

# بررسی الکتروانسفالوگرام شبکه مؤثر مغز انسان در حین گوش دادن به موسیقی به منظور تشخیص احساسات

فاطمه حسن زاده<sup>۱</sup>، سحر مقیمی<sup>۲</sup>، علی مقیمی<sup>۳</sup> و حسین شهبابی<sup>۴</sup>

<sup>۱</sup>قطب علمی رایانش نرم و پردازش هوشمند اطلاعات، دانشگاه فردوسی مشهد، مشهد، ایران  
<sup>۲</sup>گروه مهندسی برق، دانشکده مهندسی، دانشگاه فردوسی مشهد، مشهد، ایران  
<sup>۳</sup>گروه زیست شناسی، دانشکده علوم، دانشگاه فردوسی مشهد، مشهد، ایران

## چکیده

در پژوهش حاضر شبکه‌های مؤثر مغزی مرتبط با احساسات شادی و غم در حین گوش کردن به موسیقی مورد مطالعه قرار می‌گیرند. الگوی ارتباط بین نواحی مختلف کانال‌های EEG با استفاده از مدل‌سازی خودبازگشتی چندمتغیره و کوهرنس جهت‌دار جزئی در حالی که داوطلبان به موسیقی گوش فرا داده‌اند استخراج شد. به‌عنوان محرک از موسیقی کلاسیک و سنتی ایرانی استفاده شد. داوطلبان در حین گوش دادن به موسیقی با استفاده از یک نرم‌افزار، قطعه مورد نظر را از لحاظ محتوای احساسی مورد مطالعه قرار دادند. از نتایج این ارزیابی برای طبقه‌بندی قطعات استفاده شد. ماتریس‌های ارتباط متناظر، تفاوت‌هایی را در حین گوش دادن به قطعات شاد و غمگین نشان دادند. همچنین پارامترهای ارتباط که از بخش‌های مشخصی از ماتریس‌های متناظر استخراج شده بودند، همبستگی معناداری را با ارزیابی شخصی افراد از محتوای احساسی قطعات، دارا بودند. میزان جاذبه گزارش شده توسط افراد در حین گوش کردن به قطعات شاد، با اندیس‌های ورودی به کانال‌های به خصوص ناحیه فرنتال، همبستگی مثبتی نشان داد. این مسأله در مورد قطعات غمگین برعکس بود (مقادیر همبستگی منفی بودند). در نهایت با توجه به نتایج به دست آمده به نظر می‌رسد می‌توان از اندیس‌های مربوط به ارتباط نواحی مختلف جهت شناسایی درک احساسی افراد از موسیقی استفاده کرد.

واژگان کلیدی: الکتروانسفالوگرام، احساسات، موسیقی، کوهرنس جهت‌دار جزئی، شبکه مؤثر

## ۱- مقدمه

احساسات نقش اساسی در زندگی انسان ایفا می‌کند. اینکه ماشین بتواند احساسات انسان را درک و با توجه به آن خود را تنظیم کند، هدفی است که پژوهش‌گران به دنبال تحقق آن هستند. نیل به این هدف می‌تواند از جوانب متعددی برای بشر سودمند باشد؛ در واقع تزریق هوش احساسی به رابط‌های انسان و ماشین، موجب می‌شود ماشین در برخورد با انسان هوشمندی بیشتری داشته و کارایی آن افزایش یابد. دانش اندک بشر از سازوکار پیچیده بروز احساسات در انسان مسأله‌ای است که باعث می‌شود تشخیص احساسات توسط ماشین به موضوعی بحث‌برانگیز مبدل شده و در سال‌های اخیر حجم بالایی از پژوهش‌ها را به خود اختصاص دهد. از آنجاییکه گوش کردن به موسیقی فرایندهای روان‌شناختی

متنوعی همچون ادراک، ادغام چندحسی، توجه، یادگیری، حافظه، پردازش ساختار، پردازش معانی و بروز احساسات را دربردارد (کوئلس، ۲۰۱۲)، موسیقی ابزاری مناسب برای پژوهش در زمینه عملکرد مغز انسان است. در پژوهش‌های فراوانی که در زمینه بررسی و مطالعه فرایندهای عصبی موسیقی صورت گرفته است، تکنیک‌های مختلفی از جمله EEG (آلتمولر و همکاران، ۲۰۰۲)، (بالکونی و همکاران، ۲۰۰۸)، (افتاناس و همکاران، ۲۰۰۶)، (اشمیت و همکاران، ۲۰۰۳)، (بامگارتنر و همکاران، ۲۰۰۶)، (لین و همکاران، ۲۰۱۰)، (ساملر و همکاران، ۲۰۰۷)، (هاجیدیمیتزیو و همکاران، ۲۰۱۲)، fMRI (سلیم پور و همکاران، ۲۰۱۱)، (کوئلس و همکاران، ۲۰۰۶)، (الوری و همکاران، ۲۰۱۱)، (تراست و همکاران، ۲۰۱۲)، MEG (مائس و همکاران، ۲۰۰۱) و NIRS (مقیمی و همکاران، ۲۰۱۲) به کار گرفته شده است. همچنین

علاوه بر تکنیک‌های گفته شده، سلیم‌پور و همکارانش با ارزیابی میزان ترشح دوپامین با استفاده از تکنیک PET به بررسی میزان برانگیختگی احساسی افراد پرداخته‌اند (سلیم‌پور و همکاران، ۲۰۱۱). وضوح زمانی بالای سیگنال EEG، هزینه ثبت به‌نسبه پایین در مقایسه با سایر روش‌ها و قابل حمل بودن تجهیزات ثبت، باعث شده EEG گزینه مناسبی برای بررسی قراین عصبی عملکردهای مختلف شناختی از جمله ادراک موسیقی باشد. در مطالعات متعددی از طیف توان سیگنال EEG در باندهای مختلف فرکانسی به‌منظور ارزیابی تغییرات فعالیت نواحی مختلف مغز در هنگام بروز احساسات استفاده شده است. یکی از فرضیات مطرح‌شده در این زمینه در سال ۱۹۹۵ توسط دیویدسون مطرح شد: به این ترتیب که بیان می‌دارد احساسات مثبت در ناحیه فرنتال چپ مغز و احساسات منفی در فرنتال راست پردازش می‌شوند (دیویدسون، ۱۹۹۵). /شمیت و همکارانش در آزمایش‌هایی که انجام دادند، نتایجی مشابه با نظریه دیویدسون برای فعالیت مغزی در باند آلفا گزارش نمودند (اشمیت و ترینور، ۲۰۰۱)؛ هر چند در بعضی از مطالعات این نتایج مشاهده نشده است (هاگمن، ۲۰۰۴)، (رید و همکاران، ۱۹۹۸). به‌منظور کمی‌کردن عدم تقارن، معیارهای مختلفی که به‌الزام مربوط به ناحیه فرنتال نبوده‌اند، ارایه شدند که با استفاده از این ابزارها می‌توان اثرات ناشی از القای احساسات توسط محرک‌های تصویری (پترانتوناکیس و همکار، ۲۰۱۱) و موسیقایی (لین و همکاران، ۲۰۱۰) را به‌صورت کمی ارزیابی نمود. باندهای فرکانسی EEG که غالباً در مطالعات مورد بررسی قرار می‌گیرند، عبارتند از: تتا (۴-۸ هرتز)، آلفا (۸-۱۳ هرتز)، بتا (۱۳-۳۱ هرتز) و گاما (۳۱-۴۲ هرتز). توان این باندهای فرکانسی در نواحی مختلفی از مغز مورد مطالعه قرار گرفته است. باید به این نکته توجه کرد که برخی از پژوهش‌گران مطالعات خود در زمینه احساسات را بر روی باندهای خاصی محدود کرده‌اند؛ اما با هدف جامع‌تر کردن پژوهش، ما در این مطالعه هر چهار باند فرکانسی تتا، آلفا، بتا و گاما را مورد بررسی قرار دادیم.

