



دانشکده فنی و مهندسی

پایان نامه کارشناسی ارشد

رشته مهندسی پزشکی - گرایش بیوالکتریک

عنوان پایان نامه:

**تعیین عمق هیپنوتیزم با استفاده از روش تجربی تجزیه
سیگنال به مولفه ها (EMD)**

استاد راهنما:

آقای دکتر علی مطیع نصر آبادی

نگارش: گلناز بغدادی

شهریور ۱۳۸۸

کلیه حقوق این پروژه متعلق به دانشگاه شاهد می باشد.

*** استفاده از مطالب این رساله با ذکر منبع بلامانع است**

**تقدیم به پدر و مادر مهربانم که در تمامی مراحل
زندگی حامی و پشتیبان من بوده اند**

تشکر و قدردانی

پس از حمد و سپاس خدا، که پیامبرانش را برانگیخت تا گنجینه های دانش پنهانی را برون آرند و راز هستی را در دیدگانشان بنمایند، بر خود لازم می دانم که از زحمات بی دریغ، تلاش های بی وقفه و راهنمایی های ارزشمند استاد گرامی جناب آقای دکتر علی مطیع نصرآبادی که همواره با راهنمایی های خود راهگشای اینجانب بوده اند، کمال تشکر و سپاسگزاری را بنمایم و امیدوارم همچون گذشته مرا مرهون توجهات و راهنمایی علمی و معنوی خود سازند.

چکیده

امروزه در حوزه پردازش سیگنالهای حیاتی، پردازش سیگنال الکتروانسفالوگرام (EEG) در فعالیت ها و حالت های مختلف مغز، از جمله خواب، بیهوشی، صرع، فعالیت ها و عملیات محاسباتی و هیپنوتیزم مورد توجه محققان قرار گرفته است. در ادامه این تحقیقات در این مطالعه نیز به بررسی پدیده هیپنوتیزم و اثرات آن بر روی فعالیت الکتریکی مغز پرداخته شده است.

در این تحقیق با بکارگیری سیگنال EEG و استفاده از الگوریتم بهبود یافته تجزیه تجربی سیگنال به مولفه ها (EMD)، ویژگی های مختلفی از روی سیگنال EEG هیپنوتیزم ۳۲ مرد راست دست که نمره هیپنوتیزم پذیری آنها براساس مقیاس واترلو-استنفوردتعیین شده، استخراج شده است. نتایج حاصل از بررسی های آماری حاکی از آن است که القای هیپنوتیزم و همچنین سطح هیپنوتیزم پذیری اثرات معناداری بر روی تعدادی از این ویژگی ها در بعضی از امواج مغزی و یا نواحی خاصی از مغز دارد. نتایج حاصل از طبقه بندی و اعتبار سنجی به کمک روش LOO نیز نشان می داد که ویژگی استخراج شده براساس بعد هیگوچی، از لحاظ تعداد الکترودهای لازم برای ثبت سیگنال (با خطای حدود ۶،۲۵٪) و ویژگی ترکیب خطی پارامتر خود شباهت در باند تتا در کانال ۹ و بعد هیگوچی و پتروشن در کانال ۱۳ (بدون خطا) به عنوان بهینه ترین ویژگی ها، جهت تعیین میزان هیپنوتیزم پذیری می باشند.

نتایج حاصل از تبدیل سیگنال EEG به نگاشتهای خوشه زمان، با استفاده از الگوریتم خوشه یابی kmeans نشان می دهد که بررسی انرژی امواج بتا در پنجره های زمانی ۳ دقیقه ای می تواند جهت تخمین عمق هیپنوتیزم در طول القا به کار رود. همچنین با تبدیل ویژگی ها به مقادیر z-score، چند ویژگی دیگر به عنوان شاخصی جهت تعیین عمق هیپنوتیزم در طول القا معرفی شده است.

کلمات کلیدی: هیپنوتیزم، EEG، هیپنوتیزم پذیری، عمق هیپنوتیزم، EMD، z-score، نگاشت خوشه-زمان، AUC

فهرست علائم اختصاری

ANOVA: ANalysis Of VAriance

AUC: Area Under Curve

BCI: Brain Computer Interface

DFA: Detrended Fluctuation Analysis

EEG: ElectroEncephaloGram

EMD: Empirical Mode Decomposition

ERP: Evoked Related Potential

HHA: Haung Hilbert Analysis

HHS: Haung Hilbert Spectrum

HHT: Haung Hilbert Transform

IMF: In strict Mode Function

KNN: K Nearest Neighbourhood

LOO: Leave-One-Out

MANOVA: Multivariant ANalysis Of VAriance

LDA: Linear Discriminant Analysis

PCHIP: Piecewise Cubic Hermite Interpolating Polynomial

ROC: Receiver Operating Characteristic

SSBP: Spatial Synchronization of Brain Piopotentials

SVRM: Support Vector Regression Machines

فهرست مطالب

۱. مقدمه.....	۲
۱.۱. بیان مسئله.....	۲
۲.۱. ساختار پایان نامه.....	۳
۲. مقدمه ای بر هیپنوتیزم و سیگنالهای مغزی.....	۶
۱.۲. مقدمه.....	۶
۲.۲. معرفی و بررسی هیپنوتیزم.....	۶
۱.۲.۲. تلقین هیپنوتیزمی و اثرات آن.....	۸
۲.۲.۲. هیپنوتیزم پذیری.....	۹
۳.۲.۲. عمق هیپنوتیزم.....	۱۰
۴.۲.۲. هیپنوتیزم درمانی.....	۱۱
۳.۲. ساختار مغز و سیگنالهای مغزی.....	۱۱
۱.۳.۲. ثبت سیگنالهای مغزی.....	۱۳
۲.۳.۲. سطوح مختلف فرکانسی در سیگنال EEG.....	۱۵
۴.۲. مروری بر مطالعات انجام شده بر روی هیپنوتیزم به کمک سیگنالهای مغزی.....	۱۶
۵.۲. جمع بندی فصل.....	۱۹
۳. الگوریتم EMD و کاربرد آن در پردازش سیگنالهای مغزی.....	۲۱
۱.۳. مقدمه.....	۲۱
۲.۳. مقدمه ای بر تبدیل EMD و مقایسه آن با تکنیک های دیگر.....	۲۱
۱.۲.۳. الگوریتم EMD.....	۲۴
۲.۲.۳. روشهای بهبود الگوریتم EMD.....	۲۶
۳.۳. تبدیل هیلبرت.....	۳۵
۴.۳. فرکانس و دامنه لحظه ای.....	۳۶
۵.۳. طیف هیلبرت.....	۳۷
۶.۳. کاربرد EMD در آنالیز سیگنال های مغزی.....	۳۸
۱.۶.۳. کاربرد EMD در تشخیص مولفه P300 در تک ثبت.....	۳۸
۲.۶.۳. کاربرد EMD در استفاده از فیدبک شنوایی در سیستم های BCI.....	۳۹
۳.۶.۳. کاربرد EMD در تخمین میزان هوشیاری.....	۴۰
۴.۶.۳. کاربرد EMD در آنالیز وقوع همزمانی ها.....	۴۰
۵.۶.۳. کاربرد EMD در تشخیص اسپایک های صرع.....	۴۱
۶.۶.۳. کاربرد EMD در آنالیز خواب.....	۴۱

۷,۳	جمع بندی فصل	۴۲
۴	استخراج و ارزیابی ویژگی ها و ساختار طبقه بندی کننده ها	۴۴
۱,۴	مقدمه	۴۴
۲,۴	معرفی داده ها	۴۴
۳,۴	معرفی روشهای آماری در ارزیابی ویژگی ها	۴۵
۱,۳,۴	نمودار مستطیلی	۴۶
۲,۳,۴	آزمون های معنی دار بودن	۴۷
۱,۲,۳,۴	فرض صفر و مخالف صفر	۴۷
۲,۲,۳,۴	انواع خطاها در یک آزمون فرض	۴۷
۳,۲,۳,۴	سطح معنی دار بودن یا p-value	۴۷
۴,۲,۳,۴	آنالیز واریانس یکطرفه	۴۸
۵,۲,۳,۴	آنالیز واریانس چند متغیره یکطرفه	۴۹
۶,۲,۳,۴	آزمون t با نمونه های جفت	۵۰
۷,۲,۳,۴	ارزیابی فرض نرمال بودن	۵۰
۳,۳,۴	منحنی ROC و پارامتر AUC	۵۱
۴,۴	استخراج ویژگی	۵۲
۱,۴,۴	ویژگی های استخراج شده براساس انرژی امواج مغزی	۵۳
۱,۱,۴,۴	انرژی متوسط امواج مغزی (دلتا، تتا، آلفا، بتا، گاما)	۵۴
۲,۱,۴,۴	انرژی ماکسیمم امواج مغزی (دلتا، تتا، آلفا، بتا، گاما)	۵۴
۳,۱,۴,۴	انرژی نسبی امواج مغزی (دلتا، تتا، آلفا، بتا، گاما)	۵۹
۲,۴,۴	بعد فرکتال به روش پتروشن	۶۰
۳,۴,۴	بعد فرکتال به روش هیگوچی	۶۱
۴,۴,۴	استخراج پارامتر خود شباهت به کمک روش DFA در امواج مغزی	۶۲
۵,۴,۴	آنتروپی EMD	۶۷
۶,۴,۴	متوسط وابستگی فاز (میزان همزمانی فاز بین کانالها)	۶۹
۷,۴,۴	شباهت های مکانی در کانالهای متقابل در دو نیمکره مغزی	۷۱
۸,۴,۴	فرکانس موضعی وزن یافته	۷۴
۹,۴,۴	بررسی فعالیت نیمکره های مغزی در گروه های مختلف با محاسبه میزان لترالیتی	۷۶
۱۰,۴,۴	بررسی مجدد ویژگی های انتخاب شده به کمک سطح زیر منحنی ROC	۷۶
۱۱,۴,۴	اعتبار سنجی ضرایب ترکیب خطی بدست آمده به ازای ویژگی های مختلف	۷۸
۱۲,۴,۴	ترکیب ویژگیهای بهینه در جهت کاهش همزمان تعداد کانالهای ثبت و کاهش خطا	۷۹
۱۳,۴,۴	انتخاب طول پنجره های زمانی جهت استخراج ویژگی	۸۰
۵,۴	طبقه بندی و خوشه یابی	۸۱
۱,۵,۴	تقسیم داده ها و اعتبار سنجی نتایج به کمک روش LOO	۸۲
۲,۵,۴	طبقه بندی به کمک الگوریتم KNN	۸۲

۳,۵,۴	خوشه یابی به کمک الگوریتم Kmeans	۸۲
۶,۴	پارامتر z-score	۸۳
۷,۴	جمع بندی فصل	۸۴
۵	نتایج و یافته ها	۸۷
۱,۵	مقدمه	۸۷
۲,۵	بررسی اثر القای هیپنوتیزم و هیپنوتیزم پذیری بر روی فعالیت نیمکره های مغز	۸۷
۱,۲,۵	میزان لترالیتی ویژگی های مختلف در هیپنوتیزم	۸۸
۲,۲,۵	همزمانی فاز بین کانالهای متقابل در سمت چپ و راست مغز در هیپنوتیزم	۹۰
۳,۲,۵	شباهت های مکانی بین کانالهای متقابل در سمت چپ و راست مغز و هیپنوتیزم	۹۲
۳,۵	بررسی همزمانی فاز بین کانالهای مختلف در EEG هیپنوتیزم و EEG پایه	۹۴
۴,۵	بررسی تغییرات انرژی باندهای مختلف فرکانسی	۹۶
۵,۵	شباهت های زمانی، در باندهای فرکانسی مختلف سیگنال EEG هیپنوتیزم	۱۰۰
۶,۵	به کارگیری ویژگی های انتخاب شده در یک طبقه بندی کننده KNN، جهت تعیین	
۱۰,۵	عمق نهایی هیپنوتیزم	۱۰۵
۱,۶,۵	بررسی اثر نمره هیپنوتیزم پذیری در میزان خطای طبقه بندی	۱۰۷
۷,۵	تخمین عمق لحظه ای هیپنوتیزم به کمک الگوریتم خوشه یابی Kmeans	۱۰۸
۸,۵	تخمین عمق لحظه ای هیپنوتیزم به کمک پارامتر z-score	۱۱۱
۹,۵	جمع بندی فصل	۱۱۶
۶	نتیجه گیری و پیشنهادات	۱۱۹
۱,۶	مقدمه	۱۱۹
۲,۶	نتایج مربوط به تعیین عمق نهایی هیپنوتیزم و مقایسه با نتایج قبلی	۱۱۹
۳,۶	نتایج حاصل از تخمین عمق لحظه ای هیپنوتیزم و مقایسه با نتایج قبلی	۱۲۱
۴,۶	بررسی نقش الگوریتم EMD در نتایج بدست آمده	۱۲۲
۵,۶	پیشنهادهای	۱۲۳
۱۲۶	مراجع	
۱۳۷	ضمیمه	
۱۳۷	(۱) نحوه تشکیل نمودار مستطیلی	
۱۳۸	(۲) نحوه محاسبه مقادیر ثبت شده در جدول آنالیز واریانس یک طرفه	
۱۳۹	(۳) اجرای آزمون t با نمونه های جفت	

فهرست شکل ها

- شکل ۱,۲: چهار بخش مغز [۱۵]..... ۱۲
- شکل ۲,۲: نیمکره چپ و راست مغز [۱۵]..... ۱۲
- شکل ۳,۲: نحوه نامگذاری و نصب الکترودها در سیستم ۲۰-۱۰ [۱۸]..... ۱۴
- شکل ۳,۱: مرحله ۱ الگوریتم اولیه EMD [۶۹]..... ۲۴
- شکل ۳,۲: مرحله ۲ الگوریتم اولیه EMD [۶۹]..... ۲۵
- شکل ۳,۳: محاسبه پوش بالا و پایین سیگنال در درونیایی مکعبی با در نظر گرفتن هر دو نقطه ابتدا و انتها به عنوان ماکسیمم و مینیمم..... ۲۸
- شکل ۴,۳: محاسبه پوش بالا و پایین سیگنال در درونیایی مکعبی با تعیین نوع اکسترمم نقاط انتهایی، با توجه به نوع اکسترمم کناری..... ۲۸
- شکل ۵,۳: پوش بالا و پایین سیگنال در درونیایی مکعبی با در نظر گرفتن نقاط انتهایی به عنوان یک نقطه معمولی..... ۲۹
- شکل ۶,۳: پوش بالا و پایین سیگنال در درونیایی مکعبی با حذف تعدادی از نقاط ابتدا و انتها..... ۲۹
- شکل ۷,۳: بسط زوج و فرد سیگنال [۷۵]..... ۳۰
- شکل ۸,۳: حل مشکل کرانه های سیگنال در الگوریتم EMD به کمک تکنیک جستجوی قطعات مشابه با کرانه های سیگنال..... ۳۱
- شکل ۹,۳: درون یابی سیگنال با استفاده از دو روش pchip و درون یابی مکعبی..... ۳۲
- شکل ۱۰,۳: نتیجه تجزیه سه سیگنال با استفاده از الگوریتم پیشنهادی در این پروژه..... ۳۳
- شکل ۱۱,۳: نتیجه تجزیه سیگنال chirp با استفاده از الگوریتم ارائه شده..... ۳۴
- شکل ۱۲,۳: طیف هانگ-هیلبرت رسم شده برای سیگنال EEG گرفته شده از کانال ۱..... ۳۸
- شکل ۱,۴: نمودار مستطیلی..... ۴۶
- شکل ۲,۴: نمودار پراکندگی حاصل از توزیع سه گروه هیپنوتیزم پذیری به ازای استفاده همزمان از ترکیب خطی انرژی متوسط انرژی ماکسیمم امواج دلتا و بتا در ۱۹ کانال..... ۵۶
- شکل ۳,۴: ضرایب مربوط به هرکانال در ترکیب خطی بدست آمده از انرژی ماکسیمم در باند دلتا..... ۵۶
- شکل ۴,۴: ضرایب مربوط به هرکانال در ترکیب خطی بدست آمده از انرژی ماکسیمم در باند بتا..... ۵۷
- شکل ۵,۴: نمودار پراکندگی حاصل از توزیع سه گروه هیپنوتیزم پذیری به ازای استفاده همزمان از دو ترکیب خطی جدید از انرژی متوسط انرژی ماکسیمم امواج دلتا و بتا در کانال های مختلف..... ۵۹
- شکل ۶,۴: ضرایب مربوط به هرکانال در ترکیب خطی بدست آمده از میزان پارامتر خود شباهت در باند تتا..... ۶۴
- شکل ۷,۴: نمودار مستطیلی حاصل از تغییرات ویژگی ترکیب خطی پارامتر خود شباهت در باند تتا در کانالهای ۱۵، ۳، ۱۶، ۱۲، ۹، ۱۹ و ۱۱ در ابتدا و انتهای القای هیپنوتیزم در پنجره های زمانی ۳ دقیقه ای در گروه های مختلف هیپنوتیزم پذیری..... ۶۵

شکل ۸,۴: نمودار پراکندگی حاصل از توزیع سه گروه هیپنوتیزم پذیری به ازای ۳ ویژگی ترکیب خطی پارامتر خود شباهت در ۱۹ کانال در باند گاما، باند آلفا و باند بتا..... ۶۷

شکل ۹,۴: ضرایب مربوط به هر کانال در ترکیب خطی بدست آمده از میزان آنتروپی در ۳ دقیقه انتهایی سیگنال ۶۸

شکل ۱۰,۴: میزان ضرایب مربوط ترکیب خطی ۲۲ مولفه (همزمانی فاز بین دو کانال در ۳ دقیقه انتهایی سیگنال) ۷۰

شکل ۱۱,۴: نمودار مستطیلی حاصل از توزیع سه گروه هیپنوتیزم پذیری به ازای ویژگی استخراج شده بر اساس میزان همزمانی فاز بین ۲۰ زوج ترکیب از ۱۹ کانال ثبت شده در باند دلتا ۷۱

شکل ۱۲,۴: میزان ضرایب مربوط به هر کانال در ترکیب خطی بدست آمده از میزان فرکانس موضعی وزن یافته محاسبه شده در ۳ دقیقه آخر EEG هیپنوتیزم ۷۵

شکل ۱۳,۴: میزان تغییرات ضرایب مربوط به هر کانال به ازای اعتبار سنجی ترکیب خطی بدست آمده از میزان فرکانس موضعی وزن یافته ۱۳ کانال مغزی در ۳ دقیقه آخر EEG هیپنوتیزم ۷۸

شکل ۱۴,۴: میزان تغییرات ضرایب مربوط به هر کانال به ازای اعتبار سنجی ترکیب خطی بدست آمده از میزان پارامتر خود شباهت (DFA) در باند تتا در ۱۱ کانال مغزی ۷۸

شکل ۱۵,۴: میزان تغییرات ضرایب مربوط به هر کانال به ازای اعتبار سنجی ترکیب خطی بدست آمده از میزان آنتروپی EMD در ۱۵ کانال در ۳ دقیقه آخر EEG هیپنوتیزم ۷۹

شکل ۱۶,۴: نتایج حاصل از تاثیر تغییر طول پنجره زمانی در ایجاد تفاوت بین سه گروه هیپنوتیزم پذیری، به ازای ویژگی بر اساس فرکانس موضعی وزن یافته ۸۱

شکل ۱۷,۴: نتایج حاصل از تاثیر تغییر طول پنجره زمانی در ایجاد تفاوت بین سه گروه هیپنوتیزم پذیری، به ازای ویژگی بر اساس آنتروپی EMD ۸۱

شکل ۱,۵: نتایج حاصل از آزمون مقایسه چندگانه برای تشخیص گروه هایی که با در نظر گرفتن میزان لترالیتی انرژی نسبی امواج دلتا بین دو کانال FP1 و FP2، تفاوت معنادار بین آنها وجود دارد و باعث رد فرض صفر در آزمون ANOVA شده اند ۸۸

شکل ۲,۵: نمودار مستطیلی حاصل از توزیع میزان همزمانی فاز در باند دلتا بین کانالهای مختلف به ازای افراد با نمرات هیپنوتیزم پذیری مختلف در انتهای القای هیپنوتیزم ۹۱

شکل ۳,۵: کانالهایی که همزمانی فاز بین آنها بیشترین تفاوت معنادار را بین گروه های هیپنوتیزم پذیری در باند دلتا ایجاد می کنند ۹۴

شکل ۴,۵: توزیع نسبت (R2) در گروه های مختلف هیپنوتیزم پذیر، در ابتدا و انتهای القای هیپنوتیزم ۹۷

شکل ۵,۵: توزیع نسبت (R3) در گروه های مختلف هیپنوتیزم پذیر، در ابتدا و انتهای القای هیپنوتیزم ۹۸

شکل ۶,۵: تغییرات محدوده مقادیر پارامتر خود شباهت در EEG پایه و هیپنوتیزم، در باندهای فرکانسی مختلف ۱۰۲

شکل ۷,۵: نمودار ((Log(F(L)) بر حسب Log(L) برای سیگنال EEG هیپنوتیزم (۳ دقیقه آخر) گرفته شده از یک فرد با هیپنوتیزم پذیری پایین، در کانال ۱ در باندهای فرکانسی مختلف ۱۰۴

شکل ۸,۵: نمودار پراکندگی ترکیب خطی فرکانس موضعی وزن یافته در ۱۳ کانال در سه گروه هیپنوتیزم پذیری..... ۱۰۸
 شکل ۹,۵: نگاشت های خوشه زمان با استفاده همزمان از ترکیب خطی انرژی نسبی امواج آلفا در ۱۹ کانال و امواج دلتا در ۱۹ کانال برای سه گروه هیپنوتیزم پذیری..... ۱۱۰
 شکل ۱۰,۵: نگاشت خوشه زمان با استفاده از نسبت انرژی نسبی امواج بتا در کانال C3 در EEG هیپنوتیزم به EEG پایه برای سه گروه هیپنوتیزم پذیری..... ۱۱۱
 شکل ۱۱,۵: نمایشی از تبدیل مقادیر ویژگی در طول EEG هیپنوتیزم به مقادیر z-score، جهت تعیین سطح هیپنوتیزم پذیری..... ۱۱۲
 شکل ۱۲,۵: نمایشی از تغییرات مقادیر z-score (اعتبار سنجی با روش LOO) به ازای ترکیب خطی بعد پتروشن IMF ۱۴ اول سیگنال در کانال Fz شده، در گروه های مختلف هیپنوتیزم پذیری و در پنجره های زمانی مختلف در طول EEG هیپنوتیزم..... ۱۱۴
 شکل ۱۳,۵: نمایشی از تغییرات مقادیر z-score (اعتبار سنجی با روش LOO) به ازای میزان همزمانی فاز بین دو جفت کانال در گروه های مختلف هیپنوتیزم پذیری و در پنجره های زمانی مختلف در طول EEG هیپنوتیزم..... ۱۱۵
 شکل ۱,۶: خوشه هایی که در گروه های مختلف بیشترین انتخاب را در پنجره های زمانی در طول القای هیپنوتیزم داشته اند، به همراه در صد تعلق آنها به خوشه هایی با برچسب بالا تر و پایین تر..... ۱۲۱

فهرست جداول

جدول ۱،۲: وظایف مربوط به دو نیمکره‌ی چپ و راست مغز [۱۶].....	۱۳
جدول ۱،۳: مقایسه سه روش آنالیز سیگنال [۶۳].....	۲۳
جدول ۲،۳: مشخصات الگوریتم EMD بهبود یافته‌ی به کار گرفته شده در این پروژه.....	۳۳
جدول ۱،۴: جدول آنالیز واریانس یکطرفه [۱۲۹].....	۴۹
جدول ۲،۴: نتایج حاصل از ترکیب خطی انرژی ماکسیمم امواج مغزی در کانال های مختلف در جداسازی گروه ها.....	۵۵
جدول ۳،۴: نتایج حاصل از آزمون ANOVA در بررسی ترکیبات خطی جدید با حذف کانالهای مختلف در ایجاد تفاوت معنادار بین ۳ گروه هیپنوتیزم پذیری (به ازای انرژی ماکسیمم امواج دلتا).....	۵۷
جدول ۴،۴: نتایج حاصل از آزمون ANOVA در بررسی ترکیبات خطی جدید با حذف کانالهای مختلف در ایجاد تفاوت معنادار بین ۳ گروه هیپنوتیزم پذیری (به ازای انرژی ماکسیمم امواج بتا).....	۵۸
جدول ۵،۴: نتیجه حاصل از آزمون MANOVA در بررسی استفاده همزمان از ترکیب خطی انرژی ماکسیمم کانالهای مختلف در دو باند فرکانسی دلتا و بتا.....	۵۸
جدول ۶،۴: نتایج حاصل از ترکیب خطی بعد پتروشن چهارده IMF اول سیگنال در کانال های T6 و P4 در ایجاد تفاوت معنادار بین گروه های هیپنوتیزم پذیری.....	۶۰
جدول ۷،۴: نتایج حاصل از ترکیب خطی بعد هیگوجی چهارده IMF اول سیگنال در کانال های T6 و C3 و T3 در ایجاد تفاوت معنادار بین گروه های هیپنوتیزم پذیری.....	۶۲
جدول ۸،۴: نتایج حاصل از آزمون ANOVA در بررسی ترکیبات خطی جدید با حذف کانالهای مختلف در ایجاد تفاوت معنادار بین گروه های مختلف هیپنوتیزم پذیری (به ازای میزان پارامتر خود شباهت در باند تتا).....	۶۴
جدول ۹،۴: نتایج حاصل از آزمون ANOVA در بررسی ترکیبات خطی جدید با حذف کانالهای مختلف در ایجاد تفاوت معنادار بین گروه های مختلف هیپنوتیزم پذیری (به ازای میزان آنتروپی).....	۶۸
جدول ۱۰،۴: نتایج حاصل از آزمون ANOVA در بررسی ترکیبات خطی جدید با حذف مولفه های مختلف در ایجاد تفاوت معنادار بین ۳ گروه هیپنوتیزم پذیری (به ازای میزان همزمانی فاز).....	۷۱
جدول ۱۱،۴: بررسی توانایی ویژگی شباهت مکانی بین کانالهای متقابل در دو نیمکره مغز در باندهای فرکانسی مختلف در ایجاد تفاوت معنادار بین گروه های مختلف هیپنوتیزم پذیر در آخرین پنجره زمانی القای هیپنوتیزم.....	۷۳
جدول ۱۲،۴: نتایج حاصل از آزمون ANOVA در بررسی ترکیبات خطی جدید با حذف کانالهای مختلف در ایجاد تفاوت بین ۳ گروه هیپنوتیزم پذیری (به ازای فرکانس موضعی وزن یافته).....	۷۵
جدول ۱۳،۴: مجموعه ویژگی های انتخاب شده، که توسط آزمونهای آماری جهت جداسازی سه گروه هیپنوتیزم پذیری از هم انتخاب شده اند. به همراه مقدار p-value در آزمونهای آماری و مقدار سطح زیر منحنی ROC (AUC).....	۷۷
جدول ۱۴،۴: ویژگی های معادل از نظر میزان ایجاد تفاوت بین گروه های هیپنوتیزم پذیری.....	۸۰

جدول ۱,۵: بررسی توانایی ویژگی شباهت مکانی بین کانالهای متقابل در دو نیمکره مغز در باندهای فرکانسی مختلف در ایجاد تفاوت معنادار بین گروه های مختلف هیپنوتیزم پذیر در انتهای القای هیپنوتیزم به کمک آزمون ANOVA..... ۹۲

جدول ۲,۵: جفت کانالهایی که در هر باند فرکانسی، در نسبت R1 مربوط به آنها تغییرات معنادار دیده شده است..... ۹۵

جدول ۳,۵: محدوده مقادیر سطوح معناداری بدست آمده از مقایسه بین پارامتر خود شباهت در EEG هیپنوتیزم و EEG پایه در تمامی باندهای فرکانسی و در تمامی کانالهای مغزی به کمک آزمون t با نمونه های جفت..... ۱۰۰

جدول ۴,۵: محدوده مقادیر مربوط به پارامتر خود شباهت بدست آمده از کانالهای مغزی را در باندهای فرکانسی مختلف، در EEG پایه و EEG هیپنوتیزم..... ۱۰۱

جدول ۵,۵: نتایج حاصل از بررسی قدرت ویژگی های مختلف در جداسازی گروه های مختلف هیپنوتیزم پذیری (در سه دقیقه آخر القای هیپنوتیزم) به کمک طبقه بندی کننده KNN..... ۱۰۶

جدول ۶,۵: نتایج حاصل از میزان خطای طبقه بندی کننده KNN در هر گروه هیپنوتیزم پذیر، با استفاده از روش اعتبار سنجی LOO، با در نظر گرفتن ویژگی ترکیب خطی فرکانس موضعی وزن یافته در ۱۳ کانال مغزی (در سه دقیقه آخر القای هیپنوتیزم)..... ۱۰۷

جدول ۱,۶: نتایج بدست آمده از ۴ مطالعه مختلف در جهت تعیین میزان هیپنوتیزم پذیری..... ۱۲۰

فصل اول

مقدمه

۱. مقدمه

۱.۱. بیان مسئله

مغز بعنوان پیچیده ترین عضو بدن و رهبری کننده آن از دیرباز مورد توجه بسیاری از محققان بوده است. امواج مغزی الگوهای الکتریکی مغز هستند که در فعالیت های مختلف ظاهر شده و یا از بین می روند. به این ترتیب سیگنال الکتروانسفالوگرام (EEG) می تواند به عنوان یکی از سیگنالهای حیاتی پراهمیت جهت مطالعه و شناخت فعالیت ها و حالت های مختلف مغزی به شمار رود. یکی از حالت های مغزی مورد توجه محققان، هیپنوتیزم است که تظاهرات جالبی بر انسان دارد. از جمله مهمترین اثرات و تظاهرات هیپنوتیزم، افزایش تمرکز، بوجود آمدن حالت جذب و خلسه و به وجود آمدن حالت تلقین پذیری است که می تواند در درمان بسیاری بیماری ها و مشکلات روانی و کاهش درد موثر واقع شود. در پزشکی، امروزه از هیپنوتیزم برای درمان بیماری ها استفاده می شود. برای استفاده از هیپنوتیزم در درمان، شخص باید دارای هیپنوتیزم پذیری مناسبی باشد و در به هیپنوتیزم رفتن نیز به عمق لازم برسد، تا دستورات درمانی تاثیر مناسبی داشته باشند. در تحقیقات روشن شده است که حساسیت افراد به هیپنوتیزم شدن یکسان نیست و افراد از نظر هیپنوتیزم پذیری به سه گروه عمده تقسیم می شوند که عبارتند از افراد با قابلیت هیپنوتیزم پذیری کم، متوسط و زیاد. برای تعیین هیپنوتیزم پذیری، استانداردهای جهانی وجود دارد که می توان با آنها هیپنوتیزم پذیری فرد را تعیین کرد. در این استانداردها شخص باید هیپنوتیزم شود و سپس بر پایه نحوه انجام اعمال خواسته شده به شخص نمره داده می شود. مطابق نمره استاندارد، شخص در یکی از گروه های سه گانه هیپنوتیزم پذیری قرار می گیرد. تعدادی از این آزمون ها بعلا طولانی بودن در کاربرد کلینیکی خسته کننده و وقت گیر می باشد.

نکته دیگر این است، که در یک جلسه هیپنوتیزمی شخص به چه عمقی می رسد. از نظر کلینیکی عمق هیپنوتیزم به مراحل مختلفی از عمق سبک تا عمیق تقسیم بندی می شود. عمق هیپنوتیزم رابطه مستقیم با میزان هیپنوتیزم پذیری افراد دارد و افراد با هیپنوتیزم پذیری کم نمی توانند مراحل بالایی از عمق هیپنوتیزم را تجربه کنند. البته نشان داده شده است که افراد می توانند با انجام تمرینهای مختلف و غلبه بر ترس، میزان هیپنوتیزم پذیری خود را افزایش داده و راحت تر و سریعتر به عمق های بالاتر برسند.

در گفتن تلقین مناسب برای درمان، شخص باید در عمق مناسب باشد. برای همین بسیار لازم است که هیپنوتیزم کننده اطلاع از میزان عمق هیپنوتیزم شخص داشته باشد. برای این کار پزشک دستور

انجام اعمالی را به شخص می دهد و با توجه به نحوه انجام آنها عمق شخص را تخمین می زند. از معایب اینکار این است که ممکن است این کارها خود باعث کم شدن عمق شخص شود؛ بنابراین اگر روشی وجود داشته باشد که بتواند بدون دادن عملی به شخص و در روند طبیعی به هیپنوتیزم رفتن، عمق شخص را اطلاع دهد می تواند بسیار مفید باشد.

در تحقیقات مختلف سعی شده است تا با مطالعه سیگنال EEG و پیدا نمودن یک ریتم خاص در حالت هیپنوتیزم، روشی ایجاد شود که بتواند جایگزین آزمونهای کلینیکی قبلی شده و هیپنوتیزم پذیری فرد را تعیین کند. در این بررسیها سیگنال EEG افراد با قابلیت هیپنوتیزم پذیری کم و زیاد مورد مقایسه و تفاوتهای آنها در باند های مختلف فرکانسی مورد توجه قرار گرفته است. در این مطالعات محققین بیشتر بر روی مقایسه تغییرات ویژگی های مختلف در سیگنال EEG هیپنوتیزم افراد با هیپنوتیزم پذیر متفاوت، متمرکز شده اند.

با توجه به اهمیت تعیین عمق هیپنوتیزم در طول روشهای هیپنوتیزم درمانی، در این پروژه بررسی می شود که آیا می توان با استفاده از ویژگی های مختلفی که از سیگنال EEG استخراج شده اند، روشی جهت تخمین عمق نهایی هیپنوتیزم (عمق هیپنوتیزم در انتهای القا) ایجاد کرد یا خیر؟ برای پاسخ به این سوال باید بررسی نمود که آیا اثرات القای هیپنوتیزم در گروه های مختلف هیپنوتیزم پذیری تفاوت معنادار دارد یا خیر؟

علاوه بر تعیین عمق نهایی هیپنوتیزم، در این مطالعه به تخمین عمق لحظه ای هیپنوتیزم (عمق هیپنوتیزم در طول القا) نیز پرداخته شده است. به بیان دیگر بررسی شده است که آیا می توان با بررسی تغییرات ویژگی های مختلف، تخمین زد که در طول القا فرد در چه عمقی از هیپنوتیزم قرار دارد یا خیر؟ در پاسخ به این سوال باید بررسی نمود که آیا القای هیپنوتیزم اثر معناداری بر روی مقدار یک ویژگی دارد یا خیر؟ به بیان دیگر آیا مقدار یک ویژگی در انتهای القا نسبت به ابتدای آن تفاوت معناداری داشته است یا خیر؟ زیرا ویژگی ای که در انتهای القای هیپنوتیزم تغییر معناداری نسبت به ابتدای آن نداشته است، ممکن است که بتواند جهت تعیین عمق نهایی (میزان هیپنوتیزم پذیری) نتیجه قابل قبولی بدست دهد، ولی نمی تواند ویژگی مناسبی جهت تعیین عمق هیپنوتیزم در طی القا به شمار رود. زیرا اگر مقدار یک ویژگی در انتهای القا نسبت به ابتدای آن تغییر معناداری نداشته باشد، نمی تواند به عنوان شاخصی جهت تغییر عمق در طول القا به کار رود.

به این ترتیب در طول این پروژه، کارایی و قدرت ویژگی های مختلف هم در انتهای القای هیپنوتیزم (جهت تعیین عمق نهایی هیپنوتیزم) و هم در طول القا (تغییرات ویژگی در انتهای القا نسبت به ابتدا) جهت تعیین عمق لحظه ای هیپنوتیزم، بررسی شده است.

۲.۱. ساختار پایان نامه

این پایان نامه در شش فصل تنظیم شده است که در طی آنها سعی می شود، ضمن شرح پایه های تئوری مسئله و اشاره به تحقیقات مشابه قبلی، فعالیت های انجام شده در طی این پروژه ارائه گردد. بدین منظور در فصل دوم، تعاریف آن و دیدگاههای مختلف درباره هیپنوتیزم مطرح شده و در ادامه سیگنال EEG به طور مختصر معرفی شده است. تاکنون مطالعات و تحقیقات متعددی در داخل و خارج از کشور بر روی بررسی پدیده هیپنوتیزم و اثرات آن بر روی سیگنال EEG انجام شده است که در انتهای فصل دوم به طور مختصر به مرور آنها پرداخته شده است.

در طول اجرای این پروژه، از الگوریتم تجربی تجزیه سیگنال به مولفه‌ها (EMD)^۱، جهت تجزیه سیگنال EEG استفاده شده است که در فصل سوم این روش و تکنیک‌های مختلف جهت بهبود آن و همچنین کاربرد‌های آن در مطالعه فعالیت‌های مختلف مغزی ارائه شده است.

در فصل چهارم، بعد از معرفی دادگان استفاده شده در پروژه، آزمون‌ها و روش‌های آماری مختلفی که جهت بررسی و ارزیابی ویژگی‌ها استفاده شده‌اند، به اختصار شرح داده می‌شوند. سپس روش استخراج ویژگی‌های مختلف و نتایج ارزیابی آنها به کمک آزمون‌های آماری، ارائه شده است و در ادامه الگوریتم طبقه‌بندی و خوشه‌یابی به کارگرفته شده، معرفی گردیده است.

در فصل پنجم نتایج حاصل از بررسی اثر هیپنوتیزم بر روی پارامترهای مختلف در گروه‌های مختلف هیپنوتیزم‌پذیری آورده شده است. سپس نتایج حاصل از پیش‌بینی هیپنوتیزم‌پذیری و تخمین عمق‌نهایی و لحظه‌ای هیپنوتیزم از روی سیگنال EEG ارائه شده و در فصل ششم نتیجه‌گیری و پیشنهادات پایانی جهت ادامه کار آورده شده است.

¹ Empirical Mode Decomposition

فصل دوم

مقدمه‌ای بر هیپنوتیزم

و سیگنالهای مغزی

۲. مقدمه ای بر هیپنوتیزم و سیگنالهای مغزی

۱،۲. مقدمه

مطالعه بر روی مغز و خروجی های آن در فعالیت ها و حالت های مختلف، از دیرباز مورد توجه انسانها بوده است. در مغز زیر سیستم هایی وجود دارد که از برهمکنش آنها حالت های مغزی حاصل می شود. از جمله این حالت ها می توان به مواردی مانند خواب، بیداری، بیهوشی و... اشاره نمود. البته باید توجه داشت که در بین این حالت ها، مرز خاصی وجود ندارد و ممکن است این حالت ها با هم همپوشانی داشته باشند. یکی دیگر از حالت های مغزی هیپنوتیزم است. در زندگی روزمره، ما بارها حالت خلسه یا از خود بی خود شدن را تجربه می کنیم. در حالتی که وقایعی، به اصطلاح، ذهن ما را تسخیر می کنند. در این لحظات ما موقتاً آنچه را در اطرافمان می گذرند، فراموش می کنیم. به این ترتیب می توان گفت که انسانها در ساعاتی از شبانه روز، ناخودآگاه در حالت هیپنوتیزم قرار می گیرند. در واقع هیپنوتیزم در ایجاد و خلاقیت یک تمایل و توانایی خلاصه می شود که باید در فرد هیپنوتیزم شونده پدید آید. او باید بتواند از صحبت های هیپنوتیزور، در ذهن روشن و فعال خود تصویری زنده و واضح بسازد و تمام تخیلات و تمرکز ذهنی خود را تنها در این راستا تجهیز و تمرکز بخشد.

در طول این فصل هیپنوتیزم و تئوری های مربوط به آن ارائه می شود و از آنجایی که یکی از ساده ترین خروجی های سیستم مغزی سیگنال EEG است و مطالعه این سیگنال راه گشای مناسبی برای بررسی عملکرد مغز در حالت ها و فعالیت های مختلف است، در ادامه فصل در مورد این سیگنال، نحوه ثبت آن و تاریخچه ای از تحقیقات انجام شده بر روی آن در حالت هیپنوتیزم، مطالبی ارائه خواهد شد.

۲،۲. معرفی و بررسی هیپنوتیزم

هر چند اطلاعات چندانی درباره نحوه کشف هیپنوتیزم توسط انسانهای اولیه نداریم، ولی شواهد و مدارک بدست آمده حاکی از کاربرد آن در زمانهای گذشته است. در واقع هر انسانی ممکن است به طور ناخودآگاه در زندگی روزمره با پدیده های شبه هیپنوتیزمی مواجه شود. برای نمونه در مطالعه یک مقاله یا کتاب جالب، شخص توجهی به صداها یا اطراف ندارد و یا بوهای محیط و ورودیهای لامسه را دریافت نمی کند. در تماشای یک صحنه جالب یا فیلم جذاب، تمام هوش و حواس شخص متوجه آن صحنه یا فیلم می شود. در این حالتها، هوشیاری فرد بیشتر به آن ورودیها تمرکز و توجه

داده شده است و از بقیه، تاحدودی برداشته شده است. در این حالتها هوشیاری وجود دارد ولی بجای توجه به تمام ورودیها، بر روی یک یا چند ورودی خاص متمرکز می شود.

تاریخ هیپنوتیزم نوین با فرانس آنتوان مسمر^۱ (۱۷۳۴-۱۸۱۵م) آغاز می شود. وی معتقد بود پدیده-های هیپنوتیزمی، وابسته به مغناطیس حیوانی^۲ هستند. وی اعتقاد داشت که در طی فرایند هیپنوتیزم یک جریان مغناطیسی از بدن هیپنوتیزم کننده خارج شده و وارد بدن هیپنوتیزم شونده می شود. بعدها روش وی در درمان بیماریها، مسمریسم^۳ نامیده شد [۱].

هیپنوتیزم کلمه ای است که از واژه یونانی «هیپنوز»^۴ به معنی خواب گرفته شده است. دکتر جیمز برید^۵ اولین فردی بود که لغت هیپنوتیزم به معنای خواب را برای این حالت انتخاب کرد. وی ابتدا تصور میکرد که عامل اصلی در هیپنوتیزم، نگاه است ولی بعد متوجه شد که هیپنوتیزم، جز تلقین شفاهی هیپنوتیزور و تلقین پذیری هیپنوتیزم شونده چیز دیگری نیست. دکتر جیمز اسدیل^۶ و دکتر جان الیوتسون^۷ از هیپنوتیزم جهت بیهوشی بیماران و نیز جراحیهای کوچک و بزرگ استفاده نمودند. دکتر شارکوت^۸ نیز از این پدیده در درمان بیماران هیستریکی بهره جست. در طول تاریخ دانشمندان بزرگ دیگری مانند فروید^۹، اریکسون^{۱۰} و هیلگارد^{۱۱} و ... درخشیده و تحقیقات گسترده ای در زمینه هیپنوتیزم انجام دادند. تا اینکه در سال ۱۹۵۷ انجمن هیپنوتیزم بالینی در آمریکا تشکیل شد [۲].

هنوز هم در باور بسیاری از مردم و در مکالمات عامیانه از هیپنوتیزم، به عنوان خواب نامبرده می شود (خواب هیپنوتیزمی، خواب مغناطیسی و ...) و بسیاری بر این باورند که هیپنوتیزم یک حالت متافیزیکی است که شخص در آن کنترل اراده و اختیار خود را از دست می دهد و بی چون و چرا به آنچه هیپنوتیزم کننده می گوید عمل می کند، در حالی که امروزه هیپنوتیزم به عنوان یکی از حالت های طبیعی ذهن شناخته می شود. هیپنوتیزم حالتی از هوشیاری است که با محدود شدن دامنه توجه و افزایش تمرکز همراه است. کسی که در حالت خلسه هیپنوتیزمی قرار گرفت، به هیچ وجه خواب نیست، به خوبی صدای هیپنوتیزم کننده را می شنود و اگر بخواهد می تواند پس از خلسه، همه صحبت ها را به یاد بیاورد. در واقع هیپنوتیزم، بدون اراده و اختیار فرد اتفاق نمی افتد و هیچ کس را نمی توان علی رغم میلش، هیپنوتیزم کرد، بلکه این توافقی است که بین هیپنوتیزم کننده و هیپنوتیزم شونده صورت می گیرد. شخص در خلسه هیپنوتیزمی هر تلقینی را نمی پذیرد و اگر تلقینی با باورها و عقایدش ناسازگار باشد، آن را پس می زند. در حقیقت هر هیپنوتیزمی به نوعی توسط خود فرد انجام می شود و هیپنوتیزم کننده تنها یک شخص عادی است که این مهارت را فرا گرفته تا فرآیند «هیپنوتیزم شدن» را تسهیل کند. یک باور غلط دیگر این است که عده ای معتقدند افرادی که از نظر اراده ضعیف تر یا هوش کمتری دارند، زودتر یا عمیق تر هیپنوتیزم می شوند. اما به خوبی قابل

¹ Franz Anton Mesmer

² Animal magnetism

³ Mesmerism

⁴ Hypnos

⁵ James Braid

⁶ James Esdaile

⁷ John Elliotson

⁸ Charcot

⁹ Freud

¹⁰ Erickson

¹¹ Hilgard

درک است که افراد باهوش، توانمند و با اراده، راحت‌تر هیپنوتیزم می‌شوند. ثابت شده که عقب‌افتادگان ذهنی و بیماران روانی حاد، قابلیت هیپنوتیزم‌پذیری کمتری دارند. البته این به این معنا نیست که هرکسی که هیپنوتیزم‌پذیری کمی دارد، هوش یا اراده ضعیفی دارد. قابلیت هیپنوتیزم‌پذیری، با ساختار روانی فرد در ارتباط است و با تمرین و تکرار در حد مشخصی قابل توسعه است. بسیاری نیز از این می‌ترسند که اگر در حالت خلسه هیپنوتیزمی قرار بگیرند، ممکن است از این حالت خارج نشوند، که این موضوع به هیچ وجه واقعیت ندارد و حتی اگر هیپنوتیزم‌کننده بعد از القای عمیق‌ترین خلسه‌های هیپنوتیزمی، سوژه را تنها بگذارد، هیپنوتیزم‌شونده پس از مدتی بطور خود بخود از خلسه هیپنوتیزمی خارج خواهد شد. البته بهتر است که در ابتدا خروج از خلسه، آرام‌تر و زیر نظر هیپنوتیزم‌کننده صورت بگیرد، ولی پس از مدتی شخص می‌تواند فرا بگیرد، این حالت را با سرعت و روند دلخواه انجام دهد [۴-۲].

هیپنوتیزم همواره به عنوان یک معما مطرح بوده و تاکنون دانشمندان بسیاری را به میدان مبارزه علمی برای کشف حقیقت خود طلبیده است و هر کسی بنا بر دیدگاه خود برداشتی از این پدیده و فرایند داشته است. اگرچه تاکنون زوایای علمی بسیاری از پدیده‌های هیپنوتیزمی کشف شده، ولی هنوز هم تئوری جامع و گویایی برای توجیه تمام پدیده‌های هیپنوتیزمی وجود ندارد. آنچه مسلم است این است که هیپنوتیزم بوسیله یک مکانیسم تنها قابل توصیف نیست و هر تئوری، یک جنبه از آن را بیان می‌کند.

۱.۲.۲. تلقین هیپنوتیزمی^۱ و اثرات آن

برای حرکت شخص از یک حالت مغزی به حالت مغزی دیگر، احتیاج به ورودیهایی می‌باشد. برای مثال، در خواب رفتن تغییرات فیزیولوژیکی بدن و محیط می‌تواند عامل ایجاد شرایط اولیه و سپس بستن چشم، تداوم دهنده اثر این ورودی باشد. در هریک از حالت‌های مغزی، برای ایجاد یک حالت جدید احتیاج به ورودی با شدت و یا کیفیت تا حدودی مشخص می‌باشد. در تغییر حالت، بعضی از ورودی‌ها می‌توانند رفتن به حالت جدید را تسهیل کند. در خواب رفتن شنیدن یک آهنگ ملایم و یا دیدن صحنه‌های آرامش بخش می‌تواند بعنوان ورودیهایی تسهیل کننده مطرح شود و این ورودی‌ها به نحوی باعث بایاس سیستم به سمت حالت جدید و یا تقویت یا موثر شدن اثر ورودی اصلی می‌شوند. نکته مهم در این بحث، حساسیت سیستم به هر یک از ورودی‌ها می‌باشد. یک شخص ممکن است برای سریع به خواب رفتن از موسیقی استفاده کند و تماشای تصاویر برای او بازده موسیقی را نداشته باشد. بنابراین برای این شخص حساسیت به صدا بسیار بیشتر از حساسیت به تصویر می‌باشد و ورودی صدا تأثیر گذاری بیشتری خواهد داشت. بنابراین برای تغییر حالت سیستم، شناسایی ورودی مؤثر و میزان حساسیت سیستم به آن بسیار مهم می‌باشد [۵]. با توجه به بحث ورودیها و اثر آنها به سیستم می‌توان گفت که تعیین ورودی مناسب برای هیپنوتیزم کردن بسیار مهم می‌باشد زیرا حساسیت افراد مختلف به روش‌های هیپنوتیزم شدن یکسان نیست. در نتیجه، در شروع القای هیپنوتیزم این سوال مطرح می‌شود که چگونه و با چه ورودی می‌توان فرد مورد آزمایش را به هیپنوتیزم برد، که بطور مستقیم مرتبط با میزان حساسیت فرد به ورودی‌های مختلف می‌باشد. نوع روش (ورودی) در سرعت هیپنوتیزم شدن بسیار مؤثر می‌باشد.

¹ hypnotic induction

با تلقین مناسب، رفتارها و تجارب گوناگونی در هیپنوتیزم شدگان ایجاد می شود. مثلاً ممکن است کنترل حرکتی شخص تغییر کند، خاطره های تازه زوال یابند، یا خاطره های قدیمی دوباره به خاطر آیند و تغییرات بارزی در ادراکهای جاری شخص رخ دهد. در مورد امکان دو نوع توهم ناشی از تلقین، شواهد محکمی در دست است؛ توهمات مثبت^۱ که در آنها آزمودنی شیئی را می بیند یا صدایی را می شنود که در واقع وجود ندارد و در توهمات منفی^۲ آزمودنی چیزی را که معمولاً قابل ادراک است، ادراک نمی کند. بسیاری از توهمها، هر دو عنصر مثبت و منفی را در خود دارند. مثلاً وقتی آزمودنی در حالت هیپنوتیزم نخواهد شخصی را که روی صندلی نشسته ببیند (توهم منفی)، قسمت هایی از صندلی را می بیند که معمولاً از نظر پنهان است (توهم مثبت). از توهمات منفی می توان به طور موثری برای مهار کردن درد استفاده کرد. البته داشتن برخی تجربه های هیپنوتیزمی، مستلزم آن است که شخص از استعداد هیپنوتیزم پذیری بیشتری برخوردار باشد [۶].

در هیپنوز تغییراتی نیز در فیزیولوژی بدن ایجاد می شود. از جمله این تغییرات: تغییر ریتم قلب، تغییر فشار خون و تغییر مقاومت عروق محیطی و نیز تغییر متابولیسم پایه است. درجه حرارت بدن، مقاومت الکتریکی پوست، تعداد و عمق تنفس نیز تغییر می یابد. تلقینات هیپنوتیزمی در تون عضلات و ترشحات غدد درون ریز نیز تغییراتی ایجاد می کنند، این تغییرات اساس بعضی از پدیده های جالب هیپنوتیزمی هستند که باعث جذابیت هیپنوتیزم شده است و نیز پدیده هایی که باعث اثرات درمانی می شوند [۷].

