdp.19.3.49 ]

of the composition of brain oscillations and their temporal characteristics during opioid withdrawal", *Journal of Psychopharmacol*, vol. 22, pp.270–84, 2008.

[26] N. Dashti, M, Khezri, "Recognition of motor imagery based on dynamic features of EEG signals", *Journal of Intelligent Procedures in Electrical Technology*, vol. 11, no. 43, 13-27, Dec. 2020.

[27] A.G. Polunina, D.A. Davydov, A.A. Kozlov, "Brain disintegration in heroin addicts: the natural course of the disease and the effects of methadone treatment", *Heroin Addict Relat Clin Probl*, vol. 9, No. 2, pp.17-26, 2007.

[28] L. Fu, G. Bi, Z. Zou, Y. Wang, E. Ye, L. Ma, M. Fan, Z. Yang, "Impaired response inhibition function in abstinent heroin dependents: An fMRI study neurosci", Lett, no. 6, pp. 322–438, 2008.

[29] I.H.A. Franken, C.J. Stam, V.M. Hendriks, W.V.D. Brik, "Neurophysiological evidence for abnormal cognitive processing of drug cues in heroin dependence", *Psychopharmacology*, vol. 17, pp. 205-212, 2003.

[30] I.H.A. Franken, C.J. Stam, V.M. Hendriks, W.V.D. Brink, "Electroencephalographic power and coherence analyses suggest altered brain function in abstinent male heroin-dependent patients," *Neuropsychobiology*, Vol. 49, pp. 105-110, 2004.

[31] K. Barbe, R. Pintelon, J. Schoukens, "Welch method revisited: Nonparametric power spectrum estimation via circular overlap", *IEEE Trans. on Signal Processing*, vol. 58, no. 2, pp. 553-565, Feb. 2010.

[32] S. Wang, G. Liu, L. Han, "Improved arithmetic for generating Costas arrays using welch construction method", *The Journal of Engineering*, vol. 2019, no. 21, pp. 7805-7809, Nov. 2019.

[33] W.N. Lopes, F.I. Ferreira, F.A. Alexandre, D.M.S. Ribeiro, P.O.C. Junior, P.R. Aguiar, E.C. Bianchi, "Digital signal processing of acoustic emission signals using power spectral density and counts statistic applied to single-point dressing operation", *IET Science, Measurement & Technology*, vol. 11, no. 5, pp. 631-636, Aug. 2017.

[34] J. Zhang, Z. Yuan, J. Huang, Q. Yang, H. Chen, "Quantification of the power changes in BOLD signals using Welch spectrum method during different single-hand motor imageries", *Magnetic Resonance Imaging*, vol. 32, no. 10, pp. 1307-1313, Dec. 2014.

[35] P. Welch, "The use of fast fourier transform for the estimation of power spectra: A method based on time averaging over short, modified periodograms", *IEEE Trans. on Audio and Electroacoustics*, vol. 15, no. 2, pp. 70–73, June 1967.

[36] W. Klimesch, "Eeg alpha and theta oscillations reflect cognitive and memory performance: are view and analysis", *Brain Research Reviews*, vol. 29, no. 2, pp.169–195, April 1999.

[۳۷] قشونی م.، فیروزآبادی م.، هاشمی‌گلپایانی م.، خلیل‌زاده م.، طراحی و پیاده‌سازی یک سیستم نوروفیدبک جهت تقویت حافظه بیماران آلزایمری، رساله دکتری رشته مهندسی پزشکی-بیوالکتریک، دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات تهران، ۱۳۹۳.

[37] M. Goshoni, M. Firozabadi, M. Hashmi, M. Khalilzadeh, "Design and implementation of a neurofeedback system to enhance the memory of Alzheimer's patients", PhD thesis in Medical-Bioelectrical Engineering, Islamic Azad University, Science and Research Branch, 2014

[38] L. Yisi, H. Xiyuan, S. Olga, B. Olga, "Individual Theta/Beta based algorithm for neurofeedback games to improve cognitive abilities", *Transactions on Computational Science XXVI, Lecture Notes in Computer Science*, vol. 9550, pp. 57-73, 2016.

[39] C.L. Ehlers, E. Phillips, I.R. Gizer, D.A. Gilder, K.C. Wilhelmsen, "EEG spectral phenotypes: heritability and association with marijuana and alcohol dependence in an American Indian community study", *Drug Alcohol Depend*, vol. 106, no. 2-3, 2010.

[40] G.Y. Wang, R. Kydd, T.A. Wouldes, M. Jensen, B.R. Russell, Changes in resting EEG following methadone treatment in opiate addicts, Clinical Neurophysiology, 2014.

[41] A.A. Fingelkurts, S. Kähkönen, A.A. Fingelkurts, R. Kivisaari, S. Borisov, V. Puuskari, O. Jokela, T. Autti, "Composition of EEG oscillations and their temporal characteristics: methadone treatment", *International Journal of Psychophysiol*, vol. 64, no. 2, pp130-40, 2007.

[42] K.R. Alper, R.J. Chabot, A.H. Kim, L.S. Prichep, E.R. John, "Quantitative EEG correlates of crack cocaine dependence", *Psychiatry Research: Neuroimaging*, vol. 35, no. 2, pp. 95-105, 1999.

[43] D.L. Davies, D.W. Bouldin, "A cluster separation measure", *IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. PAMI-1, No. 2, pp.224–227, April 1979.

[ Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2026-09-15 ]

[ DOI: 10.52547/jsdp.19.3.49 ]

[44] R.M. Alguliyev, R.M. Aliguliyev, L.V. Sukhostat, "Weighted consensus clustering and its application to Big data", *Expert Systems with Applications*, Vol. 150, Article 113294, July 2020.

**عاطفه توبیها** دوره کارشناسی و کارشناسی‌ارشد خود را در رشته مهندسی برق، مخابرات سیستم به‌ترتیب در سال‌های ۱۳۹۵ و ۱۳۹۷ در دانشگاه آزاد اسلامی واحد نجف‌آباد به پایان رسانده است. وی هم‌اکنون دانشجوی دکترای مهندسی برق گرایش مخابرات دانشگاه آزاد اسلامی واحد نجف‌آباد است. زمینه تخصصی وی پردازش سیگنال است.

نشانی رایانامه ایشان عبارت است از:

**tobeihaatefeh@gmail.com**

**ندا بهزادفر** دوره کارشناسی و کارشناسی‌ارشد خود را در رش ته مهندسی پزشکی در سال ۱۳۸۷ و ۱۳۸۹ به‌ترتیب در دانشگاه اصفهان و دانشگاه تهران و دوره دکترا را در رشته مهندسی پزشکی در سال ۱۳۹۴ در دانشگاه تربیت مدرس به پایان رسانده است. وی اکنون استادیار دانشکده مهندسی برق و عضو مرکز تحقیقات پردازش دیجیتال و بینایی ماشین دانشگاه آزاد اسلامی واحد نجف‌آباد است. ایشان تاکنون مجری چندین طرح برون‌دانشگاهی بوده‌اند. زمینه تخصصی پردازش تصویر، پردازش سیگنال و کنترل هوشمند است.

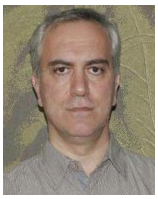
نشانی رایانامه ایشان عبارت است از:

**n.behzadfar@pel.iaun.ac.ir**

**محمدرضا یوسفی** دوره کارشناسی را در رشته مهندسی برق (قدرت) در سال ۱۳۸۰ و دوره های کارشناسی ارشد و دکترا را در رشته مهندسی پزشکی (بیوالکتریک) به‌ترتیب در سال‌های ۱۳۸۳ و ۱۳۹۳ در دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی به پایان رسانده است. از ایشان تاکنون بیش از یکصد مقاله علمی در کنفرانس‌ها و نشریات معتبر داخلی و خارجی به چاپ رسیده است. همچنین تاکنون آزمایشگاه‌های تجهیزات پزشکی، ابزاردقیق بیومدیکال و کیفیت توان را در دانشگاه آزاد اسلامی واحد نجف آباد تأسیس کرده و در نزدیک به ۱۰ طرح صنعتی مجری یا همکار بوده است. زمینه تخصصی مورد علاقه ایشان دستگاه‌های تصویرگر پزشکی، ثبت سیگنال‌های حیاتی و روش اجزای محدود است.

نشانی رایانامه ایشان عبارت است از:

**mr-yousefi@iaun.ac.ir**



**همایون مهدوی‌نسب** مدارک کارشناسی و کارشناسی‌ارشد خود را در رشته مهندسی برق، گرایش‌های الکترونیک و سیستم‌های مخابراتی، به ترتیب در سال‌های ۱۳۶۷ و ۱۳۷۲ از دانشگاه صنعتی اصفهان و مدرک دکترای تخصصی خود را در رشته مهندسی برق، گرایش مخابرات در سال ۱۳۸۴ از واحد علوم و تحقیقات تهران دانشگاه آزاد اسلامی دریافت کرده است. در حال حاضر وی به‌عنوان استادیار دانشکده مهندسی برق و عضو مرکز تحقیقات پردازش دیجیتال و بینایی ماشین واحد نجف‌آباد دانشگاه آزاد اسلامی فعالیت دارد. زمینه‌های کنونی پژوهش وی عبارتند از پردازش وتحلیل تصویر و ویدئو، و روش‌های وابسته در محاسبات نرم و هوشمند.

نشانی رایانامه ایشان عبارت است از:

**mahdavinasab@iaun.ac.ir**

**غضنفر شاهقلیان** دورهٔ کارشناسی و کارشناسی ارشد خود را در رشتهٔ مهندسی برق– قدرت در سال ۱۳۷۰ و ۱۳۷۳ به‌ترتیب در دانشگاه صنعتی اصفهان و دانشگاه تبریز و دوره دکترا را در رشته مهندسی برق در سال ۱۳۸۵ در دانشگا ه علوم و تحقیقات به پایان رسانده است. وی اکنون دانشیار دانشکده مهندسی برق دانشگاه آزاد اسلامی واحد نجف‌آباد و عضو مرکز تحقیقات ریزشبکه‌های هوشمند است. از ایشان تاکنون هشت کتاب و بیش از ۲۵۰ مقاله علمی در کنفرانس‌های ملی و بین المللی و نشریه‌های معتبر چاپ شده است. همچنین در چندین طرح پژوهشی مجری و یا همکار بوده‌اند. زمینه تخصصی الکترونیک قدرت، دینامیک سیستم، ماشین‌های الکتریکی، کنترل، شبیه‌سازی و مدل‌سازی سیستم‌ها است.

نشانی رایانامه ایشان عبارت است از:

**shahgholian@iaun.ac.ir**

[ Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2026-09-15 ]

[ DOI: 10.52547/jsdp.19.3.49 ]

[ DOI: 10.52547/jsdp.19.3.49 ] [ Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2026-09-15 ]