در مطالعات مختلف توان باند آلفا در نواحی اکسیپیتال، پرییتال، فرنتال و تمپورال (بامگارتنر و همکاران، ۲۰۰۶)، توان باند بتا در قشر پرییتال تمپورال (افتاناس و همکاران، ۲۰۰۶) و توان باند گاما در نواحی پرییتال راست بررسی شده‌اند (بالکونی و همکاران، ۲۰۰۸). ساملر و همکارانش نشان دادند که گوش کردن به موسیقی شاد باعث

افزایش توان موج تتا در ناحیه فرنتال میانی می‌شود (ساملر و همکاران، ۲۰۰۷) و آلتنمولر و همکارانش نیز تغییر فعالیت نواحی فرانتوتمپورال دو طرفه مغز را در حین گوش کردن به ژانرهای مختلف موسیقی گزارش کردند (آلتنمولر و همکاران، ۲۰۰۲). به‌منظور تشخیص این‌که توان کدام باند فرکانسی در تمایز چهار احساس مختلف در فرد در حین گوش کردن به موسیقی موفق‌تر است، لین و همکارانش چند دسته ویژگی مختلف که براساس عدم تقارن نیمکره‌ای از تمام باندهای فرکانسی سیگنال EEG به‌دست آمده بود را مورد بررسی قرار دادند (لین و همکاران، ۲۰۱۰). همچنین پژوهش‌گران تلاش کرده‌اند علاقه افراد به قطعات موسیقی مختلف را با استفاده از ویژگی‌های استخراج‌شده از آنالیز زمان-فرکانس سیگنال‌های EEG تشخیص دهند (هاجیدیمیترو و همکاران، ۲۰۱۲). در کل می‌توان چنین جمع‌بندی کرد که بسیاری از مطالعات مبتنی بر EEG انجام‌شده بر روی پاسخ احساسی مغز به تحریک موسیقی، بر توان طیفی سیگنال‌های ثبت‌شده تمرکز دارند. از آنجا که فرایند پردازش و ادراک موسیقی نتیجه فعالیت دست‌جمعی نواحی مختلفی از مغز است (کوئلش، ۲۰۱۱) برای فهم نحوه پردازش موسیقی نیاز است که علاوه بر فعالیت نواحی مختلف، به چگونگی تغییر ارتباطات آنها با هم نیز توجه کرد. از این‌رو پژوهش‌گران به‌دنبال این هستند که از تحلیل کوهرنس و ارتباط<sup>۱</sup> (جاناتا و همکاران، ۱۹۹۳)، (باتاچاریا و همکاران، ۲۰۰۵)، (فلورس و همکاران، ۲۰۰۷)، (فلورس و همکاران، ۲۰۰۹) و نظریه شبکه‌ها (وو و همکاران، ۲۰۱۲) استفاده کنند تا نحوه ارتباط و همکاری نواحی مختلف مغز را در حین گوش کردن به موسیقی ارزیابی کنند.

در این مطالعه برآنیم با استفاده از تحلیل ارتباط و محاسبه کوهرنس جهت‌دار جزئی (PDC)<sup>۲</sup>، که یکی از روش‌های ارزیابی ارتباط مؤثر<sup>۳</sup> است، میزان همبستگی فعالیت نواحی مختلف مغز با بعد جاذبه<sup>۴</sup> احساسات در افراد را بررسی نماییم. همان‌طور که اشاره شد، این بررسی‌ها در باندهای فرکانسی تتا، آلفا، بتا و گاما در حین گوش کردن به چندین قطعه موسیقی صورت گرفته است. هدف از این کار یافتن پاسخ به این سؤال بوده که آیا تفاوت معناداری بین PDC نواحی مختلف مغز زمانی که فرد در حال گوش کردن به موسیقی غمگین است با زمانی که در حال شنیدن

<sup>1</sup>Connectivity

<sup>2</sup>Partial Directed Coherence

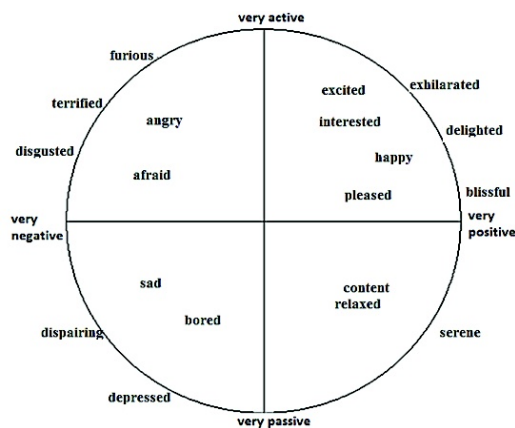
<sup>3</sup>Effective connectivity

<sup>4</sup>Valence

و دو قطعه از دستگاه‌های موسیقی ماهر و نوا، به ترتیب از محمدرضا شجریان (رنگ شهرپر آشوب از آلبوم شب وصل) و حسین علیزاده (قطعه شماره ۴ از آلبوم نی نوا)، است.

## ۲-۳- مراحل ثبت

برای اطمینان از این که تمام افراد شرکت کننده به طور یکسان با قطعات آشنایی دارند، قطعات، دو الی چهار روز قبل از ثبت در اختیار افراد قرار داده شد و از آنها خواسته شد که فقط یکبار با آرامش و توجه به قطعات گوش کنند. پیش از ثبت، افراد، فرمی را به منظور ارزیابی میزان راحتی، اضطراب و گزارش به روز عوامل آزاردهنده یا برهم‌زننده تمرکز پر کردند. در حین ثبت، فرد بر روی صندلی راحت در یک اتاق کم‌نور نشسته و تحریک از طریق گوشی راحت و با بلندی صدای مناسب و ثابت برای او پخش شد. از افراد خواسته شده بود که با دقت به قطعات گوش کرده و بر روی احساسی که به آنها دست می‌دهد تمرکز کنند. ارزیابی احساسات به این ترتیب صورت گرفت که در حین گوش کردن به هر قطعه، فرد نشان‌گر را در یک صفحه با دو بعد جاذبه-برانگیختگی (AV)<sup>۲</sup> حرکت می‌دهد. تصویر این صفحه در شکل (۱-۲) نمایش داده شده است. به منظور ثبت ارزیابی‌ها به صورت متغیر در زمان، از نرم‌افزار FELTRACE کووی و همکاران، (۲۰۰۰) استفاده شد. در مرحله پیش‌پردازش، نرخ نمونه‌برداری از داده‌های صفحه AV به ۱۲۸ هرتز تغییر داده شد.



(شکل ۱-۲): صفحه ثبت احساسات (محور افقی نمایش‌گر جاذبه و محور عمودی برانگیختگی). برجسب‌های احساسی بعضی نقاط نمایش داده شده است.

موسیقی شاد است، وجود دارد. ما از روش مدل‌سازی خودبازگشتی چندمتغیره (MVAR)<sup>۱</sup> برای ایجاد شبکه‌های موثر مربوط به فعالیت‌های عصبی استفاده کرده‌ایم. لازم به ذکر است در این پژوهش، القای احساسات با بهره‌گیری از قطعات موسیقی مورد استفاده در مطالعات قبل به همراه قطعات موسیقی ایرانی صورت گرفته است.

در بخش دوم به معرفی شرایط و چگونگی انجام آزمایش‌ها و همین‌طور روش تجزیه و تحلیل داده خواهیم پرداخت. بخش سوم به ارایه و بحث در مورد نتایج اختصاص دارد و در نهایت در بخش چهارم به جمع‌بندی مطالعه انجام‌شده می‌پردازیم.

## ۲- مواد و روش‌ها

### ۲-۱- نمونه‌ها

در این مطالعه فرآیند اخذ داده از ۱۸ داوطلب زن در محدوده سنی ۲۱±۳ انجام گرفت. افراد شرکت کننده دانشجویان مقاطع کارشناسی و کارشناسی ارشد بوده و موسیقی‌دان نبوده‌اند. این افراد راست‌دست و دارای شنوایی طبیعی بوده و سابقه بیماری عصبی نداشته‌اند. همچنین با توجه به فرم ارزیابی که هر فرد قبل از فرایند ثبت پر کرده است، از یک هفته پیش از فرایند ثبت، افراد خواب شبانه طبیعی (شروع ساعت خواب در بازه ۱۰-۱۲ به مدت ۷ تا ۹ ساعت) داشته و در ۲۴ ساعت قبل از ثبت نیز مصرف کافئین، نیکوتین و نوشیدنی‌های انرژی‌زا و همچنین فعالیت بدنی سنگین نداشته‌اند. باید اشاره شود که هیچ یک از افراد تحت آموزش رسمی موسیقی نبوده‌اند.

### ۲-۲- تحریکات

قطعات موسیقی مورد استفاده برای تحریک با توجه به پژوهش‌های قبلی، به صورتی برگزیده شدند که هر دو احساس موسیقایی مثبت و منفی را پوشش دهند (پرتز و همکاران، ۱۹۹۸). تحریکات مورد استفاده شامل شصت ثانیه ابتدایی از شش قطعه کلاسیک زیر: (از چپ به راست: آهنگ‌ساز، آلبوم [قطعه])

Mozart, Einekleinenachtmusik [Allegro and Rondo Allegro];  
Vivaldi, Le Quattro stagioni [La primavera];  
Chopin, Nocturne Op. 9 [No. 2];  
Rodrigo, Concerto de Aranjuez [Adagio];  
Grieg, Peer Gynt's Suite No. 2 [Solveigs song]

<sup>2</sup> Arousal-Valance

<sup>1</sup> Multivariate Autoregressive modeling

تحریکی به طول شصت ثانیه بود. ترتیب توالی هر یک از این بخش ها در طول یک آزمایش در شکل (۲-۲) نشان داده شده است. ارزیابی فرد از محتوای احساسی موسیقی در حین گوش کردن به قطعه، با ثبت محل قرارگیری نشانگر موشواره در صفحه AV به صورت پیوسته انجام گرفت.