۲.۲.۲. هیپنوتیزم پذیری

در تحقیقات روشن شده است که حساسیت افراد به هیپنوتیزم شدن یکسان نیست و بعضی از افراد، به بعضی از روشهای هیپنوتیزم کردن بهتر پاسخ می دهند. در مورد دیگر حالتها نیز این امر مشاهده می شود. افرادی وجود دارند که با بستن چشم پس از مدت کوتاهی به خواب می روند، ولی اشخاص دیگری نیز می باشند که باید مکان خواب آنها کاملاً تاریک و ساکت باشد و یا حتی اگر مکان خواب آنها عوض شود، دچار بی خوابی می شوند. نمونه دیگر این موضوع در تمرکز یافتن افراد روی یک مورد خاص، مصداق می یابد. در هنگام مطالعه بعضی افراد براحتی توانایی تمرکز روی مطلب را پیدا می کنند و بقیه ورودیها روی آنها اثری ندارند، ولی افرادی نیز وجود دارند که براحتی قادر به تمرکز نیستند و کوچکترین تحریکی آنها را از تمرکز دور می کند. در شرایط عادی زندگی، افرادی هستند که با شنیدن یا دیدن یک چیز خاص تمرکز زیادی پیدا می کنند و یا حالت توجه و هوشیاری آنها به شدت تغییر کرده و متوجه آن می شود. برای مثال با دیدن یک صحنه یا فیلم و یا شنیدن یک موسیقی محو تماشا و یا شنیدن آن می شوند و دیگر توجه ای به اطراف ندارند [۵].

در هیپنوتیزم پذیری باید در ابتدا به این نکته توجه کرد که آیا اساساً شخص به تغییر دادن حالت هوشیاری تمایلی دارد یا خیر. شاید شخص اصلاً تمایلی به تغییر حالت توجه و هوشیاری نداشته باشد و حالت نرمال هوشیاری را بیشتر دوست داشته باشد. افرادی که اینگونه هستند در مقابل هیپنوتیزم شدن از خود مقاومت نشان می دهند. در بعضی مواقع تصورات نادرست درباره هیپنوتیزم شدن، باعث این مقاومت می باشد.

^۱ positive hallucinations

^۲ negative hallucinations

تعیین هیپنوتیزم پذیری قبل از تجویز درمان با هیپنوتیزم امری پر اهمیت است. در حال حاضر بهترین روش برای تشخیص هیپنوتیزم پذیری یک جلسه کامل هیپنوتیزم است که در این حالت پس از القای اولیه یک سری از کارها یا القاهایی که در هیپنوتیزم جنبه عمومی دارد را به شخص می دهند و مطابق پاسخ شخص به او امتیاز می دهند [۵].

مقیاس گروهی دانشگاه استنفورد (¹SHSS) از آزمونهای معتبر جهانی در تعیین هیپنوتیزم پذیری می باشد. این مقیاس توسط اساتید بزرگ هیپنوتیزم، هیلگارد و ویتزنهافر^۲ در سال ۱۹۵۹ در نسخه های A,B تهیه شد. در سال ۱۹۶۲ نسخه اصلاح شده این آزمون توسط اشخاص فوق بعنوان فرم C ارایه شد. این مقیاس شامل ۱۲ آزمون می باشد و بعلاوه طولانی بودن در کاربرد کلینیکی خسته کننده می باشد. بنابراین هیلگارد مقیاس (³SHCS) را که شامل ۵ آزمون بود را ارایه کرد که با درصد بالایی با نتایج SHSS:C همخوانی دارد [۸]. نمره دادن در این مقیاس ها به عهده هیپنوتیزم کننده و بر اثر مشاهده تغییرات در فرد بر اثر القا است.

مقیاس دیگری که شهرت جهانی دارد مقیاس گروهی واترلو- استنفورد^۴ (WSGS) است، که شامل ۱۲ آزمون برای بررسی هیپنوتیزم است [۹ و ۱۰]. نمره دادن در این مقیاس نیز بر مبنای پاسخ پرسشهایی است که از شخص دریافت می شود.

اشپیگل^۵ نیز مقیاسی دارد (⁶HIP) که شامل ۷ قسمت است و علاوه بر اجرای آزمون ها از قابلیت حرکت کره چشم و میزان چرخش آن در نگاه به بالا استفاده می کند [۱۱].

۳،۲،۲. عمق هیپنوتیزم

از نظر کلینیکی و بنابر تقسیم بندی کراسیلنک^۷ عمق هیپنوتیزم به چهار مرحله قابل تقسیم است [۱۲]:

۱- مرحله هیپنوتیزم آلودگی^۸: این مرحله اولیه در هیپنوتیزم است که با لرزش کره چشم، ریلکس شدن فیزیکی، بستن چشم و احساس رخوت در عضلات همراه است.

۲- مرحله خلسه سبک^۹: این مرحله با ناتوانی در باز کردن چشم، تنفس عمیق و آهسته و سخت شدن عضلات^{۱۰} قابل شناسایی است.

۳- مرحله خلسه میانی^{۱۱}: در این مرحله می توان بیحسی عضلانی ایجاد کرد و فراموشی در این مرحله نسبی است.

۴- مرحله خلسه عمیق: به این مرحله سومنامبولیسم^{۱۲} یا خواب گردی نیز گفته می شود. این عمق برای تلقین توهم های مختلف مناسب است. فراموشی کامل مجازی، فراموشی و بیحسی پس

¹ Stanford Hypnotic Susceptibility Scale

² Weitzenhoffer

³ Stanford Hypnotic Clinical Scale

⁴ Waterloo-Stanford Group Scale

⁵ Herbert Spiegel

⁶ Hypnotic Induction Profile

⁷ Crasilneck

⁸ Hypnoidal

⁹ Light Trance

¹⁰ Catalepsy

¹¹ Medium Trance

¹² Somnambulism

از هیپنوتیزم، برگشت سنی و توهّمات مثبت و منفی پس از هیپنوتیزم نیز در این مرحله انجام شدنی است. در این مرحله کم رنگی دورلب نیز ظاهر می شود. البته باید توجه داشت که این مراحل با هم همپوشانی دارند و در گذر از هر حالتی به حالت دیگر، شرایطی ظاهر می شود که بطور کامل منتسب به یک مرحله ی خاص نیست. این حالتها بیشتر مرتبط با هیپنوتیزم پذیری افراد است. برای مثال افراد با قابلیت هیپنوتیزم شدن کم، معمولاً در عمق ۲ می مانند و عمیق تر نمی شوند و یا افراد با هیپنوتیزم پذیری بالا می توانند به عمق ۴ برسند و با توجه به سابقه هیپنوتیزم شدن آنها ممکن است گذر از عمق ۱ به ۴ سریع باشد [۵].

۴.۲.۲. هیپنوتیزم درمانی

هیپنوتیزم درمانی یکی از روشهای طب سنتی و مکمل است که امروزه کاربرد آن در دنیا نهادینه شده است. برخلاف تصور گذشته، هیپنوتیزم دیگر یک حالت خواب و بیهوشی نیست، بلکه حالتی است هدایت شده که به درمان بیماری ها کمک می کند. علم هیپنوتیزم یک روش درمانی در فرآیند روان درمانی است که با سه مؤلفه تمرکز، کاهش آگاهی محیطی و حالت جذب، بیمار را در حالت هوشیاری تغییر یافته قرار می دهد و سپس فرآیندهای روان درمانی را در این تغییر هوشیاری اعمال می کنند.

هیپنوتیزم در مقوله روان پزشکی کارکردهای زیادی دارد؛ از جمله می توان به کنترل و کاهش استرس و هیجانات اشاره کرد، همچنین برای درمان دردهای مزمن و هراس اجتماعی و بیمار گونه و کنترل اختلالات عادی مثل کندن مو، ناخن جویدن و اختلالات اضطرابی می توان از هیپنوتیزم استفاده کرد. از فواید هیپنوتیزم می توان به کنترل تهوع و استفراغ دوران حاملگی زنان و زایمان بی درد اشاره کرد. در فرآیند جراحی و بیهوشی ها و در مواردی که نتوان یک فرد را از نظر طبی بیهوش کرد، هیپنوتیزم قابل استفاده است و در دندان پزشکی نیز کاربردهای زیادی دارد [۳ و ۱۱ و ۱۳ و ۱۴].

۳.۲. ساختار مغز و سیگنالهای مغزی

وزن متوسط مغز حدود ۱۴۰۰ گرم می باشد که محققین آنرا به چهار قسمت تقسیم نموده اند، که هر کدام از این قسمت ها عملکرد های متفاوت ولی مرتبط به هم دارند. این چهار قسمت عبارتند از: ساقه مغز^۱، مخچه^۲، سیستم کناری یا لیمبیک^۳ و سربرال کورتکس^۴ (شکل ۱، ۲). ساقه مغز در انجام بعضی از فعالیت های حیاتی مانند تنفس، ضربان قلب و گوارش نقش دارد. در واقع این قسمت از مغز است که ما را آماده برای واکنش نسبت اطلاعات ورودی مربوط به مرکز احساس نگه می دارد. مخچه مرکز کنترل موقعیت بدن است و نقش نگه داری حافظه های مربوط به عکس العملهای اولیه ی فراگرفته شده و همچنین انتقال اطلاعات حیاتی توسط ساقه مغز به دیگر مراکز مغز را دارد. سیستم کناری یا لیمبیک نقش حفظ فشارخون، ضربان قلب، دمای بدن و سطح قند خون است. خاطرات مربوط به تجربیات یادگرفته شده در زندگی و همچنین حافظه کوتاه و بلند

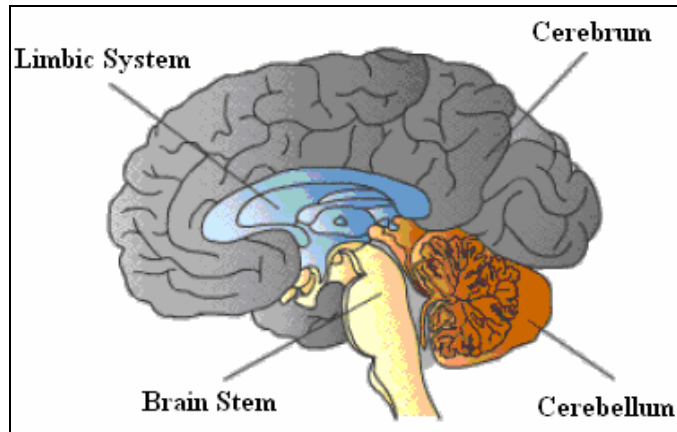
¹ Brain Stem

² Cerebellum

³ Limbic System

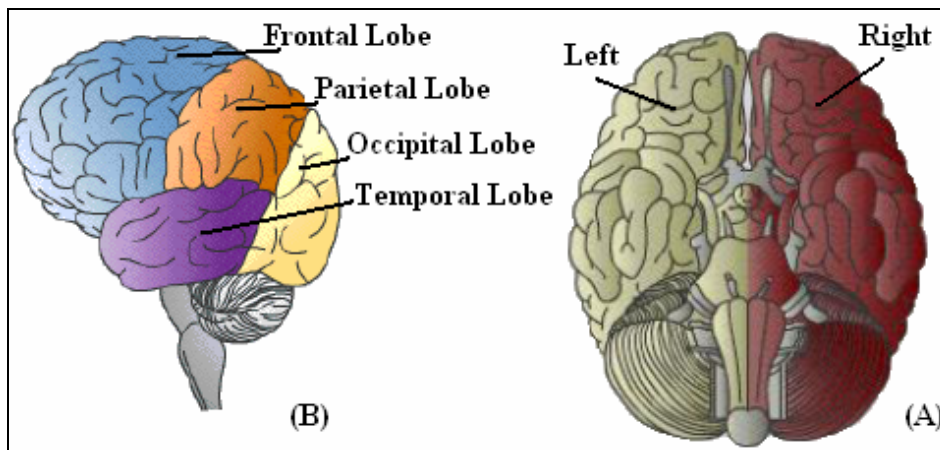
⁴ Cerebral Cortex

مدت در این بخش از مغز نگه داری می شوند. عکس عملهای مربوط به ترس و اضطراب نیز در این قسمت تولید می شود. این قسمت از مغز مانند بخش سربرال کورتکس پیشرفته نیست و نمی تواند باعث افکار هوشیارانه شود، ولی نفوذ زیادی بر روی توانایی فکر کردن و حل مسائل دارد. این بخش از مغز در بردارنده هیپوتالاموس^۱ است که به عنوان "مغز" مغز شناخته می شود، که دارای یک سائز کوچک است و تنظیم کننده هورمونها، احساسات، خوردن، خواب و بیداری و هوشیاری است و همچنین نقش تعادل شیمیایی و تحریکات جنسی را بر عهده دارد [۱۵].



شکل ۱.۲: چهار قسمت مغز (ساقه مغز، مخچه، سیستم کناری یا لیمبیک و سربرال کورتکس) [۱۵]

سربرال کورتکس یا همان مغز کل^۲ که فقط انسان دارای آن است، به دو نیمکره چپ و راست تقسیم می شود (شکل ۲.۲، قسمت A). هر یک از این نیم کره ها را می توان به چهار ناحیه یا لوب^۳ تقسیم کرد. این نواحی، ناحیه ی قدمانی^۴، آهیانه ای^۵، خلفی^۶ و جانبی یا گیجگاهی^۷ نامیده می شوند (شکل ۲.۲، قسمت B).



شکل ۲.۲: (A) دو نیمکره چپ و راست مغز، (B) چهار ناحیه تقسیم بندی شده در هر نیمکره مغزی [۱۵]

^۱hypothalamus

^۲Cerebrum

^۳lobe

^۴Frontal

^۵Parietal

^۶Occipital

^۷Temporal

ناحیه خلفی پردازشهای مربوط به بینایی را کنترل می کند. با حرکت به سمت جلو به ناحیه‌ای آهیانه‌ای می رسیم که مسئول کنترل حرکت و جهت دهی می باشد. در ناحیه جانبی یا گیجگاهی عکس‌العملهای فرد نسبت به صدا، صحبت ها و توانایی های گفتاری و شناختی کنترل می گردد و در آخر در ناحیه قدامی، حل مسائل، برنامه ریزی، تصمیم گیری و فکر کردن انجام می شود. ارتباط بین دو نیمکره مغز توسط توده ای از ارتباطات عصبی انجام می شود که کالوزوم^۱ نامیده می شود. این ارتباطات در زنها بیشتر از مردها است و به این ترتیب زنها در استفاده همزمان از دو نیمکره مغز، توانا تر هستند و در نتیجه می توانند چند فعالیت را همزمان با هم انجام دهند [۱۵].

به طور کلی دو نیمکره چپ و راست مغز اطلاعات را به روشهای مختلف پردازش می کنند^۲ و معمولاً افراد اطلاعات را توسط نیمکره غالب در مغزشان پردازش می کنند؛ اگرچه که قدرت پردازش افکار و اطلاعات فراگرفته شده، با همکاری و مشارکت متعادل دو نیمکره افزایش می یابد. همچنین در تحقیقات مختلف نشان داده شده است که یکی از دو نیمکره مغز در انجام بعضی از فعالیت ها، به عنوان نیمکره غالب شناخته می شود. در جدول ۱،۲ وظایف مربوط به هر نیمکره به طور خلاصه آورده شده است.

جدول ۱،۲: وظایف مربوط به دو نیمکره‌ی چپ و راست مغز [۱۶]

نیمکره راست	نیمکره چپ
• ارتباطات غیر زبانی	• توانایی های مربوط به زبان و درک لغات و آواشناسی
• درک مطالعات	• منطق و تفکر
• استدلال ریاضیات پیچیده	• پردازشهای شنیداری- حافظه شنیداری
• مقایسه و قضاوت	• درک مفهوم و معنا
• موسیقی	• درک وابستگی و ساختار کلمات
• انگیزه و توجه	• مرتب سازی
• ارزیابی خطاهای ارتباطی و اجتماعی	• محاسبات (ریاضیات پایه)
• طراحی شکلهای	• شمارش
• توانایی های هنری	• انگیزش های اجتماعی
• الگوبرداری از رنگها	• دریافت واقعیات و جزئیات
• تمرکز	• خواندن با صدای بلند یا آهسته
• حل پازل	• عکس العمل نسبت به حرکات شدید و صداهایی
• رفتار اجتماعی	• عکس العمل نسبت به حرکات و صداهای آرام
• عکس العمل نسبت به حرکات و صداهای آرام	• عکس العمل نسبت به حرکات و صداهای آرام

۱،۳،۲. ثبت سیگنالهای مغزی

یکی از روش هایی که اخیراً در تحقیقات مختلف جهت مطالعه مغز استفاده می شود، اندازه گیری و بررسی سیگنالهای الکتریکی مغز است. الکتروانسفالوگرافی^۳ به مطالعه تغییرات پتانسیل های الکتریکی مغز گفته می شد و دستگاه اندازه گیری و ثبت این فعالیت های الکتریکی،

^۱ Callosum

^۲ خلاصه ای از روش پردازش اطلاعات در دو نیمکره در ضمیمه الف آورده شده است.

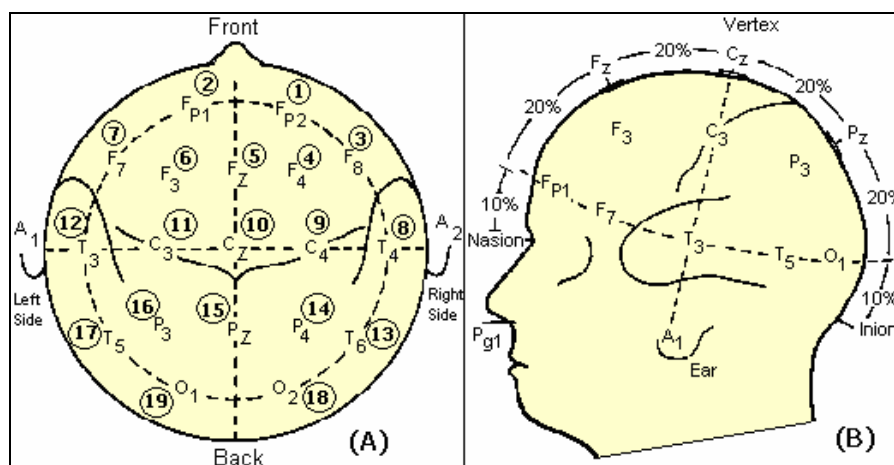
^۳ Electroencephalography

الکتروانسفالوگراف نامیده می شود. خروجی این دستگاه که در واقع نشان دهنده امواج الکتریکی اندازه گرفته شده از مغز است، الکتروانسفالوگرام^۱ نامیده می شود. این امواج الکتریکی نتیجه فعالیت هزاران نرون در مغز است که دامنه ای در حدود ۱۰ تا ۱۰۰ میکرو ولت دارند [۱۷].

برای ثبت سیگنال مغزی متناسب با هدف و موضوع تحقیق، معمولاً از استاندارد جهانی ۱۰-۲۰ استفاده می شود. این استاندارد نحوه الکترود گذاری را روی نواحی مختلف مجسمه نشان می دهد (شکل ۳، ۲). هر نقطه الکترود گذاری شده بر روی مجسمه دارای یک حرف الفبایی است که مشخص کننده ناحیه ای از مغز است که الکترود در آن قرار دارد، همچنین دارای یک عدد یا یک حرف الفبایی دیگر است که بیانگر نیمکره ی مغزی است که الکترود در آن است.

کاراکترهای Fp، F، T، C، P و O به ترتیب بیانگر نواحی جلوی سر (پیشانی)^۲، قدامی^۴، گیجگاهی^۵، مرکزی^۶، آهیانه ای^۷ و خلفی^۸ مغز می باشند (قابل ذکر است که ناحیه یا لوب مرکزی وجود ندارد و فقط جهت تعیین مکان الکترود به کار گرفته می شود).

اعداد زوج (۲، ۴، ۶، ۸) مربوط به نیمکره راست و اعداد فرد (۱، ۳، ۵، ۷) مربوط به نیمکره چپ هستند و کاراکتر Z، به الکترود هایی مربوط می شود که در خط وسط یا صفر مغز (خط عبور کننده از بینی تا پس سر) قرار می گیرند. همچنین باید توجه داشت که اعداد کوچکتر به الکترود هایی مربوط می شود که به خط صفر مغز نزدیکترند [۱۸ و ۱۹]. این نحوه نامگذاری در شکل ۳، ۲ با ۱۹ کانال مغزی نشان داده شده است. اعداد ۱۰ و ۲۰، مربوط به فاصله الکترود ها از هم هستند.



شکل ۳، ۲: (A) نحوه نامگذاری بر روی کانالها، (B) فاصله گذاری در نصب الکترودها در سیستم ۱۰-۲۰ [۱۸]

¹ electroencephalogram

² Standard 10-20 electrode placement system

³ Frontopolar/Prefrontal

⁴ Frontal

⁵ Temporal

⁶ Central

⁷ Parietal

⁸ Occipital

۲,۳,۲. سطوح مختلف فرکانسی در سیگنال EEG

مغز متشکل از میلیون ها سلولی است که هر کدام عملی متفاوت را انجام می دهند. از اینرو در هر لحظه و در هر جای مغز ترکیب مختلفی از انواع فرکانس ها را میتوان داشت:

الف) باند دلتا^۱: باند فرکانسی از ۰/۱ تا ۴ هرتز از سیگنال EEG را باند دلتا می نامند و در نوزادان و بزرگترها به هنگام خواب عمیق مشاهده می شود. در این حالت شخص در حال خواب عمیق، ولی بدون حرکات سریع چشم و غیر هوشیار می باشد [۱۹ و ۲۰]. این پتانسیل اغلب روی همه سطح سر توزیع یافته است. وضعیت شخص از دیدگاه فیزیولوژی در این حالت، عدم حرکت و پایین آمدن سطح غلظت برخی مواد شیمیایی در بدن است. با تعلیم نحوه کنترل چنین فرکانسی به شخص در بیوفیدبک می توان احساس خواب آلودگی و حالت آرامش خیلی عمیق را بدست آورد [۲۱ و ۲۲]. این باند فرکانسی منعکس کننده ذهن غیر هوشیار است [۲۳].

ب) باند تتا^۲: این موج با باند فرکانسی ۴ تا ۸ هرتز در مواقع خواب عمیق، استراحت و در کودکان مشاهده می شود و اغلب در همه مکانها و در همه مناطق دیده می شود. همچنین این ریتم در حالتهای دیدن شیء فانتزی، دیدن تصویری زیبا، فراخوانی شدن، ابداع، آگاهی و رویا نیز دیده شده است. وضعیت شخص از دیدگاه فیزیولوژی در این حالت بهبود بخشیدن و التیام یافتن و هماهنگی فکری است. با تعلیم نحوه کنترل چنین فرکانسی به شخص در بیوفیدبک می توان موجب افزایش دقت و تمرکز شد [۲۴-۲۶ و ۱۷].

ج) باند آلفا^۳: سیگنالها در این باند فرکانسی در محدوده ۸ تا ۱۳ هرتز قرار دارند و مکان های توزیع این پتانسیل روی سر اغلب در مناطق مرکزی و داخلی می باشد و همچنین چنانچه چشم ها بسته باشد، در قسمت پس سری با قدرت بیشتر ظاهر می شود. وضعیت شخص در این حالت، آرامش و سکون، ولی نه حالت چرت و خواب آلودگی، همراه با هوشیاری می باشد. فعالیت ذهنی شخص در چنین حالتی در آرامش و بدون هیچ حرکتی بودن و تفکر و اندیشه کردن می باشد. با آموزش نحوه کنترل این باند فرکانسی می توان در بیوفیدبک احساس آرامش و ریلکس شدن را در فرد بوجود آورد [۳۲-۲۷].

د) باند بتا^۴: زمانی که ذهن در حالت هشیاری کامل و فعالیت باشد، موج بتا با قدرت بیشتری در نواحی آهیانه ای و قدامی مشاهده می شود. این موج دارای دامنه اندکی است که در باند فرکانسی ۱۲ تا ۳۰ هرتز گسترده شده است، در حالتیکه شخص هم آرامش و هم تمرکز دارد افزایش می یابد. در فعالیت ذهنی محاسبه ای (حتی در هنگام یک جمع ساده) نیز فعال است. در هنگام حرکت این فرکانس مشاهده نمی شود. با تعلیم نحوه کنترل چنین فرکانسی به شخص در بیوفیدبک می توان باعث افزایش تمرکز و بهتر شدن توجه شخص شد.

این فرکانس همچنین در برخی نقاط سر تحت شرایط تفکر کردن و هوشیاری شخص نسبت به خود و محیطش ایجاد می شود. فعالیت ذهنی شخص در چنین حالتی، فعالیت های پیچیده مغزی است.

¹ Delta Band

² Theta Band

³ Alpha

⁴ Beta

وضعیت شخص از دیدگاه فیزیولوژی، هوشیاری و فعالیت مغزی بدون هر گونه اضطراب یا نا آرامی می باشد. با تعلیم نحوه کنترل چنین فرکانسی به شخص در بیوفیدبک می توان افزایش قدرت ذهن و تمرکز و هوشیاری را ایجاد کرد [۳۳ و ۳۴].

ه) **باند گاما^۱**: این باند فرکانسی فرکانسهای ۳۰ تا ۶۰ هرتز را در بردارد که در همه جای سر دیده می شود. این باند را مرتبط با توجه تقویت شده، تعمق و مراقبه^۲ و تغییر حالت هوشیاری می دانند [۳۴، ۳۵ و ۳۶].

۴.۲. مروری بر مطالعات انجام شده بر روی هیپنوتیزم به کمک سیگنالهای مغزی

همانطوری که اشاره شد، مطالعات نشان داده است که حالت‌های مختلف مغزی مانند صرع، خواب، انجام عملیات محاسبه ای، بیهوشی و... اثرات قابل توجهی بر روی سیگنال EEG دارد. این مسئله در مورد هیپنوتیزم نیز صادق است و تاکنون تحقیقات متعددی در داخل و خارج از کشور بر روی بررسی ارتباط بین هیپنوتیزم و سیگنال EEG صورت گرفته که در ادامه به طور مختصر مرور خواهند شد. لوبار^۳ و همکارانش (۱۹۹۱) مطالعه ای را بر روی وجود تفاوت بین افراد با هیپنوتیزم پذیری بالا و پایین، بر اساس آنالیز انرژی طیف به کمک تبدیل فوری، قبل و در حین هیپنوتیزم انجام دادند. نتایج بدست آمده حاکی از آن است که در باندهای فرکانسی مختلف، مکانهای مختلف از مغز به طور مشابه عمل نمی کنند. ولی هیچگونه تفاوت معناداری بین افراد با هیپنوتیزم پذیری بالا و پایین مشاهده نشده است [۳۷].

گرافین^۴ و همکارانش (۱۹۹۵) تحقیق نسبتاً وسیعی بر روی افراد با هیپنوتیزم پذیری زیاد و کم انجام دادند. ایده اصلی آنها این بود که چون هیپنوتیزم یک حالت تغییر هوشیاری است، پس باید بتوان در حالت عادی نیز مقدار هیپنوتیزم پذیری را تعیین کرد. سیگنال EEG از هشت نقطه روی سر در سه وضعیت ثبت شده است. وضعیت اول مربوط به پیش از هیپنوتیزم شدن و با بستن چشمها و ریلکس شدن همراه بوده است. در وضعیت دوم شخص باید در حالت ریلکس و با چشمهای بسته فعالیت‌های ذهنی^۵ نظیر تجسم ذهنی و... انجام می داده است. در وضعیت سوم، ثبت سیگنال EEG در مدت القای هیپنوتیزم با مقیاس SCHH:C بوده است. نتایج نشان داده است که قدرت طیف تتا در نواحی مختلف مغز در افراد با قابلیت هیپنوتیزم پذیری متفاوت، یکسان نیست [۳۸].

دپاسکالیس^۶ (۱۹۹۶) گزارش داده است که افراد با هیپنوتیزم پذیری زیاد در مدت فعالیت‌های روحی مثبت (خوشحالی و شادی)، افزایش در شدت طیف ۳۶-۴۴ هرتز (۴۰ هرتز)، دردو نیمکره چپ و راست را نشان می دهند درحالیکه در مدت فعالیت‌های منفی (عصبانی شدن و ترسیدن)، شدت این طیف در نیمکره راست افزایش و در چپ کاهش می یابد. این اختلاف در فعالیت دو نیمکره برای افراد با هیپنوتیزم پذیری زیاد در شرایط هیپنوتیزم بیشتر از حالت بیداری خود را نشان می دهد. افراد با هیپنوتیزم پذیری کم اختلافی در الگوی EEG در حالت فعالیت روحی از خود نشان ندادند

¹ Gamma

² Meditation

³ Lubar

⁴ Graffin

⁵ Mental Task

⁶ De Pascalis

[۳۹ و ۴۰]. اشپیگل^۱ و همکارانش (۱۹۹۶) اثر مهار توهم هیپنوتیکی را روی ERP ها آزمایش کرده اند. آنها گزارش دادند که هیپنوتیزم پذیری رابطه معناداری در ظهور مولفه های ERP دارد [۴۱]. این نتیجه توسط دپاسکالیس نیز تأیید شد [۴۰]. کالیو^۲ و همکارانش (۱۹۹۹) نیز افزایش مولفه ای از ERP شنوایی را در هیپنوتیزم گزارش داده اند [۴۲].

تحقیقات کرافورد و کلارک^۳ (۱۹۹۶)، توان افزایش یافته ای در بالای طیف تتا، بالای طیف آلفا و میانه طیف بتا در افراد با هیپنوتیزم پذیری زیاد را نشان داد [۴۳]. گالبریث^۴ و همکارانش (۱۹۷۰) رابطه معناداری را بین هیپنوتیزم پذیری و فعالیت باند فرکانسی تتا گزارش داده اند [۴۴]. در کارهای انجام گرفته توسط ری^۵ (۱۹۹۸) رابطه قوی بین فعالیتهای مغزی، هیپنوتیزم و استعداد هیپنوتیزم شدن در محدوده فرکانسی تتا (۴-۸ هرتز) مشاهده شده است [۴۵ و ۴۶]. در کارهای دیگران (گروزلیر^۶ و کرافورد (۱۹۹۸)) نیز توجه زیادی به طیف تتا شده است. تولید فعالیت تتا ممکن است مربوط به ناحیه هیپوکمپوس باشد که ارتباط تنگاتنگی با فرایندهای مهار و تمرکز توجه ای دارد [۴۷ و ۴۸]، بنابراین شواهد گفته می شود که هیپنوتیزم اغلب با یک توجه متمرکز شده تقویت شده همراه است [۴۷].

در سال (۲۰۰۰)، ویلیامز^۷ و گروزلیر تفاوت بین باند تتا و آلفای هیپنوتیزم و ریلکس شدن را با هم مقایسه کردند. آنها نشان داده اند که تتا شاخص ریلکس شدن در هیپنوتیزم است و آلفا شاخص تجربه کردن هیپنوتیزم و هیپنوتیزم پذیری می باشد. در این کار از ۱۶ داوطلب با هیپنوتیزم پذیری کم و زیاد استفاده شده است و پردازش طیف باند باریک با FFT انجام شده است [۴۹]. برادی^۸ و همکاران (۲۰۰۰) نیز در مطالعات خود رابطه ای بین هیپنوتیزم پذیری و باند فرکانسی تتا را مورد بررسی و گزارش نموده اند [۵۰].

ابوبالبی و همکاران (۲۰۰۰)، با استفاده از طیف های مرتبه بالا اثر هیپنوتیزم را بر سیگنال EEG مورد بررسی قرار دادند. در این تحقیق از مجموع اندازه طیف دوگانه^۹، مجموع اندازه طیف همنوایی دوگانه^{۱۰} و مجموع مربع اندازه طیف همنوایی دوگانه بعنوان ویژگی استفاده شده است و همچنین از توابع تفکیک خطی بهینه شده برای تمایز بین افراد با قابلیت هیپنوتیزم شدن کم و زیاد استفاده شده است [۵۱].

فیبر^{۱۱} و همکارانش (۲۰۰۰)، امواج مغزی در دو حالت بالابردن دست به طور ارادی قبل از هیپنوتیزم و بالا رفتن دست به طور غیر ارادی در اثر هیپنوتیزم را مورد مطالعه قرار دادند و به این نتیجه رسیدند که حرکت در هیپنوتیزم نسبت به حرکت در حالت نرمال و عادی، مغز قدامی را بیشتر و قسمت خلفی مغز را کمتر درگیر می کند [۵۲].

¹ Spiegel

² Kallio

³ Crawford & Clarke

⁴ Galbraith

⁵ Ray

⁶ Gruzelier

⁷ Williams

⁸ Brady

⁹ Bispectrum

¹⁰ Bicoherence

¹¹ Faber

نصرآبادی (۲۰۰۳)، سیگنال EEG را در حالت های مختلف مغزی (پایه، فعالیت های ذهنی و هیپنوتیزم)، از افراد با هیپنوتیزم پذیری های متفاوت ثبت نموده و با استخراج ویژگی های مختلف به کمک روشهای طبقه بندی، نمره هیپنوتیزم پذیری افراد را بر اساس مقیاس WSGS تخمین زده است و در فاز دوم مطالعه خود به کمک نگاشت های خوشه-زمان، به بررسی تغییرات عمق در طی القای هیپنوتیزم در افراد مختلف پرداخته است [۵].

صلح جو و همکاران (۲۰۰۵)، با استخراج تعدادی از ویژگی های فرکتالی از سیگنال EEG در دو حالت نرمال و هیپنوتیزم، به طبقه بندی فعالیت های مختلف ذهنی پرداخته اند. نتیجه کار ایشان حاکی وجود ارتباط بین ویژگی های استخراج شده و فعالیت های مختلف ذهنی و تفاوت بین حالت نرمال و هیپنوتیزم بوده است [۵۳].

هموند^۱ (۲۰۰۵)، در طی یک بررسی ابتدا به مرور یافته های مختلف در مورد اثر میزان هیپنوتیزم پذیری بر روی الگوهای امواج مغزی پرداخته است و در ادامه ی مطالعه خود به بررسی تاثیر هیپنوتیزم پذیری بر روی برخی امراض پرداخته است [۵۴].

دیوانایاگی^۲ و همکاران (۲۰۰۷)، به بررسی تغییرات سیگنال EEG، قبل، در حین و بعد از هیپنوتیزم، در ۱۰ فرد پرداخته اند. آنالیز طیف سیگنال EEG، در حین القای هیپنوتیزم باند فرکانسی تتا و آلفا را نشان داده است [۵۵]. فینگل کورتس^۳ و همکارانش (۲۰۰۷)، در مطالعه خود به این مسئله پرداخته اند که آیا بین EEG پایه^۴ و EEG هیپنوتیزم، تفاوت معناداری وجود دارد یا خیر؟ یافته های آنها تفاوت معناداری را بین EEG پایه و هیپنوتیزم به خصوص در کانالهای پیش قدامی^۵ نشان می داد [۵۶و۵۷].

کاتایاما^۶ و همکارانش (۲۰۰۷) با بررسی تغییرات میکرواستیت ها (نگاشتهایی از توزیع پتانسیل الکتریکی بر روی سطح مغز) در دو حالت هیپنوتیزم سبک و عمیق، تفاوتهایی را بین کلاسهای مختلف از میکرواستیت ها در دو حالت هیپنوتیزم سبک و عمیق گزارش نموده اند. ایشان از روی داده های ثبت شده از یک سری از افراد سالم، در حالت های هیپنوتیزم سبک و عمیق، چهار کلاس استاندارد از میکرواستیت ها با نامهای A, B, C, D را مشاهده نمودند و نشان دادند که در هیپنوتیزم عمیق مشخصات میکرواستیت های کلاس B و D شامل طول زمانی، تعداد ظهور در ثانیه و درصد زمانی وجود آن کلاس در کل سیگنال، نسبت به هیپنوتیزم سبک افزایش می یابد [۵۸].

لی^۷ و همکارانش (۲۰۰۷)، سیگنال EEG را در دو حالت بیداری و هیپنوتیزم به کمک آنالیز فرکتالی (محاسبه پارامتر خود شباهت) مورد بررسی قرار دادند و به این نتیجه رسیدند که شباهت های زمانی موجود در سیگنال EEG در دو حالت بیداری و هیپنوتیزم با هم تفاوت دارد. ایشان با توجه به محدوده مقادیر پارامتر خودشباهت بدست آمده اظهار داشته اند که دینامیک های فرکتال سیگنال EEG در حالت هیپنوتیزم تصادفی گونه تر از حالت نرمال و بیداری است [۱۳].

¹ Hammond

² Deivanayagi

³ Fingelkurts

⁴ ثبت سیگنال EEG قبل از القای هیپنوتیزم

⁵ Prefrontal

⁶ Katayama

⁷ Lee

داماس^۱ (۲۰۰۷) به بررسی رابطه بین میزان هیپنوتیزم پذیری و EEG آلفا پرداخته و به این نتیجه رسیده است که در تمامی افراد، بین هیپنوتیزم پذیری و EEG آلفا رابطه وجود ندارد [۵۹]. بهبهانی (۲۰۰۸)، در طی یک مطالعه، با استخراج ویژگی های مختلف بر اساس شاخص شباهت فازی از سیگنال EEG هیپنوتیزم، تفاوت های معناداری را بین سه گروه هیپنوتیزم پذیری پایین، متوسط و بالا در نواحی خاصی از مغز گزارش نموده است [۶۰].

وایت^۲ و همکارانش (۲۰۰۹)، تغییرات طیف توان در سیگنال EEG را در دو گروه هیپنوتیزم پذیری پایین (۱۰ نفر) و بالا (۷ نفر) بررسی نموده اند. در طی مطالعه ایشان نتایج معناداری در باند بتا مشاهده شده است. در افراد با هیپنوتیزم پذیری بالا، ارتباط^۳ بین ناحیه قدامی سر در قسمت میانی^۴ و ناحیه پیشانی در سمت چپ^۵ کاهش می یابد، در حالی که این ارتباط در افراد با هیپنوتیزم پذیری پایین افزایش می یابد [۶۱].

۵.۲. جمع بندی فصل

بعد از مطالعه مختصر پدیده هیپنوتیزم، ساختار مغز و سیگنالهای مغزی و همچنین مرور مطالعات صورت گرفته بر روی ارتباط بین هیپنوتیزم و سیگنال EEG نتیجه می شود که، هیپنوتیزم تظاهرات جالب و قابل توجهی بر روی سیگنال EEG به خصوص در بعضی از باندهای فرکانسی دارد. به این ترتیب مطالعه تغییرات سیگنال EEG هیپنوتیزم می تواند در بررسی پدیده هیپنوتیزم، تعیین هیپنوتیزم پذیری و یا تخمین عمق هیپنوتیزم که هدف این پروژه است، موثر باشد. در این پروژه برای تجزیه و بررسی سیگنال EEG از روش تجربی تجزیه سیگنال به مولفه ها (EMD) استفاده شده است، که در فصل بعدی الگوریتم این روش و کاربردهای آن شرح داده خواهد شد.

¹ Dumas

² White

³ coherence

⁴ medial frontal

⁵ lateral left prefrontal

فصل سوم

**الگوریتم EMD و کاربرد آن
در پردازش سیگنالهای مغزی**

۳. الگوریتم EMD و کاربرد آن در پردازش سیگنالهای مغزی

۱,۳. مقدمه

آنالیز سیگنالها یکی از اجزاء لازم برای انجام بسیاری از تحقیقات و کاربردهای عملی می باشد. روش EMD در ابتدا توسط دکتر هانگ^۱ و دانشجویانش در سال ۱۹۹۸ ارائه شد. روشی که دکتر هانگ ارائه داده است، یک سیگنال را به یک سری مولفه $AM-FM^2$ ، با میانگین صفر تجزیه می نماید. سپس طیف محلی سیگنال اصلی، به کمک اعمال تبدیل هیلبرت بر روی هر کدام از این مولفه ها بدست می آید. این روش برای آنالیز داده ها در کاربردهای گسترده و مختلفی به کار گرفته شده است، زیرا این روش توانایی آنالیز سیگنال های غیر خطی و غیر ایستا را دارد. در حالی که روشهای قدیمی تر مانند تبدیل فوریه و یا تبدیل ویولت برای این دسته از داده ها مناسب نیستند [۶۲].

۲,۳. مقدمه ای بر تبدیل EMD و مقایسه آن با تکنیک های دیگر

یک راه برای توصیف یک سیستم، بررسی فرکانسهای موجود در آن، در هر لحظه از زمان است و یکی از روشهای ساده برای محاسبه ی فرکانسهای لحظه ای، تبدیل هیلبرت است [۶۳]. تبدیل هیلبرت یک سیگنال $X(t)$ با رابطه زیر بدست می آید [۶۴و۶۵]:

$$Y(t) = \frac{1}{\pi} PV \int \frac{X(t')}{t-t'} dt' \quad (۱-۳)$$

سپس می توان سیگنال تحلیلی $Z(t)$ را به صورت زیر تشکیل داد:

$$Z(t) = X(t) + iY(t) = a(t)e^{i\theta(t)} \quad (۲-۳)$$

و فرکانسهای لحظه ای را با رابطه زیر بدست آورد:

$$\omega(t) = \frac{d\theta(t)}{dt} \quad (۳-۳)$$

حال فرض کنید که سیگنال دارای N مولفه باشد، در نتیجه تابع تحلیلی $Z(t)$ به صورت رابطه ی (۴-۳) خواهد شد:

¹ Haung

² Amplitude Modulation-Frequency Modulation

$$Z(t) = a(t)e^{i\theta(t)} = \sum_{m=1}^N z_m(t) = \sum_{m=1}^N a_m(t)e^{i\theta_m(t)} \quad (۴-۳)$$

به این ترتیب دامنه لحظه ای توسط رابطه زیر محاسبه می شود:

$$a^2(t) = \sum_{m=1}^N w_m(t) \quad (۵-۳)$$

$$w_m(t) = \sum_{n=1}^N a_m(t)a_n(t) \cos[\varphi_m(t) - \varphi_n(t)]$$

با گرفتن مشتق از $Z(t)$ با استفاده از روابط بالا، فرکانسهای لحظه ای توسط رابطه زیر بدست می آید:

$$\varphi'(t) = \sum_{m=1}^N \frac{w_m(t)}{a^2(t)} \varphi'_m(t) + G(t) \quad (۶-۳)$$

$$G(t) = \sum_{m=1}^N \sum_{n=1}^N \frac{a'_m(t)a_n(t)}{a^2(t)} \sin[\varphi_m(t) - \varphi_n(t)]$$

رابطه بدست آمده نشان می دهد که، فرکانسهای لحظه ای برای سیگنال های چند مولفه ای، دارای دو قسمت است، که قسمت اول میانگین وزن یافته فرکانسهای لحظه ای مولفه هاست [۶۶]. در نتیجه اگر تبدیل هیلبرت را مستقیماً بر روی یک سیگنال واقعی به کار ببریم، فرکانس های لحظه ای را نخواهیم داشت، زیرا یک سیگنال واقعی در هر لحظه از زمان دارای طیف وسیعی از فرکانسها است و با به کار بردن تبدیل هیلبرت به طور مستقیم بر روی این سیگنال، میانگینی از فرکانسهای مختلف را در هر لحظه از زمان خواهیم داشت که معنادار نخواهد بود. برای رفع این مشکل سیگنالی که تبدیل هیلبرت بر روی آن اعمال می شود، باید دارای پهنای باند باریک باشد. یک راه فیلتر کردن سیگنال و جدا نمودن فرکانسهای مختلف است. ولی همین فیلتر کردن ممکن است باعث خراب شدن سیگنال گردد. هانگ و همکارانش در سال ۱۹۹۸ استفاده از تکنیک تجزیه تجربی سیگنال یا EMD را قبل از اعمال تبدیل هیلبرت پیشنهاد دادند. به این ترتیب ابتدا یک سیگنال به روش EMD به مولفه هایی با باند محدود^۱ یا IMF تجزیه می شود و بعد تبدیل هیلبرت بر روی هر IMF که طیف فرکانسی کمی دارد اعمال می گردد. این تکنیک به تبدیل هانگ - هیلبرت^۲ یا HHT معروف شد. این روش برای آنالیز سیگنال های غیر خطی و غیر ایستا به خصوص برای یک نمایش زمان-فرکانس- انرژی از سیگنال بسیار مناسب است. در بسیاری از مطالعات صورت گرفته بر روی این روش، نتیجه بدست آمده از HHT برای نمایش زمان-فرکانس- انرژی بسیار واضح تر از دیگر روشهای قدیمی بوده است. مقایسه ای از سه روش آنالیز سیگنال، تبدیل فوری، تبدیل ویولت و تبدیل هانگ-هیلبرت در جدول ۱،۳ آورده شده است [۶۳].

¹ In strict Mode Function

² Huang Hilbert Transform

جدول ۱.۳: مقایسه سه روش آنالیز سیگنال [۶۳]

	Fourier	Wavelet	Haung-Hilbert
Basis	a priori	a priori	adaptive
Frequency	Convolution: Global	Convolution: regional	Differentiation: Local
Presentation	Energy-frequency	Energy-time-frequency	Energy-time-frequency
Nonlinear	no	no	yes
Nonstationary	no	yes	yes
Theoretical base	Theoritical	Theoritical	Empirical

یکی از اهمیت های روش EMD، در تکنیکی است که سیگنال را با آن تجزیه می کند. EMD برای آنالیز، سیگنال را درحوزه ی خودش نگه می دارد. زمانی که از یک سیگنال تبدیل فوریه گرفته می شود، دیگر نمی توان گفت که فرکانس آن سیگنال در هر لحظه از زمان چگونه تغییر می کند، زیرا زمان حذف می شود و فقط محور فرکانس وجود دارد. در حالی که EMD این مشکل را ندارد. EMD سیگنال را در حوزه زمان تجزیه می کند و هر کدام از IMF ها حاوی اطلاعاتی هستند که می توانند نشان بدهند که تغییرات فرکانس سیگنال در هر لحظه از زمان چگونه بوده است. به بیان دیگر ترکیب این روش با تبدیل هیلبرت می تواند، فرکانسهای موجود در سیگنال را در هر لحظه از زمان بدست بدهد؛ در حالی که در روشهای قبلی مانند تبدیل ویولت، نمی توان فرکانسهای موجود در یک سیگنال را در یک زمان خاص محاسبه نمود، بلکه فقط می توان این فرکانسها را حداکثر در یک محدوده زمانی بدست آورد [۶۷و۶۴].

به دلیل تجزیه سیگنال در حوزه زمان، در EMD فرض خطی بودن و تغییرناپذیری بازمان لازم نیست [۶۴]، به این ترتیب چون این روش نیاز به در نظر گرفتن هیچگونه فرضی در مورد سیگنال ندارد، در مورد محدوده وسیعی از سیگنال ها قابل استفاده است [۶۷].

یکی از تفاوت های بین تجزیه ی EMD و ویولت در انتخاب تابع پایه است. تابع مبنا و پایه در تجزیه ی ویولت از قبل تعیین می شود، همانند توابع هار^۱، دابچیز^۲، مورلت^۳ و ... از آنجایی که انتخاب توابع ویولت مختلف، به نتایج متفاوتی می رسد. نتیجه ی تجزیه ی ویولت به انتخاب تابع پایه وابسته است، بنابراین نتیجه ی بهینه تضمین شده نیست. ولی تابع پایه در EMD از قبل تعیین نمی شود، بلکه به طور مستقیم و تطبیقی از سیگنال نتیجه می شود [۶۸].

بنابراین اگر تبدیل EMD برای اهداف مناسبی به کار رود می تواند جزء روشهای برتر آنالیز باشد. به این مفهوم که EMD، برای خروجی سیستم های خطی و نامتغیر با زمان (LTI) نیز جواب می دهد ولی با در نظر گرفتن زمان محاسبه، این کار ارزش چندانی ندارد؛ اما در مورد سیگنال های غیر خطی و غیر ایستا یکی از روشهای کارآمد و مناسب است [۶۹و۶۴].

¹ Haar² Daubechies³ Morlet

اما مانند دیگر تکنیک های قدیمی، این روش نیز دارای مشکلاتی است که برای حل آنها زمان لازم است. به عنوان مثال تبدیل فوریه برای اولین بار در سال ۱۸۰۷ به کار گرفته شد و تا سال ۱۹۳۳ اثبات و تکمیل آن به طول انجامید. در نتیجه حل مشکلات الگوریتم EMD نیز نیازمند تلاش و زمان است [۶۳].

آنالیز طیف سیگنال به کمک تبدیل هانگ هیلبرت شامل دو بخش است: تجزیه تجربی سیگنال به مولفه ها (EMD) و آنالیز طیف هیلبرت (HSA)؛ به طور خلاصه می توان مراحل تبدیل هانگ-هیلبرت و آنالیز طیف آنرا به صورت زیر بیان نمود که در ادامه این فصل شرح پیاده سازی هرکدام از این مراحل آورده خواهد شد:

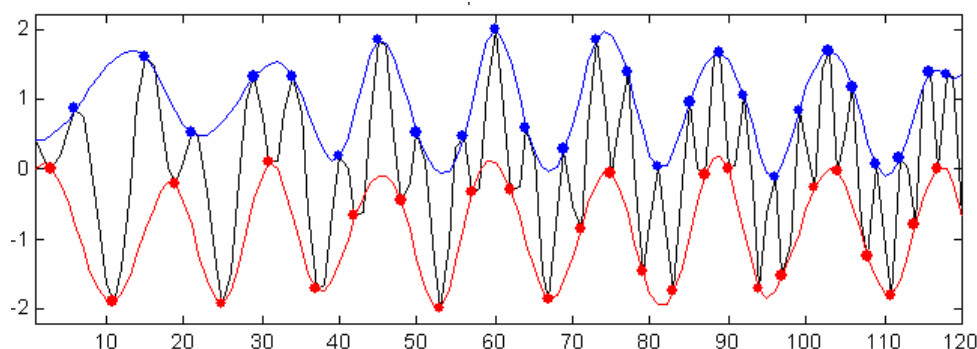
- دریافت یک سیگنال و تجزیه این سیگنال به مولفه های سازنده ی آن (IMF)، به روش EMD
- گرفتن تبدیل هیلبرت از هر کدام از IMF ها
- بدست آوردن فرکانس و دامنه لحظه ای هر کدام از IMF ها از روی سیگنالهای بدست آمده از مرحله دوم و سپس رسم و آنالیز طیف هیلبرت با توجه به فرکانس و دامنه لحظه ای بدست آمده در هر لحظه از زمان

۱.۲.۳ الگوریتم EMD

الگوریتم EMD مانند دیگر روشهای تجزیه سیگنال، یک فرمول بسته و تحلیلی ندارد و بیشتر به صورت تجربی درک می شود تا نتایج تحلیلی. در این فصل ابتدا الگوریتم اولیه EMD که در سال ۱۹۹۸ توسط دکتر هانگ و همکارانش ارائه شد، معرفی می شود و در بخش بعدی راهکارهایی که تاکنون برای رفع مشکلات موجود در این الگوریتم پیشنهاد داده شده است، آورده خواهد شد.

فرایند الک کردن^۱: این فرایند همان روشی است که EMD برای تجزیه سیگنال به IMF ها از آن استفاده می کند. این فرایند به این صورت انجام می شود که :

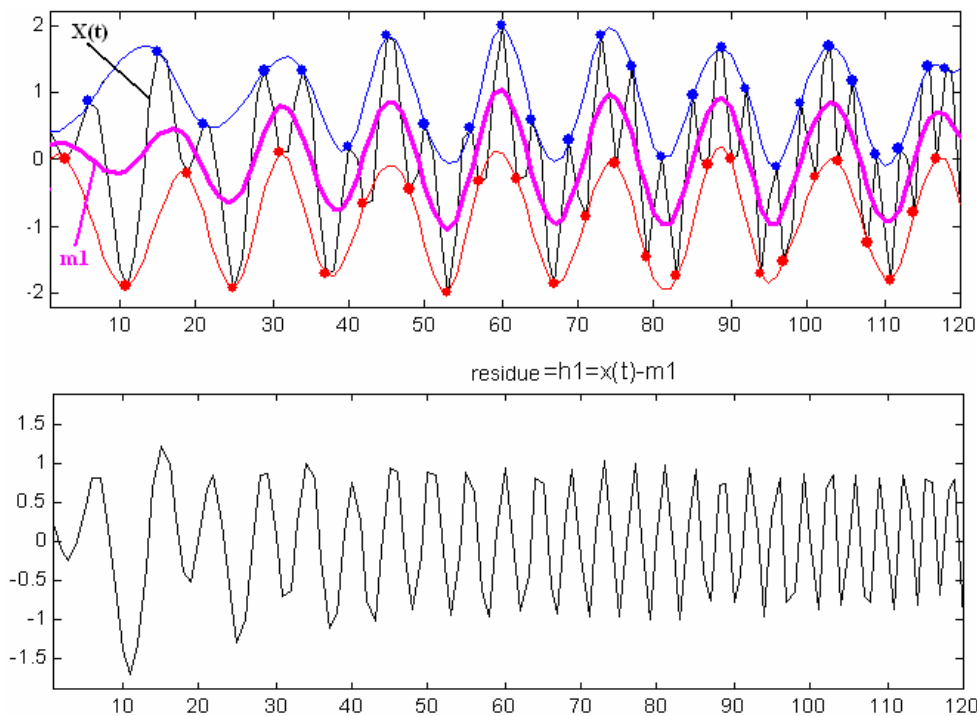
۱. با درون یابی بین ماکسیمم ها و مینیمم های سیگنال اصلی $X(t)$ ، پوش بالا و پایین سیگنال محاسبه می شود (شکل ۱.۳). سپس میانگین این دو پوش محاسبه می شود (m_1).