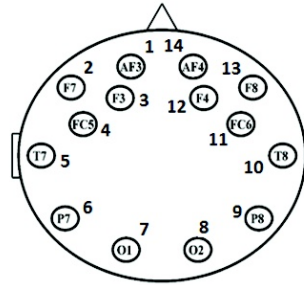
#### ۲-۴- روش کوهرنس جهت دار جزئی

بسیاری از تکنیک‌هایی که به‌طور گسترده برای تحلیل سیگنال‌های عصبی مربوط به فعالیت‌های مغزی به‌کار می‌روند، براساس توابع همبستگی و کوهرنس فعالیت‌های نواحی مغز هستند (باکالا و همکاران، ۲۰۰۱). کوهرنس بین دو سیگنال  $x$  و  $y$  (ثبت شده از مکان دو الکتروود) به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$C_{xy} = \frac{|S_{xy}(f)|^2}{S_{xx}(f)S_{yy}(f)} \quad (1)$$

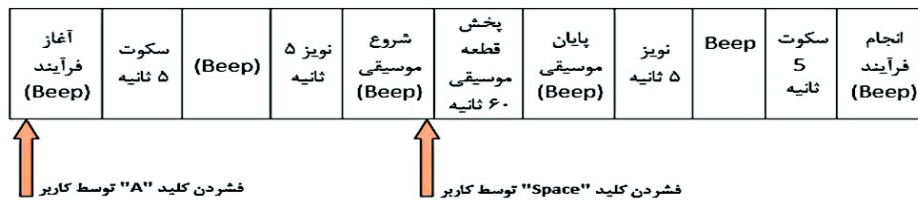
که  $S_{xy}$  طیف چگالی متقابل بین  $x$  و  $y$  و  $S_{xx}$ ،  $S_{yy}$  به ترتیب طیف چگالی خودی  $x$  و  $y$  است (بنیاد و همکاران، ۱۹۸۶) در کاربردهای نوروفیزیولوژیک سیگنال‌های MEG، EEG به بازه‌های فرکانسی مختلف تقسیم‌بندی می‌شوند. به همین دلیل برای گزارش کوهرنس در یک باند فرکانسی خاص ابتدا کوهرنس در گام‌های فرکانسی مختلف محاسبه و سپس در بازه فرکانسی مورد نظر از مقادیر به دست آمده متوسط‌گیری شد.

ثبت داده‌های EEG با استفاده از هدست بدون سیم ثبت چهارده کاناله EEG با نام EmotivEPOC صورت گرفت. این وسیله داده‌های EEG را با فرکانس نمونه‌برداری داخلی ۲۰۴۸ نمونه‌برداری کرده و سپس از داده خروجی تا فرکانس ۱۲۸ هرتز زیرنمونه‌برداری می‌شود. الکتروودها براساس استاندارد ۱۰-۲۰ (Electro Cap International Inc., Eaton, USA) در محل‌های AF3، AF4، F3، F7، FC5، T7، P7، O1، O2، P8، T8، F4، FC6، F8، AF4 و AF8 قرار داده شد و از مرجع Common mode استفاده شد. شمای از سر و محل قرارگیری الکتروودها به همراه شماره اختصاص داده شده به آنها در شکل (۲-۲) نشان داده شده است. در مرحله آماده‌سازی فرد برای ثبت، به قرارگیری الکتروودها در محل صحیح روی سر توجه شده است. قابل حمل بودن دستگاه ثبت و این‌که قراردادن آن روی سر راحت است، ویژگی‌هایی است که باعث می‌شود این دستگاه انتخاب خوبی برای کاربردهای BCI باشد (هاجیدیمیترو و همکاران، ۲۰۱۲).



(شکل ۲-۱): محل الکتروودها

در هر ثبت، فرد شرکت‌کننده شش آزمایش متوالی را انجام داد. به این ترتیب که هر آزمایش شامل دو بازه سکوت به طول پنج ثانیه، دو بازه نوبه سفید به طول پنج ثانیه و



(شکل ۲-۲): توالی بخش‌های تشکیل دهنده هر آزمایش.

برای سیگنال‌های EEG، تکنیک‌های بر پایه فرآیند خودبازگشتی چندمتغیره در حد روشی برای تخمین ضرایب، ساده‌سازی شده و تنزل می‌یابند (گرینبلات و همکاران، ۲۰۱۲). در ادامه نحوه محاسبه PDC مربوط به فعالیت عصبی ثبت شده در کانال‌های مختلف شرح داده خواهد شد. به زبان دیگر با این فرض که سیگنال EEG نواحی مختلف توسط N کانال ثبت شود، هریک از این کانال‌ها یکی از گره‌های شبکه مورد نظر ما را تشکیل می‌دهند. ارتباط این گره‌ها با یکدیگر با استفاده از معیار PDC تعیین می‌شود. همان‌طور که در ادامه توضیح داده خواهد شد به‌منظور محاسبه PDC بین هر یک از دو کانال در ابتدا باید یک مدل MVAR را با داده‌ها متناسب کرده و سپس از ضرایب مدل برای محاسبه PDC استفاده کرد.

در این نوشتار مقادیر عددی با حروف کوچک، بردارها با حروف برجسته و ماتریس‌ها با حروف بزرگ نمایش داده شده‌اند. چنانچه فرض کنیم  $x_i(n)$  سیگنال اندازه‌گیری شده برای کانال‌های مختلف  $1 \leq i \leq N$  باشد، مدل MVAR در حوزه زمان به صورت زیر خواهند بود.

$$\begin{bmatrix} x_1(t) \\ \vdots \\ x_N(t) \end{bmatrix} = \sum_{k=1}^p A_k \begin{bmatrix} x_1(t-k) \\ \vdots \\ x_N(t-k) \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} w_1(t) \\ \vdots \\ w_N(t) \end{bmatrix} \quad (3)$$

که  $w_i$  نوفه سفید با ماتریس کوواریانس  $\Sigma$  است. بنابراین  

$$\mathbf{X}_t = [x_1(t) \ \dots \ x_N(t)]^T \quad (4)$$
 بردار داده کانال‌های مختلف در لحظه  $t$  و  

$$A_k = \begin{bmatrix} a_{11}(k) & a_{12}(k) & \dots & \dots & a_{1N}(k) \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ \vdots & \vdots & \vdots & a_{ij}(k) & \vdots \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ a_{N1}(k) & \dots & \dots & \dots & a_{NN}(k) \end{bmatrix} \quad (5)$$

ماتریس ضرایب بوده و داریم  $A = [A_1, \dots, A_p]$  که  $p$  مرتبه مدل را نشان می‌دهد. اگر ماتریس  $X$  را که متشکل از داده تمامی کانال‌ها در تأخیرهای مختلف تا مرتبه  $p$  باشد، به صورت زیر تعریف کنیم:

$$k_{xy}^2(f) = \frac{|\langle S_{xy}(f) \rangle|^2}{|\langle S_{xx}(f) \rangle| |\langle S_{yy}(f) \rangle|} \quad (2)$$

که عمل گر  $\langle \cdot \rangle$  نشان دهنده میانگین‌گیری بر روی بازه‌هاست. برای همه فرکانس‌ها بازه تغییر مقدار کوهرنس بین ۰ و ۱ است که به ترتیب نشان‌گر استقلال خطی و بیشینه همبستگی خطی است (پردا و همکاران، ۲۰۰۵). برخلاف کوهرنس معمول که بر شباهت فعالیت‌ها تمرکز دارد، کوهرنس جهت‌دار علاوه بر اینکه بر ارتباط نسبی تأکید می‌کند، جهت برهم‌کنش‌ها را نیز به دو صورت مستقیم و معکوس نشان می‌دهد.

کوهرنس جهت‌دار بر پایه مفاهیم "علیت گرنجر"<sup>۱</sup> که یکی از تعاریف پرکاربرد در بحث علیت می‌باشد، شکل گرفته است (باکالا و همکاران، ۲۰۰۱). این مفهوم برای نخستین بار در سنجش پدیده‌های اقتصادی مورد استفاده قرار گرفت، اما بعدها در نوروفیزیولوژی به کار رفت (گرینبلات و همکاران، ۲۰۱۲). علیت گرنجر بر آن است که یک سری زمانی را با استفاده از سری زمانی دیگر بسازد و اگر یک سری زمانی در پیش‌بینی سری دیگر مؤثر باشد، می‌توان نتیجه گرفت که سری دوم معلول سری نخست است. به زبان دیگر (با فرض خطی بودن) اگر اضافه کردن  $X$  به رگرسیون  $Y$  باعث بهبود عملکرد پیش‌بینی  $Y$  شود،  $X$  علت  $Y$  است. عملکرد رگرسیون را می‌توان با مقایسه تناسب مدلی خودبازگشتی، در دو حالت که یک‌بار فقط از مقادیر گذشته  $Y$  برای پیش‌بینی استفاده کنیم و در حالت دیگر هم از مقادیر  $X$  و هم از مقادیر  $Y$  بهره ببریم، ارزیابی کرد (باکالا و همکاران، ۲۰۰۱)، (پردا و همکاران، ۲۰۰۵).