شکل ۱.۳: مرحله ی ۱ الگوریتم اولیه EMD [۶۹]

^۱ Sifting Procedure

۲. در ادامه، مولفه h_1 با کم کردن سیگنال اصلی از مقدار میانگین m_1 بدست می آید:
 $h_1 = X(t) - m_1$ (شکل ۲، ۳).



شکل ۲.۳: مرحله ۲ الگوریتم اولیه EMD [۶۹]

حال h_1 را در نظر گرفته و دوباره مرحله یک و دو بر روی آن تکرار می شود. همین روند k بار تکرار می گردد ($h_{1k} = h_{1(k-1)} - m_{1k}$) [۶۹]. تا زمانی که $m_{1k} = 0$ بشود و تعداد نقاط ماکسیمم سیگنال حداکثر یکی کمتر و یا بیشتر از تعداد مینیمم های آن باشد و به بیان دیگر تعداد اکسترمم ها، حداکثر یکی کمتر و یا بیشتر از تعداد برخورد با صفرها بشود [۶۴].

۳. حال h_{1k} به عنوان اولین مولفه سیگنال، IMF_1 ، در نظر گرفته می شود. این مولفه دارای کوتاه ترین پریود نسبت به بقیه مولفه های سازنده سیگنال است: $h_{1k} = IMF_1$
 ۴. تا اینجا یک مولفه از سیگنال محاسبه شده است. حال این مولفه از سیگنال اصلی کم می شود تا بقیه مولفه ها استخراج شوند. $r_1 = X(t) - h_{1k}$

۵. در ادامه r_1 به عنوان سیگنال در نظر گرفته شده و مراحل ۱ تا ۶ را بر روی آن تکرار می شود تا ($h_{2k} = IMF_2$) یا همان مولفه دوم سیگنال محاسبه شود و از روی آن $r_2 = r_1 - h_{2k}$ را بدست می آید. همین روند ادامه می یابد تا $r_i = 0$ شود. در این حالت تمامی IMF ها یا همان مولفه های سازنده سیگنال، بدست آمده است، که تعداد این توابع (IMF) به سیگنال اصلی $X(t)$ وابسته است [۶۹].

این فرایند در واقع روشی برای حذف عدم تقارن در پوش بالا و پایین سیگنال است. زمانی که پوش بالا و پایین متقارن بشود میانگین این دو پوش به صفر نزدیک می شود و این مسئله به این معنا است که هر سیگنال IMF می تواند یک سیگنال مدوله شده ی دامنه باشد. همچنین چون فرکانسهای لحظه ای، لحظه به لحظه تغییر می کنند، می توان گفت که هر IMF یک سیگنال

AM/FM است. بنابراین EMD چیزی نیست جز تجزیه سیگنال به یک سری سیگنال های مدوله شده AM/FM [۶۷].

۲.۲.۳. روشهای بهبود الگوریتم EMD

الگوریتم EMD یک فرمول تحلیلی ندارد و براساس الگوریتم های محاسباتی می باشد. با در نظر گرفتن الگوریتم استاندارد EMD که در بخش قبلی شرح داده شد، تعیین محل اکستریم ها، درونیایی بین اکستریم ها و انتخاب معیارهای توقف الگوریتم، از جمله مهمترین مراحل این الگوریتم است. فرایندی که برای انجام مراحل ذکر شده در الگوریتم اولیه EMD به کار گرفته می شود، باعث ایجاد مشکلاتی در استفاده از روش EMD می شود. برای مثال در تجزیه یک قطعه سینوسی خالص، انتظار داریم که فقط یک IMF بدون هیچ باقیمانده ای بدست بیاوریم، در صورتی که با به کار بردن الگوریتم بیان شده به چنین نتیجه ای نخواهیم رسید، بلکه علاوه بر مولفه اصلی، یک سری IMF های اضافه دیگر را نیز خواهیم داشت. برای پیدا کردن علت این مشکل از مرحله یافتن اکستریم ها شروع می کنیم. این کار، دارای یک راه حل واضح و بدیهی نیست. همچنین بیشتر داده ها در عمل از فرایند های زمان پیوسته تولید می شوند، در صورتی که الگوریتم بر روی سیگنال های نمونه برداری شده عمل می کند. در بسیاری از سیگنال های پیوسته، اکستریم های واقعی، هنگام نمونه برداری از دست می روند و این مسئله باعث می شود که در الگوریتم EMD محل اکستریم ها به درستی تشخیص داده نشود [۶۷]. به این ترتیب فرکانس نمونه برداری سیگنال می تواند بر روی نتیجه ی تجزیه سیگنال توسط الگوریتم EMD تاثیر بگذارد [۷۰].

مشکل بعدی در مرحله ی درونیایی بین اکستریم هاست و در این مرحله، عمده ترین مشکل این است که نمونه های ابتدا و انتهای سیگنال، به عنوان چه نوع نقطه ای در نظر گرفته شود و از آنجایی که این انتخاب می تواند بر روی نتیجه تجزیه تاثیر بگذارد، مسئله تعیین نوع این نقاط بحث برانگیز شده است.

مشکل دیگر در انتخاب معیارهای توقف الگوریتم است، به علت اختیاری بودن این معیار ممکن است، یک IMF واقعی بدست نیاید و یا تمام سیگنال، برای بدست آوردن IMF ها حذف نشود. تمامی موارد ذکر شده باعث می شود که IMF های واقعی یک سیگنال بدست نیاید و اگر یک IMF درست محاسبه نشود، باعث می شود که مولفه هایی به باقیمانده سیگنال اضافه شود که در IMF های بعدی خودشان را نشان می دهند و باعث می شود در الگوریتم EMD، از یک سیگنال سینوسی خالص چندین IMF بدست آید [۶۷].

تاکنون در مطالعات متعددی، روشهای مختلفی برای بهبود مشکلات ذکر شده ارائه شده است. که به طور مختصر به آنها اشاره می شود.

برای تعریف کردن حدود فرکانس نمونه برداری باید به مواردی توجه شود؛ همانطوری که می دانیم اکستریم ها نقش مهمی را در مرحله ی الک کردن سیگنال در الگوریتم EMD بازی می کنند، بنابراین باید فرکانس نمونه برداری سیگنال حتی الامکان در حدی باشد که اکستریم های سیگنال زمان پیوسته را حفظ کند. در واقع از دست دادن یک اکستریم در پروسه ی نمونه برداری به معنای از دست دادن یک جفت مینیمم/ماکسیمم است و این هم بدین معناست که EMD یک نوسان موضعی را از دست داده است. برای اینکه مطمئن شویم که هیچ اکستریمی از دست نرفته است،

حداقل نیاز این است که پریود نمونه برداری حداکثر یک دوم مینیمم فاصله‌ی بین اکستریم‌ها در سیگنال باشد. در این پروژه با توجه به فرکانس نمونه برداری (۲۵۶ هرتز) و حداکثر باند فرکانسی در نظر گرفته شده در سیگنال EEG (باند فرکانسی گاما)، این نیاز برآورده شده است.

در مورد معیارهای توقف نیز پیشنهادهایی ارائه شده است. در الگوریتم EMD دو مرحله تکرار شونده وجود دارد که نیاز به تعیین یک معیار برای توقف آنها است. اولین مرحله، در تکرار الگوریتم تا رسیدن به یک IMF است. این معیارها مشخص می‌کند که چگونه یک IMF را انتخاب نموده و پروسه الگ کردن را در الگوریتم EMD متوقف کرد. همانطوری که قبلاً هم اشاره شد، برای اینکه فرکانسهای لحظه ای (IF) معنادار باشند، IMF ها باید دارای دو شرط باشند: (۱) در طول کل داده‌ها، تعداد اکستریم‌ها و تعداد گذر از صفر ها باید با هم برابر بوده یا حداکثر یک اختلاف داشته باشند. (۲) در هر نقطه، میانگین پوش محلی بالا و پایین باید صفر باشد. وجود این شرایط برای معقول بودن فرکانسهای لحظه ای و دامنه لحظه ای لازم است. شرط دوم برای IMF از نظر کاربردی مشکل است و برای پیاده سازی الگوریتم EMD باید در آن تغییراتی داده شود. دکتر هانگ در این مورد میزان انحراف استاندارد را محدود نمود. از آنجایی که رسیدن به میانگین برابر با صفر در عمل، در بعضی موارد بسیار زمان بر است، معمولاً این فرایند را تا جایی ادامه می‌دهند که مقدار انحراف استاندارد (SD) با رابطه زیر) بین ۰٫۲ تا ۰٫۳ قرار بگیرد [۷۱و۶۴].

$$SD = \sum_t \frac{|h_{new}(t) - h_{old}(t)|^2}{h_{old}^2(t)} \quad (7-3)$$

از آنجایی که SD با تعریف IMF نامرتبط است (با دو شرط مربوط به یک IMF رابطه ای ندارد)، مولفه‌هایی که با این معیار بدست می‌آیند، همیشه نمی‌توانند یک IMF باشند. ریلینگ^۱ و همکارانش (۲۰۰۳) یک معیار جدید را برای توقف پروسه الگ کردن در مرحله انتخاب IMF ارائه دادند. با در نظر گرفتن رابطه زیر،

$$\begin{aligned} \sigma(t) &= |m(t) / a(t)| \\ a(t) &= (e_{\max} - e_{\min}) / 2 \\ m(t) &= (e_{\max} + e_{\min}) / 2 \end{aligned} \quad (8-3)$$

الگوریتم EMD تا زمانی پروسه الگ کردن را تکرار می‌کند که برای کسر $(1-\alpha)$ از کل زمان $\sigma(t) < \theta_1$ باشد و در بقیه زمانها $\sigma(t) < \theta_2$ باشد. در این رابطه منظور از e_{\max} و e_{\min} همان پوش بالا و پایین سیگنال است. مقادیر نوعی که برای این آستانه‌ها در نظر می‌گیرند $\alpha = 0.05, \theta_1 = 0.05, \theta_2 = 0.5$ می‌باشد [۷۲]. تنها مشکل این معیار در این است که آستانه‌ها به طور خودکار با توجه سیگنال تغییر پیدا نمی‌کنند [۷۳]. با پیاده سازی این روش، مشاهده گردید که IMF های بدست آمده از این معیار تفاوت قابل توجهی با IMF های حاصل از معیار انحراف استاندارد ندارند [۷۴]، بنابراین در این پروژه از همان معیار انحراف استاندارد استفاده شده است.

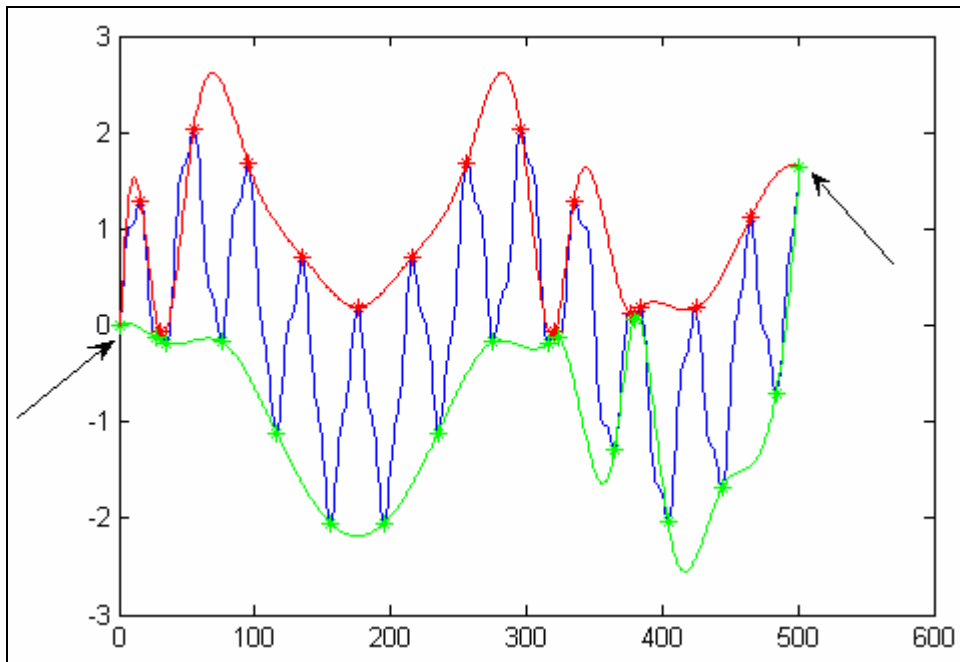
مسئله‌ی بعدی الگوریتم، در مرحله درونیابی و تعیین نوع نقاط ابتدا و انتهای سیگنال است [۷۵] و همانطوری که دکتر هانگ اشاره نموده است: "بزرگترین مشکل درون یابی مکعبی^۲ نزدیک نقاط

^۱ Rilling et al

^۲ Cubic Spline

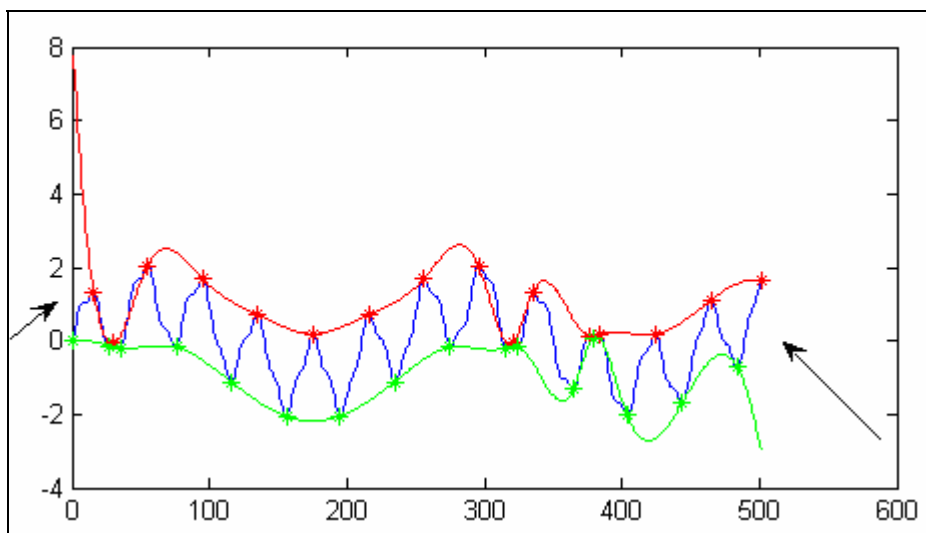
انتهایی اتفاق می افتد و در این نقاط درون یابی مکعبی می تواند نواسانات بزرگی داشته باشد. نوسانات انتهایی سرانجام به درون درونیایی بر می گردند و محدوده‌ی داده ها را، به ویژه در سیگنال های با فرکانس پایین خراب می کنند. چند حالت می تواند برای نقاط انتهایی در نظر گرفته شود:

□ هر دو نقطه هم به عنوان ماکسیمم و هم مینیمم در نظر گرفته شوند (با انتخاب این حالت نقاط ابتدا و انتهایی تمامی IMF ها صفر خواند شد).



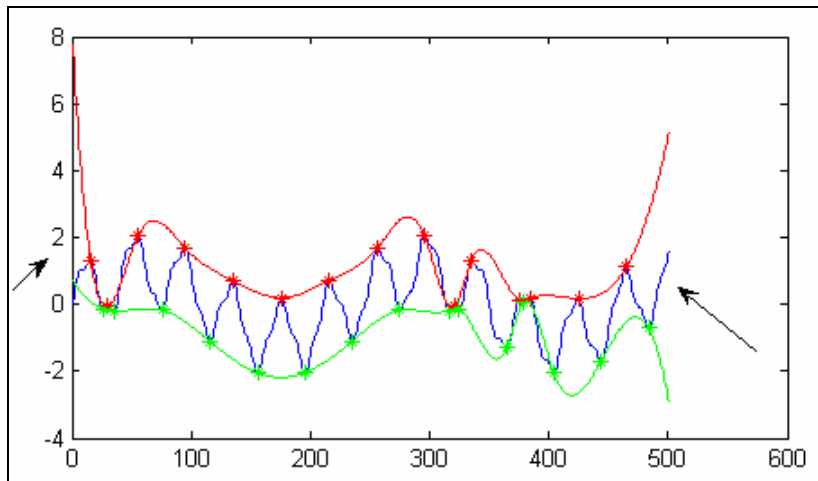
شکل ۳.۳: محاسبه پوش بالا و پایین سیگنال در درونیایی مکعبی با در نظر گرفتن هر دو نقطه ابتدا و انتها به عنوان ماکسیمم و مینیمم

□ با توجه به نوع اکسترمم کناری با در نظر گرفتن تناوب یک درمیان ماکسیمم و مینیمم، ماکسیمم و یا مینیمم بودن آنها تعیین شود.



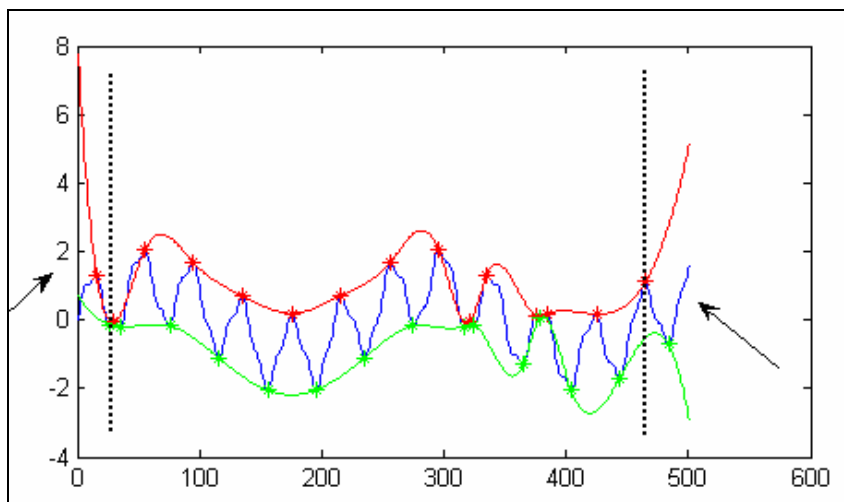
شکل ۴.۳: محاسبه پوش بالا و پایین سیگنال در درونیایی مکعبی با تعیین نوع اکسترمم نقاط انتهایی، با توجه به نوع اکسترمم کناری

❑ اصلا این نقاط به عنوان اکسترمم در نظر گرفته نشوند.



شکل ۵.۳: پوش بالا و پایین سیگنال در درونیابی مکعبی با در نظر گرفتن نقاط انتهایی به عنوان یک نقطه معمولی

با توجه به پوشهای بدست آمده در شکلهای بالا مشاهده می شود که در ابتدا و انتهای این پوشها نوسانات ناخواسته ای وجود دارد که این نوسانات خود را در مقدار میانگین دو پوش نشان می دهند و زمانی که این میانگین از سیگنال کم می شود، این نوسانات وارد سیگنال حاصله شده و باعث بدست آمدن یک IMF نادرست می شود. یک روش پیشنهادی برای حل این مشکل رها سازی مقداری از نقاط ابتدایی و انتهایی سیگنال، جهت حذف این نوسانات ناخواسته است (شکل ۶.۳).



شکل ۶.۳: پوش بالا و پایین سیگنال در درونیابی مکعبی با حذف تعدادی از نقاط ابتدایی و انتهایی سیگنال

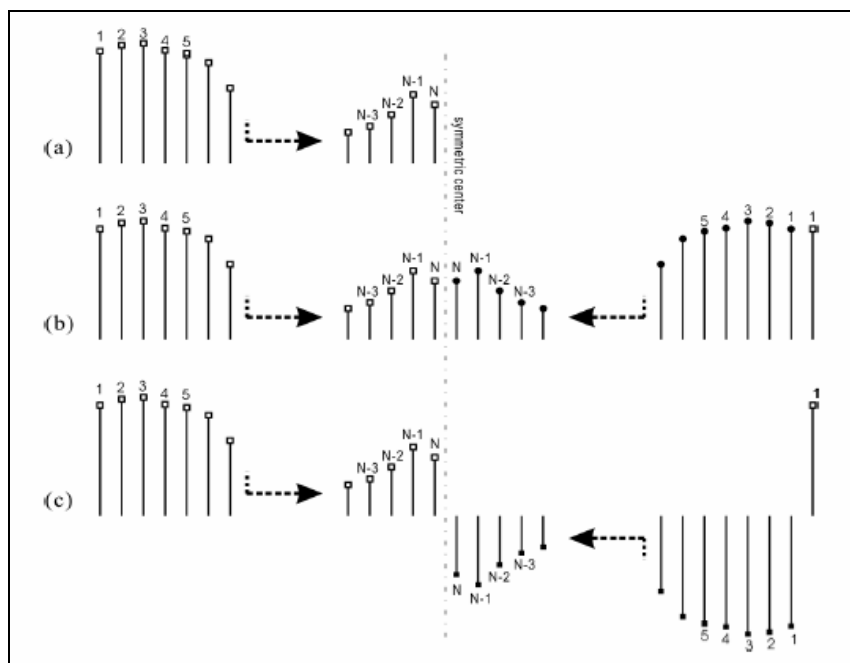
اما این پیشنهاد زمانی موثر و مفید است که با یک سیگنال با طول بسیار بلند روبرو باشیم. در مورد سیگنالهایی با داده های کم، این روش کارایی ندارد و اگر در هر مرحله قسمتی از سیگنال حذف شود، داده ها از دست می رود. در مطالعات مختلف روشهایی دیگری نیز برای رفع مشکل لبه های سیگنال ارائه شده است:

❑ استفاده از بسط زوج و فرد در کرانه های سیگنال.

❑ تعیین مقادیر بعدی و قبلی سیگنال از ابتدا و انتها با استفاده از روشهای پیشگویی کننده

در هر کدام از این روشها، نقاطی به ابتدا و انتهای سیگنال اضافه می شود و بعد از تعیین پوش سیگنالها، این نقاط اضافه شده حذف می شوند. به این ترتیب در مورد سیگنالهایی با داده های کم نیز کاربرد دارد.

در بسط زوج و یا فرد یک تصویر آینه ای از سیگنال، به کرانه های آن، اضافه می شود (شکل ۷،۳). بعد از این بسط پوشهای بالا و پائین به ترتیب با اتصال تمامی ماکسیمم ها و مینیمم ها محاسبه شده و در انتها قسمت اضافه شده حذف می شود. این تکنیک توسط کن زنگ^۱ و همکارانش (۲۰۰۴) ارائه شد [۷۵]. یکی از ویژگی های بسط زوج و فرد در این است که باعث می شود که دو نقطه انتهایی اکسترمم باشند. به عبارت دیگر، با بسط زوج و فرد دو اکسترمم مصنوعی ایجاد می شود. به علاوه هیچ دلیلی وجود ندارد که فرض کنیم داده های خارج از محدوده ی دادگان، یک تقارن زوج و یا فرد با آنچه در داخل محدوده است داشته باشند. در مورد بسط فرد (شکل ۷،۳C)، نیز مشابه با بسط زوج عمل می شود.



شکل ۷.۳: (a) دیتای اصلی، (b) بسط زوج، (c) بسط فرد [۷۵]

به کمک بسط زوج و فرد می توان تا حدی مشکل موجود در کرانه های سیگنال را مرتفع نمود. بسط زوج یا فرد سیگنال از ابتدا و انتها باعث می شود که طول سیگنال سه برابر شود و به دنبال آن زمان محاسبات افزایش می یابد.

پیشنهاد دیگر، استفاده از روشهایی پیشگویی سیگنال است. به این ترتیب که مقادیری از سیگنال از ابتدا و انتها پیشگویی می شود و پوش بالا و پایین با توجه به سیگنال جدید محاسبه شده و در انتها قسمت های اضافه شده حذف می شود. این روش علاوه بر اینکه مشکل کرانه های سیگنال را حل می کند، باعث افزایش زمان محاسبات به علت افزایش بیش از حد طول سیگنال نیز نمی شود. تاکنون طی دو مطالعه دو روش مختلف برای این منظور ارائه شده است. ژفو لیو^۲ (۲۰۰۶) تکنیکی را

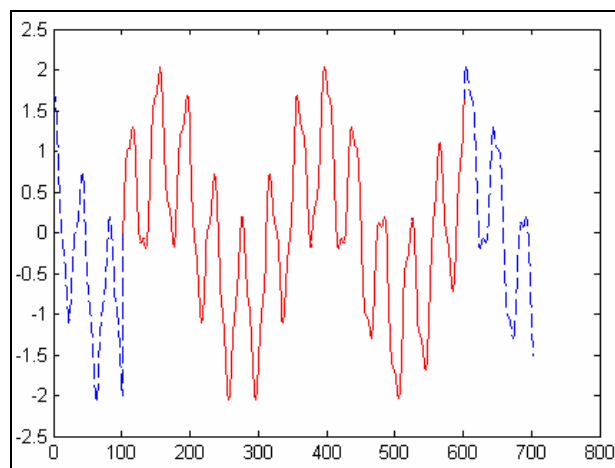
¹ Kan Zeng

² Zhuofu Liu

مبتنی بر شبکه عصبی برای پیشگویی سیگنال و حل مسئله‌ی کرانه‌های سیگنال در الگوریتم EMD ارائه داد. در این تکنیک یک شبکه عصبی با استفاده از سیگنال مورد نظر آموزش می‌بیند، طوری که قادر به پیشگویی نقاط قبل و بعد سیگنال باشد. بعد از آموزش شبکه و بدست آوردن این نقاط، یافتن اکستریم‌ها و پوش با استفاده از سیگنال جدید انجام می‌شود. به این ترتیب وضعیت نقاط ابتدا و انتهای سیگنال مشخص می‌شود. ولی این روش دارای مشکلاتی است. از جمله اینکه در هر بار تکرار فرایند الک کردن، شبکه عصبی در نظر گرفته شده باید آموزش ببیند، که این مسئله باعث طولانی شدن مدت زمان محاسبه می‌شود و مشکل بعدی اینکه، ساختار در نظر گرفته شده برای این شبکه ثابت است. در صورتی که برای پیشبینی درست لازم است که با توجه به پیچیدگی سیگنال، ساختار شبکه عصبی نیز تغییر نماید [۶۲].

تکنیک پیشبینی کننده دیگر توسط جانشنگ چنگ^۱ و همکارانش (۲۰۰۷) ارائه گردید. در این تکنیک از قابلیت پیشبینی ماشینهای رگرسیون بردارهای پشتیبان (SVRM^۲) در پیشبینی سری-های زمانی استفاده شده است [۷۶].

در پروژه حاضر برای حل مشکل کرانه‌های سیگنال از یک تکنیک جدید استفاده شده است که نسبت به تکنیک SVRM، پیچیدگی محاسباتی کمتری دارد. در این تکنیک به این صورت عمل می‌شود که ابتدا یک پنجره^۳ از انتهای سیگنال در نظر گرفته می‌شود، سپس این پنجره در طول سیگنال حرکت داده شده و قسمتی از سیگنال که بیشترین شباهت را با این پنجره داشته، انتخاب می‌شود. معیار شباهت محاسبه‌ی متوسط مربع اختلاف بین پنجره انتهایی و قسمت‌های مختلف از سیگنال است. سپس نقاط (۱۰۰ نقطه) بعد از قسمت مشابه، به انتهای سیگنال اضافه می‌شود. همین عمل با یک پنجره از ابتدای سیگنال تکرار می‌شود، با این تفاوت که بعد از یافتن قسمت مشابه، نقاط (۱۰۰ نقطه) قبل از قسمت مشابه به ابتدای سیگنال اضافه می‌شود. در شکل ۸،۳ یک سیگنال به همراه قطعات اضافه شده به ابتدا و انتهای آن به کمک تکنیک ذکر شده آورده شده است.



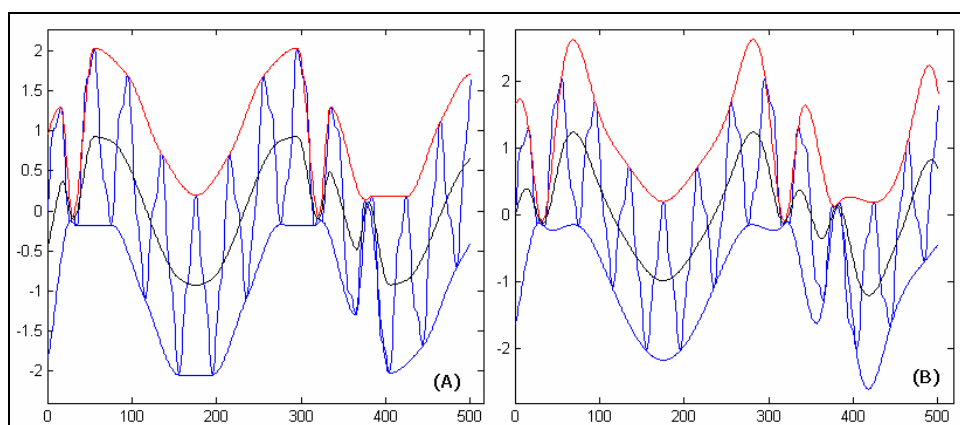
شکل ۸.۳: حل مشکل کرانه‌های سیگنال در الگوریتم EMD به کمک تکنیک جستجوی قطعات مشابه با کرانه‌های سیگنال (خطوط تو پر خود سیگنال و خطوط فاصله دار قطعات اضافه شده می‌باشد)

^۱ Junsheng Cheng

^۲ Support Vector Regression Machines

^۳ در این پروژه طول پنجره شامل ۱۰۰ نمونه از انتهای (ابتدای) سیگنال است.

همانطوری که مشاهده می شود، به کمک این تکنیک می توان مشکل کرانه های سیگنال را حل نمود. سپس با در نظر گرفتن قطعات اضافه شده پوش بالا و پایین سیگنال محاسبه شده است. در مطالعات مختلفی که به کمک الگوریتم EMD انجام شده است. در مرحله تخمین پوش اکثراً از روش درونیایی مکعبی استفاده نموده اند. در این پروژه جهت درون یابی از روش درونیایی چند جمله ای تکه ای مکعبی هرمیت یا pchip^۱ استفاده شده است. در پیاده سازی الگوریتم EMD تاکنون در هیچ مرجعی از این روش جهت درون یابی استفاده نشده است. مزیت pchip نسبت به درون یابی مکعبی در این است که در pchip دیگر الزام پیوسته بودن مشتق دوم منحنی درونیایی شده وجود ندارد و به این ترتیب اورشوت هایی که در یافتن پوش سیگنال در روش spline دیده می شد و باعث ایجاد اکسترمم های نادرست در مراحل بعدی الگوریتم می گردد، دیگر وجود نخواهد داشت. بعد از بدست آوردن پوش، قسمت هایی از سیگنال که مربوط به نقاط پیشبینی شده است حذف می گردد. در شکل ۹،۳ پوش بالا و پایین سیگنال شکل ۸،۳ با استفاده از دو روش درون یابی آورده شده است.



شکل ۹،۳: درون یابی سیگنال با استفاده از دو روش pchip (A) و درون یابی مکعبی (cubic spline) (B)

با توجه به شکل قبلی، در پوش بدست آمده به کمک روش pchip، اورشوت های ناخواسته که خود را در IMF ها نشان خواهند داد، مشاهده نمی شود. برای توقف الگوریتم در مرحله تشخیص IMF، از همان معیار انحراف استاندارد که در رابطه (۳-۷) ارائه شده، استفاده شده است؛ با این تفاوت که مقدار آستانه از ۰،۲ یا ۰،۳ که در اکثر مطالعات از آنها استفاده شده است، به ۰،۰۵ تغییر یافته است. این مقدار با سعی و خطا و بررسی نتایج بدست آمده است. در این مقدار آستانه، زمان محاسبات نسبت به ۰،۲-۰،۳ تا حدی افزایش می یابد، ولی بدست آوردن IMF های درست را بیشتر تضمین می کند.

توقف کل الگوریتم معمولاً در زمانی انجام می شود که تعداد اکسترمم های سیگنال باقیمانده کمتر از ۲ باشد، ولی گاهی تعداد اکسترمم ها از ۲ بیشتر است (حداکثر ۳ عدد) ولی دامنه سیگنال باقی مانده بسیار ناچیز است. بنابراین در این پروژه معیار توقف به این صورت تغییر داده شده است که یا تعداد اکسترمم ها کمتر از ۲ باشد و یا انرژی سیگنال باقیمانده نسبت انرژی سیگنال اولیه کمتر از یک مقدار آستانه (در اینجا ۰،۰۰۰۱) باشد و تعداد اکسترمم ها هم بیشتر از ۳ نباشد. زمانی که سیگنال باقیمانده یکی از دو شرط زیر را برآورده کند، الگوریتم متوقف خواهد شد. مشخصات

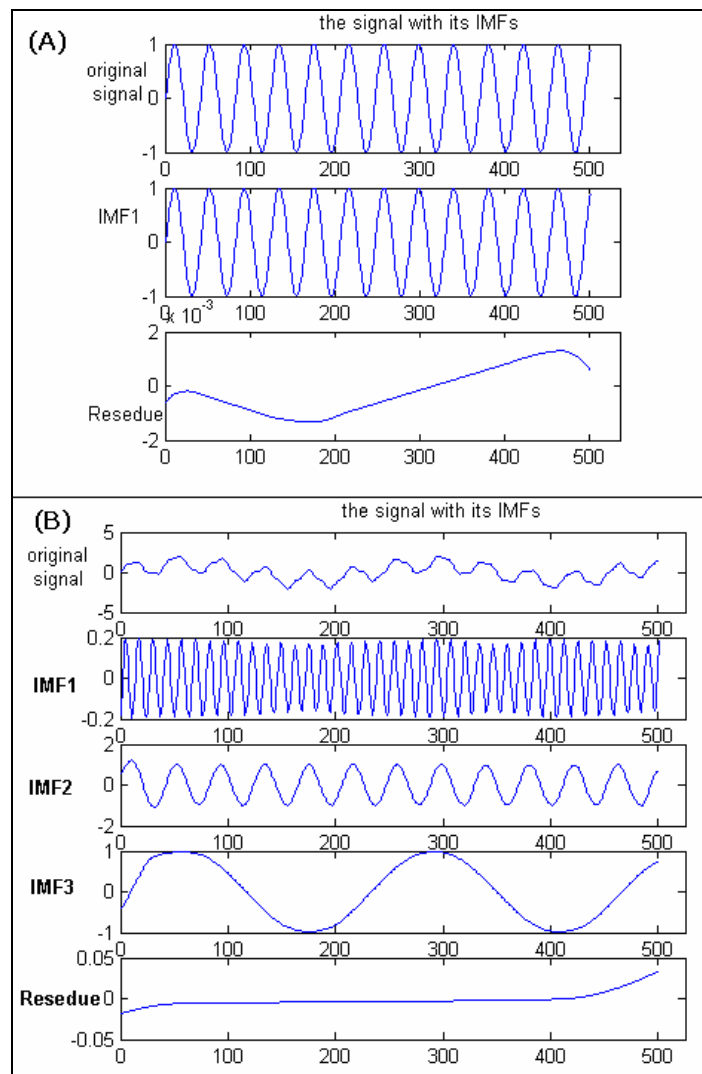
^۱ Piecewise Cubic Hermite Interpolating Polynomial

الگوریتم بهبود یافته ای که در این پروژه برای تجزیه سیگنال از آن استفاده شده، در جدول زیر خلاصه شده است.

جدول ۲.۳: مشخصات الگوریتم EMD بهبود یافته‌ی به کار گرفته شده در این پروژه

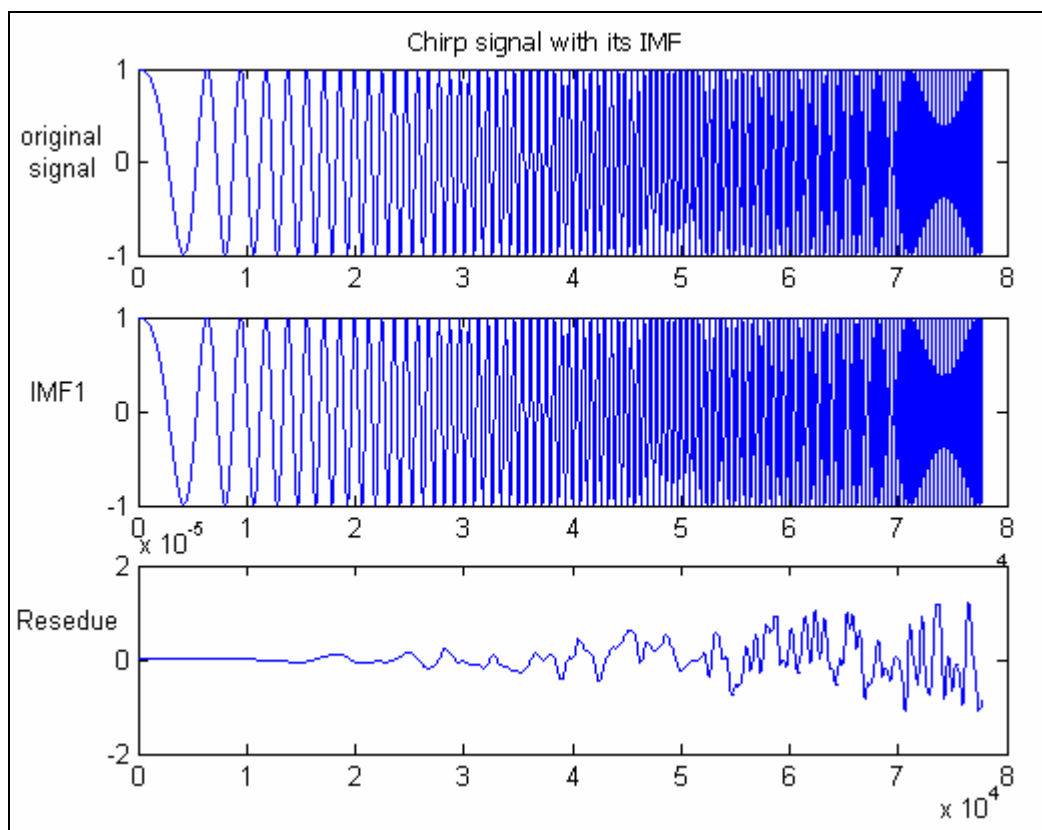
تعیین نوع نقاط ابتدایی و انتهایی	پیشبینی تقریبی نقاطی از سیگنال از ابتدا و انتها به کمک تکنیک جستجوی قطعات مشابه
الگوریتم درونیابی	استفاده از روش pchip
معیار توقف الگوریتم در مرحله تشخیص IMF	استفاده از معیار انحراف استاندارد (رابطه ۳-۷) با مقدار آستانه ۰.۰۵
معیار توقف کل الگوریتم	تعداد اکسترمم‌ها کمتر از ۲ باشد و یا انرژی سیگنال باقیمانده نسبت به سیگنال اولیه کمتر از ۰.۰۰۰۰۱ باشد و تعداد اکسترمم‌ها بیشتر از ۳ نباشد.

الگوریتم اصلاح شده بر روی چند سیگنال پیاده سازی شده، که نتایج حاصل از دو نمونه آن در ادامه آورده شده است (شکل ۱۰.۳).



شکل ۱۰.۳: نتیجه تجزیه سیگنال (A): $\sin(17t)$ و (B): $\sin(17t) + 0.2\sin(53t) + \sin(3t)$ با استفاده از الگوریتم پیشنهادی در این پروژه

همانطوری که دیده می شود، این الگوریتم برای سیگنال $\sin(17t)$ که خود یک IMF است، یک مولفه و یک باقی مانده بدست آورده و برای سیگنالی که شامل ۳ مولفه است، سه IMF و یک باقیمانده بدست آورده است. در شکل زیر الگوریتم بر روی سیگنال chirp^1 اعمال شده است.



شکل ۱۱.۳: نتیجه تجزیه سیگنال chirp با استفاده از الگوریتم ارائه شده

سیگنال chirp سیگنالی است که هر دو شرط IMF را دارد و انتظار می رود با پیاده سازی الگوریتم EMD بر روی آن یک مولفه بدست آید و همانطوری که مشاهده می شود با استفاده از الگوریتم ارائه شده، حتی بر روی این سیگنال نیز پاسخ صحیح بدست آمده است. میزان بهبود این الگوریتم پیشنهادی نسبت به الگوریتمهایی که در مطالعات قبلی از آنها استفاده شده است، در جدول ۳،۳ خلاصه شده است.

¹ $\cos(2\pi \frac{n^2}{4507} + 2\pi \frac{n}{213}) \quad 0 < n < 999$

جدول ۳.۳: میزان بهبود الگوریتم پیشنهادی در این پروژه نسبت به الگوریتم های قبلی

الگوریتم پیشنهادی در این پروژه ^۵	الگوریتم دو ^۴	الگوریتم یک ^۲	الگوریتم استاندارد EMD	الگوریتم
IMF ۱ / ۱ ثانیه	IMF ۵ / ۸ ثانیه	IMF ۳ / ۲ دقیقه و ۴۰ ثانیه	IMF ۵ / ۲ ثانیه	تعداد IMF های بدست آمده از یک سیگنال تک مولفه ای ^۱ / مدت زمان اجرای الگوریتم
IMF ۳ / ۳ ثانیه	IMF ۶ / ۲۰ ثانیه	IMF ۴ / ۲ دقیقه	IMF ۶ / ۶ ثانیه	تعداد IMF های بدست آمده از یک سیگنال سه مولفه ای ^۲ / مدت زمان اجرای الگوریتم
IMF ۱ / ۶ ثانیه	IMF ۱۴ / ۳ دقیقه و ۲۰ ثانیه	IMF ۷ / ۱۸ دقیقه	IMF ۱۵ / ۱ دقیقه و ۳۰ ثانیه	تعداد IMF های بدست آمده از سیگنال Chirp / مدت زمان اجرای الگوریتم
^۱ $\sin(17t)$ ^۲ $\sin(17t)+0.2\sin(53t)+\sin(3t)$ ^۳ تعیین نوع نقاط ابتدایی و انتهایی با توجه به نوع نقطه قبلی، حذف درصدی از متوسط پوش بالا و پایین به جای حذف کل متوسط پوشها، معیار توقف براساس نسبت انرژی متوسط پوشها و انرژی سیگنال در ابتدای فرایند ^۴ استفاده از تمامی معیارهای الگوریتم استاندارد به علاوه بهبود فرایند تخمین پوش با استفاده از بسط فرد سیگنال از انتها ^۵ مشخصات این الگوریتم در جدول ۲،۳ آورده شده است.				

با توجه به نتایج ثبت شده در این جدول مشاهده می شود که در الگوریتم EMD پیشنهادی، علاوه بر اینکه تعداد IMF های بدست آمده از سیگنالهای مختلف مطابق انتظار است، مدت زمان اجرای الگوریتم نیز به علت معیارهای در نظر گرفته شده کاهش یافته است. ترتیب در ادامه پروژه از این الگوریتم برای تجزیه سیگنال EEG استفاده شده است.

۳.۳. تبدیل هیلبرت

همانطوری که در بخش ۲،۳ نیز اشاره شد، تبدیل هیلبرت سیگنال حقیقی $x(t)$ از رابطه ی (۱-۳) بدست می آید. با توجه به این رابطه مشاهده می شود که متغیرهای مستقل تحت این تبدیل تغییر نمی کنند. در نتیجه سیگنال خروجی این تبدیل، $y(t)$ نیز تابع زمان است در واقع $y(t)$ یک تابع خطی از $x(t)$ است. به بیان دیگر می توان گفت که تبدیل هیلبرت یک سیگنال درواقع از کانولوشن سیگنال با $\frac{1}{\pi t}$ بدست می آید:

$$y(t) = \frac{1}{\pi} * x(t) \quad (۹-۳)$$

با بازنویسی رابطه قبلی و گرفتن تبدیل هیلبرت رابطه بعدی بدست می آید:

$$F\{y(t)\} = \frac{1}{\pi} F\left\{\frac{1}{t}\right\} F\{x(t)\} \quad (۱۰-۳)$$

از آنجایی که:

$$F\left\{\frac{1}{t}\right\} = \int_{-\infty}^{\infty} \frac{1}{x} e^{-j2\pi fx} dx = -j\pi \operatorname{sgn} f$$

$$\operatorname{sgn} f = \begin{cases} +1 & f > 0 \\ 0 & f = 0 \\ -1 & f < 0 \end{cases} \quad (۱۱-۳)$$

در نتیجه تبدیل فوریه‌ی تبدیل هیلبرت سیگنال $x(t)$ می‌تواند به صورت زیر بازنویسی شود:

$$F\{y\} = -j \operatorname{sgn} f F\{x(t)\} \quad (۱۲-۳)$$

به این ترتیب در حوزه فرکانس، نتیجه تبدیل هیلبرت، با ضرب کردن تبدیل فوریه $x(t)$ در $j(+90)$ برای فرکانسهای منفی و $-j(-90)$ برای فرکانسهای مثبت بدست می‌آید. با گرفتن عکس تبدیل فوریه می‌توان تبدیل هیلبرت را در حوزه زمان بدست آورد [۷۷].

۴.۳. فرکانس و دامنه لحظه‌ای

فرکانس لحظه‌ای یکی از مشخصه‌های مهم یک سیگنال به شمار می‌رود که تغییرات سریع و گذرای فرکانس را در گذر زمان مشخص می‌کند [۷۸]. اخیراً روشهای مختلفی برای محاسبه فرکانسهای لحظه‌ای ارائه شده است. تبدیل هیلبرت یکی از روشهای متداول برای تخمین فرکانسهای لحظه‌ای است. ولی به دلایلی که در بخش ۲،۳ به آن اشاره شد، با به کارگیری تبدیل هیلبرت بر روی یک سیگنال که دارای طیف وسیعی از فرکانسهاست، در هر لحظه از زمان، متوسط فرکانس را بدست خواهیم آورد. برای غلبه بر این مشکل دکتر هانگ و همکارانش استفاده از تبدیل EMD قبل از تبدیل هیلبرت را پیشنهاد دادند. به این ترتیب در این پروژه قبل از اعمال تبدیل هیلبرت بر روی سیگنال ابتدا به کمک EMD به مولفه‌های سازنده اش یعنی IMF ها تجزیه می‌شود. سپس با اعمال تبدیل هیلبرت بر روی هر کدام از این IMF ها فرکانسهای موجود در سیگنال در هر لحظه از زمان مشخص خواهد شد. بعد از اعمال تبدیل هیلبرت بر روی هر کدام از IMF ها می‌توان سیگنال اصلی را به فرم زیر بیان نمود:

$$x(t) = \operatorname{Real}\left(\sum_{j=1}^n a_j(t) e^{i \int \omega_j(t) dt}\right) \quad (۱۳-۳)$$

به طور مشابه می‌توان بسط سیگنال را با تبدیل فوریه به صورت زیر نوشت:

$$x(t) = \operatorname{Real}\left(\sum_{j=1}^n a_j e^{i\omega_j t}\right) \quad (۱۴-۳)$$

که در این رابطه a_j و ω_j ثابت هستند. تفاوت بین این دو رابطه واضح است: IMF، نمایشی از بسط فوریه تعمیم یافته است. دامنه متغیر و فرکانسهای لحظه‌ای نه تنها کارآمد بودن بسط را مشخص می‌کنند، بلکه بسط را قادر می‌سازند تا با داده‌های غیر خطی و غیر ایستا همساز شود. به این ترتیب با نمایش دامنه و فرکانس متغیر، بر دامنه و فرکانس ثابت در بسط فوریه غلبه شده است [۶۳].

با در نظر گرفتن رابطه‌ی (۳-۳) که برای بدست آوردن فرکانس لحظه‌ای معرفی گردید و رابطه‌ی (۳-۱۳)، فرکانس لحظه‌ای سیگنال $x(t)$ را بعد از اعمال تبدیل EMD و تجزیه سیگنال به n مولفه، می‌توان به صورت زیر بدست آورد:

$$f_j(t) = \frac{1}{2\pi} \frac{d\omega_j(t)}{d(t)} \quad j=1, \dots, n \quad (۱۵-۳)$$

دامنه لحظه‌ای نیز یکی دیگر از مشخصات یک سیگنال است که نشان دهنده تغییرات موجود در دامنه سیگنال در هر لحظه از زمان است. با در نظر گرفتن رابطه‌ی (۳-۱۳) دامنه‌ی لحظه‌ای یک سیگنال بعد از تجزیه به n مولفه، $a_j(t)$ $j=1, \dots, n$ می‌باشد.

۵.۳. طیف هیلبرت

همانطوری که اشاره شد، به کمک روابط (۳-۱۳) و (۳-۱۵) می‌توان فرکانس و دامنه لحظه‌ای را بر حسب تابعی از زمان ارائه داد. در نتیجه می‌توان یک ترسیم سه بعدی از زمان-فرکانس-دامنه داشت. به این ترتیب مشخص خواهد شد که در هر لحظه از زمان چه فرکانسی و با چه دامنه‌ای وجود دارد. که این نمودار طیف دامنه هیلبرت^۱ یا به اختصار طیف هیلبرت نام گذاری شده است. اگر به جای استفاده از خود دامنه، از مربع دامنه برای رسم استفاده شود، به نحوی چگالی انرژی در هر لحظه از زمان، در هر فرکانس ارائه می‌شود و نمودار تولید شده طیف انرژی هیلبرت^۲ نام دارد. فرم های مختلفی برای نمایش طیف هیلبرت وجود دارد: ترسیمات کد گذاری شده با رنگ^۳ و نقشه های کانتر^۴. قبل از گرفتن تبدیل هیلبرت، سیگنال به کمک الگوریتم EMD به مولفه های سازنده اش تجزیه می‌شود، در واقع از روش دکتر هانگ برای بدست آوردن فرکانس و دامنه لحظه‌ای استفاده می‌شود، در نتیجه طیف رسم شده طیف هانگ-هیلبرت (HHS)^۵ نام گذاری شده است. برای ترسیمات کد گذاری شده با رنگ این طیف، به این صورت عمل می‌شود که بعد از گرفتن تبدیل EMD و تجزیه سیگنال به مولفه های IMF، فرکانس و دامنه لحظه‌ای برای هر IMF محاسبه می‌شود. در نتیجه مشخص خواهد شد که در لحظه از زمان چه فرکانسهایی و با چه دامنه‌ای وجود دارد. در نمودار طیف هیلبرت که نمونه‌ای از آن در شکل ۱۲،۳ آورده شده است، محور افقی بیانگر زمان و محور عمودی، فرکانس را نشان می‌دهد. رنگ در نظر گرفته شده برای هر نقطه نیز، میزان دامنه‌ی هر فرکانس را در هر لحظه از زمان، نشان می‌دهد.

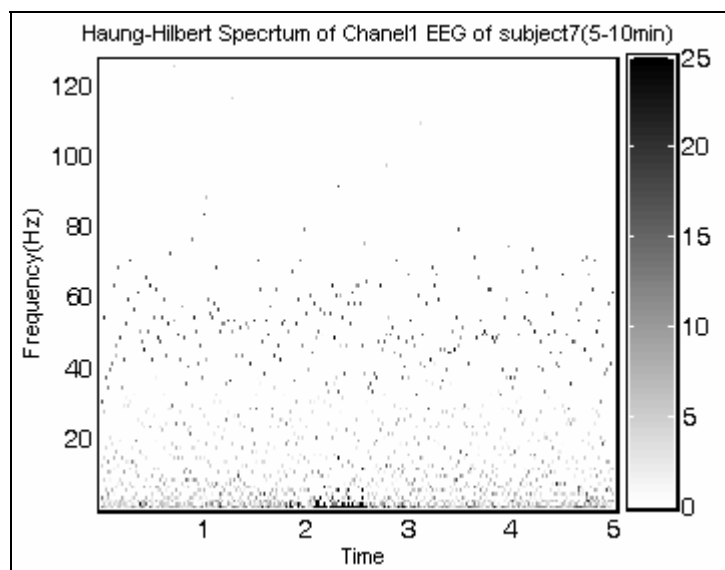
¹ Hilbert amplitude spectrum

² Hilbert energy spectrum

³ color coded maps

⁴ contour maps

⁵ Haung Hilbert Spectrum



شکل ۱۲.۳: طیف هانگ-هیلبرت رسم شده برای سیگنال EEG گرفته شده از کانال ۱

با توجه به ستون رنگی در سمت راست نمودار، هر چه این رنگ تیره تر می شود بیانگر فرکانسهای با دامنه بالاتر است. به این ترتیب می توان، نحوه افزایش و کاهش فرکانسهای مختلف را در هر لحظه از زمان در طول یک سیگنال مشخص نمود. برای مثال در شکل بالا مشاهده می شود که در این سیگنال، فرکانسهای بین ۴۰ تا ۶۰ هرتز در اکثر زمانها، فرکانسهای با دامنه ی بالاتر در سیگنال هستند.

۶.۳. کاربرد EMD در آنالیز سیگنال های مغزی

تبدیل EMD به همراه تبدیل هیلبرت توانایی آنالیز طیف گسترده ای از سیگنالها از جمله سیگنالهای غیر خطی و غیر ایستا را دارد. از آنجایی که بیشتر سیگنالهای بیولوژیکی و حیاتی غیرخطی و غیر ایستا می باشند، این روش می تواند در پردازش سیگنالهای حیاتی بدن موثر باشد. با وجود تازه بودن روش، تاکنون مطالعات بسیار زیادی در زمینه کارایی این تکنیک بر روی سیگنالهای بیولوژیکی انجام شده است که نتایج آنها حاکی از کارآمد بودن این روش در پردازش سیگنالهای حیاتی نسبت به دیگر روش ها می باشد [۷۹-۱۲۳]. یکی از این سیگنالهای حیاتی سیگنالهای مغزی (EEG) می باشد که غیر خطی بودن و غیر ایستایی از خصوصیات بارز این سیگنال می باشد. در ادامه به چند مطالعه انجام گرفته در زمینه پردازش سیگنالهای مغزی به کمک تبدیل EMD، اشاره شده است.

۱.۶.۳. کاربرد EMD در تشخیص مولفه P300 در تک ثبت^۱

یکی از زمینه های تحقیقاتی در حال توسعه در مهندسی پزشکی، طراحی واسطه هایی بین مغز و کامپیوتر^۲ است. در سالهای اخیر، علوم مختلف، تلاش می کنند راهی را فراهم کنند، تا از طریق آن افرادی که قادر به حرکت اندامهایشان نیستند، بتوانند با دنیای خارج ارتباط برقرار کنند. بسیاری از

^۱ single trial

^۲ Brain Computer Interface (BCI)

سیستم های BCI براساس آنالیز پتانسیل های برانگیخته^۱، درسیگنال EEG، مانند P300، کار می کنند. یکی از روشهای قابل اطمینان برای تشخیص P300، میانگین گیری از چندین ثبت^۲ است که حاوی ERP باشد، به علت بالا بودن تعداد ثبت ها (حداقل ۵ ثبت (اپک^۳) پیش پردازش شده)، برای بدست آوردن نتیجه معنادار چند دقیقه زمان لازم است. برای کاهش این زمان محققین در تلاشند تا روشهایی را پیدا کنند تا تشخیص ERP، تنها از روی یک ثبت انجام شود. در یک مطالعه، اسکالنت^۴ و همکارانش (۲۰۰۶) سعی کردند تا به کمک روش EMD، ERP ها از روی یک ثبت شناسایی شوند. در این مطالعه برای استخراج ویژگی ابتدا از ERP های یک مجموعه دادهی آموزش که شامل P300 هستند، میانگین گیری شده است، سپس از یک مجموعه داده که شامل P300 نیستند نیز میانگین گیری شده است و بعد IMF های این سیگنال ها را محاسبه کرده و ضرایب حاصل از تقریب حداقل مربعات^۵ یک ثبت (اپک) از EEG نمونه با این IMF ها را به صورت زیر بدست می آورند:

$$x[n] \approx \sum_{i=0}^K b_i I_i[n]$$

$$A = \begin{bmatrix} I_0[0] & I_1[0] & \dots & I_K[0] \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ I_0[N-1] & I_1[N-1] & \dots & I_K[N-1] \end{bmatrix}$$

$$b = [b_0 \dots b_K]^T, \quad (۱۶-۳)$$

$$x = [x[0] \dots x[N-1]]$$

$$\Rightarrow b = (A^T A)^{-1} A^T x$$

بنابراین برای هر اپک از EEG دو بردار ویژگی b^+ و b^- را بدست می آورند. با آموزش یک طبقه بندی کننده کار تشخیص مولفه P300 را در هر اپک انجام می دهند. روش ارائه شده به طور خیلی ساده، تنها با یک سری عملیات ماتریسی به طور بلادرنگ^۶ مولفه P300 را تشخیص می دهد. پیاده سازی سخت افزاری و نرم افزاری این عملیات ماتریسی که بیشتر ضرب هستند به آسانی و با سرعت بالایی قابل اجرا است. این روش بر روی داده های گرفته شده از دو نفر مورد آزمایش قرار گرفته است. با در نظر گرفتن میزان حساسیت، صحت، اختصاصیت به عنوان معیار های عملکرد روش، نتایج خوب و قابل قبولی با به کارگیری این روش گزارش شده است [۹۱].

۲.۶.۳. کاربرد EMD در استفاده از فیدبک شنوایی در سیستم های BCI

قابل شنود کردن سیگنال EEG فرایندی است که در آن فعالیت الکتریکی مغز انسان، ثبت شده و به صورت شنیداری تبدیل می شود. با این تبدیل می توان در مرحله آموزش در سیستم های BCI از فیدبک شنوایی استفاده نمود. در یک مطالعه دو روش تجزیهی زمان فرکانسی، برای تبدیل سیگنال

¹ Evoked Related Potential (ERP)

² trial

³ epoch

⁴ Escalante

⁵ least-squares fit

⁶ Real time

EEG به نشانه های موزیکال، مورد استفاده قرار گرفته شده است، یکی روش مدلسازی بامپ^۱ بر پایه ویولت و دیگری EMD است. ابتدا فرد توسط یک صفحه چشمک زن که در مقابل وی قرار دارد از نظر بینایی تحریک می شود و فعالیت EEG وی توسط چند الکتروود ثبت شده و بعد از پیش پردازش توسط دو روش یاد شده به حوزه شنیداری انتقال داده شده و به یک موسیقی تبدیل می شوند. تا بعد از هر تحریک، فرد فیدبک شنوایی داشته باشد، تا میزان تمرکزش برروی تصویر را تشخیص بدهد. به علت توانایی زیاد EMD در ردیابی نوسانات آهسته در سیگنال EEG، این الگوریتم پاسخ مناسبی در این زمینه داده است. استفاده از فیدبک شنوایی ثابت کرده است که می تواند توانایی زیادی در توسعه ی BCI بلادرنک داشته باشد. نگاشت مستقیم سیگنال یا تبدیل ویولت آن به یک فایل صوتی باعث بدست آوردن یک نتیجه پر از نویز می شود که به علت طبیعت سیگنال EEG است. بنابراین بعد از تبدیل ویولت از یک تکنیک دیگر به نام مدلسازی بامپ استفاده شده است تا بتواند سیگنال EEG را به علائم موسیقی تبدیل نماید. به همین علت حجم محاسبات بالا می رود و برای انجام بلادرنک کار، این روش مناسب نمی باشد. در صورتی که تبدیل هانگ هیلبرت سیگنال، مستقیماً یک ابزار مشابه با علائم موسیقی را بدست می دهد و با توجه محل و طول^۲ برآمدگی ها در تبدیل هیلبرت می توان نوت های موسیقی را نوشت [۹۹].

۳،۶،۳. کاربرد EMD در تخمین میزان هوشیاری

میزان بیداری و هوشیاری مسئله ای است اندازه گیری آن می تواند برای جلوگیری از خطرات ناشی از خواب آلودگی اپراتور در حین کار مفید باشد. در یک تحقیق تلاش شده است تا محل امواج آلفا و تتا در سیگنال EEG، به منظور بدست آوردن تخمینی از میزان بیداری و هوشیاری اپراتور، تعیین شود. در این روش ابتدا سیگنال توسط الگوریتم EMD به IMF هایش تجزیه و سپس به کمک تبدیل هیلبرت، فرکانس های لحظه ای محاسبه می شود. بعد در هر نمونه مجموع IMF هایی که فرکانس آنها متعلق به امواج آلفا و تتا است محاسبه می شود. دامنه لحظه ای مجموع بدست آمده را با تبدیل هیلبرت بدست می آورند. بعد در هر نمونه مجموع IMF هایی که فرکانس آنها بیشتر از ۰،۵ هرتز است محاسبه می شود، سپس دامنه لحظه ای این مجموع نیز محاسبه می شود. نسبت دامنه اول به دامنه دومی محاسبه شده، در نمونه هایی که این نسبت بیشتر از ۰،۸ است به عنوان محل ظهور امواج آلفا و تتا در نظر گرفته شده است [۱۰۳].

۳،۶،۴. کاربرد EMD در آنالیز وقوع همزمانی ها

زمانی که فعالیت های عصبی با هم همزمان می شوند، یک سری مجموعه های عصبی^۳ رخ می دهد که می توانند باعث تولید یک فعالیت شناختی در فرد شود. انتظار می رود که با بررسی نحوه ی رخ دادن این فعالیت های شناختی بتوان دینامیک های مغز را به طور جزئی مورد مطالعه قرار داد. در این مطالعه روشی جدید برای تشخیص وقوع همزمانی در بین سیگنال EEG با استفاده از EMD معرفی می شود، میزان همزمانی از طریق ضرایب همبستگی به صورت کمی در می آید. هدف

^۱ Bump Modeling

^۲ Duration

^۳ Neural assemblies

جستجوی مجموعه های عصبی تولید شده در اثر سنکرون شدن فاز در باندهای فرکانسی مختلف است. به این ترتیب ابتدا به کمک EMD سیگنال های ثبت شده از الکترودهای مختلف به IMF ها تجزیه می شود، سپس به کمک تبدیل هیلبرت IMF های بدست آمده، فاز لحظه ای هر IMF محاسبه می شود. فاز IMF های این سیگنال ها دوبدو، قطعه به قطعه مورد مقایسه قرار داده می شوند و محل ها و زمانهای همفازی را به این ترتیب مشخص می کنند و فرکانسی که در آن همفازی رخ داده است را تعیین می کنند. نتایج بدست آمده از سیگنال های شبیه سازی شده نشان می دهد که IMF ها می توانند باندهای فرکانسی ویژه ای که در آنها همزمانی رخ داده است را فقط با استفاده از خود سیگنال ها مشخص کنند. همچنین نتیجه گرفته شده است که HHT یک ابزار مناسب برای جدا نمودن فعالیت های عصبی مربوط به فعالیت های شناختی است [۱۰۴-۱۰۶].

۵.۶.۳. کاربرد EMD در تشخیص اسپایک های صرع

حملات صرع یکی از بیماریهای جدی مغزی است. یکی از نشانه های ویژه در حملات صرعی اسپایک ها و امواج تیز در سیگنال EEG است. توسعه ای یک روش قابل اطمینان برای تشخیص این اسپایک ها در داده های EEG هم از نظر تئوری و هم از نظر کلینیکی دارای اهمیت زیادی است. در یک مقاله برای پیدا کردن اسپایک های پنهان در میان سیگنال EEG از ترکیب روشهای EMD و تبدیل هیلبرت و اپراتور انرژی غیر خطی یکنواخت^۱ برای تخمین انرژی محلی استفاده می شود. ابتدا سیگنال به IMF ها تجزیه می شود بعد فرکانسهای لحظه ای و انرژی لحظه ای سیگنال با HT بدست می آید. با انتخاب IMF هایی که حاوی فرکانسهای مورد نظر هستند و استفاده از یک اپراتور انرژی و یک آستانه، وجود اسپایک ها تخمین زده می شود. در آخر برای تست روش بدست آمده از داده های EEG واقعی و شبیه سازی شده استفاده شده است. نتایج نشان می دهد که این شیوه می تواند به طور موثر و کارآمدی، اسپایک های پنهان را آشکار کند [۱۰۲]. در زمینه تشخیص و پیشبینی حملات صرع در داخل کشور نیز مطالعاتی به کمک الگوریتم EMD انجام شده است که نتایج آن نیز حاکی از کارایی این الگوریتم در مطالعه و بررسی حملات صرع می باشد [۱۲۴].

۶.۶.۳. کاربرد EMD در آنالیز خواب

در مورد EEG خواب که یک سیگنال غیر خطی و غیر ایستا است، نیز مطالعاتی به کمک الگوریتم EMD انجام شده است. در این مطالعات سیگنال EEG توسط EMD به IMF هایش تجزیه شده است، سپس با گرفتن تبدیل هیلبرت از این مولفه ها، یک نمایش زمان-فرکانس با رزولوشن بالا از سیگنال بدست آمده است که بر اساس آن ویژگی های سیگنال EEG استخراج می شود [۱۰۱ و ۱۰۰]. در این مطالعات ادعا شده است که با این روش می توان دوک ها به دقت تشخیص داد. ضد نویز بودن این روش هم به صورت تئوری و هم تجربی نشان داده شده است و طی مقایسه ای این روش با چند روش دیگر، نشان داده شده است که حتی با وجود نویز، با این روش خطا نسبت به روشهای دیگر کمتر است [۱۰۱].

^۱ Smoothed Nonlinear Energy Operator

۷,۳. جمع بندی فصل

در طول این فصل الگوریتم EMD به همراه روشهای مختلف پیاده سازی آن ارائه گردید. همچنین نحوه استفاده از این الگوریتم همراه با تبدیل هیلبرت برای بدست آوردن فرکانس و دامنه‌ی لحظه‌ای یک سیگنال شرح داده شد. به برخی از کاربردها و فعالیت‌های انجام شده در زمینه به کارگیری تبدیل EMD در آنالیز سیگنالهای مغزی نیز اشاره شد^۱. با توجه به نتایج بدست آمده از این فعالیت-ها و کارآمد بودن روش EMD در آنالیز سیگنالهای غیر ایستایی چون EEG، بر آن شدیم تا کارایی این روش را در تجزیه و تحلیل سیگنال EEG به منظور تعیین عمق هیپنوتیزم مورد بررسی قرار دهیم. در فصل بعد به نحوه استخراج ویژگی‌ها، بررسی آنها به کمک روشهای آماری و معرفی روش طبقه بندی و خوشه یابی به کار گرفته شده، پرداخته شده است.

^۱ برای دریافت اطلاعات بیشتر در مورد خصوصیات الگوریتم EMD و کاربردهای آن در پردازش دیگر سیگنالهای حیاتی می‌توان به مرجع ۷۴ مراجعه نمود.

فصل چهارم

**استخراج و بررسی ویژگی ها
و ساختار طبقه بندی کننده ها**

۴. استخراج و ارزیابی ویژگی ها و ساختار طبقه بندی کننده ها

۱,۴. مقدمه

با بررسی کارهای انجام شده در بکارگیری روش EMD برای آنالیز سیگنالهای حیاتی، اینطور به نظر می رسد که این روش می تواند یک روش موثر و کارآمد در زمینه پردازش سیگنالهای غیر ایستایی چون سیگنال های مغزی باشد. از این رو در این فصل با ارائه روشهایی بر پایه تبدیل EMD سعی می شود که ویژگی های موثری از سیگنال EEG هیپنوتیزم استخراج گردد، طوری که با انتخاب یک طبقه بندی کننده مناسب بتوان به کمک این ویژگی ها، عمق هیپنوتیزم را در افراد مختلف مشخص نمود. در ابتدا راجع به دادگان استفاده شده در پروژه شرح مختصری آورده شده است و در ادامه سعی شده است تا با ارزیابی های مختلف، از جمله استفاده از روشهای آماری و پارامتر AUC^1 ، ویژگی های مناسب انتخاب و به منظور رسیدن به هدف پروژه (تخمین عمق هیپنوتیزم) به کارگرفته شوند.

۲,۴. معرفی داده ها

در این پروژه از داده هایی که توسط دکتر نصرآبادی (۲۰۰۳) جمع آوری شده، استفاده شده است. این داده ها مطابق استاندارد ۱۰-۲۰ از ۱۹ کانال مغزی از ۳۲ نفر از پزشکان (مرد) عضو انجمن هیپنوتیزم ثبت شده است. این افراد دارای محدوده سنی 32 ± 6 سال هستند. این سیگنال با فرکانس ۲۵۶ هرتز نمونه برداری شده است. این افراد در جلسات آموزش هیپنوتیزم شرکت کرده اند و کنجکاو و ترس از هیپنوتیزم در آنها وجود نداشته است. تمام سوژه ها شب قبل از آزمایش استراحت کافی کرده اند و در روز آزمایش فعالیت بدنی نداشته اند، تا هنگام هیپنوتیزم به خواب نروند. کلیاتی از آزمایش و هدف پروژه برای داوطلبان شرح داده شده است. از سوژه هایی با نیمکره غالب چپ استفاده شده است. ملاک غالب بودن، راست دست بودن در هنگام نوشتن بوده است. زمان ثبت سیگنال برای همه حتی المقدور یکسان بوده است (ساعت ۴ تا ۸ بعد از ظهر).

برای بررسی تغییرات هوشیاری و عمق هیپنوتیزم لازم است که سیگنال EEG تحت حالت هیپنوتیزم ثبت شود. برای اینکار مطابق استاندارد واترلو- استنفورد نواری تهیه شده است که حدود ۴۵ دقیقه می باشد و تمام مراحل این استاندارد را در بر دارد. به علت استفاده از نوار برای القای

¹ Area Under Curve

هیپنوتیزم، طرز القای هیپنوتیزم برای همه یکسان بوده و تغییر لحن گوینده نیز وجود نداشته است. در این نوار در حدود ۱۵ دقیقه اول، القای هیپنوتیزم است که به شخص نرمال در حالت هوشیاری شروع به دادن القاهایی برای هیپنوتیزم شدن می کند. پس از این مرحله ی اولیه، برای تعیین نمره هیپنوتیزم پذیری ۱۲ کار مختلف از شخص می خواهند، که به ترتیب عبارتند از:

۱. پایین آمدن دست راست در اثر تلقین سنگینی
۲. حرکت دستها بسوی هم بر اثر تلقین جذب دستها به هم
۳. احساس وجود پشه بر اثر تلقین توهم شنوایی و لامسه
۴. تغییر مزه دهان بر اثر تلقین توهم چشایی
۵. سفت شدن بازوی راست بر اثر تلقین مقابله با اراده
۶. رویا دیدن بر اثر تلقین خواب
۷. بی حرکتی دست چپ بر اثر تلقین مقابله با اراده
۸. برگشت سنی بر اثر تلقین بودن در زمان گذشته
۹. شنیدن موزیک بر اثر تلقین توهم شنوایی
۱۰. دیدن توپهای رنگی بر اثر توهم منفی بینایی
۱۱. نوشتن اتوماتیک بعد از هیپنوتیزم بر اثر تلقین
۱۲. فراموشی بر اثر تلقین

پس از اتمام، نمره هیپنوتیزم پذیری و عمق هیپنوتیزم شخص، از روی ارزیابی انجام این اعمال تعیین می شود. سپس نمره هیپنوتیزم پذیری این اشخاص در مقیاس واترلو- استنفورد تعیین شده است. این نمره از ۱۲ تا ۶۰ است. مطابق استاندارد، نمره از ۱۲ تا ۲۱ برای افراد با هیپنوتیزم پذیری کم، ۲۲ تا ۴۱ برای افراد با هیپنوتیزم پذیری متوسط و ۴۲ تا ۶۰ برای افراد با هیپنوتیزم پذیری زیاد می باشد [۵]. به این ترتیب در مجموعه افراد داوطلب، ۴ نفر جزء گروه هیپنوتیزم پذیر پایین، ۱۸ نفر جزء گروه هیپنوتیزم پذیر متوسط و ۱۰ نفر جزء افراد با هیپنوتیزم پذیری بالا بوده اند.

در این مدت سیگنال EEG از همه کانالها در تمام مدت ۴۵ دقیقه ثبت شده است. با توجه به اینکه شخص در فاز اولیه هیپنوتیزم (۱۵ دقیقه ابتدایی القای هیپنوتیزم) به عمق نهایی می رود و کارهای بعدی تاثیر زیادی بر عمق ندارند و برای ارزیابی عمق مطرح می شوند، در پردازشها، از ۱۵ دقیقه ابتدایی سیگنال، برای ارزیابی عمق هیپنوتیزم استفاده شده است و با توجه به اینکه برای تمام افراد از نوار استفاده شده است، زمان القا برای همه یکسان بوده است.

در طول بخشهایی از پروژه از نسبت ویژگی ها در EEG هیپنوتیزم نسبت به EEG پایه استفاده شده است. برای ثبت EEG پایه، از افراد در حالت استراحت با چشمان بسته به مدت حداقل ۲۰ ثانیه سیگنال EEG ثبت شده است که از ۱۰ ثانیه مناسب آن برای پردازش ها استفاده شده است.

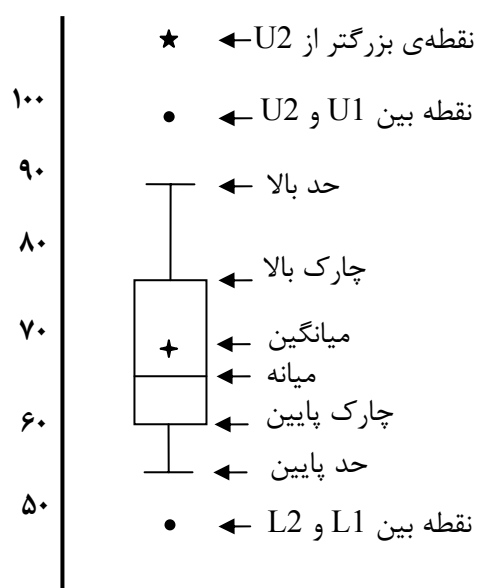
۳.۴. معرفی روشهای آماری در ارزیابی ویژگی ها

در طبقه بندی گروه های مختلف به کمک یک یا چند ویژگی، معمولا تا زمانی که بردارهای میانگین گروه ها به طور معناداری از هم فاصله نداشته باشند، جداسازی گروه ها انجام نمی شود. به این ترتیب جهت بررسی وجود تفاوت معنادار بین گروه ها (بردارهای میانگین ویژگی در گروه ها)، آزمون کردن اولین قدم است. اگر هیچ تفاوت معنی داری دیده نشود، احتمالا ساختن طبقه بندی کننده، اتلاف

وقت است [۱۲۵]. برای اجرای این آزمون ها، در علم آمار روشهای متعددی برای مقایسه بردارهای میانگین جوامع یک یا چند متغیره ارائه شده است که در این مبحث به معرفی آنها پرداخته خواهد شد.

۱.۳.۴. نمودار مستطیلی^۱

نمودار مستطیلی در مورد توزیع مقادیر در گروه ها، مطالبی را به صورت دیداری نمایش می دهد و ابزاری مناسب برای شرح مکان و پراکندگی داده های مربوط به چند گروه مختلف به صورت دیداری است [۱۲۶ و ۱۲۷]. در نمودار مستطیلی محور عمودی نمایش دهنده مقادیر متغیر و ویژگی اندازه گرفته شده است و محور افقی بیانگر گروه ها و فاکتورهای مورد نظر است. در شکل ۱.۴ نمونه ای از نمودار مستطیلی مشاهده می شود.



شکل ۱.۴: نمودار مستطیلی

نحوه تشکیل این نمودار و تعاریف نقاط مختلفی که در شکل نشان داده شده است، در ضمیمه، قسمت (۱) آورده شده است. به این ترتیب با رسم یک نمودار مستطیلی به ازای داده های اندازه گرفته شده از چند گروه مختلف می توان به صورت بصری تشخیص داد که آیا توزیع متغیر اندازه گرفته شده، در گروه های مختلف از نظر مکان و پراکندگی تفاوتی دارد یا خیر؟ به طور کلی این نمودار می تواند پاسخگوی سوالات زیر باشد [۱۲۷]:

- آیا اعمال یک فاکتور می تواند تغییر معنا داری در یک ویژگی (برای مثال میزان باند آلفا) ایجاد کند؟
- آیا نحوه تغییر و پراکندگی نقاط مربوط به یک ویژگی اندازه گرفته شده، در گروه های مختلف تفاوت دارد؟

^۱ box plot

۲,۳,۴. آزمون های معنی دار بودن

در بخش قبلی با معرفی نمودار مستطیلی یک روش بصری برای تعیین و تشخیص معنادار بودن اختلافات ایجاد شده در گروه های مختلف، توسط یک ویژگی و یا معنادار بودن اختلاف موجود در یک ویژگی قبل و بعد از اعمال یک فاکتور، ارائه شد. اگر بخواهیم معنی دار بودن این اختلاف ها را نه به لحاظ بصری بلکه به صورت کمی بررسی نمائیم، از روشی به نام آزمون معنی دار بودن استفاده می شود. با توجه به توزیع داده ها، تعداد متغیرها و گروه ها، روشهای متعددی برای اجرای این آزمون ها ارائه شده است. که در ادامه به تعدادی از آنها اشاره می شود.

۱,۲,۳,۴. فرض صفر^۱ و مخالف صفر^۲

انتخاب تصادفی نمونه ها از یک جامعه مفروض، آزمون های معنی دار بودن را با ارزش می سازد. برای به کار بردن هرگونه آزمون معنی دار بودن باید ابتدا فرضی را مد نظر بگیریم. اینگونه آزمونها معمولاً فرض "هیچ اختلافی موجود نیست" را بیان می کنند که به نام فرض صفر نامیده شده و با H_0 نمایش داده می شود. برای مثال اگر بخواهیم بدانیم که آیا القای هیپنوتیزم در تغییر میزان باند آلفای امواج مغز تاثیر دارد یا نه، فرض صفر را اینگونه تعیین می کنیم که "القای هیپنوتیزم هیچ اثری ندارد". مکمل فرض صفر را فرض مخالف صفر می نامند و آنرا با H_1 نشان می دهند. مشخص کردن فرض مخالف حائز اهمیت فراوان است. زیرا رد و یا قبول H_0 تنها زمانی مفهوم خواهد داشت که در مقابل یک فرض پایدار دیگری مورد آزمون قرار بگیرد [۱۲۸].

۲,۲,۳,۴. انواع خطاها در یک آزمون فرض

همانگونه که اشاره شد، آزمون فرض H_0 ، در نهایت منجر به رد و یا قبول آن می شود که در این تصمیم گیری خطایی نهفته است.

$$\alpha = P[\text{خطای نوع اول}] = P[\text{رد } H_0 \text{ موقعی که صحیح است}]$$

$$\beta = P[\text{خطای نوع دوم}] = P[\text{قبول } H_0 \text{ موقعی که غلط است}]$$

α و β را اندازه خطای نوع اول و دوم می نامند. در یک آزمون خوب هم α و هم β باید مینیمم باشند. اما معمولاً این امر میسر نیست. هر کوششی که منجر به مینیمم کردن α می شود، β را افزایش می دهد. در اغلب تصمیم گیری ها قبول یک فرض غلط، خیلی خطرناک تر از رد یک فرض صحیح است. یعنی خطای نوع دوم خیلی جدی تر از خطای نوع اول است. بنابراین معمولاً α را ثابت گرفته و سعی در مینیمم کردن β دارند. مینیمم کردن β موجب ماکسیمم شدن $(1-\beta)$ می شود. $(1-\beta)$ را توان آزمون می نامند [۱۲۸].

۳,۲,۳,۴. سطح معنی دار بودن یا p-value

حداکثر اندازه α که حاضریم در مورد تصمیم گیری به آن اندازه خود را به خطر بیندازیم، سطح معنی دار بودن نامیده می شود. اگر سطح معنی دار بودن α را انتخاب کنیم، ایجاب می کند، در هر

¹ null hypothesis² alternative hypothesis

۱۰۰ نمونه ای که انتخاب می کنیم، در $100 \times \alpha$ نمونه فرض صحیح را رد کنیم. به عبارت دیگر $100(1-\alpha)$ درصد مطمئن هستیم که تصمیم ما در مورد رد فرض صفر صحیح است. موقعی که فرض صفر را رد می کنیم، اطمینان معینی به تصمیم خود داریم که به سطح معنی دار بودن بستگی دارد. بنابراین در سطح معنی دار بودن " α "، درجه اطمینان برای تصمیم $(1-\alpha)$ خواهد بود که ضریب اطمینان نامیده می شود. اما موقعی که فرض صفر را قبول می کنیم، هیچ اطمینانی از تصمیم خود نداریم. قبول فرض صفر صرفاً به این خاطر است که داده های نمونه شواهد کافی در خلاف فرض صفر را به دست نمی دهند [۱۲۸].

۴.۲.۳.۴. آنالیز واریانس یکطرفه^۱

هدف آنالیز واریانس یکطرفه یا ANOVA یکطرفه، یافتن این حقیقت است که آیا داده های موجود در گروه های مختلف که بر اساس یک ویژگی گروه بندی شده اند، دارای یک میانگین مشترک هستند یا خیر؟ به بیان دیگر این آنالیز تعیین می کند که آیا واقعا گروه ها در مشخصه ای اندازه گرفته شده با هم تفاوت دارند یا خیر [۱۲۹]؟

فرضیه صفر در این آزمون این است که میانگین های گروه های مختلف یکی است، یعنی ویژگی اندازه گرفته شده تفاوت معناداری در گروه های مختلف ندارد. فرضیه مخالف صفر این است که تفاوت معناداری وجود دارد. فرضیه مخالف نمی گوید که کدام گروه با بقیه فرق دارد، بلکه صرفاً می گوید میانگین متغیر مورد نظر در گروه ها یکسان نمی باشد و حداقل یکی از گروه ها با بقیه فرق می کند. این آزمون پراکندگی مقادیر نمونه را مورد بررسی قرار می دهد و بررسی می کند که چقدر مشاهدات درون هر گروه و همچنین میانگین های گروهی دارای پراکندگی هستند. براساس برآورد این دو پراکندگی می توان در مورد میانگین های گروه های مختلف نتیجه گیری کرد. اگر پراکندگی میانگین های گروهی بیشتر از پراکندگی موجود در مشاهدات هر گروه تغییر کند، می توان نتیجه گرفت که میانگین های گروه های مختلف نسبت به هم تفاوت معنا داری دارند.

در این آنالیز باید از هر گروه نمونه های تصادفی مستقل گرفته شده باشد و نمونه های هر گروه نسبت به هم مستقل باشند و توزیع گروه ها خیلی از نرمال بودن فاصله نگرفته باشد. در غیر این صورت توزیع گروه ها قبل از اجرای آزمون، باید توسط تبدیل های مختلف نرمال گردد.

در آنالیز واریانس نسبت پراکندگی بین گروهی به پراکندگی درون گروهی، F نامیده می شود که این برآوردهای پراکندگی در جدولی به نام جدول آنالیز واریانس (جدول ۱،۴) نشان داده می شود که به کمک این جدول می توان گفت که آیا شواهد کافی مبتنی بر رد کردن فرضیه صفر وجود دارد یا خیر؟ بزرگتر بودن F به معنای بیشتر بودن تفاوت بین گروه ها است.

¹ One-Way ANalysis Of VAriance

جدول ۱.۴: جدول آنالیز واریانس یکطرفه (ردیف Columns: مقادیر بین گروهی، ردیف Error: مقادیر درون گروهی، ستون SS: مجموع مربعات پراکندگی ها، df: درجه آزادی، MS: میانگین مربعات پراکندگی ها، F: نسبت MS ها، Prob>F: سطح معنی داری (p-value)، افزایش F باعث کاهش سطح معنی داری می شود) [۱۲۹]

ANOVA Table					
Source	SS	df	MS	F	Prob>F
Columns	62.4487	4	15.6122	19.18	1.27648e-006
Error	16.2792	20	0.814		
Total	78.7279	24			

با توجه به مقادیر ثبت شده در این جدول، در صورتی که فرضیه صفر صحیح باشد، احتمال بدست آوردن نسبت F برابر یا بزرگتر از ۱۹,۱۸ حدود 1.28×10^{-6} می باشد. به این ترتیب هنگامی که فرضیه صفر صحیح است، تنها ۱,۲۶ در ۱۰۰۰۰۰۰ انتظار می رود که نسبتی برابر با مقدار مشاهده شده یا بزرگتر را بدست آورد، بنابراین می توان فرضیه صفر را رد نمود [۱۲۶]. در نهایت برای رد یا قبول فرض صفر باید به مقدار ثبت شده در ردیف Prob>F که همان p-value یا سطح معناداری است، توجه نمود. معمولاً مقدار حداکثر سطح معناداری برای رد فرض صفر را (۰,۰۵) یا (۰,۰۱) در نظر می گیرند. شرح کاملتر نحوه محاسبه دیگر مقادیر ثبت شده در جدول ۱,۴ در ضمیمه قسمت (۲) آورده شده است.

۵,۲,۳,۴. آنالیز واریانس چند متغیره ی یکطرفه^۱

به کمک آنالیز واریانس یکطرفه یا ANOVA می توان مشخص نمود که آیا میانگین یک ویژگی در بین گروه های مختلف تفاوت معناداری دارد یا خیر؟ گاهی ممکن است بخواهیم اثر چند ویژگی را در ایجاد تفاوت بین گروه های مختلف مورد بررسی قرار دهیم، برای انجام این کار می توان از آنالیز واریانس چند متغیره ی یکطرفه استفاده نمود.

همچنین آنالیز واریانس چند متغیره یا MANOVA، می تواند یک ترکیب خطی از چند ویژگی را ارائه دهد که بیشترین جداسازی را در گروه های مختلف ایجاد کند. نتیجه ترکیب بدست آمده می تواند به عنوان یک ویژگی جدید در نظر گرفته شود که بیشترین تفاوت معنادار را در آنالیز واریانس یکطرفه (تک متغیره) یا ANOVA بوجود می آورد. محاسبه ضرایب این ترکیب خطی جدید به نحوی انجام می شود که به ازای ترکیب خطی جدید بدست آمده، پراکندگی درون گروهی مینیمم و پراکندگی بین گروهی ماکسیمم شود، به عبارت دیگر نسبت F ماکسیمم شود. این روش مشابه با "آنالیز تابع متمایز کننده"^۲ یا LDA^۳ چند کلاسه عمل می کند. با در نظر گرفتن ترکیب خطی مربوط به ویژگی های مورد نظر نسبت F رابطه ای به صورت رابطه زیر تشکیل می دهد.

$$F = \frac{\bar{W}^T \Sigma_b \bar{W}}{\bar{W}^T \Sigma_w \bar{W}} \quad (۱-۴)$$

که در این رابطه، Σ_b پراکندگی بین گروهی، Σ_w پراکندگی درون گروهی و بردار \bar{W} ، بردارنده ضرایب ترکیب خطی مورد نظر است. هدف پیدا نمودن بردار ضرایب است به نحوی که نسبت F

^۱ one-way Multivariate ANalysis Of VAriance

^۲ Discriminant Function Analysis

^۳ Linear Discriminant Analysis

ماکسیمم شود. به این ترتیب اگر بردار W یکی از بردارهای ویژه^۱ $\Sigma_b^{-1}\Sigma_b$ باشد، تمایز بین گروه ها برابر با مقدار ویژه^۲ متناظر با آن خواهد بود [۱۳۰ و ۱۲۹].

۴.۳.۲.۶. آزمون t با نمونه های جفت^۳

از این آزمون جهت آنالیز نتایج مطالعاتی استفاده می شود که هر فرد دوبار در دو وضعیت متفاوت مورد مشاهده قرار می گیرد یا در مطالعاتی که در آن جفت هایی از افراد (یا اندازه گیری های جفت) وجود دارد که به طریقی به هم وابسته هستند. یکی از این نوع مطالعات طرح "قبل و بعد" است. برای مثال اگر بخواهیم بدانیم که آیا دویدن باعث افزایش سطح بتآندروفین در خون می شود یا خیر، مجبور هستیم سطح این متغیر را در هر سوژه دوبار اندازه گیری کنیم، یک بار قبل از دویدن و یک بار بعد از دویدن، این مطالعه مثال خوبی از یک طرح جفت است (به عنوان مثالی دیگر می توان به مطالعه اثر القای هیپنوتیزم در سطح انرژی امواج دلتا در سیگنال مغزی، اشاره نمود).

مزیت طرح جفت آن است که سبب می شود که اگر اختلافی وجود داشته باشد، راحت تر کشف شود. مانند آزمونهای قبلی در آزمون t با نمونه های جفت نیز لازم است که داده های اندازه گیری شده (قبل از القای هیپنوتیزم و بعد از القای هیپنوتیزم) از یک جامعه نرمال باشند. همچنین باید اندازه گیری متغیر مورد نظر از یک گروه از افراد باشد، اگر مقادیر بدست آمده از دو گروه متفاوت از افراد باشد (یک گروه قبل از القای هیپنوتیزم و یک گروه بعد از القای هیپنوتیزم)، مقداری از اختلاف مشاهده شده بین دو میانگین می تواند ناشی از اختلاف ذاتی بین افراد موجود در دو گروه باشد. برای مثال افرادی که قبل از القای هیپنوتیزم اندازه گیری شده اند، ممکن است به طور طبیعی سطح انرژی امواج دلتا در آنها پایین تر و یا بالاتر باشد.

فرضیه صفر در یک طرح جفت این است که اختلافی بین مقادیر متوسط دو عضو یک جفت وجود ندارد (به بیان دیگر القای هیپنوتیزم اثری در ویژگی در نظر گرفته شده ندارد). فرض مخالف این است که در مقادیر متوسط اختلافی وجود دارد [۱۲۶]. جزئیات بیشتر این آزمون در ضمیمه، قسمت (۳) آورده شده است.

۴.۳.۲.۷. ارزیابی فرض نرمال بودن

در بخشهای قبلی آزمون های مختلفی ارائه شد که همگی به فرض نرمال بودن توزیع متغیرها نیاز داشتند. به همین دلیل قبل از به کارگیری این آزمون ها لازم است نرمال بودن متغیرها بررسی شود. از نمودار ویژه ای که نمودار $Q-Q^4$ نامیده می شود، می توان برای ارزیابی فرض نرمال بودن استفاده کرد. برای هر مقدار داده ها، نمودار $Q-Q$ مقدار مشاهده شده و مقدار منتظره (مربوط به حالتی است که داده های نمونه متعلق به توزیع نرمال است) را نشان می دهد. اگر داده ها متعلق به یک توزیع نرمال باشند، نقاط باید اطراف یک خط صاف جمع شوند.

آزمون های آماری مرسوم نیز وجود دارد که به کمک آنها می توان این فرضیه صفر را آزمون نمود که آیا داده های مورد نظر، نمونه ای از جامعه نرمال می باشد. اگر سطح معنی داری مشاهده شده

¹ eigenvector

² eigenvalue

³ paired sample t test

⁴ Quantile-quantile plot

کوچک باشد، می توان به فرض نرمال بودن داده ها شک نمود [۱۲۶]. از جمله این آزمون ها می توان به آزمون های لیلی فورس^۱، جاک برا^۲ و کولموگروف-اسمیرنوف (KS)^۳ اشاره نمود. با اجرای این آزمون ها می توان اظهار داشت که با چه سطح معناداری می توان فرض صفر (نرمال بودن توزیع) را رد و یا قبول نمود. در این پروژه برای ارزیابی نرمال بودن داده ها از آزمون لیلی فورس استفاده شده است؛ زیرا آزمون KS نیاز به دانش قبلی نسبت به تابع چگالی احتمال داده ها دارد و اگر این تابع از روی داده ها تعیین شود، آزمون نمی تواند به خوبی عمل کند. آزمون جاک برا در مورد داده هایی با حجم کوچک نمی تواند به خوبی عمل کند و آزمون لیلی فورس در این موارد مناسب تر است [۱۲۹]. در نمونه های با حجم کوچک، ممکن است علی رغم نرمال نبودن فرض نرمال بودن را رد نمود. اگر فرض نرمال بودن مشکوک به نظر برسد و حجم نمونه کوچک باشد، می توان از تبدیل کردن مقادیر داده ها استفاده نمود تا توزیع بیشتر نرمال شود [۱۲۶].

اگر نرمال بودن داده ها برقرار نباشد، مرحله بعدی این است که از بررسی نرمال بودن صرف نظر کرده و با این فرض که داده ها نرمال هستند، عمل شود. اما این عمل در بسیاری از موارد باعث رسیدن به نتایج نادرست می شود. راه دوم این است که با در نظر گرفتن تبدیلات داده ها، داده های غیر نرمال "شبه به نرمال" شوند. این تبدیلات در واقع چیزی جز بیان مجدد داده ها به واحد های مختلف نمی باشند [۱۲۵].

۳،۳،۴. منحنی ROC^۴ و پارامتر AUC^۵

منحنی ROC تکنیکی جهت بررسی و مشاهده نتایج طبقه بندی گروه ها با ویژگی ها و طبقه بندی کننده های مختلف است. بعضی از طبقه بندی کننده ها دارای خروجی پیوسته هستند (تخمینی از احتمال عضویت هر نمونه به کلاسها) که با به کار گیری یک حد آستانه، عضویت به یک کلاس را پیشبینی می کنند. در این پروژه قصد داریم بعد از انتخاب یک ویژگی توسط آزمون های آماری و قبل از طراحی هر گونه طبقه بندی کننده ای، مجدداً توانایی ویژگی های انتخاب شده را در جداسازی سه گروه هیپنوتیزم پذیری از هم به کمک محاسبه سطح زیر منحنی ROC مورد بررسی قرار دهیم. از آنجایی که قرار است در این پروژه قبل از به کارگیری طبقه بندی کننده، سطح زیر منحنی ROC محاسبه شود، مقادیر ویژگی خود به عنوان "احتمال عضویت هر نمونه به کلاسها" در نظر گرفته می شود و با تغییر حد آستانه، عضویت به کلاسها تعیین و منحنی ROC رسم می شود.

¹ Lilliefors

² Jarque-Bera

³ Kolmogorov-Smirnov

⁴ Receiver Operating Characteristic

⁵ Area Under Curve

منحنی ROC در مورد مسائلی با دو گروه، یک منحنی دو بعدی است که در آن نرخ tp^1 بر روی محور Y و نرخ fp^2 بر محور X رسم می شود. نمودار ROC مصالحه‌ی نسبی بین سود (tp) و هزینه (fp) را شرح می دهد.

پارامتر AUC، سطح زیر منحنی ROC است، که یک عدد اسکالر را برای مقایسه‌ی نتایج طبقه بندی های مختلف ارائه می دهد. از آنجایی که AUC قسمتی از یک مربع واحد است، مقدار آن عددی بین ۰ تا ۱ است. زمانی که طبقه بندی به صورت تصادفی انجام شود، نقاط ایجاد شده در نمودار ROC، بر روی یک خط قطری بین (۰ و ۰) و (۱ و ۱) قرار می گیرند که سطح زیر آن ۰,۵ است. به این ترتیب یک طبقه بندی غیر قابل قبول، دارای مقدار AUC کمتر از ۰,۵ می باشد.

معمولاً منحنی ROC در مورد مسائلی با طبقه بندی دو کلاس به کار می رود؛ در مورد مسائلی با بیشتر از دو کلاس رسم منحنی ROC کمی پیچیده می شود. با n کلاس جدول احتمال، یک ماتریس n در n خواهد شد که شامل n طبقه بندی صحیح است (قطر اصلی ماتریس) و $n^2 - n$ خطا وجود خواهد داشت (عناصر قطر غیر اصلی). در این موارد به جای مصالحه بین تشخیص درست TP و تشخیص به اشتباه مثبت FP، n سود و $n^2 - n$ خطا خواهیم داشت. با وجود سه کلاس یک ابرسطح $3^2 - 3 = 6$ به وجود می آید.

یک روش برای بررسی مسائل n کلاسه، تولید n نمودار ROC به ازای هر کلاس است. اگر C مجموعه ای از تمامی کلاس ها در نظر گرفته شود، نمودار i ام نمایش دهنده کیفیت یک طبقه بندی است، زمانی که کلاس c_i به عنوان کلاس مثبت و باقی کلاسها به عنوان کلاس منفی در نظر گرفته شود. در این مسائل برای بدست آوردن سطح زیر منحنی ROC فرمولهایی ارائه شده است که در اینجا به یک مورد از آنها اشاره می شود:

$$AUC_{total} = \frac{2}{|C|(|C|-1)} \sum_{(c_i, c_j) \in C} AUC(c_i, c_j) \quad (۲-۴)$$

در این رابطه $AUC(c_i, c_j)$ مقدار سطح زیر منحنی ROC است زمانی که فقط دو کلاس c_i و c_j در نظر گرفته شود. این فرمول نسبت به فرمولهای ارائه شده دیگر، نسبت به توزیع کلاسها حساس نمی باشد و به این ترتیب یک مقدار عددی برای سطح زیر ابر صفحه ای که مشاهده آن به آسانی ممکن نمی باشد را ارائه می دهد [۱۳۱].

۴,۴. استخراج ویژگی

در این پروژه به کمک الگوریتم EMD و دیگر روشها ویژگی های مختلفی از سیگنال EEG استخراج شده است. با توجه به اینکه هدف تعیین عمق هیپنوتیزم است و از آنجائیکه افراد با نمره هیپنوتیزم پذیر بالا در نهایت به عمق بیشتری نسبت به افراد با هیپنوتیزم پذیری متوسط می رسند و عمق نهایی هیپنوتیزم در افراد با نمره هیپنوتیزم پذیری متوسط بیشتر از افراد با هیپنوتیزم پذیری پایین است، تعیین سطح هیپنوتیزم پذیری فرد می تواند نشانگر عمق نهایی هیپنوتیزم هم باشد و از

¹ True Positive: اگر یکی از کلاسها به عنوان کلاس مثبت (یا سالم) و کلاس دیگر به عنوان کلاس منفی (یا بیمار) در نظر گرفته می شود، tp برابر با تعداد نمونه هایی است که به درستی به عنوان گروه مثبت (یا سالم) تشخیص داده می شوند.

² False Negative: اگر یکی از کلاسها به عنوان کلاس مثبت (یا سالم) و کلاس دیگر به عنوان کلاس منفی (یا بیمار) در نظر گرفته می شود، fp برابر با تعداد نمونه هایی است که به اشتباه به عنوان گروه مثبت (یا سالم) تشخیص داده می شوند.

آنجایی که هدف اصلی پروژه تخمین عمق نهایی و عمق هیپنوتیزم در طول القا است، قبل از طراحی هر گونه طبقه بندی کننده ای، به کمک روشهای آماری ارائه شده، کارایی این ویژگی ها و ترکیبات آنها جهت تعیین سطح هیپنوتیزم پذیری افراد (عمق نهایی)، در انتهای القا بررسی شده است.

علاوه بر بررسی ویژگی ها جهت جداسازی گروه های هیپنوتیزم پذیری از هم، به کمک آزمون t با نمونه های جفت، اثر القای هیپنوتیزم بر روی ویژگی مورد نظر نیز بررسی شده است. این بررسی به منظور انجام شده است که آیا القای هیپنوتیزم اثر معناداری بر روی یک ویژگی دارد یا خیر؟ به بیان دیگر آیا مقدار یک ویژگی در ابتدای القا نسبت به انتهای آن تغییرات معناداری دارد یا خیر؟

« در تمامی این بررسی ها، در مواردی که هدف جداسازی سه گروه هیپنوتیزم پذیری از هم (تعیین عمق نهایی هیپنوتیزم) بوده است، محاسبه ویژگی مورد نظر در ۳ دقیقه آخر القای هیپنوتیزم (EEG هیپنوتیزم) انجام شده است و در مواردی که هدف بررسی تاثیر هیپنوتیزم به کمک آزمون t با نمونه های جفت بوده است، ویژگی مورد نظر در پنجره آخر القای هیپنوتیزم (۳ دقیقه آخر EEG هیپنوتیزم) و پنجره ابتدایی القا (۳ دقیقه ابتدایی EEG هیپنوتیزم) محاسبه شده است ».

انتخاب پنجره های زمانی ۳ دقیقه ای با سعی و خطا بوده است که توضیحات بیشتر در بخش آورده شده است. به این ترتیب در مورد تمامی ویژگی ها به این صورت عمل شده است که متوسط هر ویژگی در پنجره های ۳ دقیقه ای از سیگنال محاسبه شده است. سپس بررسی شده است که آیا ویژگی در پنجره آخر می تواند سه گروه هیپنوتیزم پذیری را از هم جدا کند یا خیر (جهت تعیین عمق نهایی)؟ اگر ویژگی این توانایی را داشت، سپس بررسی می شود که آیا این ویژگی در پنجره ابتدایی نسبت به پنجره انتهایی EEG هیپنوتیزم تفاوت معناداری پیدا می کند یا خیر؟ زیرا جهت تعیین عمق هیپنوتیزم در طول القا، به دنبال ویژگی هایی هستیم که در طول القای هیپنوتیزم تغییراتی داشته باشند که بتوان از روی آن تغییرات، عمق هیپنوتیزم را تخمین زد. نحوه استخراج و ارزیابی هر کدام از این ویژگی ها در بخشهای بعدی آورده شده است.

۱.۴.۴. ویژگی های استخراج شده براساس انرژی امواج مغزی

در فصل دوم در بخش ۲.۳.۲ اطلاعاتی راجع به امواج مغزی و ظاهر شدن آنها در فعالیت های مختلف مغزی آورده شد. در این بخش به کمک فرکانسها و دامنه های لحظه ای بدست آمده از تبدیل EMD و هیلبرت، میزان و نحوه تغییرات انرژی هر باند در طول القای هیپنوتیزم بررسی می شود. برای استخراج انرژی باندهای مختلف فرکانسی به این صورت عمل شده است که بعد از تجزیه سیگنال با روش EMD، به کمک تبدیل هانگ-هیلبرت فرکانس ها و دامنه های لحظه ای در طول هر IMF محاسبه شده است.^۱ سپس در هر لحظه از زمان (۱/۲۵۶ ثانیه)، مجموع انرژی IMF هایی

^۱ در طول این پروژه از هفت IMF اول هر سیگنال استفاده شده است. زیرا بررسی فرکانس و دامنه IMF های بدست آمده از سیگنال اینطور نشان می داد که IMF های انتهایی دارای فرکانسهایی در حدود 10^{-5} هرتز با دامنه های بسیار ناچیز هستند. این IMF ها در نتیجه ایجاد اکستریم های کاذب در حین تعیین پوش بالا و پایین سیگنال در الگوریتم EMD به وجود می آیند. برای حذف چنین IMF هایی و همچنین کاهش زمان محاسبات از ۷ مولفه اول سیگنال استفاده شده است. در IMF های بالاتر از IMF هفتم، فرکانسهای مشاهده شده کمتر از ۱ هرتز است.

که فرکانس لحظه ای آنها در رنج فرکانسی باند دلتا قرار داشته است، محاسبه شده است. منظور از انرژی همان دامنه‌ی لحظه ای به توان دو می باشد که انرژی لحظه ای نامیده می شود. به همین ترتیب، انرژی لحظه ای برای دیگر باندهای فرکانسی نیز محاسبه می شود.^۱ در ادامه با استخراج ویژگی های مختلف بر اساس انرژی در باندهای مختلف و ارزیابی آنها با روشهای آماری، مناسبترین ویژگی و مناسبترین کانال جهت بدست آوردن شاخص مناسب برای تعیین عمق هیپنوتیزم معرفی خواهد شد.