از آنجایی که در تحلیل داده‌های عصبی، بیش‌تر فعالیت‌های چندین ناحیه از مغز ثبت می‌شوند، باید سری‌های زمانی چندگانه را تحلیل کرد. مطالعات نشان داده است که در ارزیابی رابطه بین بیش از دو سری نتایج علیت گرنجر و کوهرنس جهت‌دار با هم در تضاد هستند. به‌علاوه آزمون علیت گرنجر شمایی از برهم‌کنش‌های تنها دو سری زمانی در حوزه فرکانس را به دست می‌دهد. به‌منظور برطرف کردن این کاستی، کوهرنس جهت‌دار جزیی در سال ۲۰۰۱ توسط باکالا و همکارانش ارائه شد (باکالا و همکاران، ۲۰۰۱). PDC بر پایه مدل‌سازی سری‌های زمانی با استفاده از فرآیند خودبازگشتی چندمتغیره است؛ هر چند در عمل

<sup>1</sup> Granger causality

$$X = [\mathbf{x}_t \mathbf{x}_{t-1} \dots \mathbf{x}_{t-p+1}] \quad (6)$$

آن‌گاه با استفاده از روش تخمین حداقل مربعات خطا ماتریس  $A$  به صورت زیر به دست می‌آید:

$$A = (X^T X)^{-1} X^T \mathbf{x}_t \quad (7)$$

با فرض اینکه  $A(f)$  تبدیل فوری ضرایب ( $A$ ) باشد،  $\bar{A}(f)$  به صورت زیر تعریف می‌شود (با کالا و همکاران، ۲۰۰۱):

$$\bar{A}(f) = I - A(f) = [\bar{\mathbf{a}}_1(f) \bar{\mathbf{a}}_2(f) \dots \bar{\mathbf{a}}_m(f)] \quad (8)$$

که  $\bar{\mathbf{a}}_m$  ستون  $m$  ام و  $\bar{a}_{ij}(f)$  درایه سطر  $i$  و ستون  $j$  ام  $\bar{A}(f)$  هستند. مقدار PDC از سیگنال  $j$  به  $i$  با معادله زیر

به دست خواهد آمد (Pereda L. A Baccala 2001, E. Pereda L. A Baccala 2001, R. E. Greenblatt 2012):

$$\bar{\pi}_{ij}(f) = \frac{\bar{a}_{ij}(f)}{\sqrt{\bar{\mathbf{a}}_j^H(f) \bar{\mathbf{a}}_j(f)}} \quad (9)$$

برای  $1 \leq i \leq N$  داریم:

$$0 \leq |\bar{\pi}_{ij}(f)|^2 \leq 1 \quad (10)$$

و

$$\sum_{i=1}^N |\bar{\pi}_{ij}(f)|^2 = 1 \quad (11)$$

## ۲-۵- پیش پردازش و محاسبه PDC

پس از مرحله ثبت، به منظور حذف آرتیفکت‌هایی از قبیل EMG و نوفه ناشی از برق شهر از سیگنال‌های EEG اخذ شده، از فیلتر پایین‌گذر با فرکانس‌های قطع بالا و پایین، به ترتیب ۴۲ و ۲ هرتز استفاده شد؛ سپس آرتیفکت‌های باقی‌مانده ناشی از پلک‌زدن و حرکت با قراردادن آستانه‌ای برای سیگنال‌ها حذف شدند. مقدار حد این آستانه با توجه با سایر پژوهش‌های صورت‌گرفته و از طریق بررسی چشمی سیگنال‌های ثبت‌شده برابر با هفتاد میکروولت انتخاب شد. سیگنال‌های ثبت‌شده از هر فرد در حال گوش‌دادن به هر یک از قطعات، به بازه‌های یازده‌ثانیه‌ای تقسیم شد و در هر بازه ماتریس PDC با روند اشاره شد. در بخش ۲-۴، محاسبه شد. ماتریس PDC نهایی برای هر فرد متناظر با هر قطعه، با میانگین‌گیری روی ماتریس PDC در بازه‌های یک سیگنال حاصل شد.  $i$  و  $j$  از امین عضو ماتریس PDC نشان‌دهنده کوهرنس جهت‌دار جزئی از کانال  $j$  به کانال  $i$  است.

در این مطالعه مرتبه مدل ARX، به منظور کمینه‌کردن مقدار RMS خطای مدل‌سازی با آزمودن مقادیر مختلف، برابر هیجده در نظر گرفته شد و برای مقایسه بهتر

عناصر قطری ماتریس‌های PDC برابر صفر فرض شدند. پس از محاسبه مقادیر PDC به صورت تابعی از فرکانس، به منظور تحلیل باندهای مختلف سیگنال EEG (۴-۸ هرتز تا، ۸-۱۳ هرتز آلفا، ۱۳-۳۱ هرتز بتا و ۳۱-۴۲ هرتز گاما) از ماتریس‌های PDC پارمتریک حاصل، در طول هر یک از بازه‌های فرکانسی میانگین‌گیری شد و در نهایت هریک از ماتریس‌های PDC در هر باند فرکانسی، با تقسیم‌کردن بر بیشینه مقدار PDC در همان باند، هنجارسازی شدند تا همه مقادیر در یک محدوده مشخص از صفر تا یک قرار گیرند. هدف از این هنجارسازی تسهیل مقایسه بین مقادیر PDC نسبت به یکدیگر است.

## ۲-۶- تحلیل همبستگی

به منظور بررسی رابطه بین ارزیابی‌های احساسی و مقادیر PDC در کانال‌های مختلف، تحلیل همبستگی به کار برده شد. به این ترتیب که در ماتریس PDC متناظر با هر تحریک موسیقی در هر باند فرکانسی، میانگین PDC ورودی از تمام کانال‌ها به هر یک از کانال‌ها محاسبه شده است. به زبان دیگر در یکایک ماتریس‌های PDC، روی مجموعه درایه‌های هر سطر که نشان‌دهنده PDC ورودی از تمام کانال‌ها به یک کانال خاص است، میانگین‌گیری صورت گرفت. با انجام این روند برای داده‌های مربوط به هر فرد و قراردادن نتایج به صورت پشت سر هم در یک بردار، برای هر یک از کانال‌ها، برداری متناظر با میانگین PDC ورودی به آن کانال به دست آمد که هر یک از درایه‌های آن متناظر با مقدار میانگین محاسبه‌شده برای هر فرد است. در گام بعد روندی مشابه بر روی بعد جاذبه ارزیابی‌های احساسی صورت‌گرفته توسط هر فرد، متناظر با هر یک از قطعات، تکرار شد. به این معنا که میانگین جاذبه برای هر فرد در حین گوش‌کردن به هر یک از قطعات محاسبه شد و با پشت سر هم قرار دادن مقادیر مربوط به هر یک از افراد، برای هر قطعه، برداری از مقادیر میانگین جاذبه به دست آمد که طول آن برابر تعداد افراد بود. به این ترتیب بردار جاذبه میانگین برای هر یک از قطعات به دست آمد. پس از آن همبستگی بردارهای میانگین PDC و میانگین جاذبه برای هر یک از قطعات در باندهای فرکانسی مختلف در کانال‌های متفاوت محاسبه شد؛ این مقدار نشان خواهد داد اگر جاذبه یک قطعه برای افراد افزایش یابد PDC آن چه تغییری را در شبکه ارتباطات نشان خواهد داد.



## ۷-۲- آزمون آماری

در این بخش به دنبال پاسخ به این سؤال هستیم که آیا تفاوت مشخصی در ماتریس‌های PDC متناظر با تحریک‌های موسیقی که دارای محتوای احساسی متفاوتی هستند، دیده می‌شود. به زبان ساده‌تر آیا ماتریس‌های PDC مربوط به یک قطعه شاد در مقایسه با یک قطعه غمگین، در نواحی مختلف مغز، تفاوت مشخصی دارد یا خیر.

برای این منظور ابتدا تحریکات موسیقی را با توجه به ارزیابی‌های افراد به سه دسته شاد، غمگین و خنثی تقسیم‌بندی کردیم. به این ترتیب که در جدول (۱-۲) قطعه ۳ خنثی، ۵ و ۲ غمگین و بقیه شاد هستند. قطعه شماره ۳ با وجود اینکه مقدار جاذبه مثبت دارد، به‌عنوان قطعه خنثی تلقی می‌شود؛ چون علاوه بر کوچک‌بودن این مقدار، افراد در فرم‌هایی که بعد از هر ثبت پر کردند این قطعه را از نظر جاذبه به‌عنوان قطعه‌ای خنثی انتخاب کردند. برچسب‌های حاصل با برچسب‌هایی که در پژوهش‌های قبلی به این قطعات داده شده بود، مطابقت داشت. با توجه به این برچسب‌گذاری، از آزمون  $t$  بر روی بردارهای میانگین PDC مربوط به قطعات غمگین و قطعات شاد در مقایسه با خنثی در نواحی فرانتال و پری‌تال هر یک از نیمکره‌ها استفاده شد. به این ترتیب که بردارهای میانگین PDC مربوط به ناحیه موردنظر برای هر دو قطعه محاسبه و آزمون  $t$  بر آنها اعمال شد.