۱,۱,۴,۴. انرژی متوسط امواج مغزی (دلتا، تتا، آلفا، بتا، گاما)

به کمک تبدیل EMD و تبدیل هانگ-هیلبرت امواج مختلف مغزی استخراج و متوسط انرژی این امواج در پنجره های ۳ دقیقه ای در هر کانال محاسبه و به عنوان ویژگی در نظر گرفته شده است. ابتدا با استفاده از روشهای آماری معرفی شده مناسب ترین باند فرکانسی و مناسبترین کانالی که بتواند در سه دقیقه آخر EEG هیپنوتیزم، سه گروه هیپنوتیزم پذیری را از هم جدا کند، انتخاب شده است. سپس بررسی شده است که آیا در طول القای هیپنوتیزم ویژگی انتخاب شده تغییرات معناداری دارد یا خیر؟

بررسی های انجام شده به کمک آنالیز واریانس تک متغیره یکطرفه (ANOVA) نشان می داد که این ویژگی در هیچکدام از باندهای فرکانسی و در هیچکدام از کانالها نمی تواند جداکننده سه گروه از هم باشد.^۲

سپس با آزمون چند متغیره یکطرفه (MANOVA)، استفاده همزمان از انرژی متوسط باندهای فرکانسی مختلف در هر کانال، جهت جداسازی گروه های مختلف، مورد بررسی قرار گرفت و معلوم گردید که استفاده همزمان از باندهای فرکانسی هم نمی تواند گروه ها را از هم جدا کند (به علت قبول فرض صفر با سطوح معناداری بزرگتر از ۰,۰۵). همچنین به کمک همین آزمون، مشخص گردید که هیچ کدام از ترکیبات خطی ممکن از این باندهای فرکانسی نیز نمی تواند به طور معناداری سطوح هیپنوتیزم پذیری را از هم متمایز نماید.

در انتها استفاده همزمان از کانالهای مختلف به ازای هر باند فرکانسی جهت جداسازی گروه ها با آزمون MANOVA بررسی شد. نتایج حاصل از این بررسی نشان می دهد که استفاده همزمان از انرژی متوسط یک باند فرکانسی در کانالهای مختلف نیز نمی تواند سه گروه هیپنوتیزم پذیری را از هم جدا کند.

۲,۱,۴,۴. انرژی ماکسیمم امواج مغزی (دلتا، تتا، آلفا، بتا، گاما)

در این بخش به کمک تبدیل EMD و تبدیل هانگ-هیلبرت، امواج مختلف مغزی استخراج و انرژی ماکسیمم هر کدام از این امواج در پنجره های ۳ دقیقه ای در هر کانال به عنوان ویژگی در نظر

^۱ به طور متوسط در سیگنالهای گرفته شده از افراد مختلف، مجموع IMF های ۲ و ۱ تشکیل دهنده باند گاما، مجموع IMF های ۳ و ۲ تشکیل دهنده باند آلفا، مجموع IMF های ۴ و ۳ تشکیل دهنده باند تتا و مجموع IMF های ۶ و ۷ تشکیل دهنده باند دلتا بوده اند.

^۲ مقدار سطح معناداری بدست آمده از آزمون به ازای باندها و کانالهای مختلف به طور متوسط 0.56 ± 0.37 بدست آمده است که با اطمینان می توان فرض صفر را قبول نمود. به این معنا که تفاوت معناداری بین گروه های هیپنوتیزم پذیری وجود ندارد.

گرفته شده است. ابتدا با استفاده از روشهای آماری معرفی شده مناسب ترین باند فرکانسی و مناسبترین کانالی که بتواند در سه دقیقه آخر سه گروه را از هم جدا کند، انتخاب شده است. سپس بررسی شده است که آیا در طول القای هیپنوتیزم ویژگی انتخاب شده تغییرات معناداری دارد یا خیر؟

بررسی های انجام شده به کمک آنالیز واریانس تک متغیره یکطرفه (ANOVA) نشان می داد که این ویژگی (در سه دقیقه آخر القای هیپنوتیزم) در هیچکدام از باندهای فرکانسی و در هیچکدام از کانالها نمی تواند جداکننده سه گروه از هم باشد^۱.

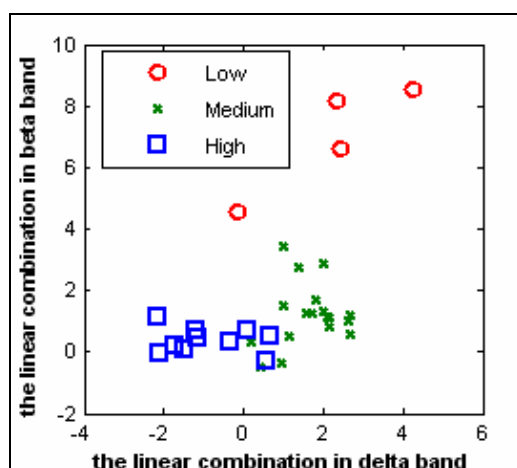
سپس با آزمون چند متغیره یکطرفه (MANOVA)، استفاده همزمان از انرژی ماکسیمم باندهای فرکانسی مختلف در هر کانال جهت جداسازی گروه های مختلف مورد بررسی قرار گرفت که به علت بالا بودن مقادیر سطوح معناداری بدست آمده فرض صفر قبول شده و معلوم گردید که استفاده همزمان از باندهای فرکانسی هم نمی تواند گروه ها را از هم جدا کند. همچنین بهترین ترکیبات خطی ارائه شده توسط آزمون MANOVA که توانایی ایجاد بیشترین تفاوت در گروه ها را دارند نیز بررسی گردید؛ ولی نتایج نشان می داد که حتی تفاوت ایجاد شده توسط این ترکیبات نیز معنادار نیست. در انتها استفاده همزمان از کانالهای مختلف به ازای هر باند فرکانسی جهت جداسازی گروه ها با آزمون MANOVA بررسی شد. استفاده همزمان از کانالها نیز نمی توانست تفاوت معناداری را بین گروه های هیپنوتیزم پذیری ایجاد نماید. ولی معلوم گردید که ترکیبات خطی کانالها در باندهای فرکانسی مختلف می تواند در بین بعضی از گروه های هیپنوتیزم پذیری تفاوت معنادار ایجاد کند. در این ترکیبات خطی فرض صفر با سطح معناداری (p-value) کمتر از ۰,۰۱ که در جدول ۲,۴ ثبت شده است، رد گردید. رد فرض صفر به معنای وجود تفاوت معنادار بین بعضی از گروه های هیپنوتیزم پذیری است. مقدار p-value نمی گوید کدام گروه ها با بقیه متفاوت هستند، ولی معمولاً هنگامی که یک فرضیه صفر رد می شود، انتظار می رود که محل اختلاف ها نیز مشخص شود. برای این کار در این پروژه از رسم توزیع ویژگی در گروه های مختلف به کمک نمودار مستطیلی استفاده شده است. محل اختلافها در ستون آخر جدول زیر آورده شده است.

جدول ۲,۴: نتایج حاصل از ترکیب خطی انرژی ماکسیمم امواج مغزی در کانال های مختلف در جداسازی گروه ها

تفاوت موجود در بین کدام گروه هاست؟	سطح معناداری (P-value)	تبدیل نرمال کردن توزیع	ویژگی
گروه هیپنوتیزم پذیر بالا از دو گروه دیگر	6.12e-007	--	ترکیب خطی انرژی ماکسیمم امواج دلتا در ۱۹ کانال
گروه هیپنوتیزم پذیر کم از دو گروه دیگر	1.92e-007	--	ترکیب خطی انرژی ماکسیمم امواج تتا در ۱۹ کانال
گروه هیپنوتیزم پذیر کم از دو گروه دیگر	1.04e-008	$x=(x.^{0.6})$	ترکیب خطی انرژی ماکسیمم امواج آلفا در ۱۹ کانال
گروه هیپنوتیزم پذیر کم از دو گروه دیگر	1.51e-011	--	ترکیب خطی انرژی ماکسیمم امواج بتا در ۱۹ کانال
گروه هیپنوتیزم پذیر کم از زیاد	8.22e-010	--	ترکیب خطی انرژی ماکسیمم امواج گاما در ۱۹ کانال
سه گروه هیپنوتیزم پذیری	1.49e-011	--	استفاده همزمان از ترکیب خطی انرژی ماکسیمم امواج دلتا و بتا در ۱۹ کانال

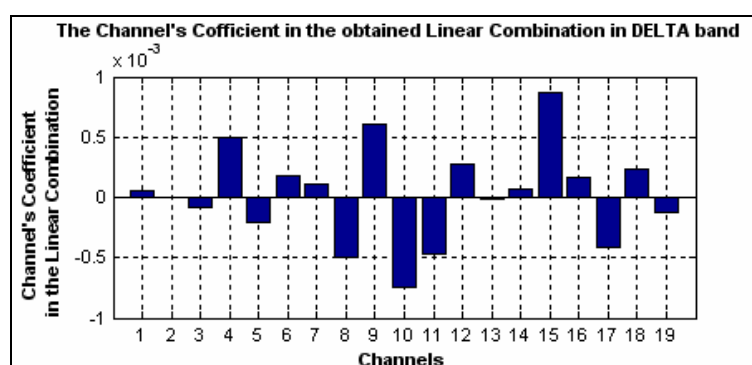
^۱ مقدار سطح معناداری بدست آمده از آزمون به ازای باندها و کانالهای مختلف به طور متوسط 0.46 ± 0.29 بدست آمده است که با اطمینان می توان فرض صفر را قبول نمود و اظهار داشت که با ویژگی ذکر شده، نمی توان بین گروه ها تفاوت معناداری را مشاهده نمود.

با توجه به نتایج ثبت شده در جدول (ردیف ۱)، یک ترکیب خطی از انرژی ماکسیمم امواج دلتا در ۱۹ کانال می تواند گروه هیپنوتیزم پذیر بالا را از دو گروه دیگر متمایز کند، همچنین با توجه به نتایج ثبت شده در ردیف های (۲ تا ۵) یک ترکیب خطی انرژی ماکسیمم امواج بتا در ۱۹ کانال نیز می تواند با بالاترین سطح معناداری (p-value) گروه هیپنوتیزم پذیر کم را از دو گروه دیگر جدا کند. بنابراین به نظر می رسد که ترکیب خطی بدست آمده در امواج دلتا، با ترکیب خطی بدست آمده در امواج بتا، به طور همزمان با هم بتوانند سه گروه هیپنوتیزم پذیری را از هم متمایز کنند. این مسئله به کمک آزمون MANOVA بررسی شده است و نتیجه آن در ردیف ۶ جدول ۲،۴ ثبت شده است. سطح معناداری بدست آمده، باعث رد فرض صفر میشود؛ به این معنا که استفاده همزمان از این دو ویژگی جدید، می تواند بین هر سه گروه هیپنوتیزم پذیری تفاوت معناداری را ایجاد کند. رسم نمودار پراکندگی داده های مربوط به سه گروه هیپنوتیزم پذیری به ازای این دو ویژگی (شکل ۲،۴) نشان می دهد که این تفاوت بین سه گروه وجود دارد. به این ترتیب استفاده همزمان از این دو ویژگی می تواند برای تعیین میزان هیپنوتیزم پذیری افراد (تعیین عمق نهایی)، مناسب باشد.



شکل ۲،۴: نمودار پراکندگی حاصل از توزیع سه گروه هیپنوتیزم پذیری به ازای استفاده همزمان از ترکیب خطی انرژی متوسط انرژی ماکسیمم امواج دلتا و بتا در ۱۹ کانال در ۳ دقیقه آخر القای هیپنوتیزم

مسئله دیگری که در ادامه بررسی شده است، میزان اثر هر کانال در این دو ترکیب خطی جدید است. این بررسی به کمک مقایسه میزان ضریب هر کانال، در ترکیبات خطی بدست آمده، انجام شده است. در شکل ۳،۴ میزان ضرایب مربوط به ترکیب خطی انرژی متوسط انرژی ماکسیمم امواج دلتا در ۱۹ کانال آورده شده است.



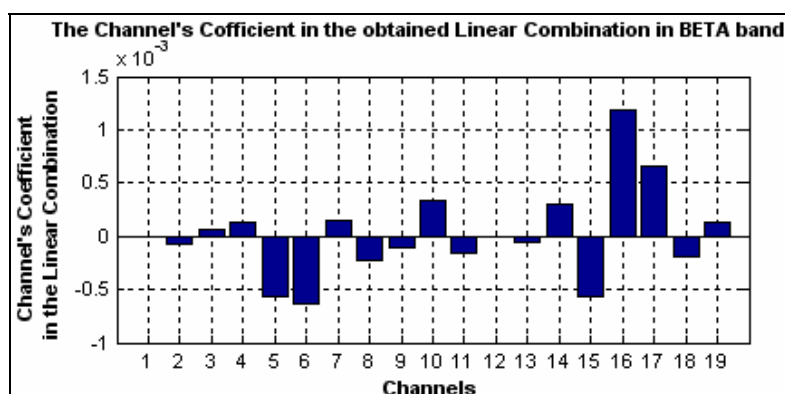
شکل ۳،۴: میزان ضرایب مربوط به هر کانال در ترکیب خطی بدست آمده به ازای انرژی ماکسیمم در باند دلتا

با توجه به این شکل مشاهده می شود که بعضی از کانالها (برای مثال کانالهای ۲ و ۱۳) دارای ضرایب بسیار ناچیزی هستند. با توجه به این مسئله، به نظر می رسد که این کانالها نقش مهمی در ترکیب خطی ایجاد شده نداشته باشند و حذف آنها نیز تغییری در نتیجه نهایی بدست آمده ایجاد نکند. برای بررسی این موضوع به ترتیب کانالهایی با ضرایب ناچیز از ترکیب خطی حذف شدند و ترکیب خطی بدست آمده، دوباره به کمک آزمون آماری مورد بررسی قرار گرفت. نتایج حاصل از حذف کانالهای مختلف در جدول زیر آورده شده است (قابل ذکر است که با توجه به شکل ۳،۴ کانالهای با تاثیر زیاد یا کم، به سمت ناحیه‌ی خاصی از مغز تجمع ندارند).

جدول ۳.۴: نتایج حاصل از آزمون ANOVA در بررسی ترکیبات خطی جدید با حذف کانالهای مختلف در ایجاد تفاوت معنادار بین گروه های مختلف هیپنوتیزم پذیری (به ازای انرژی ماکسیمم امواج دلتا)

	کانال هایی که در ایجاد ترکیب خطی شرکت داشته اند	p-value
۱	تمامی ۱۹ کانال	6.12e-007
۲	تمامی کانالها با حذف کانالهای ۲ و ۱۳	6.57e-007
۳	تمامی کانالها با حذف کانالهای ۲، ۱۳ و ۳، ۱۴، ۱	3.72e-006
۴	تمامی کانالها با حذف کانالهای ۲، ۱۳ و ۳، ۱۴، ۱ و ۱۶، ۱۹، ۷	0.0077≈0.01
۵	تمامی کانالها با حذف کانالهای ۲، ۱۳ و ۳، ۱۴، ۱ و ۱۶، ۱۹، ۷ و ۶	0.0093≈0.01
۶	تمامی کانالها با حذف کانالهای ۲، ۱۳ و ۳، ۱۴، ۱ و ۱۶، ۱۹، ۷ و ۶ و ۵	0.0181>0.01

با توجه به نتایج ثبت شده در این جدول با حذف کانالهای ۲، ۱۳، ۱، ۱۴، ۳ و (ردیف ۳) تغییر قابل توجهی در نتیجه بدست آمده (ایجاد تفاوت معنادار بین گروه ها) ایجاد نمی شود. بنابراین با حذف این کانالها در ترکیب خطی بدست آمده می توان تعداد کانالها را کاهش داد. در ادامه همین مراحل، بر روی ترکیب خطی بدست آمده در باند فرکانسی بتا نیز تکرار شده است. شکل ۴،۴ میزان ضرایب کانالهای مختلف را در این باند فرکانسی نشان می دهد و در جدول ۴،۴ نیز نتایج حاصل از حذف کانالهایی با ضرایب ناچیز آورده شده است.



شکل ۴.۴: میزان ضرایب مربوط به هرکانال در ترکیب خطی بدست آمده به ازای انرژی ماکسیمم در باند بتا

با توجه به این شکل مشاهده می شود که در ترکیب خطی مربوط به باند فرکانسی بتا، کانال ۱۶ بیشترین تاثیر را در این ترکیب خطی دارد. در صورتی که با مقایسه ضریب این کانال در باند فرکانسی دلتا مشاهده می شود که در باند فرکانسی دلتا، این کانال جزء کانالهای با تاثیر ناچیز بوده است. بنابراین نتیجه می شود که در باندهای فرکانسی مختلف، میزان تاثیر کانال ها در ایجاد تفاوت معنادار بین گروه ها، لزوما یکسان نیست. در نتیجه زمانی که از چند باند

فرکانسی به طور همزمان جهت جداسازی گروه های هیپنوتیزم پذیری استفاده شود، باعث بالا رفتن تعداد کانالهای ثبت می شود.

جدول ۴.۴: نتایج حاصل از آزمون ANOVA در بررسی ترکیبات خطی جدید با حذف کانالهای مختلف در ایجاد تفاوت معنادر بین گروه های مختلف هیپنوتیزم پذیری (به ازای انرژی ماکسیمم امواج بتا)

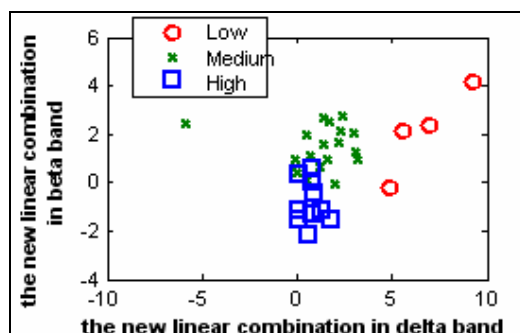
	کانال هایی که در ایجاد ترکیب خطی شرکت داشته اند	p-value
۱	تمامی ۱۹ کانال	1.51e-011
۲	تمامی کانالها با حذف کانالهای ۱، ۱۲، ۱۳	2.84e-011
۳	تمامی کانالها با حذف کانالهای ۱، ۱۲، ۱۳ و ۲، ۳، ۹	4.04e-006
۴	تمامی کانالها با حذف کانالهای ۱، ۱۲، ۱۳ و ۲، ۳، ۹ و ۴	0.21>0.01
۵	تمامی کانالها با حذف کانالهای ۱، ۱۲، ۱۳ و ۲، ۳، ۹ و ۴ و ۱۹	0.23>0.01

با توجه به این جدول، با حذف کانالهای ۱، ۱۲، ۱۳، ۲ و ۳، ۹ تغییر قابل توجهی در نتیجه آزمونهای آماری جهت ایجاد تفاوت معنادر بین سه گروه هیپنوتیزم پذیری از هم مشاهده نمی شود (مقدار p-value از 10^{-11} به 10^{-6} کاهش یافته است ولی هنوز خیلی از ۰.۰۱ که به عنوان سطح معناداری در نظر گرفته شده است فاصله دارد). در نتیجه برای کاهش محاسبات و پردازشها، ترکیب خطی جدید بدست آمده در این باند فرکانسی بدون در نظر گرفتن این کانالها ایجاد می گردد. به این ترتیب با حذف کانالهایی با اثر ناچیز، در دو باند فرکانسی دلتا و بتا دو ترکیب خطی جدید ایجاد می شود. در ادامه مجدداً توانایی استفاده همزمان از این دو ترکیب خطی، جهت جداسازی گروه های هیپنوتیزم پذیری، به کمک آزمون MANOVA مورد بررسی قرار گرفته است. نتیجه حاصل از آزمون این دو ترکیب خطی جدید، نسبت به زمانی که تمامی کانال ها در ایجاد ترکیب خطی شرکت داشتند، در جدول زیر آورده شده است.

جدول ۵.۴: نتیجه حاصل از آزمون MANOVA در بررسی استفاده همزمان از ترکیب خطی انرژی ماکسیمم کانالهای مختلف در دو باند فرکانسی دلتا و بتا

	ویژگی های آزمون شده	p-value
۱	استفاده همزمان از ترکیب خطی انرژی ماکسیمم امواج دلتا و بتا در ۱۹ کانال	1.51e-011
۲	استفاده همزمان از ترکیب خطی انرژی ماکسیمم امواج دلتا در کانالهای (۴، ۵، ۶، ۷، ۸، ۹، ۱۰، ۱۱، ۱۲، ۱۶، ۱۷، ۱۸، ۱۹) و امواج بتا در کانالهای (۴، ۵، ۶، ۷، ۸، ۱۰، ۱۱، ۱۴، ۱۵، ۱۶، ۱۷، ۱۸، ۱۹)	1.0e-004

با توجه به مقدار p-value بدست آمده مشاهده می شود که با استفاده از دو ترکیب خطی جدید که از حذف کانال هایی با تاثیر کم بدست آمده اند، از میزان معنادر بودن تفاوت بین گروه ها مقداری کاسته شده است ولی هنوز تفاوت معنادر است. برای مقایسه کاهش میزان تفاوت بین گروه ها، در دو حالت، نمودار پراکندگی مربوط به سه گروه هیپنوتیزم پذیری به ازای استفاده همزمان از ترکیب خطی کانالها در دو باند فرکانسی دلتا و بتا با حذف کانالهای ذکر شده در جدول ۵.۴ (ردیف ۲)، در شکل ۵.۴ آورده شده است.



شکل ۵.۴: نمودار پراکندگی حاصل از توزیع سه گروه هیپنوتیزم پذیری به ازای استفاده همزمان از دو ترکیب خطی جدید از انرژی متوسط انرژی ماکسیمم امواج دلتا و بتا در کانال های مختلف در ۳ دقیقه آخر القای هیپنوتیزم

مقایسه شکل ۵.۴ با شکل ۲.۴ نشان می دهد که، در دو ترکیب خطی جدید که از حذف کانال هایی با ضرایب ناچیز بدست آمده اند، داده های مربوط به دو گروه هیپنوتیزم پذیر بالا و متوسط همپوشانی بیشتری با هم دارند و برای جداسازی گروه ها با خطای کمتر لازم است که از یک طبقه بندی کننده با قدرت بیشتری استفاده شود. به این ترتیب به نظر می رسد که همان ترکیب خطی اول (ردیف ۱) مناسب تر باشد.

در ادامه اثر القای هیپنوتیزم بر روی این دو ترکیب خطی به کمک آزمون t با نمونه های جفت بررسی شده است. نتیجه مقایسه داده های مربوط به ابتدای القاء، نسبت به انتهای آن نشان می دهد که القای هیپنوتیزم اثر معناداری بر روی این ترکیبات خطی ندارد.

۳.۱.۴.۴. انرژی نسبی امواج مغزی (دلتا، تتا، آلفا، بتا، گاما)

به کمک تبدیل EMD و تبدیل هانگ-هیلبرت امواج مختلف مغزی استخراج و انرژی متوسط هر کدام از این امواج نسبت به مجموع انرژی متوسط کل امواج مغزی در پنجره های ۳ دقیقه ای در هر کانال محاسبه و به عنوان ویژگی در نظر گرفته شده است.

همانند ویژگی قبلی، ابتدا با استفاده از روشهای آماری معرفی شده، مناسب ترین باند فرکانسی و مناسبترین کانالی که بتواند در سه دقیقه آخر EEG هیپنوتیزم، سه گروه را از هم جدا کند، انتخاب شده است. سپس بررسی شده است که آیا در طول القای هیپنوتیزم ویژگی انتخاب شده تغییرات معناداری دارد یا خیر؟

بررسی های انجام شده به کمک آنالیز واریانس تک متغیره یکطرفه (ANOVA) نشان می داد که این ویژگی در هیچکدام از باندهای فرکانسی و در هیچکدام از کانالها نمی تواند جداکننده سه گروه از هم باشد.^۱ سپس با آزمون چند متغیره یکطرفه (MANOVA) استفاده همزمان از انرژی نسبی باندهای فرکانسی مختلف در هر کانال جهت جداسازی گروه های مختلف مورد بررسی قرار گرفت که به علت بالا بودن مقادیر سطوح معناداری بدست آمده، فرض صفر قبول شده و معلوم گردید که استفاده همزمان از باندهای فرکانسی مختلف هم نمی تواند گروه ها را از هم جدا کند. همچنین بهترین ترکیبات خطی ارائه شده توسط آزمون MANOVA که توانایی ایجاد بیشترین تفاوت در

^۱ مقدار سطح معناداری بدست آمده از آزمون به ازای باندها و کانالهای مختلف به طور متوسط 0.59 ± 0.33 بدست آمده است که با اطمینان می توان فرض صفر را مبنی بر عدم وجود تفاوت در گروه ها قبول نمود.

گروه ها را دارند نیز بررسی گردید. ولی نتایج نشان می داد که حتی تفاوت ایجاد شده توسط این ترکیبات معنادار نیست.

در انتها استفاده همزمان از کانالهای مختلف به ازای هر باند فرکانسی جهت جداسازی گروه ها با آزمون MANOVA بررسی شد. نتایج این بررسی نشان می داد که نه استفاده همزمان و نه هیچ ترکیب خطی از کانالها قادر به ایجاد تفاوت معنادار بین سه گروه هیپنوتیزم پذیری نمی باشد.

۲,۴,۴. بعد فرکتال به روش پتروشن^۱

ویژگی دیگری که در ادامه جهت ایجاد تمایز بین سه گروه هیپنوتیزم پذیری استفاده شده است، ابعاد فرکتالی می باشد. برای محاسبه ابعاد فرکتالی روشهای مختلفی وجود دارد. روش پتروشن برای محاسبه بعد بسیار ساده و سریع می باشد. بعد در این روش عبارت است از:

$$D = \frac{\log_{10} n}{\log_{10} n + \log_{10} \left(\frac{n}{n + 0.4 * N_{\Delta}} \right)} \quad (3-4)$$

که n طول سیگنال و N_{Δ} تعداد تغییر علامت مشتق سیگنال (تفاضل متوالی سیگنال به علت گسسته بودن)، می باشد [۵].

در این بخش بعد پتروشن به کمک رابطه بالا، به ازای هر IMF بدست آمده از سیگنال، در پنجره های زمانی ۳ دقیقه ای محاسبه شده است^۲. به این ترتیب به ازای سیگنال گرفته شده از هر کانال، در هر پنجره زمانی، برداری از ویژگی با ۱۴ مولفه (بعد پتروشن چهارده IMF اول سیگنال) وجود خواهد داشت.

سپس به کمک آزمون MANOVA قدرت این بردار ویژگی در پنجره ی آخر القای هیپنوتیزم (۳ دقیقه آخر EEG هیپنوتیزم) برای جدا سازی گروه های هیپنوتیزم پذیری بررسی شده است. نتایج آزمون نشان می دهد که این بردار ویژگی در هیچکدام از کانالها تفاوت معناداری بین گروه ها ایجاد نمی کند. ولی یک ترکیب خطی از مولفه های این بردار در کانال ۱۳ (T6) و یک ترکیب خطی از مولفه ها در کانال ۱۴ (P4) می تواند تفاوت معناداری را بین گروه های هیپنوتیزم پذیری ایجاد کند. این تفاوت در ترکیب خطی مربوط به کانال ۱۳ (T6) معنادارتر است (جدول ۶,۴). در دیگر کانالها هیچ ترکیب خطی یافت نشد که بتواند، سه گروه هیپنوتیزم پذیری را به طور معناداری از هم جدا کند.

جدول ۶,۴: نتایج حاصل از ترکیب خطی بعد پتروشن چهارده IMF اول سیگنال در کانال های T6 و P4 در ایجاد تفاوت معنادار بین گروه های هیپنوتیزم پذیری

ویژگی	P-value
ترکیب خطی بعد پتروشن چهارده IMF اول سیگنال در کانال ۱۳ (T6)	$3.62e-007 < 0.01$ تفاوت بین هر سه گروه معنادار است →
ترکیب خطی بعد پتروشن چهارده IMF اول سیگنال در کانال ۱۴ (P4)	$7.29e-007 < 0.01$ تفاوت بین هر سه گروه معنادار است →

^۱ Petrosian's Algorithm

^۲ کدهای حاصل از پیاده سازی این روش در محیط مطلب از مرجع ۵ با کسب اجازه گرفته شده است.

با توجه به نتایج بدست آمده، ترکیب خطی بعد پتروشن چهارده IMF اول سیگنال در کانال ۱۳ (T6)، می تواند بین سه گروه هیپنوتیزم پذیری تفاوت معنادارتری را ایجاد می کند. سپس بررسی شده است که آیا القای هیپنوتیزم اثر معناداری بر روی ویژگی های انتخاب شده دارد یاخیر؟ این بررسی به کمک آزمون t با نمونه های جفت انجام شده است. در این آزمون فرض صفر با سطح معناداری بالاتر از ۰,۰۵ قبول می شود و نشان دهنده این امر است که ویژگی های انتخاب شده در انتهای القای هیپنوتیزم نسبت به ابتدای آن تغییرات معناداری ندارند. به بیان دیگر القای هیپنوتیزم اثر معناداری بر روی این ویژگی ها ندارد.

۳,۴,۴. بعد فرکتال به روش هیگوچی^۱

روش هیگوچی برای محاسبه بعد فرکتال از بقیه روشها زمان برتر است. دراین روش از سری داده های ورودی $x(1), x(2), \dots, x(N)$ سری جدیدی بصورت زیر ساخته می شود:

$$x_m^k = \left\{ x(m), x(m+k), x(m+2k), \dots, x\left(m + \left\lfloor \frac{N-m}{k} \right\rfloor k\right) \right\} \text{ for } m = 1, 2, \dots, k \quad (4-4)$$

که m نشان دهنده نقطه اولیه هر سری و $\lfloor \cdot \rfloor$ نشان دهنده جزء صحیح عدد است. برای هر x_m^k طول $L_m(k)$ برابر است با:

$$L_m(k) = \frac{\sum_{i=1}^{N-1} |x(m+ik) - x(m+(i-1)k)|}{\left\lfloor \frac{N-m}{k} \right\rfloor k} \quad (5-4)$$

که N نشان دهنده تعداد نمونه ها و $\left\lfloor \frac{N-m}{k} \right\rfloor k$ ضرب نرمالیزاسیون است. برای هر k، تعداد

k طول بدست می آید و سپس میانگین آنها بعنوان طول میانگین محاسبه می شود. این عمل تا kmax تکرار می شود. بعد هیگوچی شیب بهترین خط تقریب زده شده با روش کمترین مربع خطا برای $\ln(L(k))$ بر حسب $\ln(1/k)$ می باشد [۵].

در این بخش بعد هیگوچی به کمک روابط ذکر شده (kmax برابر با ۱۲ در نظر گرفته شده است)، به ازای هر IMF بدست آمده از سیگنال، در پنجره های زمانی ۳ دقیقه ای محاسبه شده است.^۲ به این ترتیب به ازای سیگنال گرفته شده از هر کانال، در هر پنجره زمانی، برداری از ویژگی با ۱۴ مولفه (بعد هیگوچی چهارده IMF اول سیگنال) بدست می آید.

^۱ Higuchi's Algorithm

^۲ کدهای حاصل از پیاده سازی این روش در محیط مطلب از مرجع ۵ با کسب اجازه گرفته شده است.

به کمک آزمون MANOVA، توانایی این بردار ویژگی در پنجره‌ی آخر القای هیپنوتیزم (۳ دقیقه‌ی آخر EEG هیپنوتیزم) برای جداسازی گروه های هیپنوتیزم پذیری بررسی شده است. نتایج آزمون نشان می دهد که این بردار ویژگی نمی تواند در هیچکدام از کانالها تفاوت معناداری بین گروه ها ایجاد کند. ولی در این مورد نیز ترکیبات خطی مولفه های این بردار ویژگی در بعضی از کانال ها، توانسته اند، تفاوت های معناداری را در بین گروه ها ایجاد کنند (جدول ۷،۴).

جدول ۷،۴: نتایج حاصل از ترکیب خطی بعد هیگوچی چهارده IMF اول سیگنال در کانال های T6 و C3 و T3 در ایجاد تفاوت معنادار بین گروه های هیپنوتیزم پذیری

ویژگی	P-value
ترکیب خطی بعد هیگوچی چهارده IMF اول سیگنال در کانال ۱۱ (C3)	$1.61e-005 < 0.01 \rightarrow$ تفاوت بین گروه ها معنادار است
ترکیب خطی بعد هیگوچی چهارده IMF اول سیگنال در کانال ۱۲ (T3)	$3.05e-006 < 0.01 \rightarrow$ تفاوت بین گروه ها معنادار است
ترکیب خطی بعد هیگوچی چهارده IMF اول سیگنال در کانال ۱۳ (T6)	$3.78e-007 < 0.01 \rightarrow$ تفاوت بین گروه ها معنادار است

با توجه به نتایج ثبت شده در جدول ، ترکیب خطی بعد هیگوچی چهارده IMF اول سیگنال در کانال ۱۳ (T6) می تواند بین سه گروه هیپنوتیزم پذیری تفاوت معنادارتری را ایجاد کند.

سپس بررسی شده است که آیا القای هیپنوتیزم اثر معناداری بر روی ویژگی های انتخاب شده دارد یاخیر؟ این بررسی به کمک آزمون t با نمونه های جفت، بر روی داده های مربوط به ویژگیهای انتخاب شده، در ابتدا و انتهای القای هیپنوتیزم انجام شده است. در این آزمون فرض صفر با سطح معناداری بالا تر از ۰،۰۵ قبول می شود و حاکی از این واقعیت است که القای هیپنوتیزم اثر معناداری بر روی ویژگی های انتخاب شده ندارد.

۴،۴،۴. استخراج پارامتر خود شباهت^۱ به کمک روش DFA^۲ درامواج مختلف مغزی

پارامتر خود شباهت یا نمای اسکیلینگ^۳ یک پارامتر مهم در توصیف همبستگی ها و شباهت های زمانی طولانی مدت در دنباله هایی با طول محدود به شمار می رود. زمانی که خصوصیات استاتیکی یک سری زمانی، در زیر سری های اسکیل شده ی خودش ثابت باشد، آن سری خود شبیه نامیده می شود که به صورت زیر توصیف می شود:

$$y(t) \equiv a^d y\left(\frac{t}{a}\right) \quad (۴-۶)$$

در این رابطه $d \equiv$ نمایش دهنده ی یکسان بودن خصوصیت های آماری در دو سری زمانی است. نمای α ، پارامتر خود شباهت یا نمای اسکیلینگ نامیده می شود که در نتیجه آنالیز نوسانات (DFA) بدست می آید [۱۳].

نحوه محاسبه ی پارامتر خود شباهت یا نمای اسکیلینگ به کمک روش DFA به این صورت است که از سری زمانی کران دار ($x_t, t \in N$) دریافت شده، به صورت زیر انتگرال گیری می شود تا X_t بدست آید:

^۱ self-similarity

^۲ Detrended Fluctuation Analysis

^۳ scaling exponent

$$X_t = \sum_{i=1}^t (x_i - \langle x_i \rangle) \quad (۶-۴)$$

سری X_t حاصله، جمع انباشته نامیده می شود. سپس X_t به پنجره های زمانی با طول L نمونه تقسیم می شود و با استفاده از روش مینیمم کردن مربعات، یک خط راست، (X_b) ، بر داده های مربوط به هر پنجره برازش می شود (گرایش محلی داده ها).

سپس $F_b(L)$ به صورت واریانس نوسانات $\{X_t\}$ از خط X_b در پنجره b ام تعریف می شود [۱۳۴]:

$$F_b(L) = \frac{1}{L} \sum_{i=(b-1)L+1}^{bL} (\{X_i\} - X_b)^2 \quad (۷-۴)$$

به این ترتیب ترند^۱ محلی در پنجره b ام اندازه گیری می شود. سپس ریشه ی میانگین $F_b(L)$ بدست آمده در کل پنجره ها محاسبه می شود [۱۳۴]:

$$F(L) = \sqrt{\frac{1}{B} \sum_{b=1}^B F_b(L)} \quad (۸-۴)$$

که در این رابطه B تعداد پنجره های در نظر گرفته شده در طول سیگنال است. حذف ترند یا همان انحراف خط پایه ی سیگنال با اندازه گیری نوسانات بر روی کل سیگنال و با در نظر گرفتن سائزهای مختلفی از L تکرار می شود و نمودار $\log(L)$ بر حسب $\log(F(L))$ تشکیل می شود. خط مستقیمی که رابطه ی بین $\log(L)$ بر حسب $\log(F(L))$ را در این نمودار نشان می دهد، نمایانگر خود شباهت آماری است که به صورت $F(L) \propto L^\alpha$ بیان می شود. نمای اسکالینگ یا پارامتر خود شباهت α ، برابر با شیب خط مستقیمی است که با استفاده از تقریب حداقل مربعات بر نمودار بدست آمده از رسم $\log(L)$ بر حسب $\log(F(L))$ ، برازش می شود. پارامتر خود شباهت α می تواند مقادیر مختلفی داشته باشد [۱۳۲-۱۳۴ و ۱۳].

- $\alpha < 1/2$: ضد همبسته
- $\alpha \approx 1/2$: غیر همبسته، نویز سفید
- $\alpha > 1/2$: همبسته
- $\alpha \approx 1$: نویز $1/f$ ، نویز صورتی
- $\alpha > 1$: غیر ایستا، رندم واک، بیکران
- $\alpha \approx 3/2$: نویز برونین

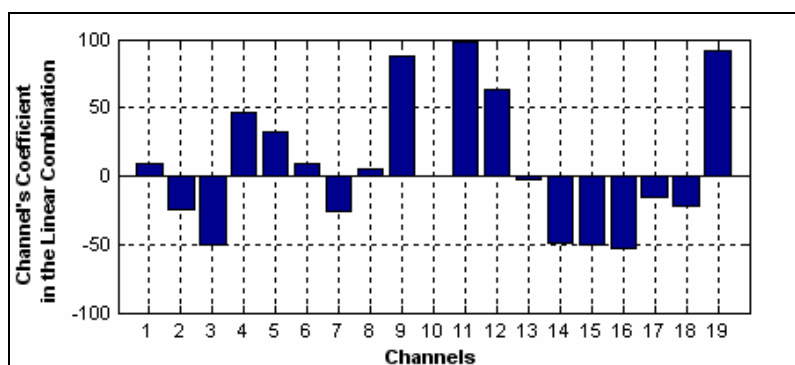
محققین با به کارگیری این روش (DFA) و استخراج پارامتر خود شباهت از روی کل سیگنال EEG هیپنوتیزم، روابط معناداری بین تغییرات این پارامتر و حالت هیپنوتیزم، پیدا نموده اند [۱۳]. گروهی دیگر از محققین با استخراج همبستگی های زمانی دراز مدت در طول نوسانات آلفا و بتا، به بررسی تاثیر سطح هیجان و قابلیت اطمینان تست های روانشناسی پرداخته اند [۱۳۵].

در این بخش مقدار پارامتر خود شباهت α در پنجره های زمانی ۳ دقیقه ای به کمک روش ارائه شده محاسبه می شود.^۲ قابل ذکر است که در اینجا به جای انجام محاسبات بر روی کل سیگنال EEG، ابتدا سیگنال EEG به کمک تبدیل EMD و تبدیل هانگ-هیلبرت، به امواج مختلف مغزی (دلتا،

^۱ trend

^۲ کدهای حاصل از پیاده سازی این روش در محیط مطلب از مرجع ۱۳۴ با کسب اجازه گرفته شده است.

تتا، آلفا، بتا، گاما) تجزیه و مقدار پارامتر α برای هر باند فرکانسی جداگانه محاسبه می شود. به بیان دیگر همبستگی های زمانی در طول هر باند فرکانسی جداگانه بررسی می شود. بعد از محاسبه مقدار پارامتر خود شباهت یا اسکیلینگ در هر باند فرکانسی، به کمک آزمون ANOVA مشخص گردید که با در نظر گرفتن این ویژگی در آخرین پنجره زمانی از سیگنال EEG، در هر باند فرکانسی، هیچ کانالی به تنهایی نمی تواند تفاوت معناداری در بین هر سه گروه هیپنوتیزم پذیری ایجاد نماید. سپس به کمک آزمون MANOVA استفاده همزمان از این ویژگی در کانالهای مختلف در جداسازی گروه ها بررسی گردید. نتایج نشان می داد استفاده همزمان از ۱۹ کانال و یا ترکیبات خطی مختلف بدست آمده در باند دلتا، قادر به ایجاد تفاوت معنادار در بین گروه ها نمی باشد. در باند تتا، یک ترکیب خطی از متوسط پارامتر خود شباهت یا اسکیلینگ (α) در سه دقیقه آخر EEG هیپنوتیزم در ۱۹ کانال می تواند با سطح معناداری ($p\text{-value}=9.08e-013$)، بین سه گروه هیپنوتیزم پذیری تفاوت معنادار ایجاد کند. همانطوری که بیان شد در ترکیب خطی بدست آمده تمامی کانال ها شرکت داده شده اند. در ادامه مشابه با بحث های انجام شده در بخش ۲، ۱، ۴، ۴، بررسی شده است که کدام کانالها نقش بیشتری در این ترکیب خطی داشته اند و آیا می توان با حذف کانال هایی با اثر ناچیز، تعداد کانالها را در ایجاد ترکیب خطی کاهش داد یا خیر؟ شکل ۶، ۴ میزان ضرایب مربوط به هر کانال را در ایجاد ترکیب خطی ذکر شده نشان می دهد.



شکل ۶، ۴: میزان ضرایب مربوط به هر کانال در ترکیب خطی بدست آمده از میزان پارامتر خود شباهت در باند تتا

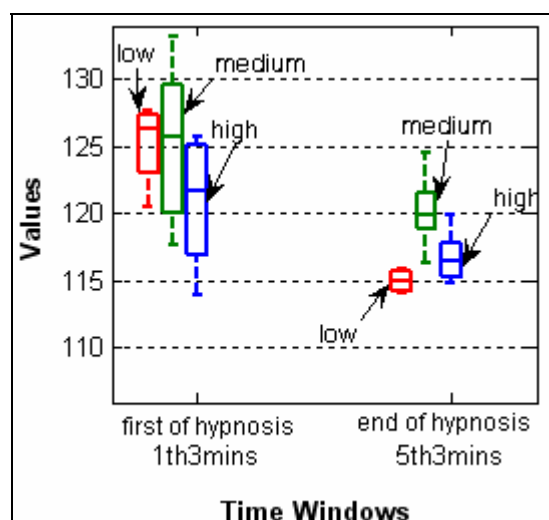
با توجه به این شکل مشاهده می شود که بعضی از کانال ها (برای مثال کانال های ۱۰ و ۱۳) دارای ضرایب بسیار ناچیز هستند. در ادامه به ترتیب کانالهایی با ضرایب ناچیز، از ترکیب خطی حذف شده اند و ترکیب خطی بدست آمده مجددا جهت ایجاد تفاوت معنادار بین گروه ها، مورد آزمون قرار گرفته شده است. نتایج حاصله در جدول زیر آورده شده است.

جدول ۸، ۴: نتایج حاصل از آزمون ANOVA در بررسی ترکیبات خطی جدید با حذف کانالهای مختلف در ایجاد تفاوت معنادار بین گروه های مختلف هیپنوتیزم پذیری (به ازای میزان پارامتر خود شباهت در باند تتا)

کانال هایی که در ایجاد ترکیب خطی شرکت داشته اند	p-value
تمامی ۱۹ کانال	9.08e-013
تمامی کانالها با حذف کانالهای ۱۰ و ۱۳	9.49e-013
تمامی کانالها با حذف کانالهای ۱۰، ۱۳ و ۸، ۶، ۱	4.11e-012
تمامی کانالها با حذف کانالهای ۱۰، ۱۳ و ۸، ۶، ۱ و ۱۷، ۱۸، ۲	2.40e-010
تمامی کانالها با حذف کانالهای ۱۰، ۱۳ و ۸، ۶، ۱ و ۱۷، ۱۸، ۲، ۵، ۴	4.48e-007
همپوشانی بین گروه ها زیاد شده است	

با توجه به نتایج این جدول مشاهده می شود که ترکیب خطی بدست آمده از پارامتر خود شباهت در ۱۱ کانال (۳، ۴، ۵، ۷، ۱۵، ۳، ۱۶، ۱۲، ۹، ۱۹ و ۱۱) میتواند به جای ترکیب خطی تمامی کانال ها، جهت ایجاد تفاوت معنادار بین گروه های هیپنوتیزم پذیری مورد استفاده قرار بگیرد. بررسی ها نشان می دهد که این کانالها که بیشترین تاثیر را در ایجاد ترکیب خطی مورد نظر داشته اند، به سمت ناحیه خاصی از مغز تجمع نداشته اند.

سپس به کمک آزمون t با نمونه های جفت به بررسی اثر القای هیپنوتیزم بر روی این ویژگی (ترکیب خطی جدید بدست آمده) پرداخته شده است. فرض صفر در این آزمون با سطح معناداری $4.8e-005$ رد می شود و نشان می دهد که این ویژگی در انتهای القای هیپنوتیزم (۳ دقیقه انتهایی EEG هیپنوتیزم) نسبت به ابتدای آن (۳ دقیقه ابتدایی EEG هیپنوتیزم) تغییرات معناداری دارد (کاهش ویژگی در انتهای القای هیپنوتیزم نسبت به ابتدا). قابل ذکر است که برای محاسبه ترکیب خطی پارامتر خود شباهت در کانالهای ذکر شده، در پنجره ای ابتدایی، از همان ضرایب بدست آمده در پنجره آخر القا استفاده شده است. شکل ۷،۴ نمودار مستطیلی حاصل از تغییرات ویژگی ترکیب خطی پارامتر خود شباهت در باند تتا در کانالهای ۱۵، ۳، ۱۶، ۱۲، ۹، ۱۹ و ۱۱ در ابتدا و انتهای القای هیپنوتیزم نشان می دهد.



شکل ۷،۴: نمودار مستطیلی حاصل از تغییرات ویژگی ترکیب خطی پارامتر خود شباهت در باند تتا در کانالهای ۱۵، ۳، ۱۶، ۱۲، ۹، ۱۹ و ۱۱ در ابتدا و انتهای القای هیپنوتیزم در پنجره های زمانی ۳ دقیقه ای در گروه های مختلف هیپنوتیزم پذیری

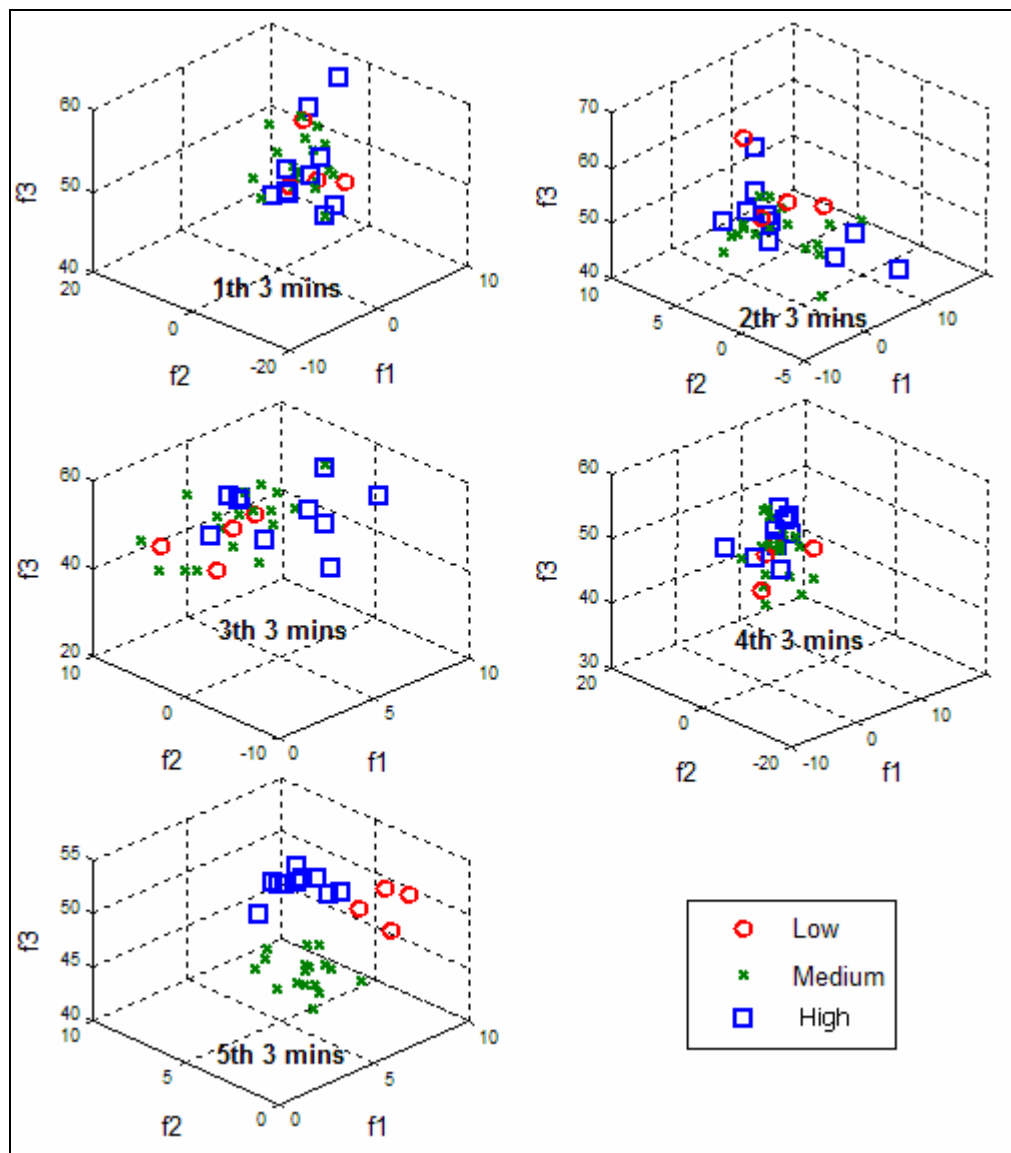
همانطوری که از این شکل مشاهده می شود، میزان ترکیب خطی بدست آمده در انتهای القای هیپنوتیزم نسبت به ابتدای آن در هر سه گروه هیپنوتیزم پذیری کاهش پیدا کرده است. معنادار بودن این کاهش نیز توسط آزمون t با نمونه های جفت بررسی گردید. به این ترتیب با توجه به این امر که عمق هیپنوتیزم در انتهای القا نسبت به ابتدای آن افزایش می یابد، در اینجا می توان نتیجه گرفت که کاهش این ترکیب خطی می تواند نشانه ای از افزایش عمق هیپنوتیزم باشد (درنتایج بدست آمده از شکل ۷،۴ باید در نظر داشت که ویژگی در نظر گرفته شده ترکیب خطی مقدار پارامتر خود شباهت در تعدادی از کانالهای مغزی است، بنابراین دیگر مفاهیم مربوط به مقادیر مختلف پارامتر خود شباهت، در این ترکیب خطی وجود نخواهد داشت).

در باند آلفا یک ترکیب خطی از این ویژگی در ۱۹ کانال در سه دقیقه آخر القای هیپنوتیزم، می تواند با سطح معناداری $1.8675e-011$ گروه هیپنوتیزم پذیر متوسط را از دو گروه دیگر جدا کند ولی نمی تواند بین سه گروه هیپنوتیزم پذیری تفاوت معنادار ایجاد کند.

در باند بتا یک ترکیب خطی از این ویژگی در ۱۹ کانال در سه دقیقه آخر القای هیپنوتیزم، می تواند با سطح معناداری $1.1473e-007$ گروه هیپنوتیزم پذیر بالا را از دو گروه دیگر جدا کند، ولی نمی تواند بین سه گروه هیپنوتیزم پذیری تفاوت معنادار ایجاد کند.

در باند گاما یک ترکیب خطی از این ویژگی در ۱۹ کانال در سه دقیقه آخر القای هیپنوتیزم، می تواند با سطح معناداری $7.1332e-008$ گروه هیپنوتیزم پذیر متوسط را از دو گروه دیگر جدا کند ولی نمی تواند بین سه گروه هیپنوتیزم پذیری تفاوت معنادار ایجاد کند.

در ادامه استفاده همزمان از این سه ویژگی در جداسازی سه گروه هیپنوتیزم پذیری بررسی گردید. نتیجه بدست آمده حاکی از آن است که استفاده همزمان می تواند با سطح معناداری $0.3289e-005$ بین سه گروه تفاوت معناداری ایجاد نماید. در شکل ۸,۴ نمودار پراکندگی توزیع سه گروه هیپنوتیزم پذیری با در نظر گرفتن این سه ویژگی در طول القای هیپنوتیزم رسم شده است.



شکل ۸،۴: نمودار پراکندگی حاصل از توزیع سه گروه هیپنوتیزم پذیری به ازای ۳ ویژگی ترکیب خطی پارامتر خود شباهت در ۱۹ کانال در باند گاما (f_1)، باند آلفا (f_2) و باند بتا (f_3) در طول پنجره های زمانی ۳ دقیقه ای

با توجه به نمودار بالا مشاهده می شود که با در نظر گرفتن این سه ویژگی به طور همزمان، سه گروه هیپنوتیزم پذیری در ۱۲ دقیقه ابتدای القای هیپنوتیزم با هم همپوشانی داشته و در ۳ دقیقه آخر که هر سه گروه تقریباً به عمق نهایی خود رسیده اند، با این سه ویژگی از هم متمایز می شوند.

۵،۴،۴. آنتروپی EMD^۱

ویژگی دیگری که با ویژگی های فرکتال سنخیت دارد آنتروپی است. ایده آنتروپی اولین بار در ترمودینامیک مطرح شد ولی با توجه به قابلیت های آن در دیگر شاخه های مهندسی نیز استفاده می شود [۵]. برای محاسبه آنتروپی روش های مختلفی وجود دارد. در اینجا از الگوریتم EMD برای محاسبه آنتروپی استفاده شده است که آنرا آنتروپی EMD می نامند.

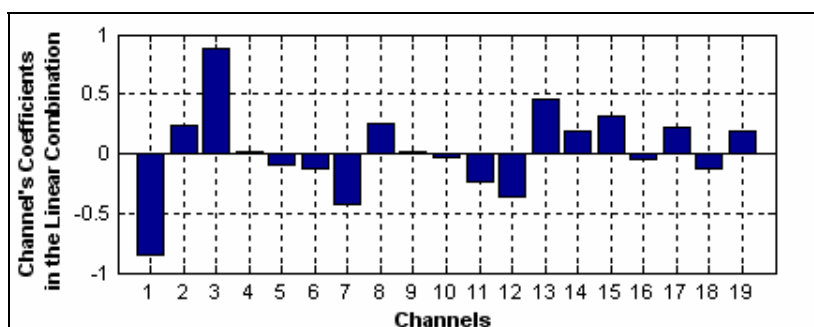
^۱ EMD entropy

برای محاسبه آنتروپی EMD، ابتدا سیگنال $x(t)$ به کمک تبدیل EMD به n مولفه (IMF) و یک مقدار باقیمانده r_n تجزیه می شود. انرژی هر کدام از IMF ها به ترتیب با E_1, E_2, \dots, E_n نمایش داده می شود. از آنجائیکه IMF ها در بردارنده مولفه های فرکانسی مختلف هستند، توزیع $E = \{E_1, E_2, \dots, E_n\}$ ، یک توزیع از انرژی را در محدوده فرکانسی سیگنال مورد نظر، $x(t)$ ، تشکیل می دهد. سپس آنتروپی انرژی EMD به صورت زیر تعریف می شود [۱۳۶]:

$$H_{EN} = - \sum_{i=1}^n p_i \log p_i \quad (9-4)$$

که در این رابطه $p_i = E_i / E$ ، نسبت انرژی i امین IMF به انرژی کل سیگنال $E = \sum_{i=1}^n E_i$ است. در این بخش آنتروپی در بازه های زمانی سه دقیقه ای در هر کانال محاسبه شده و به عنوان ویژگی در نظر گرفته شده است. نتایج حاصل از بررسی این ویژگی در سه دقیقه ای انتهایی EEG هیپنوتیزم به کمک آزمون ANOVA نشان می دهد که این ویژگی در هر کانال به تنهایی نمی تواند جدا کننده سه گروه هیپنوتیزم پذیری از هم باشد. در ادامه استفاده همزمان از این ویژگی در همه کانالها جهت جداسازی گروه ها با آزمون MANOVA بررسی گردید. نتایج حاصل از این بررسی نشان می داد که یک ترکیب خطی از این ویژگی، در تمام کانالها قادر به رد فرض صفر می باشد. در این آزمون فرض صفر با سطح معناداری $5.4e-013$ رد می شود و نشان می دهد که ترکیب خطی آنتروپی تمامی کانالها، در ۳ دقیقه انتهایی EEG هیپنوتیزم، می تواند به طور معناداری سه گروه هیپنوتیزم پذیری را از هم متمایز کند.

همانند بحث های قبلی، مجدداً با بررسی ضرایب مربوط به هر کانال در ترکیب خطی بدست آمده، کانالهایی که وجود آنها نقش چندان موثری در ترکیب خطی ایجاد شده ندارند، حذف شده اند. در شکل ۹،۴ ضرایب مربوط به هر کانال را در این ترکیب خطی آورده شده است. جدول ۹،۴ نتیجه آزمون ترکیبات خطی مختلف با حذف کانالهایی با ضرایب ناچیز را نشان می دهد.



شکل ۹،۴: میزان ضرایب مربوط به هر کانال در ترکیب خطی بدست آمده از میزان آنتروپی در ۳ دقیقه انتهایی سیگنال

جدول ۹،۴: نتایج حاصل از آزمون ANOVA در بررسی ترکیبات خطی جدید با حذف کانالهای مختلف در ایجاد تفاوت معنادار بین گروه های مختلف هیپنوتیزم پذیری (به ازای میزان آنتروپی)

کانال هایی که در ایجاد ترکیب خطی شرکت داشته اند	p-value
تمامی ۱۹ کانال	5.40e-013
تمامی کانالها با حذف کانالهای ۴ و ۹	7.59e-013
تمامی کانالها با حذف کانالهای ۴، ۹ و ۱۰، ۱۶	1.58e-012
تمامی کانالها با حذف کانالهای ۴، ۹ و ۱۰، ۱۶ و ۵، ۶، ۱۸	1.86e-007
همپوشانی گروه ها زیاد می شود	

با توجه به نتایج ثبت شده در جدول ۹،۴ ترکیب خطی آنتروپی (متوسط آنتروپی در ۳ دقیقه آخر EEG هیپنوتیزم)، با حذف کانال های ۴، ۹، ۱۰ و ۱۶ نیز می تواند ویژگی مناسبی جهت تعیین میزان هیپنوتیزم پذیری به شمار رود.

حال بررسی می شود که آیا القای هیپنوتیزم اثر معناداری بر روی ویژگی بدست آمده دارد یاخیر؟ این بررسی به کمک آزمون t با نمونه های جفت انجام شده است. نتایج حاصل از این آزمون نشان می دهد که در این ویژگی، در ابتدا و انتهای القای هیپنوتیزم تفاوت معناداری دیده نمی شود.

۶،۴،۴. متوسط وابستگی فاز^۱ (میزان همزمانی فاز بین کانالها)

متوسط وابستگی فاز شاخصی برای اندازه گیری وقوع همزمانی فاز بین دو سیگنال است. این شاخص توسط رابطه زیر محاسبه می شود [۱۳۷]:

$$R_{n,m}^2 = \langle \cos \Psi_{n,m}(t) \rangle^2 + \langle \sin \Psi_{n,m}(t) \rangle^2 \quad (10-4)$$

$$\Psi_{n,m}(t) = (n\Phi^{(1)}(t) - m\Phi^{(2)}(t)) \bmod 2\pi \quad n, m \in Z$$

که در این رابطه $\Phi^{(i)}(t)$ نشان دهنده فاز i امین سری زمانی است و $\Psi_{n,m}(t)$ میزان اختلاف فاز به ازای مقادیر صحیح n و m داده شده، می باشد. اگر قفل شدگی فاز برای دو مقدار صحیح m و n واقع شود، این پدیده به عنوان قفل فازی n:m مطرح می شود.

برای تشخیص وقوع همزمانی فاز در سیگنال های گرفته شده از کانال ها، از شاخص متوسط وابستگی فاز ($R_{1:1}$ در رابطه) استفاده شده است. هرچه این مقدار به یک نزدیک تر شود، نشان دهنده افزایش همزمانی بین فازهای دو سیگنال است. دو نمونه مطالعه که اخیراً محققین در آن از این ویژگی استفاده نموده اند، تشخیص و پیشبینی صرع [۱۳۷ و ۱۲۴] و بررسی واکنشهای مختلف به تحریکات ایجاد شده توسط دو فیلم مثبت و منفی [۱۳۸] می باشد.

در این بخش قصد داریم با محاسبه این ویژگی، میزان وقوع همزمانی فاز را در بین کانالهای مختلف مورد بررسی قرار دهیم^۲. محاسبه شاخص همزمانی فاز به کمک الگوریتم EMD انجام می شود. برای این منظور ابتدا سیگنال توسط تبدیل EMD تجزیه و به کمک تبدیل هانگ-هیلبرت امواج مختلف مغزی (دلتا، تتا، آلفا، بتا، گاما)، از سیگنال گرفته شده از هر کانال استخراج شده است. در هر باند فرکانسی مقدار $R_{1:1}$ به ازای هر دو ترکیب ممکن از ۱۹ کانال موجود در پنجره های زمانی ۳ دقیقه ای محاسبه شده است. به این ترتیب به ازای هر باند فرکانسی، در هر پنجره ای زمانی، برداری از ویژگی با ۱۷۱ مولفه^۳ ایجاد می شود. در ادامه باید توانایی این بردار ۱۷۱ مولفه ای در پنجره آخر القای هیپنوتیزم (۳ دقیقه آخر EEG هیپنوتیزم)، جهت ایجاد تفاوت معنادار بین گروه ها بررسی شود.

به منظور کاهش این ۱۷۱ مولفه، در هر باند فرکانسی ابتدا به کمک آزمون ANOVA توانایی هر مولفه (مقدار $R_{1:1}$ در هر ترکیب دو تایی از کانالها) در ایجاد تفاوت بین گروه ها بررسی شده است.

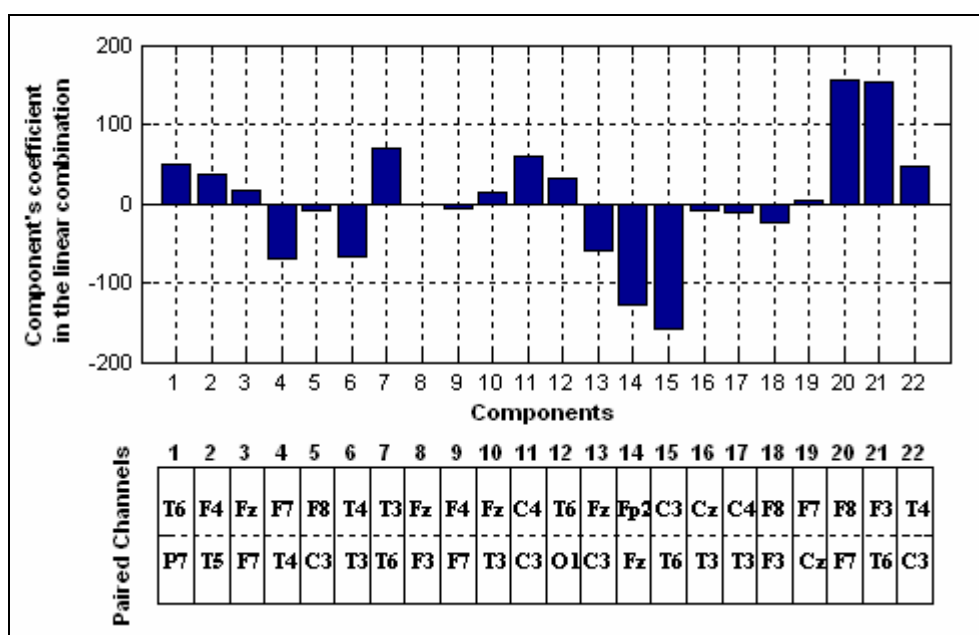
^۱ mean phase coherence

^۲ کدهای حاصل از پیاده سازی این روش در محیط مطلب از مرجع ۱۲۴ با کسب اجازه گرفته شده است.

^۳ با وجود ۱۹ کانال، ۱۷۱ ترکیب دو تایی از این کانالها وجود دارد که باید وقوع همزمانی فاز در بین آنها بررسی شود.

سپس مولفه هایی بیشترین تفاوت معنادار را بین گروه ها ایجاد می کردند^۱، انتخاب شده و به جای استفاده از تمام ۱۷۱ مولفه، فقط از همین مولفه ها استفاده گردید و در ادامه به کمک آزمون MANOVA استفاده همزمان از مولفه های انتخاب شده، جهت امکان ایجاد تفاوت در بین گروه ها بررسی گردید.

نتایج حاصل از آزمون نشان می داد که این ویژگی در هیچکدام باندهای تتا، آلفا، بتا و گاما نمی تواند، هر سه گروه هیپنوتیزم پذیری را به طور معناداری از هم جدا کند. ولی در باند دلتا از بین این ۱۷۱ مولفه، به کمک آزمون ANOVA، ۲۲ مولفه انتخاب شد^۲ و توسط آزمون MANOVA مشخص گردید که یک ترکیب خطی از این ۲۲ مولفه می تواند تفاوت معناداری را در بین گروه های هیپنوتیزم پذیری ایجاد کند. ضرایب مربوط به ترکیب خطی این ۲۲ مولفه در شکل زیر نمایش داده شده است.



شکل ۱۰.۴: میزان ضرایب مربوط ترکیب خطی ۲۲ مولفه (همزمانی فاز بین دو کانال در ۳ دقیقه انتهایی سیگنال)

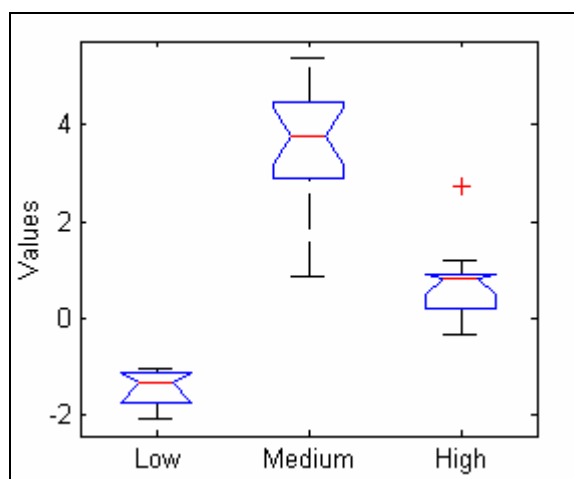
با توجه به این شکل مشاهده می شود که از بین این ۲۲ مولفه، ضریب مربوط به بعضی از مولفه ها، برای مثال ضریب همزمانی فاز بین دو جفت کانال (Fz, F3) بسیار ناچیز است. در ادامه بررسی شده است که آیا حذف مولفه هایی با ضرایب ناچیز، تغییری در توانایی ترکیب خطی جدید در ایجاد تمایز بین سه گروه هیپنوتیزم پذیری دارد یا خیر؟ نتایج حاصل از این بررسی در جدول ۱۰.۴ آورده شده است.

^۱ مولفه هایی که به ازای آنها مقدار p-value در رد فرض صفر (عدم وجود تفاوت بین گروه ها) از ۰.۰۰۷ کمتر بود. با توجه به شکل ۱۰.۴ در این ۲۲ مولفه تمامی کانالهای مغزی به جز کانالهای FP1, O2, P3, P4, Pz وجود دارند.

جدول ۱۰.۴: نتایج حاصل از آزمون ANOVA در بررسی ترکیبات خطی جدید با حذف مولفه های مختلف در ایجاد تفاوت معنادار بین گروه های مختلف هیپنوتیزم پذیری (به ازای میزان همزمانی فاز)

p-value	کانال هایی که در ایجاد ترکیب خطی شرکت داشته اند
8.60e-011	تمامی ۲۲ مولفه ^۱
1.4e-010	تمامی مولفه ها با حذف مولفه های ۸، ۱۹
2e-010	تمامی مولفه ها با حذف مولفه های ۸، ۱۹ و ۹
همپوشانی دو تا از گروه ها زیاد می شود	
^۱ کانالهای موجود در این ۲۲ مولفه در شکل ۱۰.۴ آورده شده است. در این ۲۲ مولفه کانالهای موجود در ناحیه ی آهیانه ای مغز و همچنین کانالهای Fp1 و O2 وجود ندارند.	

با توجه به نتایج ثبت شده در جدول بالا، با حذف دو مولفه ۸ (همزمانی فاز بین کانال های F3, Fz) و مولفه ۱۹ (همزمانی فاز بین کانال های F7, Cz) تغییری در میزان تمایز معنادار بین سه گروه هیپنوتیزم پذیری ایجاد نمی شود، به این ترتیب تعداد این مولفه ها از ۲۲ به ۲۰ مولفه کاهش می یابد. نمودار مستطیلی حاصل از توزیع سه گروه هیپنوتیزم پذیری به ازای این ترکیب خطی جدید (ترکیب خطی همزمانی فاز بین ۲۰ جفت کانال مغزی)، در شکل زیر نشان داده شده است و حاکی از آن است که به کمک این ترکیب خطی، سه گروه هیپنوتیزم پذیری به خوبی از هم جدا شده اند.



شکل ۱۱.۴: نمودار مستطیلی حاصل از توزیع سه گروه هیپنوتیزم پذیری به ازای ویژگی استخراج شده بر اساس میزان همزمانی فاز بین ۲۰ زوج ترکیب از ۱۹ کانال ثبت شده در باند دلتا در ۳ دقیقه آخر القای هیپنوتیزم

با در ادامه به کمک آزمون t با نمونه های جفت بررسی شده است که آیا القای هیپنوتیزم نیز بر روی این ویژگی جدید اثر معناداری دارد یا خیر؟ در این آزمون فرض صفر با سطح معناداری ۰.۵۸۴۳ قبول گردید. به بیان دیگر القای هیپنوتیزم اثر معناداری بر روی این ویژگی ندارد.

۷.۴.۴. شباهت های مکانی در کانالهای متقابل در دو نیمکره مغزی

مطالعات انجام گرفته بر روی شباهت های موجود بین سیگنالهای گرفته شده از کانالهای مختلف نشان داده است که این شباهت ها در فعالیت های مختلف مغزی، تفاوت های معناداری دارد

[۱۳۹ و ۱۴۰]. شباهت های مکانی سیگنالهای مغزی ($SSBP^1$) به کمک محاسبه ضریب وابستگی^۲ بین دو سیگنال گرفته شده از دو کانال مختلف، اندازه گیری می شود. در این بخش شباهت های مکانی بین کانالهای متقابل در دو نیمکره چپ و راست در باندهای فرکانسی مختلف بررسی و به عنوان یک ویژگی، توانایی آن در جداسازی گروه های مختلف هیپنوتیزم پذیری، در انتهای القای هیپنوتیزم ارزیابی می شود. برای این منظور ابتدا سیگنالهای گرفته شده از هر کانال به کمک تبدیل EMD و هیلبرت به باندهای فرکانسی مختلف تجزیه می شود. سپس در هر باند فرکانسی، شباهت های مکانی بین کانالهای متقابل در چپ و راست مغز، از طریق محاسبه ضریب وابستگی اندازه گیری می شود. قابل ذکر است که این محاسبات بر روی سیگنال هیپنوتیزم، در ۳ دقیقه انتهایی القای هیپنوتیزم اجرا می شود. در انتها به کمک آزمون ANOVA توانایی این ویژگی در جداسازی گروه های هیپنوتیزم پذیری بررسی شده که نتایج حاصله در جدول ۱۱،۴ آورده شده است.

¹ Spatial Synchronization of Brain Potentials

² correlation coefficient

جدول ۱۱.۴: بررسی توانایی ویژگی شباهت مکانی بین کانالهای متقابل در دو نیمکره مغز در باندهای فرکانسی مختلف در ایجاد تفاوت معنادار بین گروه های مختلف هیپنوتیزم پذیر در آخرین پنجره زمانی القای هیپنوتیزم

وضعیت فرض صفر	سطح معناداری در آزمون ANOVA	باند فرکانسی	کانالهای متقابل
رد	0.0024*	باند دلتا	FP1-FP2
رد	3.33e-004*	باند تتا	
رد	0.01*	باند آلفا	
قبول	0.29	باند بتا	
قبول	0.84	باند گاما	
رد	0.0286*	باند دلتا	F7-F8
رد	0.0313*	باند تتا	
رد	0.0343*	باند آلفا	
قبول	0.729	باند بتا	
قبول	0.977	باند گاما	
رد	0.0296*	باند دلتا	F3-F4
رد	0.0083*	باند تتا	
قبول	0.0879	باند آلفا	
قبول	0.546	باند بتا	
قبول	0.592	باند گاما	
قبول	0.0718	باند دلتا	T3-T4
قبول	0.0762	باند تتا	
قبول	0.0558	باند آلفا	
قبول	0.2574	باند بتا	
قبول	0.5346	باند گاما	
رد	0.0493	باند دلتا	C3-C4
قبول	0.0746	باند تتا	
قبول	0.1551	باند آلفا	
قبول	0.4119	باند بتا	
قبول	0.378	باند گاما	
قبول	0.1909	باند دلتا	T5-T6
قبول	0.1485	باند تتا	
قبول	0.131	باند آلفا	
قبول	0.498	باند بتا	
قبول	0.32	باند گاما	
قبول	0.1197	باند دلتا	P3-P4
قبول	0.2449	باند تتا	
قبول	0.385	باند آلفا	
قبول	0.684	باند بتا	
قبول	0.626	باند گاما	
قبول	0.254	باند دلتا	O1-O2
قبول	0.699	باند تتا	
قبول	0.846	باند آلفا	
قبول	0.615	باند بتا	
قبول	0.98	باند گاما	

نتایج ثبت شده در جدول ۱۱،۴ نشان می دهد که شباهت مکانی در بعضی از کانالهای متقابل در دو نیمکره مغز، در باندهای فرکانسی پایین تر (دلتا، تتا، آلفا) توانایی ایجاد تفاوت معنادار بین گروه های مختلف هیپنوتیزم پذیر را دارد (ردیف های ستاره دار در جدول ۱۱،۴). سپس با در نظر گرفتن توزیع سه گروه هیپنوتیزم پذیری بررسی شده است که آیا تفاوت معنادار ایجاد شده بین هر سه گروه هیپنوتیزم پذیری است یا خیر؟

نتایج حاصل از این بررسی نشان می داد که در هیچ یک از موارد (ردیف های ستاره دار در جدول ۱۱،۴)، هر سه گروه هیپنوتیزم پذیری از هم جدا نمی شود (تنها گروه هیپنوتیزم پذیر بالا از دو گروه دیگر جدا می شود). آزمون MANOVA نیز نشان می دهد که استفاده همزمان از شباهت مکانی

این کانالها نیز نمی تواند تفاوت معناداری بین هر سه گروه هیپنوتیزم پذیری ایجاد نماید. همچنین هیچ ترکیب خطی از این جفت کانالها، که بتواند هر سه گروه را از هم به طور معنادار متمایز کند، یافت نشد.

۸.۴.۴. فرکانس موضعی وزن یافته

همانطوری که قبلا هم اشاره شد، بعد از اعمال تبدیل هیلبرت بر روی هر کدام از IMF های بدست آمده از تبدیل EMD، $C_j(t)$ ، یک سری از فرکانسهای لحظه ای $IF_j(t)$ و دامنه های لحظه ای $A_j(t)$ تخمین زده می شود. به این ترتیب فرکانسهای (به همراه دامنه هر فرکانس) که در هر لحظه از زمان سازنده سیگنال هستند را خواهیم داشت. بررسی طیف زمان-فرکانس-دامنه ی هر سیگنال نشان می دهد که در هر لحظه از زمان، بعضی از فرکانسها دارای دامنه ی بیشتری نسبت به بقیه ی فرکانسهای موجود هستند. این مسئله حاکی از آن است که در هر لحظه از زمان بعضی از فرکانسها نسبت به بقیه، در سیگنال غالب تر هستند. با میانگین گیری ساده از فرکانسهای موجود در هر لحظه از زمان، متوسطی از فرکانسهای موجود در هر لحظه را بدون توجه به فرکانسهای غالب خواهیم داشت. برای حل این مشکل هنگام میانگین گیری باید فرکانسهایی که دارای دامنه بیشتر هستند، یک وزن (ضریب) بزرگتر داشته باشند، تا نقش آنها در فرکانس متوسط بیشتر شود. در این بخش وزن هر فرکانس لحظه ای، دامنه ی لحظه ای (دامنه ی مربوط به هر فرکانس) در نظر گرفته شده است. به این ترتیب هر فرکانس لحظه ای، متناسب با دامنه اش وزن می گیرد. با استفاده از سری فرکانس و دامنه ی لحظه ای هر IMF، فرکانس لحظه ای وزن یافته به صورت زیر تعریف می شود:

$$WIF(t) = \sum_{j=1}^n A_j(t) IF_j(t) / \sum_{j=1}^n A_j(t) \quad (۱۱-۴)$$

در رابطه (۱۲-۴)، n تعداد IMF هایی است که از سیگنال ثبت شده از یک کانال بدست آمده است. $A_j(t)$ و $IF_j(t)$ یک سری از دامنه ها و فرکانسهای لحظه ای است که از هر IMF بدست آمده اند و $WIF(t)$ مجموعه ای از فرکانسهای لحظه ای وزن یافته از یک سیگنال است. محققین از این ویژگی برای بررسی تغییرات فرکانسی صداهای غیرعادی دیاستولیک بعد از آنژیوپلاستی استفاده کرده اند [۸۴]. در مطالعه حاضر از این ویژگی در پنجره های زمانی ۳ دقیقه ای میانگین گرفته شده است. با میانگین گیری از این فرکانسهای لحظه ای در یک دوره ای از زمان، فرکانس موضعی یا محلی^۱ (RF) بدست می آید.

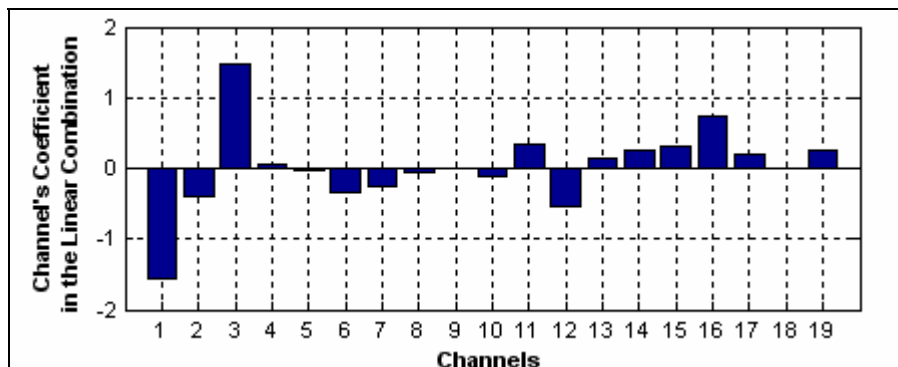
$$RF = \sum_{t=t'}^{t'+T} WIF(t) \quad (۱۲-۴)$$

در این رابطه RF متوسط فرکانس لحظه ای در پنجره ای به طول T است. در این بخش با محاسبه RF یا فرکانس موضعی در پنجره آخر القای هیپنوتیزم (۳ دقیقه آخر EEG هیپنوتیزم)، بررسی شده است که آیا این ویژگی، توانایی جداسازی گروه های هیپنوتیزم پذیری را دارد یا خیر؟

نتایج حاصل از آزمون ANOVA نشان می دهد که این ویژگی در هیچکدام از کانالها به تنهایی نمی تواند تفاوت معناداری بین گروه های مختلف هیپنوتیزم پذیری ایجاد کند. ولی به کمک آزمون MANOVA یک ترکیب خطی از این ویژگی در ۱۹ کانال ایجاد گردید که آزمون ANOVA نشان

¹ Regional Frequency

می داد، که ترکیب خطی جدید در سه دقیقه آخر القای هیپنوتیزم توانایی ایجاد تفاوت معنادار در بین گروه های مختلف هیپنوتیزم پذیری را دارد^۱. در ادامه مانند بخش های قبل بررسی شده است که در ترکیب خطی بدست آمده، کدام کانال ها نقش بیشتری (ضریب بزرگتر) داشته اند.



شکل ۱۲.۴: میزان ضرایب مربوط به هر کانال در ترکیب خطی بدست آمده از میزان فرکانس موضعی وزن یافته محاسبه شده در ۳ دقیقه آخر EEG هیپنوتیزم

سپس با حذف کانال هایی که دارای ضرایب ناچیز هستند، ترکیب خطی مجدداً تشکیل شده و توانایی آن در ایجاد تفاوت معنادار بین گروه های هیپنوتیزم پذیری بررسی شده است. نتایج حاصله در جدول زیر آورده شده است.

جدول ۱۲.۴: نتایج حاصل از آزمون ANOVA در بررسی ترکیبات خطی جدید با حذف کانالهای مختلف در ایجاد تفاوت معنادار بین گروه های مختلف هیپنوتیزم پذیری (به ازای فرکانس موضعی وزن یافته)

کانال هایی که در ایجاد ترکیب خطی شرکت داشته اند	p-value
تمامی ۱۹ کانال	1.11e-011
تمامی کانالها با حذف کانالهای ۵، ۹، ۱۸	1.14e-011
تمامی کانالها با حذف کانالهای ۵، ۹، ۱۸ و ۴، ۸، ۱۰	9.64e-011
تمامی کانالها با حذف کانالهای ۵، ۹، ۱۸ و ۴، ۸، ۱۰ و ۱۳، ۱۷	6.10e-008
همپوشانی گروه هیپنوتیزم متوسط و بالا زیاد می شود	

با توجه به نتایج بدست آمده (جدول ۱۲.۴)، با حذف کانالهای ۵، ۹، ۱۸، ۴، ۸ و ۱۰ در ترکیب خطی، تفاوت قابل توجهی در میزان تفاوت بین گروه های هیپنوتیزم پذیری ایجاد نمی شود. بنابراین در ادامه ترکیب خطی آنتروپی در کانالهای مختلف، بدون در نظر گرفتن کانال های ذکر شده ایجاد می شود. سپس به کمک آزمون t با نمونه های جفت بررسی شده است که آیا القای هیپنوتیزم نیز بر روی این ترکیب خطی جدید اثر معناداری دارد یا خیر؟ نتایج حاصل از این آزمون نشان می دهد که القای هیپنوتیزم اثر معناداری بر روی این ویژگی ندارد.

^۱ فرض صفر در این آزمون با سطح معناداری 1.11e-011 رد گردید.

۹,۴,۴. بررسی فعالیت نیمکره های مغزی در گروه های مختلف با محاسبه میزان لترالیتی

میزان اختلاف فعالیت بین نیمکره های چپ و راست به کمک پارامتری به نام لترالیتی^۱ اندازه گیری می شود. این پارامتر به صورت زیر تعریف می شود:

$$Laterality = \frac{Left - Right}{Left + Right} \quad (۱۳-۴)$$

این تعریف برای هر ویژگی قابل استفاده می باشد. با توجه به این رابطه، اگر قدرت ویژگی مورد نظر در دو نیمکره یکسان باشد، مقدار این پارامتر نزدیک به صفر و اگر در نیمکره راست (چپ) بیشتر باشد، مقدار منفی (مثبت) خواهد بود.

با توجه به شکل ۳,۲، هشت جفت کانال متقابل در سمت چپ و راست مغز قرار دارد. در این بخش با استفاده از رابطه ذکر شده (۴-۱۳)، در هر ویژگی میزان لترالیتی برای هر کدام از این ۸ جفت کانال محاسبه شده است. سپس از اعداد بدست آمده میانگین گرفته شده است (مقایسه کل نیمکره راست با کل نیمکره چپ). به این ترتیب یک مقدار متوسط برای لترالیتی ارائه می شود (اگر این مقدار متوسط نزدیک صفر باشد، نشان از برابری قدرت ویژگی مورد نظر در دو نیمکره مغزی دارد و در صورتی که مقدار متوسط بدست آمده از صفر فاصله داشته باشد، حاکی از غیریکسانی عملکرد ویژگی مورد نظر در دو نیمکره مغز است). سپس به کمک آزمونهای آماری بررسی شده است که آیا مقدار لترالیتی متوسط، به ازای هر ویژگی می تواند، ویژگی مناسبی جهت تعیین میزان هیپنوتیزم پذیری (عمق نهایی هیپنوتیزم) باشد یا خیر.

نتایج حاصل از بررسی میزان لترالیتی متوسط به ازای هر ویژگی (ویژگی هایی که در بخش های قبلی راجع به آنها بحث شد) به کمک آزمون ANOVA و MANOVA نشان می داد که میزان لترالیتی به ازای این ویژگی ها نمی تواند تفاوت معناداری را بین گروه های هیپنوتیزم پذیری ایجاد نماید^۲. در این بررسی از میزان لترالیتی این ۸ جفت کانال متقابل به ازای هر ویژگی میانگین گرفته شده است، به عبارت دیگر قدرت متوسط کل نیمکره راست نسبت به کل نیمکره چپ در هر ویژگی بررسی شده است. در ادامه به جای متوسط گیری از میزان لترالیتی این ۸ جفت کانال و بررسی کل نیمکره راست نسبت به چپ، میزان لترالیتی هر کدام از این جفت کانالها در هر ویژگی در ایجاد تفاوت معنادار بین گروه ها، به طور جداگانه بررسی گردید. نتایج حاصل از این بررسی نشان می دهد که با در نظر گرفتن میزان لترالیتی انرژی نسبی امواج دلتا بین دو کانال FP1 و FP2، گروه هیپنوتیزم پذیر بالا از دو گروه هیپنوتیزم پذیر متوسط و پایین با سطح معناداری ۰,۰۲۵۳ متمایز می شود.

۱۰,۴,۴. بررسی مجدد ویژگی های انتخاب شده به کمک سطح زیر منحنی ROC

در طول این فصل ویژگی های مختلفی استخراج و به کمک آزمونهای آماری مناسب، توانایی این ویژگی ها در تعیین میزان هیپنوتیزم پذیری (عمق نهایی هیپنوتیزم)، در انتهای القای هیپنوتیزم (۳ دقیقه آخر EEG هیپنوتیزم) ارزیابی گردید. از بین کلیه ویژگی ها، مواردی که توانایی بیشتری در ایجاد تفاوت معنادار بین هر سه گروه را داشتند، انتخاب گردید. سپس به کمک محاسبه سطح زیر

^۱ Laterality

^۲ فرض صفر در این آزمونها با متوسط سطح معناداری (۰,۰۵۲±۰,۲۶) رد گردید.

منحنی ROC^1 (AUC^2) بار دیگر توانایی این ویژگی ها در جداسازی گروه های مختلف هیپنوتیزم پذیر مورد ارزیابی قرار گرفته شده است. ارزیابی مجدد به این دلیل است که در تمامی ویژگی های انتخاب شده، به کمک آزمونهای آماری مختلف فرض عدم توانایی ویژگی در جداسازی سه گروه هیپنوتیزم پذیری با سطوح معناداری مختلفی رد شده است. ولی همانطوری که قبلا اشاره شد، زمانی که در یک آزمون آماری فرض صفر قبول می شود، می توان گفت که ویژگی مورد توانایی ایجاد تفاوت معنادار بین گروه ها را ندارد [۱۲۶] و طراحی هر گونه طبقه بندی کننده ای براساس ویژگی در نظر گرفته شده به احتمال زیاد اتلاف وقت است [۱۲۵]؛ ولی اگر در یک آزمون فرض صفر رد شود، با اطمینان کامل نمی توان گفت که ویژگی قادر به جداسازی گروه های مختلف از هم است [۱۲۶] و مقدار دقت و یا خطای جداسازی گروه ها با ویژگی در نظر گرفته شده به قدرت طبقه بندی کننده بستگی دارد. از آنجایی که پارامتر AUC می تواند به عنوان یک فاکتور، در ارزیابی یک ویژگی جهت طبقه بندی گروه های مختلف به کار رود، از آن برای ارزیابی مجدد ویژگی های انتخاب شده، استفاده شده است. نتایج حاصله در جدول ۱۳،۴ آورده شده است. قابل ذکر است در این جدول فقط ویژگی هایی لیست شده است که توانسته اند هر سه گروه هیپنوتیزم پذیری را از هم به طور معناداری جداکنند.

جدول ۱۳،۴: مجموعه ویژگی های انتخاب شده، که توسط آزمونهای آماری جهت جداسازی سه گروه هیپنوتیزم پذیری از هم انتخاب شده اند. به همراه مقدار p-value در آزمونهای آماری و مقدار سطح زیر منحنی ROC (AUC)

ویژگی	سطح معناداری در رد فرض صفر*	AUC
استفاده همزمان از ترکیب خطی انرژی ماکسیمم امواج دلتا در ۱۴ کانال و بتا در ۱۳ کانال	1.0e-004	0.5361
ترکیب خطی بعد پتروشن چهارده IMF اول سیگنال در کانال ۱۳ (T6)	3.62e-007	0.6454
ترکیب خطی بعد هیگوچی چهارده IMF اول سیگنال در کانال ۱۳ (T6)	3.78e-007	0.6463
ترکیب خطی پارامتر خود شباهت در باند تتا در ۱۱ کانال	2.40e-010	0.9148
استفاده همزمان ترکیب خطی پارامتر خود شباهت در ۱۹ کانال در باند گاما، باند آلفا و باند بتا	0.33e-05	0.7324
ترکیب خطی آنتروپی در ۱۵ کانال	1.58e-012	0.9361
ترکیب خطی میزان همزمانی فاز بین ۲۰ زوج ترکیب از ۱۹ کانال ثبت شده در باند دلتا	1.4e-010	0.9852
ترکیب خطی فرکانس موضعی وزن یافته در ۱۳ کانال	9.64e-011	0.9602
* فرض صفر: تفاوت معناداری در بین سه گروه هیپنوتیزم پذیری با ویژگی مورد نظر وجود ندارد (بررسی ویژگی ها با آزمون های ANOVA و یا MANOVA یکطرفه بوده است)		

با توجه به مقادیر ثبت شده در جدول بالا، در تمامی ویژگی هایی که به کمک آزمون های آماری انتخاب شده اند، سطح AUC بزرگتر از ۰،۵ است. فقط در اولین ویژگی در جدول ۱۲،۴ (استفاده همزمان از ترکیب خطی انرژی ماکسیمم امواج دلتا در ۱۴ کانال و بتا در ۱۳ کانال) مقدار AUC

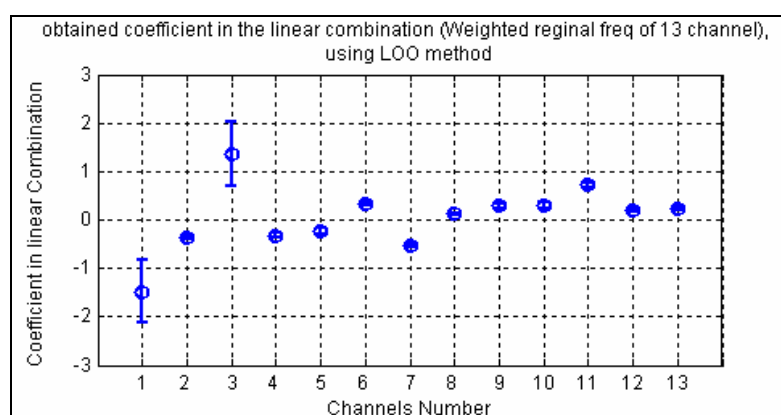
¹ Receiver Operating Characteristic curve

² Area Under Curve

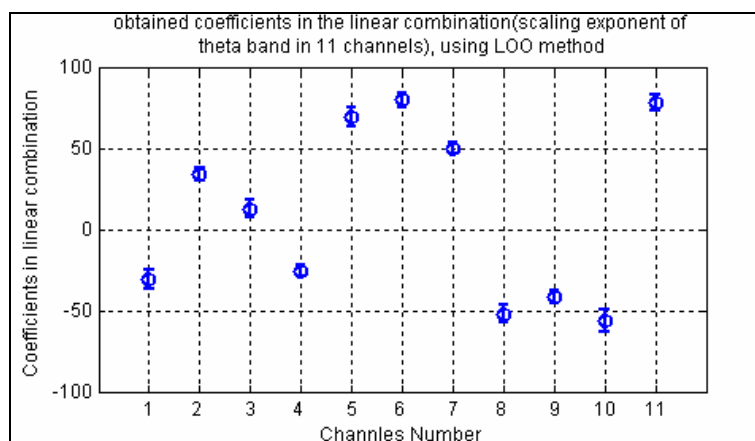
بسیار به ۰,۵ نزدیک است. بنابراین با وجود ویژگی هایی با قدرت بالاتر، این ویژگی از میان ویژگی های انتخاب شده حذف می شود. اما باقی ویژگی ها می توانند جهت طبقه بندی و تعیین میزان هیپنوتیزم پذیری (عمق نهایی هیپنوتیزم) مناسب باشند. نتایج حاصل از به کارگیری این ویژگی ها در یک طبقه بندی کننده، جهت تعیین میزان هیپنوتیزم پذیری (عمق نهایی هیپنوتیزم) در فصل بعد آورده خواهد شد.

۱۱,۴,۴. اعتبار سنجی ضرایب ترکیب خطی بدست آمده به ازای ویژگی های مختلف

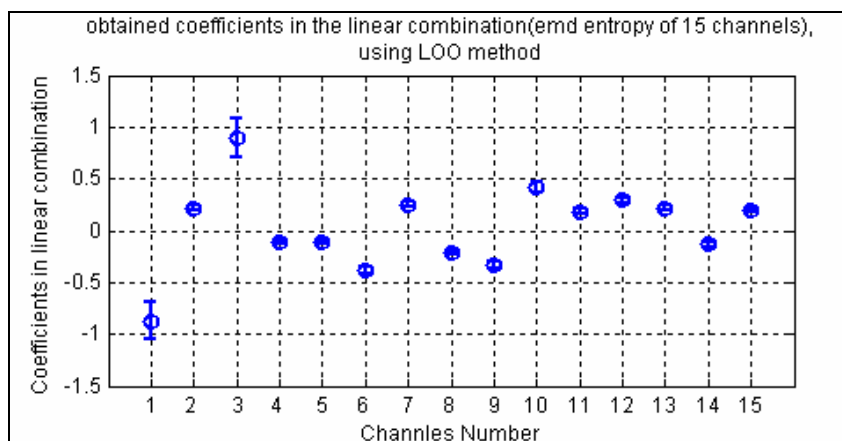
ویژگی هایی که در طول بخشهای قبلی انتخاب شدند، حاصل ترکیب خطی یک ویژگی در تعدادی از کانالهای مغزی بودند. در این بخش جهت اعتبار سنجی ضرایب ترکیب خطی بدست آمده و اندازه گیری میزان وابستگی ضرایب به داده های استفاده شده، به ترتیب با کنار گذاشتن یکی از داده ها، ضرایب ترکیب خطی کانالها محاسبه شده است، این ضرایب بر روی داده های فرد کنار گذاشته شده اعمال شده و مجدداً به کمک آزمونهای آماری تفاوت معنادار بین گروه ها بررسی شده است. این کار به ازای کنارگذاری داده های مربوط به تک تک افراد تکرار شده است، در شکلهای زیر میانگین و واریانس مربوط به مقادیر ضرایب ترکیب خطی محاسبه شده با این روش اعتبار سنجی، به ازای چند ویژگی (ویژگی هایی که بیشترین تفاوت معنادار بین گروه ها را ایجاد نموده اند) آورده شده است.



شکل ۱۳.۴: میزان تغییرات ضرایب مربوط به هرکانال به ازای اعتبار سنجی ترکیب خطی بدست آمده از میزان فرکانس موضعی وزن یافته‌ی ۱۳ کانال مغزی در ۳ دقیقه آخر EEG هیپنوتیزم



شکل ۱۴.۴: میزان تغییرات ضرایب مربوط به هرکانال به ازای اعتبار سنجی ترکیب خطی بدست آمده از میزان پارامتر خود شباهت (DFA) در باند تتا در ۱۱ کانال مغزی در ۳ دقیقه آخر EEG هیپنوتیزم

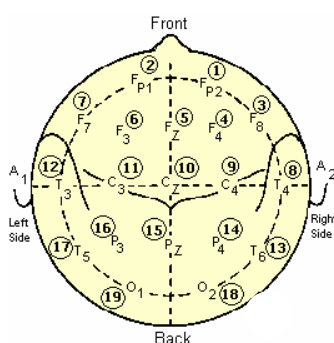


شکل ۱۵.۴: میزان تغییرات ضرایب مربوط به هر کانال به ازای اعتبار سنجی ترکیب خطی بدست آمده از میزان آنتروپی EMD در ۱۵ کانال در ۳ دقیقه آخر EEG هیپنوتیزم

با توجه به سه شکل قبلی، مشاهده می شود که میزان تغییر (واریانس) مقادیر ضرایب ترکیبات خطی، به ازای تغییر در داده هایی که ضرایب از روی آنها محاسبه می شود، اندک است. همچنین با وجود همین تغییرات اندک در مقادیر ضرایب، میزان تفاوت بین سه گروه هیپنوتیزم پذیری، تغییر معناداری نداشته است. به این ترتیب می توان ادعا نمود، تاثیر داده های استفاده شده در محاسبه ی ضرایب ترکیب خطی از ویژگی ها (به روش آزمون MANOVA)، قابل صرف نظر است.

۱۲.۴.۴. ترکیب ویژگیهای بهینه در جهت کاهش همزمان تعداد کانالهای ثبت و کاهش خطا

در بخشهای قبلی، سعی گردید تا میزان تفاوت معنادار بین سه گروه هیپنوتیزم پذیری، با ترکیب یک ویژگی در کانالهای مختلف مغزی (کانالهای موثر^۱)، افزایش داده شود. در این بخش بررسی می شود که آیا می توان با استفاده همزمان و یا ترکیب خطی چند ویژگی (ویژگی های بهینه^۲):



- انرژی ماکسیمم امواج دلتا در کانالهای ۹، ۱۰ و ۱۵
- انرژی ماکسیمم امواج بتا در کانالهای ۱۶ و ۱۷
- بعد هیگوچی در کانال ۱۳
- بعد پتروشن در کانال ۱۳
- پارامتر خود شباهت (محاسبه شده به روش DFA) در باند تتا در کانالهای ۹، ۱۱، ۱۲ و ۱۹
- آنتروپی EMD در کانالهای ۱ و ۳
- میزان همزمانی فاز در باند دلتا بین جفت کانالهای Fp2, Fz ، F3, T6 و F8, F7 ، F3, T6
- فرکانس موضعی وزن یافته در کانالهای ۱ و ۳

تعداد کانالهای لازم برای ثبت را کاهش داد، طوری که میزان خطای طبقه بندی افزایش نیابد. نتایج حاصل از این بررسی نشان می دهد که استفاده همزمان و یا ترکیب بعضی از ویژگی ها در تعدادی از

^۱ کانالهای موثر توسط آزمونهای آماری و ضرایب مربوط به هر کانال، در ترکیبات خطی، انتخاب شدند.

^۲ ویژگی هایی که در بخش های قبلی، توسط آزمونهای آماری انتخاب شدند.

کانالها می تواند، جایگزین ویژگی هایی شود که در جدول ۱۳،۴ معرفی شدند و جهت ایجاد تمایز معنادار بین گروه ها به تعداد کانالهای ثبت بیشتری نیاز دارند.

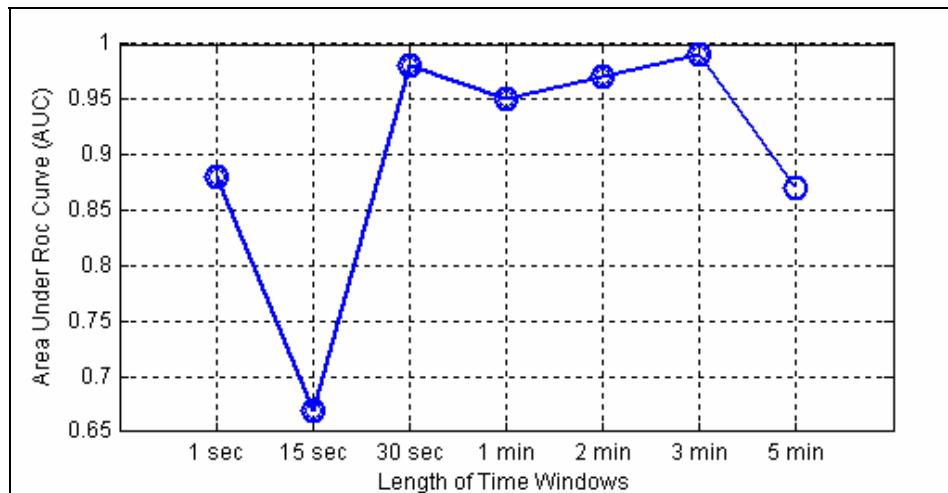
جدول ۱۴،۴: ویژگی های معادل از نظر میزان ایجاد تفاوت معنادار بین گروه های هیپنوتیزم پذیری

ویژگی	ویژگی معادل از نظر میزان ایجاد تفاوت معنادار بین گروه های هیپنوتیزم پذیر ^۱	تغییرات ایجاد شده
ترکیب خطی پارامتر خود شباهت در باند تتا در ۱۱ کانال	ترکیب خطی پارامتر خود شباهت در باند تتا در ۹ کانال، بعد هیگوچی و پتروشن در ۱۳ کانال	۱۱ کانال ثبت ← ۲ کانال ثبت میزان تفاوت بین گروه ها ← افزایش (دقت تفکیک حدود ۷٪ افزایش یافته)
ترکیب خطی آنتروپی در ۱۵ کانال	ترکیب خطی آنتروپی در ۱ کانال و ۳، بعد هیگوچی و بعد پتروشن در ۱۳ کانال	۱۵ کانال ثبت ← ۳ کانال ثبت میزان تفاوت بین گروه ها ← بدون تغییر
ترکیب خطی میزان همزمانی فاز بین ۲۰ زوج ترکیب از ۱۹ کانال ثبت شده در باند دلتا	ترکیب خطی میزان همزمانی فاز بین کانالهای ۱ و ۵ در باند دلتا، بعد هیگوچی و بعد پتروشن در ۱۳ کانال، ترکیب خطی پارامتر خود شباهت در باند تتا در ۹ کانال	۱۵ کانال ثبت ← ۴ کانال ثبت میزان تفاوت بین گروه ها ← افزایش (دقت تفکیک حدود ۳٪ افزایش یافته)
ترکیب خطی فرکانس موضعی وزن یافته در ۱۳ کانال	ترکیب خطی فرکانس موضعی وزن یافته در ۱ کانال و ۳، بعد هیگوچی و بعد پتروشن در ۱۳ کانال	۱۳ کانال ثبت ← ۳ کانال ثبت میزان تفاوت بین گروه ها ← کاهش (دقت تفکیک حدود ۳٪ کاهش یافته)

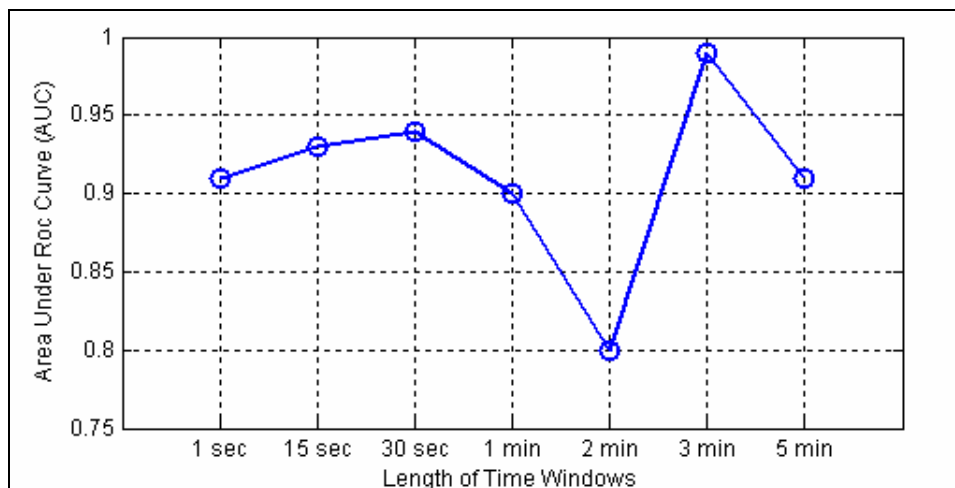
با توجه به نتایج ثبت شده در این جدول، مشاهده می شود که چهار ویژگی ذکر شده می توانند، با ویژگی هایی جایگزین شوند که به تعداد کانالهای ثبت کمتری احتیاج دارند.