(جدول ۱-۲): میانگین ارزیابی احساسی افراد از قطعات در دو بعد جاذبه و برانگیختگی

شماره قطعه	نام قطعه	جاذبه	برانگیختگی
۱	Einekleinenachtmusi (Allegro)	۰/۳۴۶۵	۰/۳۱۴۴
۲	نینوا	-۰/۴۳۴۴	-۰/۱۹۹۹
۳	Nocturne Op. 9, No	۰/۱۱۴۰	-۰/۳۰۹۸
۴	رنگ شهر پرآشوب	۰/۴۷۳۱	۰/۴۲۵۳
۵	Concerto de Aranjuez (Adagio)	-۰/۱۹۸۱	-۰/۲۶۳۶
۶	Einekleinenacht music (Rondo Allegro)	۰/۳۰۹۷	۰/۳۶۲۷

## ۳- نتایج

### ۱-۳- نتایج رفتاری

میانگین ارزیابی احساسی افراد از قطعات پخش‌شده در دو بعد برانگیختگی (که میزان برانگیختگی را نشان می‌دهد) و جاذبه (که مثبت یا منفی بودن احساس را نشان می‌دهد) (شاد/غمگین)) در جدول (۱-۲) گزارش شده است. برای نمونه منحنی‌های مربوط به ارزیابی همه افراد از جاذبه و برانگیختگی یک قطعه خاص در شکل (۱-۳) دیده می‌شود. میانگین این منحنی‌ها به همراه حاشیه‌ای به‌اندازه انحراف معیار در اطراف آن نیز در این شکل رسم شده است. در جدول (۱-۲) می‌توان دید که قطعات شماره ۲ و ۴ بیش‌ترین میزان جاذبه را به‌ترتیب با مقادیر منفی (حس غم) و مقادیر مثبت (حس شادی) داشته‌اند و قطعه شماره ۴ از نظر برانگیختگی نیز بیش‌ترین مقدار برانگیختگی را در افراد ایجاد کرده است. با توجه به اینکه این دو قطعه از دستگاه‌های موسیقی ایرانی انتخاب شده‌اند و افراد شرکت‌کننده در این مطالعه نیز ملیت ایرانی دارند از این موضوع می‌توان این‌طور نتیجه گرفت که اثرگذاری موسیقی ایرانی بر افراد در مقایسه با موسیقی کلاسیک غربی بیشتر بوده است.

### ۲-۳- مطالعه ماتریس‌های PDC

در نتیجه محاسبات مطرح شده در بخش ۲-۴ برای هر فرد در حین گوش کردن به هر تحریک با قراردادن بازه‌های فرکانسی مورد نظر، ماتریس PDC در چهار باند فرکانسی به‌دست آمده است. در هر یک از ماتریس‌های PDC، سطر نام ورود اطلاعات از سایر کانال‌ها به کانال  $i$  ام و به‌طور خاص درایه  $ij$  ام ورود اطلاعات از کانال  $j$  ام به کانال  $i$  ام را نشان می‌دهد. برای نمونه ماتریس‌های PDC یکی از افراد مربوط به قطعه ۸ که به‌عنوان قطعه شاد و قطعه ۵ که به‌عنوان قطعه غمگین توسط افراد برچسب‌گذاری شده‌اند (دارای جاذبه به‌ترتیب مثبت و منفی هستند) در باندهای فرکانسی مختلف در کنار هم در شکل (۲-۳) نمایش داده شده است. همان‌طور که در شکل (۲-۳) دیده می‌شود در

ماتریس PDC مربوط به قطعه ۸، در باند تنا ورود اطلاعات از همه نواحی به نواحی فرنتال نسبت به سایر نواحی بیشتر بوده و این روند با حرکت به سمت نواحی تمپورال و اکسیپیتال به شدت کاهش می‌یابد؛ حال آنکه در مورد قطعه ۵ این کاهش کم‌تر بوده و ورود اطلاعات به این نواحی بیش از ماتریس مربوط به قطعه ۸ است. در باند آلفا ورود اطلاعات به کانال‌های ۱ و ۲ واقع در ناحیه فرنتال چپ در قطعه ۸ بیشتر است؛ حال آنکه در مورد قطعه ۵ فعالیت در نواحی فرنتال راست بیشتر از سایر قسمت‌هاست. در باند بتا نیز فعالیت نواحی فرنتال چپ از قطعه ۸ به ۵ کاهش می‌یابد. به‌طور کلی می‌توان دید که در هر دو قطعه ورود اطلاعات به نواحی فرنتال که در مطالعات به‌عنوان ناحیه مرتبط با احساسات تلقی شده‌اند (دیویدسون، ۱۹۹۵)، (هیلمن، ۱۹۹۷) در مقایسه با سایر نواحی بیشتر بوده است و در مورد این فرد خاص، فعالیت کانال‌های ۱ و ۲ واقع در فرنتال چپ در حین گوش کردن به قطعه ۸ بیش‌تر از زمانی است که فرد به قطعه ۵ دارای جاذبه منفی (احساس غم) است گوش می‌کند. همان‌طور که در این ماتریس‌های نمونه نیز دیده می‌شود، مقادیر ماتریس PDC با تغییر احساسات فرد تغییر کرده و با آن مرتبط است. به‌منظور بررسی این ارتباط به شیوه‌ای که در بخش قبل ذکر شد از تحلیل همبستگی استفاده شده است. بخشی از نتایج مربوط به این تحلیل‌ها در جدول (۱-۳) مشاهده می‌شود (مقادیر همبستگی به‌ازای  $p < 0.05$  گزارش شده‌اند).

همان‌طور که دیده می‌شود، در قطعاتی که دارای جاذبه مثبت بوده و افراد آنها را به‌عنوان قطعات شاد ارزیابی کرده‌اند، مقادیر همبستگی بین بردار PDC و بردار جاذبه مثبت است؛ یعنی میانگین PDC ورودی از همه نواحی به کانال‌های مشخصی از آنها که در جدول (۱-۳) ذکر شده با جاذبه متناسب است. حال آنکه این همبستگی برای قطعات دارای جاذبه منفی، مقداری منفی بوده و با افزایش جاذبه منفی قطعات، میانگین اطلاعات ورودی به نواحی مشخصی از مغز کاهش می‌یابد. برای قطعه ۳ که جاذبه مثبت داشته، اما به‌عنوان قطعه‌ای خنثی تلقی شده نیز این ارتباط برقرار است. این رابطه برای قطعه ۷ که مقدار میانگین جاذبه آن در جدول (۱-۳) کمتر از سایر قطعات غمگین می‌باشد، برقرار نیست؛ چون با وجود منفی بودن جاذبه، مقدار همبستگی با جاذبه، مثبت به‌دست آمده است که این موضوع می‌تواند به‌دلیل کم بودن مقدار جاذبه این قطعه باشد. با توجه به وجود ارتباط بین مقادیر PDC و محتوای احساسی