۱۳،۴،۴. انتخاب طول پنجره های زمانی جهت استخراج ویژگی

از هر فرد در هر کانال مغزی، به مدت ۱۵ دقیقه در طول القای هیپنوتیزم، سیگنال EEG ثبت شده است. از آنجایی که هدف اصلی این پروژه تعیین عمق هیپنوتیزم (میزان هیپنوتیزم پذیری) می باشد، لازم است که سیگنال به پنجره های زمانی تقسیم شود، تا بتوان با محاسبه ی ویژگی های مناسب در پنجره ی انتهایی، عمق نهایی هیپنوتیزم را تعیین نمود (اعتقاد بر این است که در انتهای القای هیپنوتیزم فرد به عمق نهایی خود رسیده است) و یا با بررسی تغییرات ویژگی ها در دیگر پنجره ها، عمق هیپنوتیزم را در طول القای هیپنوتیزم، در هر پنجره زمانی تخمین زد. جهت انتخاب طول پنجره های زمانی، از روش سعی و خطا استفاده شده است. به این ترتیب که با تقسیم سیگنال به طول های مختلف، توانایی ویژگی های مختلف در تعیین میزان هیپنوتیزم پذیری (عمق نهایی)، به کمک روشهای آماری بررسی شده است. طولی از زمان که با محاسبه متوسط ویژگی در آن، به طور متوسط بهترین نتایج جهت تمایز بین سه گروه هیپنوتیزم پذیری، در انتهای القای هیپنوتیزم بدست آمده است، به عنوان طول مناسب جهت تقسیم سیگنال به چند پنجره زمانی در نظر گرفته شده است. در دو شکل ۱۶،۴ و ۱۷،۴، نتایج بدست از این بررسی، به ازای دو ویژگی که بهترین نتایج جهت تعیین عمق نهایی هیپنوتیزم از آن بدست آمده است، به عنوان نمونه آورده شده است.



شکل ۱۶،۴: نتایج حاصل از تاثیر تغییر طول پنجره زمانی در ایجاد تفاوت بین سه گروه هیپنوتیزم پذیری، به ازای ویژگی بر اساس فرکانس موضعی وزن یافته (در اینجا شاخص میزان تفاوت بین سه گروه (محور عمودی)، مقدار AUC در نظر گرفته شده است).



شکل ۱۷،۴: نتایج حاصل از تاثیر تغییر طول پنجره زمانی در ایجاد تفاوت بین سه گروه هیپنوتیزم پذیری، به ازای ویژگی بر اساس آنتروپی EMD (در اینجا شاخص میزان تفاوت بین سه گروه (محور عمودی)، مقدار AUC در نظر گرفته شده است).

با توجه به نتایج بدست آمده از این بررسی ها، که نمونه ای از آن در دو شکل قبلی مشاهده گردید، محاسبه متوسط ویژگی در پنجره‌ی زمانی ۳ دقیقه ای، باعث ایجاد بیشترین تفاوت معنادار بین سه گروه هیپنوتیزم پذیری، شده است. در اینجا این نکته قابل ذکر است که با توجه به نتایج حاصل از بررسی طول های مختلف، برای پنجره های زمانی، معلوم گردید که ویژگی هایی که انتهای القای هیپنوتیزم، توانایی ایجاد تمایز معنادار بین سه گروه هیپنوتیزم پذیری را در یک پنجره‌ی ۳ دقیقه ای ندارند، با تغییر در طول پنجره نیز، نتوانسته اند بین سه گروه تمایز معنادار ایجاد نمایند.

۵،۴. طبقه بندی و خوشه یابی

در بخش های قبلی ویژگی های مختلفی استخراج و به کمک روشها و آزمونهای آماری توانایی هر کدام از آنها در ایجاد تفاوت معنادار در بین گروه های مختلف هیپنوتیزم پذیری بررسی گردید. در

انتها ویژگی هایی که توانسته بودند با مقدار p-value قابل قبولی فرض صفر (عدم وجود تفاوت معنادار بین گروه ها) را رد کنند و مقدار AUC بالایی را ایجاد کنند، معرفی شدند. با به کارگیری هر کدام از این ویژگی ها در طبقه بندی کننده، با قابلیت اطمینان بیشتری می توان قدرت هر ویژگی در جداسازی گروه های مختلف هیپنوتیزم پذیری را بررسی نمود. نتایج حاصل از به کارگیری این ویژگی ها در طبقه بندی کننده و الگوریتم خوشه یابی در فصل بعدی ارائه شده است. ولی قبل از آن در این بخش روشهای طبقه بندی و خوشه یابی به کار رفته در این پروژه، معرفی می شوند.

۱,۵,۴. تقسیم داده ها و اعتبار سنجی نتایج به کمک روش LOO^1

اولین مرحله برای ایجاد یک طبقه بندی کننده به منظور جداسازی داده های موجود به گروه های مختلف، تقسیم بندی داده ها به دو گروه آموزش و آزمون است. از داده های گروه اول برای آموزش، طراحی و ساخت مدل طبقه بندی کننده استفاده می شود و از داده های گروه دوم برای ارزیابی و سنجش کیفیت و اعتبار مدل بدست آمده استفاده می شود. تاکنون روشهای متعددی برای تقسیم بندی داده ها ارائه شده است. در این پروژه به علت محدود بودن تعداد داده ها از روشی به نام LOO استفاده می شود.

در این روش یک داده کنار گذاشته می شود و سپس از بقیه داده ها برای ساخت مدل استفاده می شود و سپس از داده کنار گذاشته شده برای آزمون استفاده می کنند. این روش دارای اعتبار بسیار خوبی است ولی بسیار وقت گیر می باشد، زیرا باید کار یادگیری مدل به تعداد عناصر مجموعه اصلی انجام شود. این روش بیشتر برای مواقعی کارایی دارد که تعداد عناصر مجموعه اصلی کم باشد [۵].

۲,۵,۴. طبقه بندی به کمک الگوریتم KNN^2

الگوریتم عملکردی در طبقه بندی کننده KNN (K تا نزدیکترین همسایه)، به این صورت است که در مرحله آموزش تعدادی داده که برچسب کلاس آنها مشخص است دریافت کرده و برای تشخیص کلاس داده ای آزمون، فاصله این داده را با تمامی داده های آموزش مقایسه کرده و K تا از نزدیکترین همسایه های این داده انتخاب می شود (در اینجا معیار همسایگی محاسبه ی فاصله ی اقلیدسی بوده است). کلاسی که بیشترین تعداد را در این K داده انتخاب شده، داشته باشد، به عنوان کلاس داده ی آزمون در نظر گرفته می شود. در این پروژه تعداد داده های موجود برای گروه هیپنوتیزم پذیر پایین ۴ عدد است و چون برای اعتبار سنجی از روش LOO استفاده شده است، بنابراین حداقل ۳ تا از داده های این گروه در ساخت مدل شرکت داشته اند، براین اساس در این پروژه با در نظر گرفتن مقادیر ۱ و ۳ برای K ، قدرت ویژگی های مختلف در جداسازی سه گروه هیپنوتیزم پذیری از هم بررسی شده است.

۳,۵,۴. خوشه یابی به کمک الگوریتم Kmeans

همانطوری که اشاره شد، عمق نهایی هیپنوتیزم را می توان از روی میزان هیپنوتیزم پذیری افراد تخمین زد. از آنجایی که میزان هیپنوتیزم پذیری افراد مورد آزمایش قبلا توسط استاندارد WSGS

¹ Leave One Out

² K Nearest Neighbourhood

به صورت کلینیکی تعیین شده است، بنابراین در تعیین میزان هیپنوتیزم پذیری (عمق نهایی هیپنوتیزم) برچسب کلاس افراد مشخص است و می توان از روشهای طبقه بندی با معلم نظیر KNN استفاده نمود. ولی در مورد عمق لحظه ای هیپنوتیزم و یا عمق هیپنوتیزم در طی القا، اطلاعاتی در دسترس نیست و هیچگونه علامت یا ریتم خاصی تاکنون جهت تعیین عمق هیپنوتیزم در طی القای آن گزارش نشده است. بنابراین در تعیین عمق هیپنوتیزم در طی القا، مجبور به استفاده از روشهای طبقه بندی بدون معلم هستیم. یکی از این روشهای بدون معلم، روش خوشه یابی Kmeans یا C-Means است. در این روش پس از انتخاب مراکز خوشه (در Kmeans از ابتدا تعداد کلاسها مشخص می باشد) که می تواند تصادفی باشد تمام بردار های ورودی بر اساس نزدیکی به مراکز خوشه ها به خوشه ها نسبت داده می شوند و سپس مراکز جدید بر مبنای اعضای هر خوشه تعیین می شود و سپس این کار تکرار می شود.

از آنجایی که قرار است از این الگوریتم جهت تعیین عمق در طی القای هیپنوتیزم استفاده شود، تعداد کلاسها (خوشه ها) برابر با تعداد تقسیم بندی های کراسیلنک برای عمق هیپنوتیزم (۴ مرحله) در نظر گرفته شده است. به این ترتیب در این پروژه ۴ کلاس (خوشه) در نظر گرفته شده است، که به ترتیب هر کدام از آنها به یکی از مراحل عمق کراسیلنک نسبت داده شده اند. در فصل بعدی با به کارگیری ویژگی های مختلف بررسی شده است که آیا با این الگوریتم می توان یک روند معنادار را در بین افراد مختلف، جهت تعیین عمق در طی القای هیپنوتیزم پیدا نمود یا خیر؟

۶.۴. پارامتر Z-score

مقدار فاصله ای که یک داده از میانگین آن توزیع، فاصله دارد، توسط پارامتری به نام Z-score تعیین می شود. این فاصله برحسب میزان انحراف استاندارد تعیین می شود؛ در واقع انحراف استاندارد واحد اندازه گیری Z-score است. این پارامتر توسط رابطه زیر محاسبه می شود:

$$z = \frac{x - \mu}{\sigma} \quad (۱۴-۴)$$

در این رابطه μ میانگین توزیع و σ انحراف استاندارد توزیع و x یک داده از توزیع است که قرار است فاصله آن از میانگین بر حسب انحراف استاندارد محاسبه شود [۱۴۱].

اهداف محاسبه ی Z-score به صورت زیر خلاصه می شود [۱۴۲ و ۱۴۳]:

- تعیین مکان یک داده از توزیع نسبت به میانگین. همیشه Z-score دارای دو بخش

است که مکان یک داده را در توزیع مشخص می کند:

○ علامت Z-score: علامت Z-score مشخص می کند که یک داده در سمت راست (+)

و یا در سمت چپ (-) میانگین قرار دارد.

○ مقدار عددی Z-score: مقدار Z-score مشخص می کند که داده ی مورد نظر چند

انحراف استاندارد از میانگین فاصله دارد.

- استاندارد کردن داده های گرفته شده از توزیع های متفاوت. استاندارد کردن توزیعها

به ما امکان مقایسه دو داده از توزیع های متفاوت را می دهد. شکل توزیع Z-score مشابه با

شکل داده هایی است که Z-score از آنها محاسبه شده است. میانگین توزیع Z-score

همیشه صفر و انحراف استاندارد آن یک است. به این ترتیب مقدار Z-score برابر با تعداد انحراف استاندارد هایی است که از میانگین توزیع Z-score فاصله دارد. با توجه به توانایی Z-score در رسیدن به اهداف ذکر شده، در مطالعات مربوط به پردازش سیگنالهای مغزی از این پارامتر، به منظور های مختلفی استفاده شده است. ناگاتا^۱ (۱۹۸۹) طی یک مطالعه جهت بررسی بیماری های مربوط به عروق خونی مغز، نشان داد که اطلاعات موجود در نگاشتهای Z-score مربوط به انرژی نسبی و مطلق باندهای فرکانسی سیگنال EEG با تصاویر PET برابری میکند. وی نگاشتهای Z-score را ابزاری مناسب جهت استخراج ویژگی های توپوگرافیک از انرژی سیگنال EEG، معرفی نموده است [۱۴۴].

وایلیت و همکارانش^۲ (۲۰۰۸) برای مشاهده و بررسی بهتر آرتیفکهای ماهیچه ای در سیگنال EEG، نگاشت های زمان فرکانسی ویولت بدست آمده از سیگنال EEG حاوی آرتیفک را نسبت به توزیع EEG پایه به کمک Z-score نرمال (استاندارد) نمودند. تا بتوانند راحت تر، آرتیفکهای ماهیچه ای در سیگنال EEG را نسبت به EEG پایه متمایز نمایند [۱۴۵].

جانگ^۳ و همکارانش جهت روابط خطی و غیر خطی بین نرون های مغزی را در افراد الکلی، توسط دو پارامتر مختلف اندازه گیری نمودند و جهت مقایسه مقادیر بدست آمده از این دو پارامتر (مقایسه میزان روابط خطی و غیر خطی بین نرون ها) از تبدیل Z-score بهره گرفته اند [۱۴۶].

تیچر^۴ (۱۹۹۸) برای اولین بار از مفهوم Z-score به عنوان بیوفیدبک EEG استفاده نمود و در ادامه این مطالعه، تحقیقات مختلفی بر روی این مسئله صورت گرفت و امروزه از مقادیر Z-score به عنوان یک روش جدید در ایجاد بیوفیدبک و آموزش افراد (برای مثال در کاربردهای BCI) استفاده می شود [۱۴۷ و ۱۴۸]. در این مطالعات Zscore مربوط به ویژگی های انرژی مطلق و نسبی، نسبت انرژی تتا به بتا، وابستگی بین نیمکره های مغزی، تقارن بین نیمکره ها و فرکانسهای مغزی، محاسبه شده است. سپس از مقادیر Z-score بدست آمده جهت تعیین سطح افراد در حال آموزش، نسبت به میانگین استفاده شده است (این میانگین از یک جامعه از افراد با شرایط مشخص محاسبه شده است).

در این پروژه نیز می توان با محاسبه مقدار Z-score مربوط به هر ویژگی، فاصله هر فرد نسبت به میانگین را در طول القای هیپنوتیزم مشخص نمود. در فصل بعدی از این روش جهت تخمین عمق هیپنوتیزم در طول القا استفاده شده است.

۷.۴. جمع بندی فصل

در این فصل به کمک آزمونهای آماری، از بین شماری از ویژگی های مختلف، تعدادی ویژگی، که بیشترین توانایی را در ایجاد تفاوت معنادار بین سه گروه هیپنوتیزم پذیری داشتند، انتخاب گردید. ویژگی هایی که در این فصل توسط آزمون های آماری رد شدند، نمی توانند برای تعیین میزان هیپنوتیزم پذیری (عمق نهایی هیپنوتیزم) مناسب باشند و طراحی هر گونه طبقه بندی کننده بر

¹ Nagata

² Vialatte, et al

³ Jang

⁴ Thatcher

اساس این ویژگی ها اتلاف وقت است. ویژگی های انتخاب شده توسط آزمون های آماری بار دیگر، با محاسبه سطح زیر منحنی ROC، مورد آزمایش قرار گرفتند و اطمینان کامل از توانایی آنها جهت طبقه بندی سه گروه هیپنوتیزم پذیری، احراز گردید. در فصل بعدی این ویژگی ها در یک طبقه بندی کننده KNN به کار گرفته می شوند، تا مناسبترین آنها جهت تعیین هیپنوتیزم پذیری (عمق هیپنوتیزم)، مشخص گردد. علاوه بر انتخاب این ویژگی ها، در طی اجرای آزمونهای آماری نتایج دیگری نیز از اثر هیپنوتیزم و هیپنوتیزم پذیری بر امواج مغزی، فعالیت نیمکره های مغزی و.... بدست آمد، که در ابتدای فصل بعدی به طور جزئی تر به آنها پرداخته می شود.

فصل پنجم

نتایج و یافته ها

۵. نتایج و یافته ها

۱,۵. مقدمه

در فصل قبلی ویژگی های مختلفی به کمک ترکیب تبدیل EMD با دیگر روشها، استخراج و توسط آزمونهای آماری مورد ارزیابی قرار گرفته شد. بر اساس آن، تعدادی از ویژگی ها که آزمونهای آماری نشان می داد، نمی توانند جهت ایجاد تمایز بین سه گروه هیپنوتیزم پذیری مناسب باشند، حذف شدند. به این ترتیب لیستی از ویژگی ها که بیشترین تفاوت معنادار را بین گروه ها ایجاد می نمودند، بدست آمد. در این فصل بعد از شرح نتایج بدست آمده از تاثیر هیپنوتیزم و هیپنوتیزم پذیری بر روی فعالیت های مختلف مغز و مقایسه نتایج با مطالعات دیگر به کمک روشهای طبقه بندی، خوشه یابی، به بررسی دقیق تر توانایی های ویژگی ها در جداسازی و ایجاد تفاوت بین سه گروه هیپنوتیزم پذیری و تعیین عمق هیپنوتیزم پرداخته خواهد شد.

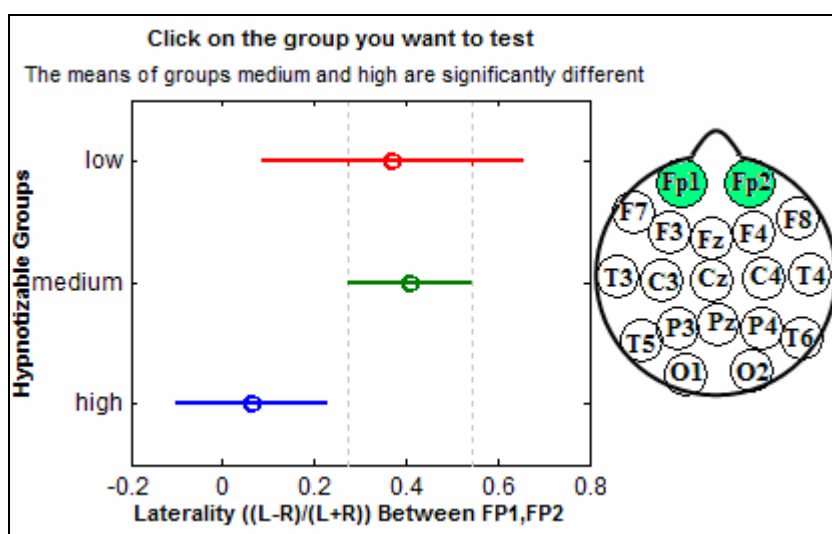
۲,۵. بررسی اثر القای هیپنوتیزم و هیپنوتیزم پذیری بر روی فعالیت نیمکره های مغز

در طی بررسی آماری توانایی ویژگی های مختلف از جمله میزان لترالیتی، سنکرون شدن فاز و شباهت های مکانی بین کانالهای متقابل در دو نیمکره مغزی، در جداسازی گروه های هیپنوتیزم پذیری (تعیین عمق نهایی هیپنوتیزم)، مشخص گردید که القای هیپنوتیزم و تغییر میزان هیپنوتیزم پذیری بر روی فعالیت نیمکره های مغز تاثیر معناداری دارد. همانطوری که در فصل قبلی نیز اشاره شد، در تمامی این بررسی ها، در مواردی که هدف بررسی اثر میزان هیپنوتیزم پذیری بر روی یک ویژگی بوده است، از سیگنال EEG هیپنوتیزم در انتهای القا استفاده شده است و در مواردی که هدف بررسی تاثیر القای هیپنوتیزم بر روی مقادیر یک ویژگی بوده است، از مقایسه سیگنال EEG هیپنوتیزم در انتهای القا نسبت به ابتدای آن و یا از مقایسه EEG هیپنوتیزم در طول القا نسبت به EEG پایه استفاده شده است.

در این بخش نتایج بدست آمده از میزان لترالیتی ویژگی های مختلف و همچنین نتایج حاصله از بررسی میزان شباهت های مکانی و سنکرون شدن فاز در کانالهای متقابل در دو نیمکره مغزی ارائه خواهد شد.

۱,۲,۵. میزان لترالیتی ویژگی های مختلف در هیپنوتیزم

بررسی اثر میزان هیپنوتیزم پذیری (*EEG* هیپنوتیزم در انتهای القا): در بخش ۹,۴,۴ به کمک آزمون های آماری میزان لترالیتی با استفاده از ویژگی های مختلف مورد بررسی قرار گرفت. اما نتایج بدست آمده حاکی از آن بود که میزان لترالیتی هیچکدام از ویژگی ها برای ایجاد تمایز معنادار بین سه گروه هیپنوتیزم پذیری مناسب نمی باشد و نمی توانند به طور معناداری سه گروه هیپنوتیزم پذیری را از هم جدا کنند. اما در همان بخش نشان داده شد که لترالیتی انرژی نسبی امواج دلتا در دو کانال FP1 و FP2 (ناحیه قدامی سر) در گروه هیپنوتیزم پذیر بالا متفاوت از دو گروه دیگر است. شکل ۱,۵ توزیع این لترالیتی را در سه گروه هیپنوتیزم پذیری نشان می دهد.



شکل ۱,۵: نتایج حاصل از آزمون مقایسه چندگانه برای تشخیص گروه هایی که با در نظر گرفتن میزان لترالیتی انرژی نسبی امواج دلتا بین دو کانال FP1 و FP2، تفاوت معنادار بین آنها وجود دارد و باعث رد فرض صفر در آزمون ANOVA شده اند

با توجه به توزیع سه گروه مشاهده می شود که میزان این لترالیتی در افراد با هیپنوتیزم پذیری بالا کمتر از دو گروه دیگر است و با توجه به مقادیر این لترالیتی در گروه های مختلف (محور افقی شکل ۱,۵)، در انتهای القای هیپنوتیزم (۳ دقیقه آخر *EEG* هیپنوتیزم)، با افزایش هیپنوتیزم پذیری، میزان لترالیتی انرژی نسبی امواج دلتا در ناحیه قدامی (Fp1, Fp2) کاهش می یابد.

بالا بودن میزان هیپنوتیزم پذیری، باعث کاهش میزان لترالیتی انرژی نسبی امواج دلتا در ناحیه قدامی (Fp1, Fp2) می شود. در نتیجه در افراد با هیپنوتیزم پذیری بالا، شباهت بین دو نیمکره در این دو کانال از نظر انرژی نسبی امواج دلتا، بیشتر از دو گروه دیگر است.

بررسی اثر القای هیپنوتیزم (*EEG* هیپنوتیزم در طول القا): همچنین به کمک آزمون *t* با نمونه های جفت نیز مشخص گردید که میزان این لترالیتی در انتهای القای هیپنوتیزم در افراد با هیپنوتیزم پذیری بالا، نسبت به ابتدای القای هیپنوتیزم تفاوت معناداری دارد ($p\text{-value}=0.013$). اما در دو گروه دیگر بین ابتدا و انتهای القای هیپنوتیزم هیچ تفاوت معناداری در مقدار این لترالیتی مشاهده

نگردید. این تغییر معنادار در گروه هیپنوتیزم پذیر بالا به سمت کاهش میزان لترالیتی در انتهای القای هیپنوتیزم است. به بیان دیگر در این گروه، در انتهای القای هیپنوتیزم نسبت به ابتدا، میزان لترالیتی انرژی نسبی امواج دلتا در ناحیه قدامی (Fp1, Fp2) کاهش می یابد.

القای هیپنوتیزم در افراد با هیپنوتیزم پذیری باعث کاهش میزان لترالیتی انرژی نسبی امواج دلتا در ناحیه قدامی (Fp1, Fp2) می شود. در نتیجه در افراد با هیپنوتیزم پذیری بالا، شباهت بین دو نیمکره در این دو کانال از نظر انرژی نسبی امواج دلتا در انتهای القای هیپنوتیزم نسبت به ابتدای القا، افزایش می یابد.

تاکنون نیز تحقیقات متعددی بر روی عملکرد نیمکره های مغز در هیپنوتیزم، انجام شده است. برای مثال مورگان، مکدونالد و هیلگارد^۱ (۱۹۷۴) در یک مطالعه اظهار کرده اند که میزان لترالیتی EEG آلفا در ناحیه خلفی سر در فعالیت های مختلف مغزی از جمله هیپنوتیزم تغییرات معناداری دارد. همچنین آنها هیچ تفاوت معناداری را بین میزان هیپنوتیزم پذیری و لترالیتی پیدا نمودند [۱۴۹]. هیلگارد (۱۹۷۹) گزارش کرده بود که عملکرد نیمکره راست مغز در افراد راست دست، بیشتر با هیپنوتیزم پذیری رابطه دارد [۱۵۰]. برویلا، کارلین و گلدستین^۲ (۱۹۸۷) اشاره کرده اند که فعالیت نسبی نیمکره راست مغز در افراد با هیپنوتیزم پذیری بالا بیشتر از افراد با هیپنوتیزم پذیری پایین است [۱۵۱]. ادمونستون و موسکوویتز^۳ (۱۹۹۰) با مطالعه بر روی ۱۶ فرد با هیپنوتیزم پذیری بالا، فعالیت نیمکره راست را در طول هیپنوتیزم مشاهده نموده اند [۱۵۲]. اما سبورین و همکارانش^۴ (۱۹۹۰) چنین رابطه ای را در مطالعه خود پیدا ننموده اند [۱۵۳]. ماکت و همکارانش^۵ (۱۹۹۹) نیز نشان دادند که حالت هیپنوتیزم بیشتر به فعال شدن سمت چپ مغز مربوط است تا سمت راست مغز [۱۵۴]. کرافورد و گروزلیر (۱۹۹۲) نیز اظهار کرده اند که افراد با هیپنوتیزم پذیری بالا در نیمکره راست مغز فعالیت بیشتری را از خود نشان نمی دهند. اما افراد با هیپنوتیزم پذیری بالا در مقایسه با افراد با هیپنوتیزم پذیری پایین، در هر دو نیمکره فعالیت بیشتری را از خود نشان می دهند [۱۵۵]. گرافین، ری و لاندی^۶ (۱۹۹۵) نیز هیچ رابطه ای را بین میزان هیپنوتیزم پذیری و میزان لترالیتی پیدا ننموده اند و اظهار کرده اند که لترالیتی اندازه گیری شده به کمک سیگنال EEG یک پارامتر مناسب جهت مطالعه هیپنوتیزم نمی باشد [۳۸]. نتایج بدست آمده در پروژه حاضر با نتایجی که کرافورد و گروزلیر (۱۹۹۲) بدست آورده اند، شباهت دارد و در افراد مورد مطالعه (با هیپنوتیزم پذیری بالا)، نیمکره راست نسبت به چپ فعالیت بیشتری را از خود نشان نمی دهد، بلکه دو نیمکره در ناحیه پیش قدامی از نظر انرژی نسبی امواج دلتا مشابه با هم عمل می کنند.

¹ Morgan, Macdonald and Hilgard

² Briola, Karlin and Goldstein

³ Edmonston & Moscovitz

⁴ Sabourin, et al

⁵ Maquet, et al

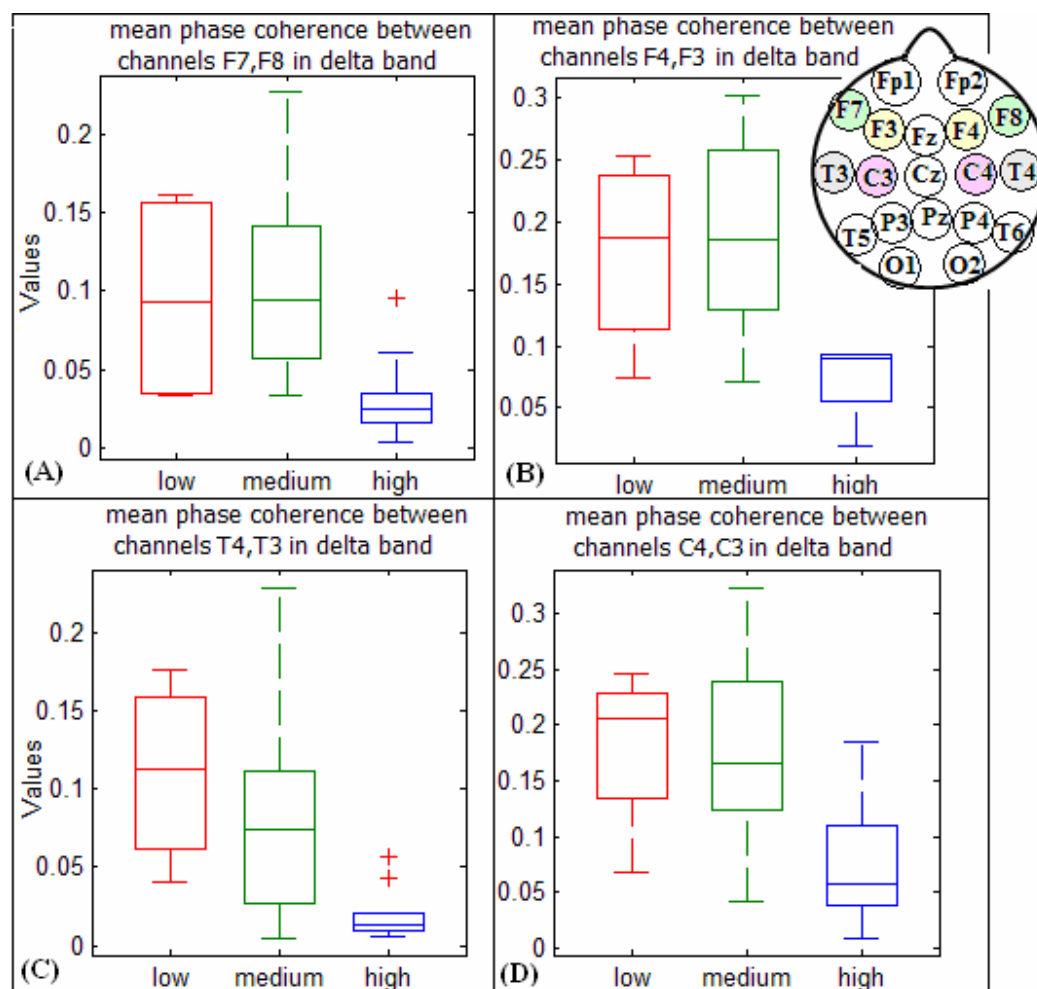
⁶ Graffin, Ray and Lundy

۲,۲,۵. همزمانی فاز بین کانالهای متقابل در سمت چپ و راست مغز در هیپنوتیزم

در بخش ۶,۴,۴ همزمانی فاز بین کانالهای مختلف مغزی به عنوان یک ویژگی، جهت تعیین میزان هیپنوتیزم پذیری (عمق نهایی هیپنوتیزم)، به کمک روشهای آماری مورد بررسی قرار گرفت. در این بخش به منظور بررسی اثر هیپنوتیزم و هیپنوتیزم پذیری بر فعالیت دو نیمکره، فقط برروی نتایج بدست آمده از همزمانی فاز بین کانالهای متقابل در سمت چپ و راست مغز، متمرکز خواهیم شد. بررسی اثر میزان هیپنوتیزم پذیری (*EEG* هیپنوتیزم در انتهای القا): با توجه به نتایج بدست آمده در مطالعه حاضر، مشاهده گردید که در باند فرکانسی دلتا، ارتباط معناداری بین سنکرون شدن فاز در بعضی از کانالهای متقابل و هیپنوتیزم پذیری وجود دارد. این کانالهای متقابل، شامل کانالهای (F7,F8)، (F3,F4)، (C3,C4) و (T3,T4) می باشند که با توجه به مکان کانالهای مغزی، تجمع این کانالها به سمت ناحیه قدامی سر است.

با در نظر گرفتن میزان سنکرون شدن فاز در این کانالها در باند دلتا، تمایز معناداری بین گروه هیپنوتیزم پذیر بالا و دو گروه دیگر در انتهای القای هیپنوتیزم (۳ دقیقه آخر *EEG* هیپنوتیزم) مشاهده می شود. (این تفاوت معنادار به کمک آزمون ANOVA و در مورد جفت کانالهای F8-F7 با سطح معناداری ۰,۰۰۶۹، F4-F3 با سطح معناداری ۰,۰۱۳۳، T4-T3 با سطح معناداری ۰,۰۰۴۵ و C4-C3 با سطح معناداری ۰,۰۰۵۴ نشان داده شده است). قابل ذکر است که در دیگر کانالهای متقابل و همچنین در دیگر باندهای فرکانسی نتایج معناداری بدست نیامده است.

با توجه به بحث های انجام شده در بخش ۶,۴,۴، میزان سنکرون شدن فاز بین دو سیگنال توسط پارامتری به نام متوسط وابستگی فاز ($R_{1:1}$) اندازه گیری می شود و هرچه مقدار این پارامتر به یک نزدیکتر باشد، همزمانی فاز بیشتر است. توزیع مقادیر این پارامتر، در ۴ جفت کانال ذکر شده در سه گروه هیپنوتیزم پذیری، به ازای ۳ دقیقه آخر *EEG* هیپنوتیزم در شکل ۲,۵ آورده شده است.



شکل ۲.۵: نمودار مستطیلی حاصل از توزیع میزان همزمانی فاز در باند دلتا بین کانالهای مختلف: (A): F7-F8، (B): F4-F3، (C): T4-T3، (D): C4-C3 به ازای افراد با نمرات هیپنوتیزم پذیری مختلف در انتهای القای هیپنوتیزم

با توجه به توزیع مقادیر پارامتر متوسط وابستگی فاز در سه گروه هیپنوتیزم پذیری، مشاهده می شود که مقادیر این پارامتر در گروه هیپنوتیزم پذیر بالا کمتر از دو گروه دیگر است. بررسی سیگنال EEG هیپنوتیزم و پایه به کمک آزمون های آماری^۱ نشان می دهد که این نتیجه نه تنها در پنجره ی انتهایی EEG هیپنوتیزم، بلکه در تمامی پنجره های زمانی در طول القا و همچنین در EEG پایه نیز وجود دارد (به این ترتیب با در نظر گرفتن این ویژگی از روی EEG پایه نیز گروه هیپنوتیزم پذیر بالا از دو گروه دیگر قابل تفکیک است).

بالا بودن میزان هیپنوتیزم پذیری، در باند دلتا، باعث کاهش میزان همزمانی فاز بین برخی از کانالهای متقابل در سمت چپ و راست مغز (F7,F8 و F4,F3 و T4,T3 و C4,C3) می شود.

^۱ در این موارد در آزمون ANOVA فرض صفر با سطح معناداری کمتر از ۰,۰۵ رد شده است

بررسی اثر القای هیپنوتیزم (*EEG* هیپنوتیزم در طول القا): اما آزمون t با نمونه های جفت نشان می دهد که در ابتدا و انتهای القای هیپنوتیزم و همچنین در *EEG* پایه و *EEG* هیپنوتیزم هیچ تفاوت معناداری بین میزان همزمانی فاز در بین این کانالها وجود ندارد.

القای هیپنوتیزم تاثیر معناداری بر روی میزان همزمانی فاز در کانالهای متقابل در دو نیمکره مغز ندارد.

۳,۲,۵. شباهت های مکانی بین کانالهای متقابل در سمت چپ و راست مغز و هیپنوتیزم

بررسی اثر میزان هیپنوتیزم پذیری (*EEG* هیپنوتیزم در انتهای القا): در بخش ۷,۴,۴ شباهت های مکانی کانالهای متقابل در دو نیمکره مغزی در باندهای فرکانسی مختلف جهت ایجاد تفاوت معنادار بین گروه های مختلف هیپنوتیزم پذیر در انتهای القای هیپنوتیزم بررسی گردید. با اجرای آزمونهای آماری مشخص گردید که این ویژگی در هیچکدام از جفت کانالها نمی تواند به طور معنادار هر سه گروه را از هم متمایز کند. ولی با دقت در خروجی آزمون ANOVA که بار دیگر در جدول زیر آورده شده است و همچنین بررسی توزیع گروه های هیپنوتیزم پذیری، مشاهده می شود که در بعضی از کانالها و باندهای فرکانسی، بین دو گروه از گروه های هیپنوتیزم پذیری تفاوت معنادار وجود دارد.

جدول ۱,۵: بررسی توانایی ویژگی شباهت مکانی بین کانالهای متقابل در دو نیمکره مغز در باندهای فرکانسی مختلف در ایجاد تفاوت معنادار بین گروه های مختلف هیپنوتیزم پذیر در انتهای القای هیپنوتیزم به کمک آزمون ANOVA

		FP1-FP2	F7-F8	F3-F4	T3-T4	C3-C4	T5-T6	P3-P4	O1-O2
باند دلتا	P-Values گروه ها تفاوت وجود دارد؟	0.0024*	0.0286*	0.0296*	0.0718	0.0493	0.1909	0.1197	0.254
		دارد	دارد	دارد	ندارد	ندارد	ندارد	ندارد	ندارد
باند تتا		3.3e-04*	0.0313*	0.0083*	0.0762	0.0746	0.1485	0.2449	0.699
		دارد	دارد	دارد	ندارد	ندارد	ندارد	ندارد	ندارد
باند آلفا		0.01*	0.0343*	0.0879	0.0558	0.1551	0.131	0.385	0.846
		دارد	دارد	ندارد	ندارد	ندارد	ندارد	ندارد	ندارد
باند بتا		0.29	0.729	0.546	0.2574	0.4119	0.498	0.684	0.615
		ندارد	ندارد	ندارد	ندارد	ندارد	ندارد	ندارد	ندارد
باند گاما		0.84	0.977	0.592	0.5346	0.378	0.32	0.626	0.98
		ندارد	ندارد	ندارد	ندارد	ندارد	ندارد	ندارد	ندارد

فرض صفر در موارد های لایت شده (ستاره دار) رد شده و در باقی موارد به علت بزرگتر از ۰,۰۵ بودن سطح معناداری، فرض صفر قبول می شود. در مواردی که فرض صفر قبول شده است یعنی بین هیچکدام از گروه ها تفاوت معناداری وجود ندارد.

در جدول ۱,۵ فقط در موارد ستاره دار بین دو گروه از گروه های هیپنوتیزم پذیری تفاوت معنادار وجود دارد (بررسی توزیع مقادیر مربوط به گروه ها نشان می دهد که این تفاوت معنادار فقط بین گروه هیپنوتیزم پذیر بالا با دو گروه دیگر است). با توجه به این موارد ستاره دار، تفاوت معنادار، در باندهای فرکانسی پایین تر (دلتا، تتا، آلفا) وجود دارد. همچنین تفاوت معنادار بدست آمده در جفت کانالهایی وجود دارد که در ناحیه قدامی سر قرار دارند و با پیشروی به سمت ناحیه خلفی سر، هر سه گروه از نظر شباهت مکانی بین کانالهای متقابل در چپ و راست مغز به هم شبیه می شوند.

در باندهای فرکانسی پایین تر به خصوص در باند فرکانسی دلتا، بالا بودن میزان هیپنوتیزم پذیری و همچنین القای هیپنوتیزم باعث کاهش شباهت مکانی در کانالهای متقابل دردو نیمکره مغز که در ناحیه قدامی سر قرار دارند، می شود.

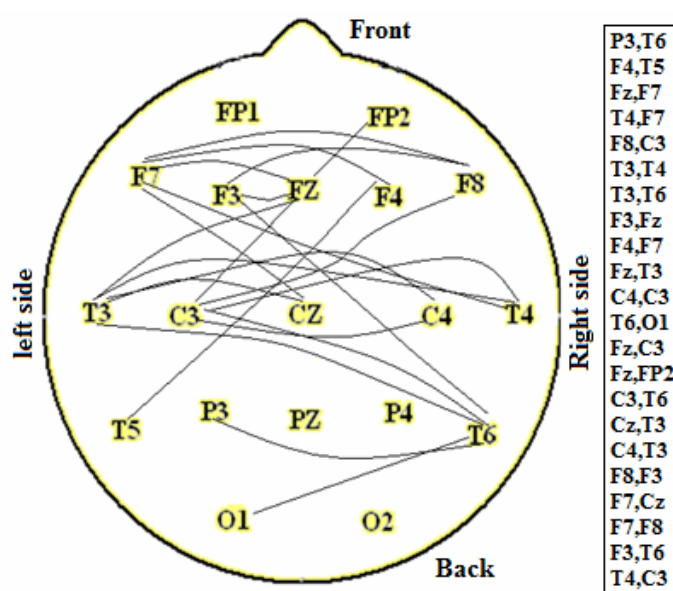
بررسی اثر القای هیپنوتیزم (*EEG* هیپنوتیزم در طول القا): آزمون *t* با نمونه های جفت نیز نشان می دهد که در باند دلتا، میزان شباهت های مکانی بین این کانالها (کانالهای متقابل در ناحیه قدامی سر، موارد ستاره دار) تفاوت معناداری در انتهای القای هیپنوتیزم نسبت به ابتدای القای هیپنوتیزم دارد و این تفاوت معنادار در جهت کاهش شباهت های مکانی در این جفت کانالها در انتهای القا نسبت به ابتدای آن است.

در باندهای فرکانسی پایین تر به خصوص در باند فرکانسی دلتا، القای هیپنوتیزم باعث کاهش شباهت مکانی در کانالهای متقابل دردو نیمکره مغز که در ناحیه قدامی سر قرار دارند، می شود.

که با توجه به بحث های انجام شده در این مطالعه، در طول بررسی فعالیت دو نیمکره مغزی به کمک پارامترهای مختلف، دو مسئله مشترک دیده می شود: بیشتر کانالهای متقابلی که نتایج معناداری در آنها مشاهده گردید در ناحیه قدامی سر قرار دارند. این ناحیه از مغز مربوط به برنامه ریزی تصمیم گیری، توجه و مهارتهای بازدارنده است [۱۵۶]. در تحقیقات اخیر انجام شده بر روی تغییرات عصبی مربوط به هیپنوتیزم، این ناحیه از مغز بسیار مورد توجه بوده است زیرا احتمال درگیری توابع شناختی مربوط به ناحیه قدامی در هیپنوتیزم زیاد است [۱۵۶-۱۵۸]. به خاطر نقش هیپنوتیزم در بازداری فعالیت ناحیه قدامی سر، بسیاری از پدیده های مربوط به هیپنوتیزم، به این علت است که هیپنوتیزم باعث کاهش کارایی ناحیه قدامی سر می شود [۱۵۹]. به این ترتیب نتیجه بدست آمده در مطالعه حاضر، می تواند شاهد دیگری بر این ادعا باشد که "فعالیت های شناختی که مربوط به ناحیه قدامی سر هستند، در هیپنوتیزم درگیر و فعال می شوند" (این ادعا در سال ۱۹۹۸ توسط پرفسور گروزلیر با ارائه یک مدل مهار قدامی [۱۶۰ و ۱۶۱] و همچنین در سال ۲۰۰۷ توسط فینگل کورتس و همکارانش نیز اظهار گردیده است [۵۶]). دومین مسئله مشترک در پارامترهای بررسی شده، مشاهده نتایج معنادار در باند فرکانسی دلتا است. به این ترتیب می توان گفت که بررسی باند فرکانسی دلتا می تواند جهت مطالعه و بررسی هیپنوتیزم و هیپنوتیزم پذیری مناسب باشد.

۳,۵. بررسی همزمانی فاز بین کانالهای مختلف در EEG هیپنوتیزم و EEG پایه^۱

بررسی اثر میزان هیپنوتیزم پذیری (EEG هیپنوتیزم در انتهای القا): تاکنون مطالعات متعددی بر روی میزان همزمانی فاز در سیگنال EEG در فعالیت های مختلف مغزی انجام شده است [۱۳۸، ۱۱۵، ۱۶۴-۱۶۲]. در این پروژه در بخش ۶,۴,۴ توانایی ویژگی همزمانی فاز بین کانالهای مختلف مغز در جداسازی گروه های مختلف هیپنوتیزم پذیری مورد بررسی قرار گرفت. در این پروژه سیگنالهای مغزی از ۱۹ کانال ثبت شده است، در نتیجه ۱۷۱ جفت کانال مختلف وجود دارد که همزمانی فاز بین آنها، در انتهای القای هیپنوتیزم در بخش ۶,۴,۴ مورد بررسی قرار گرفت. با توجه به بحث های انجام شده در آن بخش، همزمانی فاز بین ۲۲ جفت کانال مختلف از این ۱۷۱ حالت در باند فرکانسی دلتا، بیشترین تفاوت معنادار را بین گروه های هیپنوتیزم پذیری ایجاد می کرد که یک ترکیب خطی از همزمانی فاز بین ۲۰ جفت کانال از این ۲۲ جفت کانال انتخاب شده، توانست در انتهای القای هیپنوتیزم تفاوت معناداری را بین سه گروه هیپنوتیزم پذیری ایجاد کند. در این بخش قصد داریم بدانیم که آیا این ۲۲ جفت کانال انتخاب شده در ناحیه خاصی از مغز قرار دارند. شکل ۳,۵، این ۲۲ جفت کانال متقابل را نشان می دهد.



شکل ۳,۵: کانالهایی که همزمانی فاز بین آنها بیشترین تفاوت معنادار را بین گروه های هیپنوتیزم پذیری در باند دلتا ایجاد می کنند

با توجه به این شکل مشاهده می شود که بیشتر این ۲۲ جفت کانال در قسمت جلویی سر تجمع یافته اند. در بخشهای قبلی نیز، کانالهای انتخاب شده در بخش قدامی سر قرار دارند.

^۱ EEG پایه قبل از القای هیپنوتیزم ثبت شده است و هنگام ثبت از فرد خواسته شده است که چشمها را ببندد و ریلکس باشد.

در این بخش نیز بار دیگر نتایج معنادار در ناحیه قدامی سر و در باند فرکانسی دلتا مشاهده گردید. در نتیجه فعالیت بخش قدامی سر در افراد با هیپنوتیزم پذیری های مختلف، تفاوت‌های معناداری دارد. به بیان دیگر فعالیت بخش خلفی سر با توجه به ویژگی های انتخاب شده، در سه گروه هیپنوتیزم پذیری تفاوت معناداری ندارد.

بررسی اثر القای هیپنوتیزم (EEG هیپنوتیزم و EEG پایه): در ادامه میزان تغییر همزمانی فاز در EEG هیپنوتیزم نسبت به پایه، در باندهای فرکانسی مختلف، به کمک رابطه زیر محاسبه و اثر هیپنوتیزم و هیپنوتیزم پذیری بر روی آن بررسی گردید.

$$R1 = \frac{\text{میزان همزمانی فاز بین کانالهای مختلف مغز در EEG هیپنوتیزم}}{\text{میزان همزمانی فاز بین کانالهای مختلف مغز در EEG پایه}}$$

$R1 < 1$ \Leftrightarrow میزان همزمانی فاز بین کانالهای مختلف مغز، در EEG هیپنوتیزم کمتر از EEG پایه است.
 $R1 \approx 1$ \Leftrightarrow میزان همزمانی فاز بین کانالهای مختلف مغز، در EEG هیپنوتیزم مشابه با EEG پایه است.
 $R1 > 1$ \Leftrightarrow میزان همزمانی فاز بین کانالهای مختلف مغز، در EEG هیپنوتیزم بیشتر از EEG پایه است.
 \Leftarrow کاهش $R1$ به معنای کاهش میزان همزمانی فاز بین کانالهای مختلف مغز، در EEG هیپنوتیزم نسبت به EEG پایه است و بالعکس.

بررسی های آماری در طول مطالعه حاضر نشان می داد که در باندهای فرکانسی دلتا، تتا و بتا، هیپنوتیزم و هیپنوتیزم پذیری تاثیر معناداری بر روی نسبت ذکر ($R1$) شده دارد. البته این تاثیر در تمامی کانال ها دیده نمی شود. جفت کانالهایی که در هر باند فرکانسی، هیپنوتیزم و هیپنوتیزم پذیری بر روی نسبت $R1$ آنها تاثیر داشته است، در جدول ۲،۵ آورده شده اند. قابل ذکر است که در دیگر باندهای فرکانسی نتایج معناداری مشاهده نشده است، به بیان دیگر هیپنوتیزم و هیپنوتیزم پذیری اثر معناداری بر روی نسبت $R1$ در دیگر باندهای فرکانسی نداشته است.

جدول ۲،۵: جفت کانالهایی که در هر باند فرکانسی، در نسبت $R1$ مربوط به آنها تغییرات معنادار دیده شده است.

باند فرکانسی	جفت کانالهای
دلتا	(FP1,T4) و (T6,O1)
تتا	(FP2,F3) و (C3,T3)
بتا	(Pz,P3)

بررسی توزیع نسبت $R1$ در این جفت کانالها، در گروه های مختلف هیپنوتیزم پذیری نشان می دهد که در هر سه باند فرکانسی و در تمامی پنجره های زمانی در طول القای هیپنوتیزم، این نسبت در گروه هیپنوتیزم پذیر بالا کمتر از دو گروه دیگر است (مقادیر $R1$ در افراد با هیپنوتیزم پذیری بالا بین صفر و ۱،۲ است و در دو گروه دیگر نسبت $R1$ بیشتر از ۱،۲ است). این مسئله نشان می دهد که در افراد با هیپنوتیزم پذیری بالا میزان همزمانی فاز بین کانالهای نامبرده شده، در EEG

هیپنوتیزم کمتر از EEG پایه است. ولی آزمون t با نمونه های جفت نشان می دهد که در ابتدا و انتهای القای هیپنوتیزم تغییر معناداری در مقدار این نسبت وجود ندارد.

با توجه به مقادیر R1 در سه گروه هیپنوتیزم پذیری می توان نتیجه گرفت که در افراد با هیپنوتیزم پذیری متوسط و پایین، میزان همزمانی فاز بین کانالهای اشاره شده، در EEG هیپنوتیزم بیشتر از EEG پایه است. همچنین از کمتر بودن این نسبت در افراد با هیپنوتیزم پذیری بالا نسبت به دو گروه دیگر، می توان نتیجه گرفت که در افراد با هیپنوتیزم پذیری متوسط و پایین، بعد از القای هیپنوتیزم نسبت به EEG پایه، میزان همزمان شدن فاز بین این کانالها، در باند های فرکانسی ذکر شده، بیشتر از افراد با هیپنوتیزم پذیری بالا، افزایش می یابد.

۴.۵. بررسی تغییرات انرژی باندهای مختلف فرکانسی

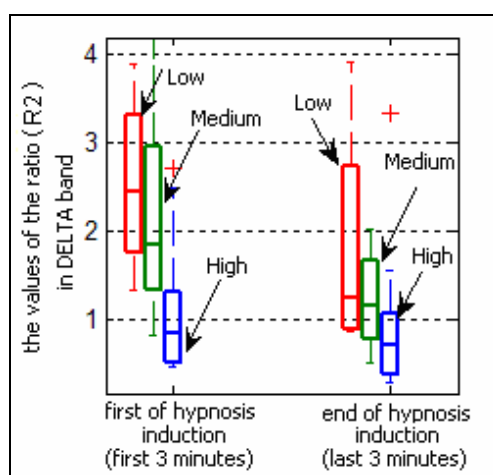
در بخش ۱،۴،۴ ویژگیهای مختلفی بر اساس انرژی امواج مغزی استخراج و توانایی آنها جهت تعیین میزان هیپنوتیزم پذیری (عمق نهایی هیپنوتیزم)، به کمک آزمون های آماری مورد بررسی قرار گرفت.