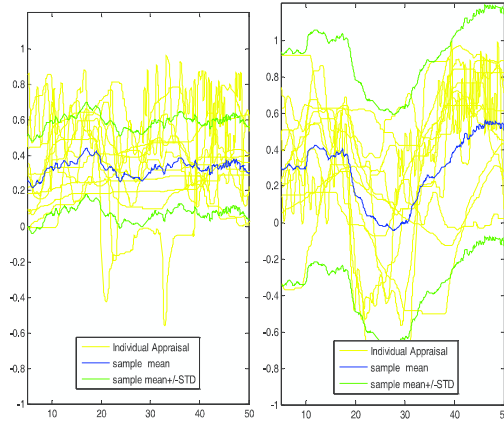
قطعات، سؤالی که مطرح می‌شود این است که آیا شباهتی بین بردارهای میانگین PDC قطعات شاد و غمگین و یا قطعات شاد و خنثی در نواحی مختلف (به‌خصوص نواحی فرنتال و پرینتال که با بروز احساسات مرتبط می‌باشند) (بالکونی و همکاران، ۲۰۰۸)، (دیویدسون، ۱۹۹۵) وجود دارد. برای پاسخ به این سؤال از آزمون آماری t استفاده شد. با محاسبه مقدار میانگین PDC ورودی به نواحی مختلف برای تمام افراد به‌صورتی که در بخش ۲-۵ اشاره شد، بردارهای این مقادیر ساخته شده و این آزمون بر روی بردارهای مربوط به قطعات با محتوای احساسی متفاوت (شاد/غمگین و شاد/خنثی) اعمال شده است. نتایج به‌دست آمده از این آزمون در جدول (۲-۳) گزارش شده است. در جدول (۲-۳)، FR, FL, PR, PL به ترتیب نشان‌دهنده نواحی پرینتال چپ، پرینتال راست، فرنتال چپ و فرنتال راست می‌باشند. نتایج گزارش شده در جدول (۲-۳) مربوط به رد فرضیه شباهت بین بردارهای PDC نواحی فرنتال چپ، فرنتال راست، پرینتال راست و پرینتال چپ در قطعات دارای محتوای احساسی متفاوت می‌باشد که با توجه به اینکه مقدار  $P$  کمتر از  $0.05$  به‌عنوان مقادیر معنادار و معتبر برای رد فرضیه شباهت در نظر گرفته شده است، می‌توان اختلاف بین PDC نواحی ذکر شده در قطعات شاد و غمگین و دو قطعه شاد و خنثی را مشاهده کرد. از آنجایی که لوب فرنتال با فرآیند حافظه فعال و احساسات در ارتباط است (کیمرگ و همکاران، ۱۹۹۳) در نتایج به‌دست آمده می‌توان مشاهده کرد که مقادیر PDC مربوط به این ناحیه در یک قطعه شاد با یک قطعه غمگین متفاوت است؛ که این موضوع با توجه به مخالف بودن جاذبه و محتوای احساسی این دو قطعه، بیان‌گر تأثیر احساسات بر ارتباط بین کانال‌ها در ناحیه فرنتال است. بسیاری از روان‌شناسان معتقد به وجود ارتباط بین فعالیت نواحی فرنتال و احساسات هستند همچنین این مورد توسط بسیاری از پژوهش‌گران از جمله ساملر و همکارانش (ساملر و همکاران، ۲۰۰۷) و آلتنمولر و همکارانش (آلتنمولر و همکاران، ۲۰۰۲) نیز مشاهده شده است که در نتایج حاضر نیز این مسأله دیده می‌شود. اشمیت و همکارانش نیز در پژوهشی که بر روی نوزادان زیر یک سال انجام داده‌اند، افزایش فعالیت نواحی فرنتال را در حین پخش موسیقی‌های احساسی برای این نوزادان مشاهده کرده‌اند (اشمیت و همکاران، ۲۰۰۳).



چپ مشاهده می‌شود، می‌توان نتیجه گرفت این نتایج با نظریه دیویدسون (دیویدسون، ۱۹۹۵) تطابق ندارد، هرچند نظریه او براساس فعالیت نواحی فرنرال تعریف شده است و نه ارتباط بین این نواحی. همان‌طور که از نتایج برمی‌آید، نیم‌کره‌های چپ و راست در حین بروز احساسات فعالیت متفاوتی دارند که این موضوع با آنچه لین (لین و همکاران، ۲۰۱۰) و بسیاری دیگر از پژوهش‌گران ارایه کردند، مطابقت دارد.

#### ۴ - جمع‌بندی

در این مقاله شبکه مؤثر مغز در حین گوش کردن به موسیقی با محتوای احساسی مختلف مورد مطالعه قرار گرفت. برای این منظور از روش PDC استفاده شد. ماتریس‌های حاصل تفاوت ارتباط نواحی مختلف را در حین گوش دادن به موسیقی شاد و غمگین مشخص کرد. قطعات انتخاب‌شده در مطالعه حاضر از نظر ارزیابی‌های فردی با نتایج گزارش‌شده در مقالات گذشته مطابقت داشت. ارتباط نواحی مشخصی از کانال‌های انتخاب‌شده با ارزیابی‌های شخصی افراد مطابقت داشت. این مسأله که پارامترهای شبکه مؤثر مغز انسان که با استفاده از سیگنال‌های EEG شکل گرفته است با پارامترهای رفتاری همبستگی دارد، یافته جالب توجهی است که می‌توان از آن در مطالعات رفتارشناسی استفاده کرد. همچنین مطالعات آماری انجام‌گرفته بر روی ماتریس‌های حاصل از روش PDC نشان داد که ارتباط نواحی خاصی از کانال‌های آنالیزشده تفاوت معناداری در حین گوش کردن به قطعات شاد و غمگین دارد؛ بنابراین می‌توان به‌عنوان پیشنهادی برای پژوهش‌های آینده به استفاده از پارامترهای مربوط به ارتباط نواحی جهت شناسایی احساسات و در نتیجه افزودن هوش احساسی به رابط‌های انسان و ماشین اشاره کرد.

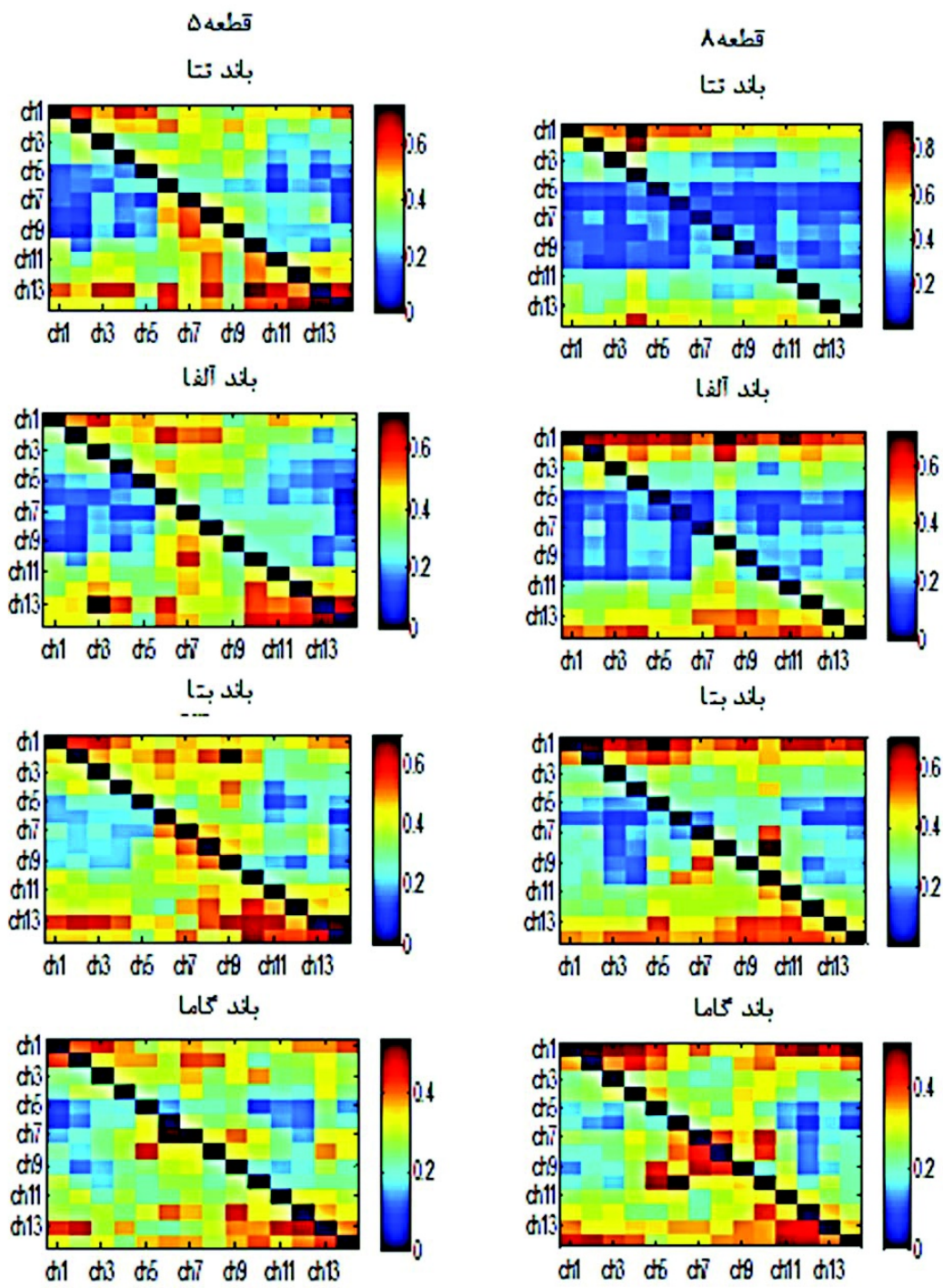


(الف) (ب)

(شکل ۳-۱): ارزیابی‌های احساسی (الف) بعد جاذبه و (ب) بعد برانگیختگی برای قطعه شماره ۱. خطوط آبی معرف متوسط و خطوط سبز معرف مجموع و اختلاف میانگین با انحراف معیار هستند. در این شکل محور افقی زمان و محور عمودی ارزیابی فرد در هر یک از دو بعد را نشان می‌دهد که این ارزیابی‌ها بین او ۱- محدود هستند.

لازم به ذکر است، ساملر و همکارانش در (ساملر و همکاران، ۲۰۰۷) مانند (کوئلش، ۲۰۰۶)، قطعات موسیقی را که به‌عنوان محرک ایجاد حس منفی استفاده کرده‌اند را از تغییر موسیقی لذت‌بخش به‌صورت الکترونیکی یا شیفت فرکانسی این نوع قطعات موسیقی ایجاد کرده‌اند که از این حیث به‌نظر می‌رسد استفاده از قطعات موسیقی که به‌خودی خود محتوای حسی منفی دارند، می‌تواند بهتر حس موردنظر را در فرد ایجاد کند. به‌همین دلیل ما در این پژوهش از قطعاتی که در مطالعات قبل به‌عنوان قطعات دارای محتوای حسی منفی معرفی شده‌اند استفاده کردیم.

با توجه به ستون دوم جدول (۲-۳)، می‌توان دید که تفاوت در میانگین PDC دو قطعه، در نواحی فرنرال و پرینال هر دو نیم‌کره دیده می‌شود. نظر به اینکه برای دو قطعه مشخص، در باندی معلوم، مقادیر PDC ورودی به کانال‌های فرنرال راست و چپ از ناحیه‌ای دیگر، به‌عنوان مثال پرینال راست، به‌طور هم‌زمان متفاوت است، می‌توان نتیجه گرفت محدود کردن ناحیه فرنرال راست به احساسات منفی و بالعکس با این نتایج، تطابق چندانی ندارد؛ به بیان ساده‌تر با توجه به اینکه ما برای ۲ قطعه معلوم، تفاوت میانگین جاذبه معینی داریم، و از سویی اختلاف مقادیر میانگین PDC ورودی به کانال‌های واقع در هم فرنرال راست و هم فرنرال



(شکل ۳-۲): نمایش ماتریس‌های PDC مربوط به یک فرد در چهار باند فرکانسی تتا، آلفا، بتا و گاما برای قطعه شماره ۸ (سمت راست) و قطعه شماره ۵ (سمت چپ)

(جدول ۳-۱): همبستگی بین میانگین PDC ورودی به یک کانال مشخص در باندهای فرکانسی مختلف با میانگین جاذبه قطعات مختلف.

شماره قطعه	ورود به کانال	باند فرکانسی	مقدار همبستگی	p-value	مقدار	شماره قطعه	ورود به کانال	باند فرکانسی	مقدار همبستگی	p-value
1	1	آلفا	0/581283	0/04744	5	6	آلفا	-0/62248	0/03064	
1	7	تتا	0/645365	0/02342	5	6	بتا	-0/59292	0/04216	
2	3	گاما	-0/77047	0/00336	5	7	تتا	-0/71633	0/00877	
2	11	گاما	-0/61553	0/03311	5	7	آلفا	-0/66008	0/01949	
2	12	گاما	-0/57763	0/04919	5	7	بتا	-0/60996	0/03520	
3	10	آلفا	0/607869	0/03600	5	14	تتا	-0/73595	0/00635	
3	10	بتا	0/623692	0/03022	5	14	آلفا	-0/74224	0/00570	
3	10	گاما	0/599235	0/03948	6	1	تتا	0/589494	0/04367	
4	3	تتا	0/694193	0/01225	6	1	آلفا	0/607769	0/03604	
4	3	آلفا	0/732569	0/00673	6	1	بتا	0/625469	0/02961	
4	5	تتا	0/882351	0/00014	6	9	تتا	0/731481	0/00685	
5	1	بتا	-0/60556	0/03691	6	9	آلفا	0/68735	0/01351	
5	3	تتا	-0/59809	0/03995	6	14	آلفا	0/584544	0/04592	
5	3	آلفا	-0/5892	0/04380	6	14	بتا	0/70188	0/01094	
5	4	تتا	-0/81095	0/00137	7	1	گاما	0/616446	0/03278	
5	4	آلفا	-0/71557	0/00887	8	3	آلفا	0/597913	0/04003	
5	4	بتا	-0/601	0/03875	8	14	آلفا	0/682069	0/01454	

(جدول ۳-۲): مقادیر p-value مربوط به وجود تفاوت در میانگین PDC نواحی و باندهای فرکانسی مختلف در جین گوش کردن به قطعات شاد/ غمگین و شاد/ خنثی.

p-value	باند فرکانسی	[خروج از ناحیه , ورود به ناحیه (کانال)]	قطعه اول-دوم		p-value	باند فرکانسی	ورود به ناحیه , خروج از ناحیه (کانال)	قطعه اول-دوم	
			شماره	نوع				شماره	نوع
0/044072	آلفا	[FR,FL(ch3)]	5-6	شاد-غمگین	0/029915	تتا	[FL,FR(ch14)]	5-1	شاد-غمگین
0/037744	آلفا	[PL,FL(ch1)]	5-6	شاد-غمگین	0/027075	آلفا	[FR,FL(ch3)]	5-1	شاد-غمگین
0/042129	تتا	[PL,FR(ch12)]	5-6	شاد-غمگین	0/010151	آلفا	[PR,FR(ch14)]	5-1	شاد-غمگین

0/0019 24	آلفا	[PL,FR(ch 12)]	5-6	شاد- غمگین	0/0325 89	بتا	[PR,FR(ch14)]	5-1	شاد- غمگین
0/0396 94	بتا	[PL,FR(ch 11)]	7-6	شاد- غمگین	0/0023 02	گاما	[PR,FR(ch13)]	5-1	شاد- غمگین
0/0404 45	آلفا	[FL,PL]	3-8	شاد- غمگین	0/0212 01	بتا	[PR,FR(ch12)]	5-1	شاد- غمگین
0/0404 45	آلفا	[FL,PL]	3-8	شاد- غمگین	0/0395 63	آلفا	[PR,FR(ch11)]	5-1	شاد- غمگین
0/0327 28	تتا	[FL,FR(ch 11)]	5-8	شاد- غمگین	0/0309 41	تتا	[PL,FR(ch12)]	5-1	شاد- غمگین
0/0375 5	گاما	[FR,FL(ch 1)]	5-8	شاد- غمگین	0/0179 46	آلفا	[PL,FR(ch12)]	5-1	شاد- غمگین
0/0132 36	آلفا	[FR,FL(ch 3)]	5-8	شاد- غمگین	0/0412 14	آلفا	[PR,FL(ch1)]	5-1	شاد- غمگین
0/0091 72	آلفا	[PR,FR(ch 14)]	5-8	شاد- غمگین	0/0035 92	بتا	[PR,FL(ch1)]	5-1	شاد- غمگین
0/0292 73	بتا	[PR,FL(ch 1)]	5-8	شاد- غمگین	0/0008 25	گاما	[PR,FL(ch1)]	5-1	شاد- غمگین
0/0219 93	بتا	[FL,FR(ch 12)]	7-8	شاد- غمگین	0/0090 9	گاما	[PR,FR(ch14)]	7-1	شاد- غمگین
0/0316 48	گاما	[PL,FL(ch1 )]	7-8	شاد- غمگین	0/0310 27	گاما	[PR,FR(ch13)]	7-1	شاد- غمگین
0/0422 94	بتا	[PL,FL(ch2 )]	7-8	شاد- غمگین	0/0042 4	بتا	[PR,FR(ch12)]	7-1	شاد- غمگین
0/0487 39	آلفا	[PR,FR(ch 13)]	3-1	شاد- خنثی	0/0335 68	آلفا	[PR,FR(ch11)]	7-1	شاد- غمگین
0/0194 68	بتا	[PR,FR(ch 12)]	3-1	شاد- خنثی	0/0281 1	آلفا	[FR,PL]	7-1	شاد- غمگین
0/0210 29	گاما	[PR,FR(ch 12)]	3-1	شاد- خنثی	0/0472 9	گاما	[PR,FL(ch3)]	7-1	شاد- غمگین
0/0275 21	گاما	[PR,FL(ch 1)]	3-1	شاد- خنثی	0/0246 42	تتا	[FL,FR(ch14)]	5-6	شاد- غمگین
					0/043	تتا	[FL,FR(ch11)]	5-6	شاد- غمگین

\*FR,FL,PR,PL به ترتیب نشان دهنده نواحی پرینتال چپ، پرینتال راست، فرنٹال چپ و فرنٹال راست هستند.

## ۵- مراجع

- Flores-Gutiérrez, E. O., Díaz, J. L., Barrios, F. A., Guevara, M. Á., del Río-Portilla, Y., Corsi-Cabrera, M., & del Flores-Gutiérrez, E. O. (2009). Differential alpha coherence hemispheric patterns in men and women during pleasant and unpleasant musical emotions. *International Journal of Psychophysiology*, 71(1), 43-49.
- Greenblatt, R. E., Pflieger, M. E., & Ossadtchi, A. E. (2012). Connectivity measures applied to human brain electrophysiological data. *Journal of neuroscience methods*, 207(1), 1-16.
- Hadjidimitriou, S. K., & Hadjileontiadis, L. J. (2012). Toward an EEG-based recognition of music liking using time-frequency analysis. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 59(12), 3498-3510.
- Hagemann, D. (2004). Individual differences in anterior EEG asymmetry: methodological problems and solutions. *Biological psychology*, 67(1), 157-182.
- Heilman, K. H. (1997). The neurobiology of emotional experience. *The neuropsychiatry of limbic and subcortical disorders*, 133-142.
- Janata, P., & Petsche, H. (1993). Spectral analysis of the EEG as a tool for evaluating expectancy violations of musical contexts. *Music Perception*, 281-304.
- Kimberg, D. Y., & Farah, M. J. (1993). A unified account of cognitive impairments following frontal lobe damage: the role of working memory in complex, organized behavior. *Journal of Experimental Psychology: General*, 122(4), 411.
- Koelsch, S. (2011). Toward a neural basis of music perception—a review and updated model. *Frontiers in psychology*, 2.
- Koelsch, S. (2012). *Brain and music*. John Wiley & Sons.
- Koelsch, S., Fritz, T., Müller, K., & Friederici, A. D. (2006). Investigating emotion with music: an fMRI study. *Human brain mapping*, 27(3), 239-250.
- Lin, Y. P., Wang, C. H., Jung, T. P., Wu, T. L., Jeng, S. K., Duann, J. R., & Chen, J. H. (2010). EEG-based emotion recognition in music listening. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 57(7), 1798-1806.
- Maess, B., Koelsch, S., Gunter, T. C., & Friederici, A. D. (2001). Musical syntax is processed in Broca's area: an MEG study. *Nature neuroscience*, 4(5), 540-545.
- Moghim, S., Kushki, A., Power, S., Guerguerian, A. M., & Chau, T. (2012). Automatic detection of a prefrontal cortical response to emotionally rated music using multi-channel near-infrared spectroscopy. *Journal of neural engineering*, 9(2), 026022.
- Aftanas, L. I., Reva, N. V., Savotina, L. N., & Makhnev, V. P. (2006). Neurophysiological correlates of induced discrete emotions in humans: an individually oriented analysis. *Neuroscience and behavioral physiology*, 36(2), 119-130.
- Alluri, V., Toiviainen, P., Jääskeläinen, I. P., Gleason, E., Sams, M., & Brattico, E. (2012). Large-scale brain networks emerge from dynamic processing of musical timbre, key and rhythm. *Neuroimage*, 59(4), 3677-3689.
- Altenmüller, E., Schürmann, K., Lim, V. K., & Parlitz, D. (2002). Hits to the left, flops to the right: different emotions during listening to music are reflected in cortical lateralisation patterns. *Neuropsychologia*, 40(13), 2242-2256.
- Baccalá, L. A., & Sameshima, K. (2001). Partial directed coherence: a new concept in neural structure determination. *Biological cybernetics*, 84(6), 463-474.
- Balconi, M., & Lucchiari, C. (2008). Consciousness and arousal effects on emotional face processing as revealed by brain oscillations. A gamma band analysis. *International Journal of Psychophysiology*, 67(1), 41-46.
- Baumgartner, T., Esslen, M., & Jäncke, L. (2006). From emotion perception to emotion experience: emotions evoked by pictures and classical music. *International Journal of Psychophysiology*, 60(1), 34-43.
- Bendat, J. S., & Piersol, A. G. (2011). *Random data: analysis and measurement procedures (Vol. 729)*. John Wiley & Sons.
- Bhattacharya, J., & Petsche, H. (2005). Phase synchrony analysis of EEG during music perception reveals changes in functional connectivity due to musical expertise. *Signal processing*, 85(11), 2161-2177.
- Cowie, R., Douglas-Cowie, E., Savvidou\*, S., McMahon, E., Sawey, M., & Schröder, M. (2000). 'FEELTRACE': An instrument for recording perceived emotion in real time. In ISCA tutorial and research workshop (ITRW) on speech and emotion.
- Davidson, R. J. (1996). 13 Cerebral Asymmetry, Emotion, and Affective Style. *Brain asymmetry*, 361.
- Flores-Gutiérrez, E. O., Díaz, J. L., Barrios, F. A., Favila-Humara, R., Guevara, M. Á., del Río-Portilla, Y., & Corsi-Cabrera, M. (2007). Metabolic and electric brain patterns during pleasant and unpleasant emotions induced by music. *International Journal of Psychophysiology*, 65(1), 69-84.



زمینه پژوهشی ایشان پردازش سیگنال‌های مغزی و مدل‌سازی دینامیکی سامانه‌های بیولوژیکی در علوم اعصاب شناختی است.

نشانی رایانامه ایشان عبارتست از:

hasanzadeh22@yahoo.com



**سحر مقیمی** کارشناسی خود را در مهندسی برق از دانشگاه تهران در سال ۱۳۸۲ و کارشناسی ارشد و دکترای خود را در رشته مهندسی پزشکی از دانشگاه تربیت مدرس به ترتیب در سال‌های ۱۳۸۵ و ۱۳۸۹ دریافت کرد. او از سال ۱۳۸۹ به عنوان عضو هیأت علمی در گروه مهندسی برق مشغول به کار شده است و هدایت آزمایشگاه پردازش سیگنال‌های مغزی را در آن دانشگاه بر عهده دارد. از زمینه‌های پژوهشی مورد علاقه ایشان علوم اعصاب شناختی، پردازش سیگنال‌های مغزی و مطالعه فرآیندهای مرتبط با پردازش احساسات در مغز انسان است.

نشانی رایانامه ایشان عبارتست از:

s.moghimi@um.ac.ir



**علی مقیمی** دکترای حرفه‌ای خود را در رشته دامپزشکی از دانشگاه تهران در سال ۱۳۶۵ اخذ کرد. ایشان سپس در سال ۱۳۷۶ دکترای تخصصی زیست‌شناسی (نوروفیزیولوژی) خود را از دانشگاه ایالتی مسکو گرفت. وی در سال ۱۳۷۶ به عنوان عضو هیأت علمی دانشگاه فردوسی شروع به کار کرد. زمینه‌های تحقیقاتی مورد علاقه ایشان شامل نوروفیدبک و مطالعه و مدل‌سازی سامانه‌های عصبی می‌شود.

نشانی رایانامه ایشان عبارتست از:

moghimi@um.ac.ir

Pereda, E., Quiroga, R. Q., & Bhattacharya, J. (2005). Nonlinear multivariate analysis of neurophysiological signals. *Progress in neurobiology*, 77(1), 1-37.

Peretz, I., Gagnon, L., & Bouchard, B. (1998). Music and emotion: perceptual determinants, immediacy, and isolation after brain damage. *Cognition*, 68(2), 111-141.

Petrantonakis, P. C., & Hadjileontiadis, L. J. (2011). A novel emotion elicitation index using frontal brain asymmetry for enhanced EEG-based emotion recognition. *Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions on*, 15(5), 737-746.

Reid, S. A., Duke, L. M., & Allen, J. J. (1998). Resting frontal electroencephalographic asymmetry in depression: Inconsistencies suggest the need to identify mediating factors. *Psychophysiology*, 35(04), 389-404.

Salimpoor, V. N., Benovoy, M., Larcher, K., Dagher, A., & Zatorre, R. J. (2011). Anatomically distinct dopamine release during anticipation and experience of peak emotion to music. *Nature neuroscience*, 14(2), 257-262.

Sammler, D., Grigutsch, M., Fritz, T., & Koelsch, S. (2007). Music and emotion: electrophysiological correlates of the processing of pleasant and unpleasant music. *Psychophysiology*, 44(2), 293-304.

Schmidt, L. A., & Trainor, L. J. (2001). Frontal brain electrical activity (EEG) distinguishes valence and intensity of musical emotions. *Cognition & Emotion*, 15(4), 487-500.

Schmidt, L. A., Trainor, L. J., & Santesso, D. L. (2003). Development of frontal electroencephalogram (EEG) and heart rate (ECG) responses to affective musical stimuli during the first 12 months of post-natal life. *Brain and Cognition*, 52(1), 27-32.

Trost, W., Ethofer, T., Zentner, M., & Vuilleumier, P. (2012). Mapping aesthetic musical emotions in the brain. *Cerebral Cortex*, 22(12), 2769-2783.

Wu, J., Zhang, J., Liu, C., Liu, D., Ding, X., & Zhou, C. (2012). Graph theoretical analysis of EEG functional connectivity during music perception. *Brain research*, 1483, 71-81.

**فاطمه حسن زاده** در سال ۹۱ مدرک



کارشناسی خود را در رشته مهندسی برق - کنترل و در سال ۹۴ مدرک کارشناسی ارشد خود را در رشته مهندسی پزشکی از دانشگاه فردوسی

مشهد دریافت کرد. او هم‌اکنون دانشجوی دکترای مهندسی پزشکی دانشگاه خواجه نصیر الدین طوسی است.