بررسی اثر القای هیپنوتیزم (EEG هیپنوتیزم و EEG پایه): در این بخش نسبت انرژی های ماکسیمم، متوسط و نسبی در باندهای فرکانسی مختلف، در EEG هیپنوتیزم نسبت به EEG پایه در طول پنجره های زمانی مختلف، بررسی شده است. نتایج نشان می دهد که اثر هیپنوتیزم بر روی انرژی امواج مغزی در باندهای فرکانسی مختلف تفاوت دارد. آزمون های آماری نشان دادند که هیپنوتیزم و هیپنوتیزم پذیری اثر معناداری بر روی نسبت ذکر شده در باندهای فرکانسی تتا، آلفا و گاما ندارد. اما به کمک همین آزمون ها، نتایج معناداری در دو باند فرکانسی دلتا و بتا مشاهده گردید. قابل ذکر است که این نتایج معنادار در هر دو باند فرکانسی در کانال C3 مشاهده شده است و در دیگر کانالهای مغزی تفاوتی مشاهده شده بین گروه های هیپنوتیزم پذیری و همچنین EEG هیپنوتیزم و پایه معنادار نبوده است. به طور خلاصه می توان گفت که معنادارترین نتیجه در باند فرکانسی دلتا با استفاده از نسبت زیر بدست آمده است:

$$R2 = \frac{\text{انرژی نسبی باند دلتا در کانال C3 در EEG هیپنوتیزم}}{\text{انرژی نسبی باند دلتا در کانال C3 در EEG پایه}}$$

- $R2 < 1$ ⇔ انرژی نسبی باند دلتا در کانال C3، در EEG هیپنوتیزم کمتر از EEG پایه است.
- $R2 \approx 1$ ⇔ انرژی نسبی باند دلتا در کانال C3، در EEG هیپنوتیزم مشابه با EEG پایه است.
- $R2 > 1$ ⇔ انرژی نسبی باند دلتا در کانال C3، در EEG هیپنوتیزم بیشتر از EEG پایه است.
- کاهش R2 به معنای کاهش انرژی نسبی باند دلتا در کانال C3، در EEG هیپنوتیزم نسبت به EEG پایه است و بالعکس.

آزمون ANOVA نشان می دهد که هیپنوتیزم پذیری اثر معناداری بر روی نسبت R2 دارد^۱. با توجه به مقادیر این نسبت در سه گروه هیپنوتیزم پذیری در طول القای هیپنوتیزم مشاهده شده است که در افراد با هیپنوتیزم پذیری بالا به طور متوسط، مقادیر R2 کمتر از دو گروه دیگر است (به خصوص در ابتدای القای هیپنوتیزم). در افراد با هیپنوتیزم پذیری متوسط و پایین این نسبت به طور میانگین بیشتر از یک است (شکل ۴،۵)، به بیان دیگر در این دو گروه انرژی نسبی باند دلتا در کانال C3، در EEG هیپنوتیزم بیشتر از EEG پایه است. در بررسی این نسبت در ابتدای القا نسبت به انتهای القا (شکل ۴،۵) مشاهده می شود که انرژی نسبی امواج دلتا در کانال C3 در انتهای القا نسبت به ابتدای القا کاهش می یابد، این کاهش در افراد با هیپنوتیزم پذیری بالا بسیار کم است، ولی در دو گروه دیگر کاهش معنادارتر است (این بررسی به کمک آزمون t با نمونه های جفت، با استفاده از مقادیر ثبت شده از ابتدا و انتهای القای هیپنوتیزم نیز انجام شده است. فرض صفر در این آزمون با سطح معناداری ۰،۰۴۹ رد شده است، که نشان از معنادار بودن تفاوت بین مقادیر ابتدا و انتهای القا با در نظر گرفتن نسبت R2 است).



شکل ۴،۵: توزیع نسبت (R2) در گروه های مختلف هیپنوتیزم پذیر، در ابتدا و انتهای القای هیپنوتیزم

نسبت انرژی نسبی امواج دلتا در کانال C3 در EEG هیپنوتیزم به EEG پایه، در افراد با هیپنوتیزم پذیری بالا به طور متوسط کمتر از دو گروه دیگر است (به خصوص در ابتدای القای هیپنوتیزم). همچنین انرژی نسبی امواج دلتا در کانال C3، در انتهای القای هیپنوتیزم نسبت به ابتدای القا، در افراد با هیپنوتیزم پذیری بالا حدوداً ثابت (کاهش ناچیز) و در افراد با هیپنوتیزم پذیری متوسط و پایین به طور معناداری کاهش می یابد.

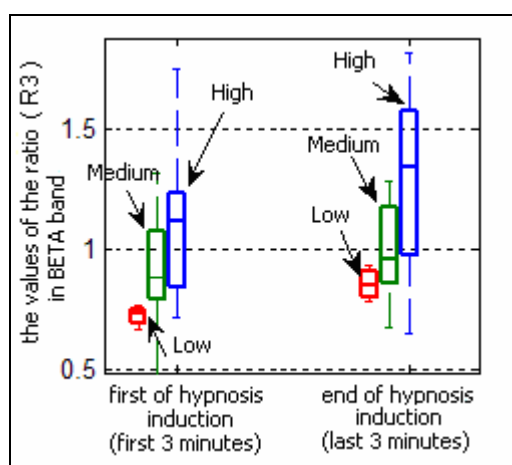
باند فرکانسی دیگری که در آن نتایج معناداری دیده شده، باند فرکانسی بتا، با در نظر گرفتن نسبت زیر می باشد، در این باند فرکانسی نیز از بین کانالهای مختلف فقط در کانال C3، آزمونهای آماری نتایج معناداری را از اثر هیپنوتیزم و هیپنوتیزم پذیری بر روی انرژی نسبی نشان داده اند:

^۱ فرض صفر با سطح معناداری ۰،۰۴۹۹ رد گردید.

$$R3 = \frac{\text{انرژی نسبی باند بتا در کانال C3 در EEG هیپنوتیزم}}{\text{انرژی نسبی باند بتا در کانال C3 در EEG پایه}}$$

با مقایسه مقادیر مربوط به این نسبت در ابتدا و انتهای القای هیپنوتیزم، به کمک آزمون t با نمونه-های جفت^۱، مشاهده گردید که القای هیپنوتیزم اثر معناداری بر روی مقادیر انرژی نسبی امواج بتا در کانال C3 دارد و این اثر خودش را به صورت افزایش مقادیر در انتهای القا نشان می دهد.

انرژی نسبی امواج بتا در کانال C3، در انتهای القای هیپنوتیزم نسبت به ابتدای القا افزایش می یابد (شکل ۵,۵).



شکل ۵,۵: توزیع نسبت (R3) در گروه های مختلف هیپنوتیزم پذیر، در ابتدا و انتهای القای هیپنوتیزم

نتایج حاصل از آزمون ANOVA حاکی از آن است که هیپنوتیزم پذیری نیز اثر معناداری بر روی نسبت R3 دارد. بررسی توزیع مقادیر (شکل ۵,۵) نشان می دهد که به طور متوسط این نسبت در افراد با هیپنوتیزم پذیری بالا (به خصوص در انتهای القای هیپنوتیزم)، بیشتر از دو گروه دیگر است.

القای هیپنوتیزم و همچنین افزایش هیپنوتیزم پذیری، باعث افزایش انرژی نسبی امواج بتا در کانال C3 می شود.

اثر القای هیپنوتیزم و همچنین اثر افزایش هیپنوتیزم پذیری بر روی انرژی نسبی در کانال C3 در باند فرکانسی دلتا عکس باند فرکانسی بتا می باشد. در باند فرکانسی دلتا انرژی نسبی کانال C3 کاهش و در باند بتا افزایش می یابد.

ظاهر باند فرکانسی دلتا در حالت خواب عمیق و عدم هوشیاری گزارش شده است. باند بتا مربوط به زمانی است که مغز در آمادگی و هوشیاری کامل و همچنین در توجه و تمرکز است.

^۱ فرض صفر با سطح معناداری ۰,۰۴۹۹ رد گردید.

زمانیکه مغز در حال یک فعالیت ذهنی، شنیداری، حل یک مسئله، قضاوت، تصمیم گیری و یا پردازش اطلاعات است، امواج بتا، امواج غالب مغز هستند [۱۶۸-۱۶۵].

که به این ترتیب، افزایش انرژی نسبی در باند فرکانسی بتا و کاهش آن در باند فرکانسی دلتا حاکی از این واقعیت است که در هیپنوتیزم، مغز در خواب یا عدم هوشیاری نیست، بلکه در هیپنوتیزم مغز رفتاری شبیه فعالیت های مختلف ذهنی، نظیر حل یک مسئله دارد. بنابراین نتایج بدست آمده، شاهد دیگری بر این عقیده است که "هیپنوتیزم خواب نیست".

تاکنون نیز مطالعات متعددی بر روی رابطه بین انرژی امواج مغزی و هیپنوتیزم انجام شده است. مورگان، مکدونالد و هیلگارد (۱۹۷۴)، در مطالعه خود نشان دادند که انرژی امواج آلفا در افراد با هیپنوتیزم پذیری بالا بیشتر است [۱۴۹]. اما داماس^۱ (۱۹۷۷) در طی مطالعه خود بر روی یک جمعین عام، هیچ ارتباطی را بین انرژی امواج آلفا و هیپنوتیزم پذیری، پیدا ننمود [۵۹]. گالبریت و همکارانش^۲ (۱۹۷۰) گزارش نمودند که انرژی امواج تتا می تواند بهترین پارامتر جهت پیشگویی میزان هیپنوتیزم پذیری باشد [۴۴]. کرافورد و گروزیلیر (۱۹۹۲) نیز بر همین عقیده بودند [۱۵۴]. گرافین، ری و لاندی (۱۹۹۵)، نشان دادند که در افراد با هیپنوتیزم پذیری بالا انرژی امواج تتا کاهش می یابد ولی در افراد با هیپنوتیزم پذیری پایین بعد از القای هیپنوتیزم این انرژی افزایش می یابد. همچنین انرژی امواج آلفا در افراد با هیپنوتیزم پذیری بالا بیشتر از افراد با هیپنوتیزم پذیری متوسط است [۳۸]. پاسکالیس^۳ (۱۹۹۹) ادعا می کند که افزایش انرژی امواج ۴۰ هرتز با بالا بودن میزان هیپنوتیزم پذیری رابطه دارد [۱۶۹]. هموند^۴ (۲۰۰۵) در طی مطالعه خود بر روی الگوهای EEG و هیپنوتیزم پذیری، گزارش کرد که در کودکان افزایش انرژی در باند فرکانسی تتا است و با حرکت به سمت سنین ۱۳ و ۱۴ سال، افزایش انرژی به سمت امواج آلفا شیفت پیدا میکند [۵۴].

به این ترتیب با مقایسه نتایج این چند نمونه مطالعه انجام شده و مطالعه حاضر، مشاهده می شود که یافته ها به طور مشابه تکرار نمی شود. فینگل کورتس و همکارانش (۲۰۰۷)، اظهار می کند که این مشاهدات متناقض، نشان دهنده این واقعیت هستند که یک الگوی سیستمیک تجدید پذیر در تغییرات مشاهده شده در سیگنال EEG، به خصوص در هیپنوتیزم، وجود ندارد [۵۶]. هموند (۲۰۰۵)، دلیل این امر را در این واقعیت می دانند که فعالیت مغز در هیپنوتیزم، وابسته به نوع القا می باشد و با توجه به ماهیت القا (برای مثال آسایش خاطر فرد، استراحت و عدم خستگی فرد، قدرت تصور و...) فعالیت مغز نیز تغییر می کند [۵۴]. یکسان نبودن پروتکل هیپنوتیزم (القای توهمات مثبت یا منفی و...) نیز می تواند باعث تفاوت در تغییرات مشاهده شده در سیگنال EEG، در مطالعات مختلف بشود.

¹ Dumas

² Galbraith, et al

³ Pascalis

⁴ Hammond

۵.۵. شباهت های زمانی، در باندهای فرکانسی مختلف سیگنال EEG هیپنوتیزم

مطالعات متعددی وجود دارد که نشان می دهد، در طول نوسانات سیگنال EEG در مغز انسان شباهت های زمانی بلند مدت وجود دارد [۱۳۴ و ۱۳۵، ۱۷۵-۱۷۰]. وجود شباهت های زمانی بلند مدت در سیگنال، حاکی از آن است که رویدادهای گذشته بر روی پردازشهای آینده تاثیر دارد. در شرایط ذهنی مختلف، کنترل دینامیک های عصبی توسط خصوصیات مختلفی از شبکه های عصبی، انجام می شود. اختلاف در این خصوصیات باعث می شود که شباهت های زمانی بلند مدت موجود در سیگنال در شرایط مختلف ذهنی، تفاوت داشته باشد [۱۷۶]. الگوریتم DFA، یک روش بسیار ساده، جهت محاسبه یک شاخص کمی که نشان دهنده وجود شباهت ها و وابستگی های موجود در سیگنال است را ارائه می دهد [۱۷۷]. به این ترتیب به کمک این الگوریتم می توان وجود شباهت ها و وابستگی های زمانی موجود در یک سیگنال را آشکار نمود.

بررسی اثر میزان هیپنوتیزم پذیری (EEG هیپنوتیزم در انتهای القا): شاخص کمی که توسط الگوریتم DFA جهت آشکار سازی وجود وابستگی های زمانی محاسبه می شود، پارامتر خود شباهت یا اسکالینگ (α) نام دارد که در فصل قبلی در بخش ۴،۴،۴ بعد از تجزیه سیگنال EEG به باندهای فرکانسی مختلف، پارامتر خود شباهت به کمک الگوریتم DFA به ازای هر باند فرکانسی، برای افراد مورد آزمایش، در کانالهای مختلف مغزی از سیگنال EEG هیپنوتیزم محاسبه شد و به کمک آزمون های آماری مشخص گردید که یک ترکیب خطی از پارامتر خود شباهت در باند تتا، در ۷ کانال مغزی و همچنین استفاده همزمان از سه ترکیب خطی بدست آمده از پارامتر خود شباهت در ۱۹ کانال در باند گاما، باند آلفا و باند بتا در سه دقیقه آخر EEG هیپنوتیزم با میزان هیپنوتیزم پذیری رابطه معناداری دارد.

بررسی اثر القای هیپنوتیزم (EEG هیپنوتیزم و EEG پایه): در این بخش قصد داریم که نسبت پارامتر خود شباهت را در EEG هیپنوتیزم به EEG پایه را در طول القای هیپنوتیزم در هر باند فرکانسی به طور جداگانه مورد بررسی قرار دهیم، تا مشخص شود که آیا وجود شباهت های زمانی در سیگنال EEG، در باندهای فرکانسی مختلف، تفاوت دارد یا خیر؟

مقایسه بین پارامتر خود شباهت در EEG هیپنوتیزم و EEG پایه در تمامی باندهای فرکانسی و در تمامی کانالهای مغزی به کمک آزمون t با نمونه های جفت انجام گرفته است (جدول ۳،۵).

جدول ۳،۵: محدوده مقادیر سطوح معناداری بدست آمده از مقایسه بین پارامتر خود شباهت در EEG هیپنوتیزم و EEG پایه در تمامی باندهای فرکانسی و در تمامی کانالهای مغزی به کمک آزمون t با نمونه های جفت

محدوده مقادیر p-value در ۱۹ کانال مغزی	پارامتر خود شباهت (DFA) در باندهای فرکانسی
وجود تفاوت معنادار بین EEG هیپنوتیزم و پایه $\rightarrow 0.01 < <$	دلتا
وجود تفاوت معنادار بین EEG هیپنوتیزم و پایه $\rightarrow 0.01 < <$	تتا
وجود تفاوت معنادار بین EEG هیپنوتیزم و پایه $\rightarrow 0.01 < <$	آلفا
وجود تفاوت معنادار بین EEG هیپنوتیزم و پایه $\rightarrow 0.01 <$	بتا
وجود تفاوت معنادار بین EEG هیپنوتیزم و پایه $\rightarrow 0.01 <$	گاما

با توجه به سطوح معناداری مربوط به هر باند فرکانسی مشاهده می شود که در تمامی باندهای فرکانسی و در تمامی کانالهای مغزی مقدار سطح معناداری بدست آمده از آزمون کمتر از ۰،۰۱ است

که باعث رد فرض صفر می شود. به این معنا که بین مقدار پارامتر خود شباهت در EEG هیپنوتیزم و EEG پایه، در تمامی باندهای فرکانسی و در تمامی کانالهای مغزی تفاوت معناداری وجود دارد. لی و همکارانش نیز در سال ۲۰۰۷، سیگنال EEG را در دو حالت بیداری و هیپنوتیزم به کمک محاسبه پارامتر خود شباهت با الگوریتم DFA مورد بررسی قرار دادند و به این نتیجه رسیدند که شباهت های زمانی موجود در سیگنال EEG در دو حالت بیداری و هیپنوتیزم با هم تفاوت دارد (لی و همکارانش کل سیگنال EEG را مورد ارزیابی قرار دادند، ولی در مطالعه حاضر بررسی ها بر روی هر باند فرکانسی به طور جداگانه صورت گرفته است).

به این ترتیب نتیجه ای که لی و همکارانش در مطالعه خود بدست آوردند در این جا نیز تکرار می شود. لی و همکارانش به جای ۱۹ کانال مغزی از ۷ کانال مغزی^۱ استفاده نموده بودند. نتیجه بدست آمده در اینجا نشان می دهد که در ۱۲ کانال دیگر نیز همین نتیجه برقرار است.

بین مقدار پارامتر خود شباهت محاسبه شده به کمک الگوریتم DFA (شاخص وجود شباهت ها و وابستگی های زمانی در سیگنال) در دو حالت EEG هیپنوتیزم و EEG پایه تفاوت معناداری وجود دارد.

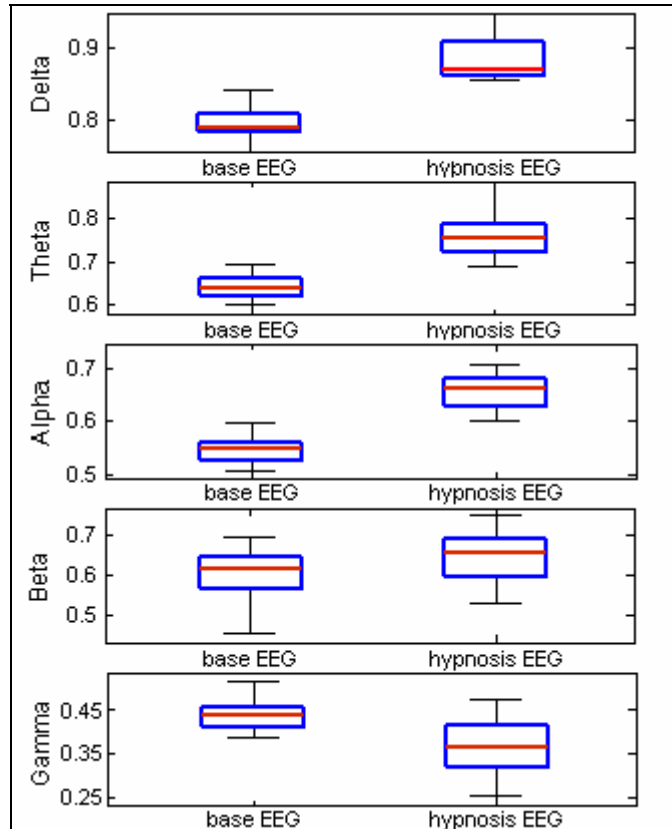
در ادامه به طور جزئی تر بررسی شده است که تفاوت موجود در چه جهتی است. به این معنا که آیا بعد از القای هیپنوتیزم میزان شباهت های زمانی موجود در سیگنال کاهش می یابد یا افزایش؟ جدول زیر محدوده مقادیر مربوط به پارامتر خود شباهت (α) بدست آمده از کانالهای مغزی را در باندهای فرکانسی مختلف، در EEG پایه و EEG هیپنوتیزم نشان می دهد.

جدول ۴.۵: محدوده مقادیر مربوط به پارامتر خود شباهت بدست آمده از کانالهای مغزی را در باندهای فرکانسی مختلف، در EEG پایه و EEG هیپنوتیزم

تاثیر القای هیپنوتیزم بر روی مقدار پارامتر خود شباهت	محدوده مقادیر پارامتر خود شباهت در ۱۹ کانال مغزی در EEG هیپنوتیزم	محدوده مقادیر پارامتر خود شباهت در ۱۹ کانال مغزی در EEG پایه	
افزایش ($+0.1 \pm 0.09$)	[0.85 0.95]	[0.75 0.85]	دلتا
افزایش ($+0.15 \pm 0.07$)	[0.7 0.9]	[0.6 0.7]	تتا
افزایش ($+0.1 \pm 0.05$)	[0.6 0.7]	[0.5 0.6]	آلفا
افزایش ($+0.03 \pm 0.03$)	[0.5 0.75]	[0.45 0.7]	بتا
کاهش (-0.09 ± 0.085)	[0.25 0.5]	[0.4 0.52]	گاما

در شکل زیر نیز تغییرات محدوده مقادیر پارامتر خود شباهت در EEG پایه و EEG هیپنوتیزم، در باندهای فرکانسی مختلف آورده شده است.

^۱ کانلهای (C3,C4,F3,F4,Cz,O1,O2)



شکل ۶.۵: تغییرات محدوده مقادیر پارامتر خود شباهت در EEG پایه و هیپنوتیزم، در باندهای فرکانسی مختلف

با توجه به نتایج ثبت شده در جدول ۴،۵ و شکل ۶،۵ القای هیپنوتیزم در باندهای فرکانسی پایین تر باعث افزایش مقدار پارامتر خود شباهت می شود و با حرکت به سمت باندهای فرکانسی بالاتر از مقدار افزایش کاسته شده تا جایی که در باند فرکانسی گاما مقدار پارامتر خود شباهت بعد از القای هیپنوتیزم کاهش می یابد.

لی و همکارانش در مطالعه خود اعلام کردند که مقادیر بدست آمده برای پارامتر خود شباهت، در هر دو حالت هیپنوتیزم و بیداری، بزرگتر از ۰،۵ و کوچکتر از ۱،۵ است. اما در مطالعه حاضر مشخص گردید که پارامتر خود شباهت در باندهای فرکانسی بالا (گاما) در هر دو حالت EEG هیپنوتیزم و پایه، مقادیر کمتر از ۰،۵ را نیز به خود می گیرد (جدول ۴،۵).

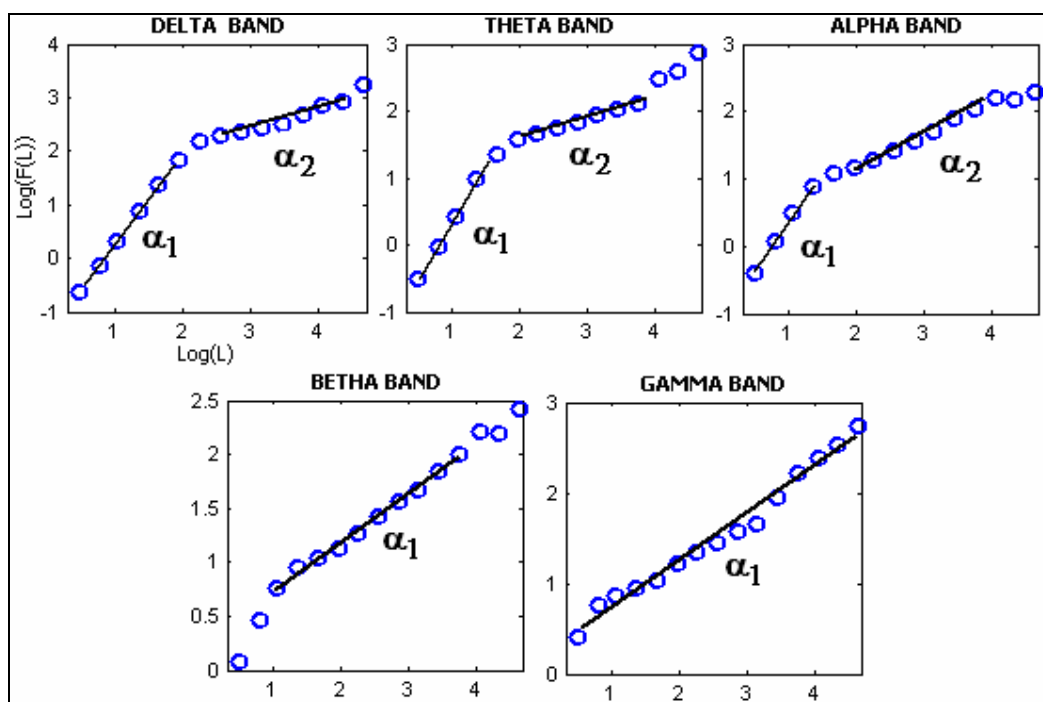
با توجه مقادیر ثبت شده در جدول ۴،۵ و همچنین بحث هایی که در بخش ۴،۴،۴ در مورد تفسیر مقادیر مختلف پارامتر خود شباهت انجام شد، نتیجه می شود که:

☞ با در نظر گرفتن باندهای فرکانسی پایین (دلتا) و پیشروی به سمت باندهای فرکانسی بالا (گاما)، میزان شباهت های زمانی موجود در سیگنال EEG نیز شروع به کاهش کرده تا جایی که در باند فرکانسی گاما سیگنال EEG به یک سیگنال ضد وابسته (بدون شباهت های زمانی، $\alpha < 0.5$) تبدیل می شود. این مسئله هم در EEG هیپنوتیزم و هم در EEG پایه مشاهده می شود. به بیان دیگر سیگنال EEG هیپنوتیزم و پایه در باندهای فرکانسی بالاتر، غیر قابل پیشبینی تر از باندهای فرکانسی پایین تر است.

همانطوری که در پاراگراف های قبلی ذکر شد، القای هیپنوتیزم باعث ایجاد تغییرات معنادار در مقدار پارامتر خود شباهت شده است. لی و همکارانش اظهار کرده اند که دینامیک سیگنال EEG در حالت هیپنوتیزم تصادفی تر از حالت بیداری است. اما در مطالعه حاضر نشان داده شد که اثر هیپنوتیزم بر روی پارامتر خود شباهت در باندهای فرکانسی مختلف متفاوت است و با توجه به مقادیر ثبت شده در جدول ۴،۵ می توان نتیجه گرفت که:

☞ در باندهای فرکانسی دلتا، تتا و آلفا، شباهت های زمانی موجود در سیگنال EEG در حالت هیپنوتیزم بیشتر از حالت پایه است. تشخیص شباهت های زمانی در سیگنال، ($\alpha > 0.5$)، حاکی از تکرار الگوهای زمانی در طول سیگنال است. در باند بتا افزایش میزان شباهت های زمانی در سیگنال EEG، بعد از القای هیپنوتیزم، خیلی کمتر از سه باند قبلی است و تمایل مقادیر بدست آمده برای پارامتر خود شباهت به سمت ضد وابسته شدن سیگنال است ($\alpha \approx 0.5$). در باند گاما بعد از القای هیپنوتیزم، سیگنال غیر وابسته تر (بدون شباهت های زمانی، $\alpha < 0.5$) می شود. به این ترتیب نتیجه می شود که در باندهای فرکانسی بالاتر، تغییرات و فعالیت های غیر قابل پیشبینی وجود دارد که باعث کاهش شباهت های زمانی موجود در سیگنال می شود. به بیان دیگر با افزایش میزان تمرکز ناشی از هیپنوتیزم، باند گاما ساختار مندی اش را از دست داده است.

نکته ای که در اینجا باید به آن اشاره شود، وجود دو ناحیه اسکیلینگ (دو شیب) در نمودار $\log(F(L))$ بر حسب $\log(L)$ ، در باندهای فرکانسی دلتا، تتا و آلفا در سیگنال EEG هیپنوتیزم است که در فصل قبلی نیز به آن اشاره شد. به عنوان نمونه در شکل زیر، این نمودار برای سیگنال EEG هیپنوتیزم (۳ دقیقه آخر) گرفته شده از یک فرد با هیپنوتیزم پذیری پایین، در کانال ۱ آورده شده است. برای دیگر افراد و در دیگر کانالها نیز به طور مشابه، در سه باند ذکر شده، دو ناحیه اسکیلینگ وجود دارد.



شکل ۷.۵: نمودار $\text{Log}(F(L))$ بر حسب $\text{Log}(L)$ برای سیگنال EEG هیپنوتیزم (۳ دقیقه آخر) گرفته شده از یک فرد با هیپنوتیزم پذیری پایین، در کانال ۱ در باندهای فرکانسی مختلف

با توجه به شکل بالا در باندهای فرکانسی دلتا، تتا و آلفا دو ناحیه اسکیلینگ با دو شیب متفاوت به وضوح مشاهده می شود. در جدول ۴،۵ مقادیر پارامتر خود شباهت ثبت شده برای EEG هیپنوتیزم، در این سه باند، در واقع مقادیر α_1 می باشد. با در نظر گرفتن مقادیر α_2 روابط معنادار ذکر شده وجود نخواهد داشت. با توجه به شکل ۷،۵، در ناحیه اسکیلینگ اول، مقدار α_1 نشان می دهد که در سیگنال شباهت های زمانی وجود دارد ($\alpha_1 > 0.5$). این ناحیه مربوط به در نظر گرفتن اسکیل های کوچک (پنجره هایی با طول کوچک) از سیگنال است. در ناحیه اسکیلینگ دوم، مقدار α_2 نشان می دهد که در سیگنال شباهت های زمانی وجود ندارد ($\alpha_2 < 0.5$). این ناحیه مربوط به در نظر گرفتن اسکیل های بزرگ (پنجره هایی با طول بزرگ) از سیگنال است.

به این ترتیب می توان نتیجه گرفت که در سه باند فرکانسی دلتا، تتا و آلفا در EEG هیپنوتیزم، با در نظر گرفتن اسکیل های کوچک، در سیگنال خود شباهت هایی وجود دارد، ولی در اسکیل های بزرگتر، این شباهت ها مشاهده نمی شود.

در ادامه، رابطه بین میزان هیپنوتیزم پذیری و پارامتر خود شباهت در EEG هیپنوتیزم به EEG پایه نیز بررسی شده است. لی و همکارانش هیچ رابطه‌ی معناداری را بین درجه‌ی ^1HIP و پارامتر خود شباهت یافت ننمودند. اما آنها اظهار کردند که جهت چرخش چشم^۲، به طور معناداری با مقدار پارامتر خود شباهت در کانالهای O1، C4، F3 و O2، رابطه دارد.

¹ یکی از استاندارد های اندازه گیری میزان هیپنوتیزم پذیری بر اساس مشاهدات کلینیکی فرد بعد از یک جلسه القای هیپنوتیزم است.

² Eye-roll sign

در مطالعه حاضر نیز به کمک آزمون ANOVA، مقدار پارامتر خود شباهت، در باندهای فرکانسی و کانالهای مختلف در EEG هیپنوتیزم و همچنین نسبت آنها در EEG پایه، بررسی گردید. نتایج بدست آمده نشان می داد که هیچ رابطه معناداری بین مقدار پارامتر خود شباهت و درجه WSGS (میزان هیپنوتیزم پذیری) وجود ندارد (صرف نظر از ترکیبات خطی بدست آمده از مقدار پارامتر خود شباهت در کانالهای مختلف که دیگر مفهوم واقعی پارامتر خود شباهت در آنها از بین رفته است). به این ترتیب در این مطالعه نیز، نتایج لی و همکارانش در مورد عدم وجود رابطه بین مقدار پارامتر خود شباهت (DFA) و میزان هیپنوتیزم پذیری تایید می شود.

۶.۵. به کارگیری ویژگی های انتخاب شده در یک طبقه بندی کننده ی KNN، جهت تعیین عمق نهایی هیپنوتیزم

در فصل قبلی به کمک آزمون های آماری از میان شماری از ویژگی های مختلف، ویژگی هایی که توانایی جداسازی هر سه گروه هیپنوتیزم پذیری را از هم داشتند، انتخاب شدند. ویژگی های انتخاب شده مجدداً توسط محاسبه سطح زیر منحنی ROC بررسی و از توانایی آنها در ایجاد تمایز معنادار بین هر سه گروه هیپنوتیزم پذیری اطمینان حاصل گردید. در این بخش به منظور تعیین میزان هیپنوتیزم پذیری (عمق نهایی هیپنوتیزم)، ویژگی های انتخاب شده که لیست آنها در جدول ۱۳،۴ و ۱۴،۴ آورده شده است، در یک طبقه بندی کننده KNN به کار گرفته شده اند. نتایج طبقه بندی به کمک روش اعتبار سنجی LOO ارزیابی شده و میزان خطای متوسط بدست آمده به ازای هر ویژگی در جدول ۵،۵، به ازای دو مقدار مختلف از K آورده شده است.

همانطور که قبلاً اشاره شد، مقدار این ویژگی ها به ازای سیگنال EEG در سه دقیقه آخر القای هیپنوتیزم بدست آمده است. زیرا فرض بر این است که گروه های مختلف هیپنوتیزم پذیری در دقایق آخر القای هیپنوتیزم به عمق نهایی خود رسیده اند و از آنجایی که عمق نهایی در افراد با هیپنوتیزم پذیری بالا، بیشتر از افراد با هیپنوتیزم پذیری متوسط و عمق نهایی افراد متوسط بیشتر از افراد با هیپنوتیزم پذیری کم است، ویژگی که بتواند در دقایق آخر این سه گروه را از هم متمایز کند، می تواند به عنوان شاخصی برای تعیین عمق نهایی هیپنوتیزم به کار رود. فردی که در عمق بیشتری قرار دارد، فعالیت های القا شده را راحت تر انجام می دهد. در روشهای درمانی به کمک هیپنوتیزم، تعیین عمق هیپنوتیزم امری مهم به شمار می رود، زیرا اگر فرد نتواند به عمق لازم برسد (افراد با هیپنوتیزم پذیری پایین)، فرایندهای درمانی بر روی وی جوابگو نخواهند بود.

جدول ۵.۵: نتایج حاصل از بررسی قدرت ویژگی های مختلف در جداسازی گروه های مختلف هیپنوتیزم پذیری (در سه دقیقه آخر القای هیپنوتیزم) به کمک طبقه بندی کننده KNN

ویژگی		خطای طبقه بندی با $K=1$	خطای طبقه بندی با $K=3$
۱	ترکیب خطی بعد پتروشن چهارده IMF اول سیگنال در کانال ۱۳ (T6)	٪۱۵،۶۳	٪۲۱،۸۸
۲	ترکیب خطی بعد هیگوچی چهارده IMF اول سیگنال در کانال ۱۳ (T6)	٪۲۱،۸۸	٪۶،۲۵
۳	ترکیب خطی پارامتر خود شباهت در باند تتا در ۱۱ کانال	٪۱۸،۷۵	٪۶،۲۵
۴	ترکیب خطی پارامتر خود شباهت در باند تتا در کانال ۹، بعد هیگوچی و پتروشن در کانال ۱۳	صفر	صفر
۵	استفاده همزمان ترکیب خطی پارامتر خود شباهت در ۱۹ کانال در باند گاما، آلفا و بتا	٪۶،۲۵	٪۳،۱۳
۶	ترکیب خطی آنتروپی EMD در ۱۵ کانال	٪۶،۲۵	٪۱۲،۵
۷	ترکیب خطی آنتروپی در کانال ۱ و ۳، بعد هیگوچی و بعد پتروشن در کانال ۱۳	٪۶،۲۵	٪۱۲،۵
۸	میزان همزمانی فاز بین ۲۰ زوج ترکیب از ۱۹ کانال ثبت شده در باند دلتا	٪۱۵،۶۲	٪۶،۲۵
۹	ترکیب خطی میزان همزمانی فاز بین کانالهای ۱ و ۵ در باند دلتا، بعد هیگوچی و بعد پتروشن در کانال ۱۳، ترکیب خطی پارامتر خود شباهت در باند تتا در کانال ۹	٪۶،۲۵	٪۳،۱۳
۱۰	ترکیب خطی فرکانس موضعی وزن یافته در ۱۳ کانال	٪۹،۳۸	٪۳،۱۳
۱۱	ترکیب خطی فرکانس موضعی وزن یافته در کانال ۱ و ۳، بعد هیگوچی و بعد پتروشن در کانال ۱۳	٪۱۲،۵	٪۶،۲۵
۱ خطای طبقه بندی با روش KNN با در نظر گرفتن داده های آزمون با اعتبار سنجی به روش LOO			

با توجه به نتایج ثبت شده در جدول بالا، با در نظر گرفتن $K=3$ ، خطای طبقه بندی نسبت به $K=1$ کمتر بوده است (به جز در یک مورد).

به این ترتیب ویژگی های انتخاب شده براساس آزمونهای آماری و سطح زیر منحنی ROC، همگی به کمک طبقه بندی کننده KNN توانسته اند، نتایج قابل قبولی را از نظر میزان خطا و همچنین مقدار AUC، جهت جداسازی سه گروه هیپنوتیزم پذیری بدهند. ولی بعضی از این ویژگی ها به لحاظ عملیاتی مناسب تر به نظر می رسند. برای مثال ویژگی های استخراج شده بر اساس ابعاد فرکتال (بعد هیگوچی) تنها در یک کانال باید محاسبه شوند (ردیف ۲ جدول ۵.۵). به این ترتیب نسبت به ویژگی هایی که در کانالهای بیشتری باید مورد بررسی قرار بگیرند، به تعداد الکتروده های ثبت کمتری نیاز دارند.

با در نظر گرفتن مسئله کاهش تعداد کانالهای مغزی (الکترودهای ثبت سیگنال)، از بین این ویژگی ها، بعد هیگوجی چهارده IMF اول سیگنال در کانال ۱۳ (T6)، ویژگی مناسبی جهت تعیین میزان هیپنوتیزم پذیری (عمق نهایی هیپنوتیزم) می باشد. این ویژگی سطح هیپنوتیزم پذیری فرد (عمق نهایی هیپنوتیزم) را با خطای متوسط ۶,۲۵٪ تعیین می کند.

ولی اگر هدف بدست آوردن خطای کمتر باشد، با در نظر گرفتن میزان خطای طبقه بندی، ویژگی ترکیب خطی پارامتر خود شباهت در باند تتا در کانال ۹ و بعد هیگوجی و پتروشن در کانال ۱۳، ویژگی مناسبتری می باشد (ردیف ۹ جدول ۵,۵).

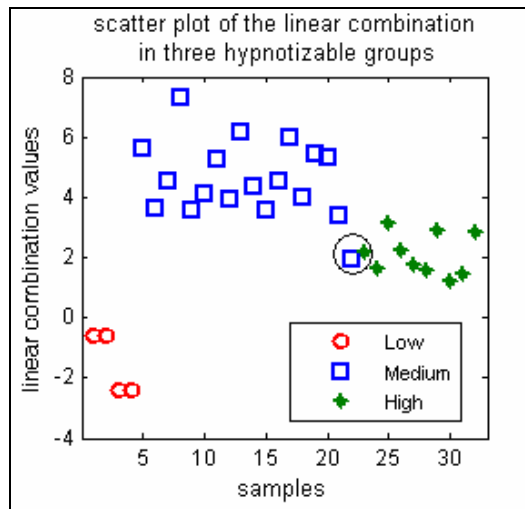
با در نظر گرفتن خطای طبقه بندی، از بین ویژگی ها، ویژگی ترکیب خطی پارامتر خود شباهت در باند تتا در کانال ۹ و بعد هیگوجی و پتروشن در کانال ۱۳ ویژگی مناسبی جهت تعیین میزان هیپنوتیزم پذیری (عمق نهایی هیپنوتیزم) می باشد. این ویژگی سطح هیپنوتیزم پذیری فرد (عمق نهایی هیپنوتیزم) را بدون خطا تعیین می کند.

۵,۶,۱. بررسی اثر نمره هیپنوتیزم پذیری در میزان خطای طبقه بندی

در بخش قبلی در جدول ۵,۵، خطای ثبت شده مربوط به خطای طبقه بندی داده های هر سه گروه هیپنوتیزم پذیری است. در ادامه بررسی شده است که خطای ایجاد شده مربوط به کدام گروه است. محاسبه ی خطای هر گروه به طور جداگانه در هر ویژگی نشان می دهد که این خطا یا در طبقه بندی گروه هیپنوتیزم پذیری بالا اتفاق افتاده است و یا در طبقه بندی گروه هیپنوتیزم پذیری متوسط. به بیان دیگر بعضا به طور اشتباه یک فرد با هیپنوتیزم پذیری بالا، هیپنوتیزم پذیر متوسط و یک فرد با هیپنوتیزم پذیری متوسط، هیپنوتیزم پذیر بالا تشخیص داده می شود. با بررسی دقیق تر نتیجه شد که افرادی که باعث ایجاد خطا در طبقه بندی شده اند، دارای نمرات هیپنوتیزم پذیری نزدیک به مرز جداکننده گروه هیپنوتیزم پذیری پایین از بالا هستند (نمرات بالاتر از ۴۱ به عنوان هیپنوتیزم پذیر بالا در نظر گرفته شده اند). در نتیجه تشابه نمره هیپنوتیزم پذیری به نمره مرزی جداکننده دو گروه، ممکن است باعث ایجاد خطای طبقه بندی شود. این مسئله به ازای ویژگی فرکانس موضعی وزن یافته در جدول ۶,۵ و شکل ۸,۵، به عنوان نمونه نشان داده شده است.

جدول ۶,۵: نتایج حاصل از میزان خطای طبقه بندی کننده KNN در هر گروه هیپنوتیزم پذیر، با استفاده از روش اعتبار سنجی LOO، با در نظر گرفتن ویژگی ترکیب خطی فرکانس موضعی وزن یافته در ۱۳ کانال مغزی (در سه دقیقه آخر القای هیپنوتیزم)

خطای طبقه بندی (اعتبار سنجی LOO)	گروه هیپنوتیزم پذیری
0%	هیپنوتیزم پذیر پایین
0%	هیپنوتیزم پذیر متوسط
10%	هیپنوتیزم پذیر بالا



شکل ۸.۵: نمودار پراکندگی ترکیب خطی فرکانس موضعی وزن یافته در ۱۳ کانال در سه گروه هیپنوتیزم پذیری

در این ویژگی، هنگام طبقه بندی خطا در افراد با هیپنوتیزم پذیری بالا اتفاق افتاده است، به این ترتیب که یکی از افراد هیپنوتیزم پذیر بالا به اشتباه، هیپنوتیزم پذیر متوسط تشخیص داده شده است (فردی که در شکل ۸.۵ به کمک دایره مشخص گردیده است). این فرد دارای نمره هیپنوتیزم پذیری ۴۲ است و ممکن است به علت نزدیکی به نمره مرزی (۴۱)، به خطا جزء افراد هیپنوتیزم پذیر متوسط تشخیص داده شده باشد.

☞ به این ترتیب اگر نمره مرزی جداکننده گروه ها تغییر کند، ممکن است خطا به صفر هم برسد. اما به طور کلی، می توان در مورد این افراد اینگونه قضاوت کرد که این افراد، افراد هیپنوتیزم پذیر بالا متمایل به هیپنوتیزم پذیر متوسط هستند (یا بالعکس).

۷.۵. تخمین عمق لحظه ای هیپنوتیزم به کمک الگوریتم خوشه یابی Kmeans

در بخش قبلی ویژگی های مناسبی جهت تعیین عمق نهایی هیپنوتیزم در افراد مختلف معرفی شد. در تعیین عمق نهایی هیپنوتیزم، برچسب عمق نهایی برای هر فرد، با توجه به معلوم بودن میزان هیپنوتیزم پذیری وی قابل تعیین است. اما در مورد تعیین عمق لحظه ای، به دلیل اینکه در مورد مراحل میانی تغییر عمق، از ابتدا تا انتهای القای هیپنوتیزم، اطلاعاتی در دسترس نیست، در پنجره های زمانی مختلف برای افراد، برچسب عمق نداریم؛ در نتیجه مناسبترین روش، استفاده از الگوریتم های خوشه یابی می باشد.

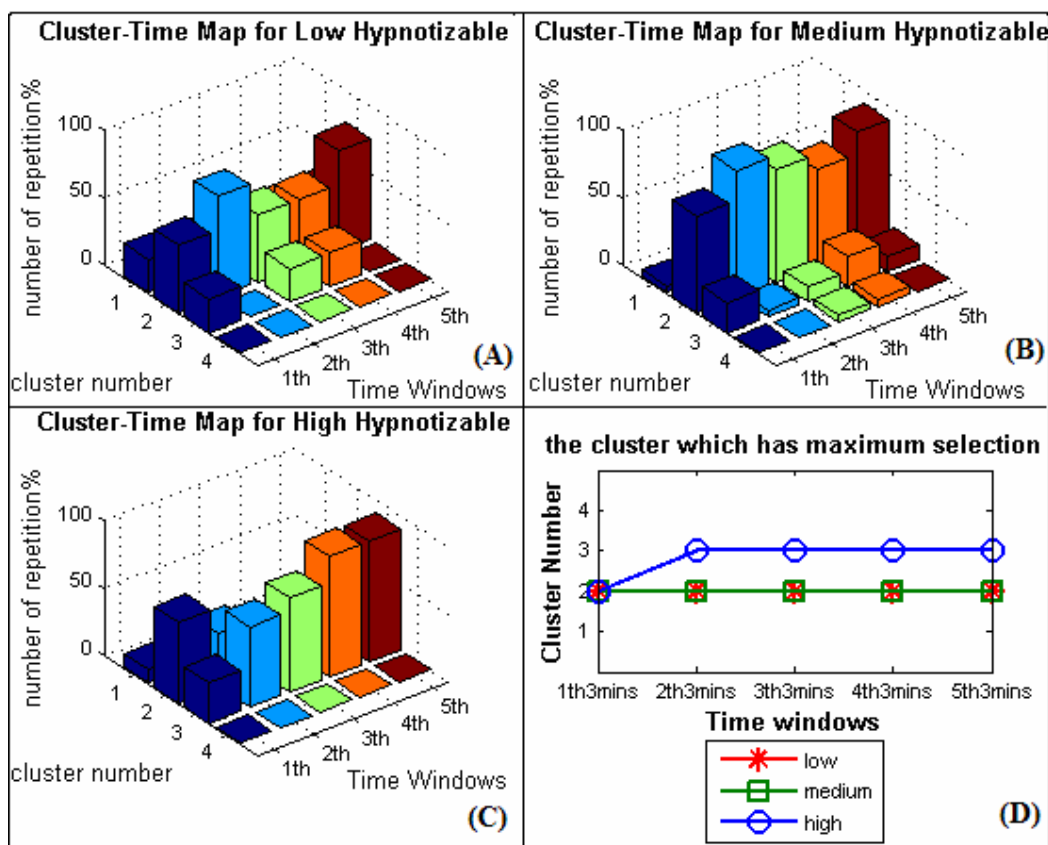
در مباحث قبل، متوسطی از ویژگی های مختلف در پنجره های ۳ دقیقه ای، در طول القای هیپنوتیزم محاسبه شد. به این ترتیب کل مدت زمان القای هیپنوتیزم به ۵ پنجره ای زمانی تقسیم گردید که می توان گفت، هر فرد در هر پنجره، در عمق معینی از هیپنوتیزم قرار دارد. که این عمق در حال حاضر معلوم نیست و در این بخش سعی داریم به کمک الگوریتم خوشه یابی kmeans، به افراد مختلف، در پنجره های زمانی در طول القای هیپنوتیزم، یک برچسب عمق نسبت دهیم.

همانطوری که در فصل دوم نیز اشاره شد، با توجه به تقسیم بندی های کراسیلنک عمق هیپنوتیزم دارای چهار مرحله است: ۱- مرحله هیپنوتیزم آلودگی ۲- مرحله خلسه سبک ۳- مرحله خلسه میانی ۴- مرحله خلسه عمیق، که معمولاً افراد با هیپنوتیزم پذیری پایین نسبت به دو گروه دیگر به

عمق کمتری می رسند و همچنین افراد با هیپنوتیزم پذیری بالا نسبت به گروه هیپنوتیزم پذیر متوسط، به عمق بیشتری می رسند. با در نظر گرفتن این تقسیم بندی، در الگوریتم خوشه یابی نیز، ۴ خوشه در نظر گرفته است که به کمک الگوریتم خوشه یابی kmeans، داده های مربوط به گروه های مختلف هیپنوتیزم پذیری، در زمانهای مختلف، در یکی از این خوشه ها قرار خواهند گرفت. قبل از شروع مراحل خوشه یابی نکاتی مد نظر گرفته شده است:

- ممکن است هنگام تعیین بر چسب عمق، دو پنجره از نظر میزان عمق با هم همپوشانی داشته باشند، در این صورت این دو پنجره یک بر چسب یکسان می خورند.
- ممکن است هر ۵ پنجره زمانی در بعضی از افراد یک بر چسب یکسان بخورند؛ این مسئله نیز ممکن است اتفاق بیافتد، با این توجیه که افراد مورد آزمایش چندین بار در جلسات هیپنوتیزم شرکت داشته اند و ممکن است در همان اوایل القای هیپنوتیزم به عمق نهایی خود برسند.
- در بر چسب گذاری باید به این مسئله دقت شود که آیا خوشه هایی وجود دارند که بیشتر توسط یک گروه خاص از گروه های هیپنوتیزم پذیری انتخاب می شوند یا خیر؟
- در بر چسب گذاری به دنبال ویژگی هایی هستیم که باعث شود یک حالت سلسله مراتبی در میزان عمق به وجود بیاورند، به بیان دیگر ویژگی هایی که باعث شوند، افراد با هیپنوتیزم پذیری بالا ابتدا وارد خوشه های مربوط به افراد با هیپنوتیزم پذیری پایین و سپس وارد خوشه های مربوط به افراد با هیپنوتیزم پذیری متوسط شوند.

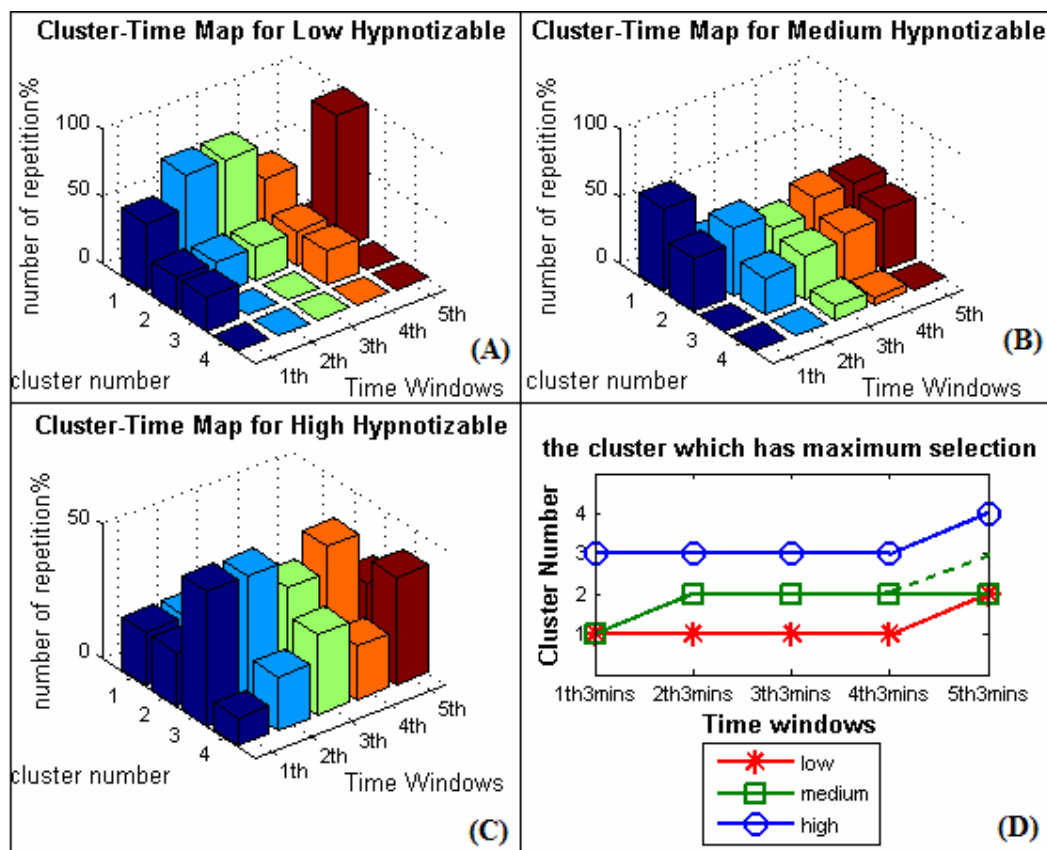
در این بخش جهت خوشه یابی و تعیین عمق لحظه ای هیپنوتیزم، از ویژگی های لیست شده در جدول ۵،۵ و نسبت ویژگیها در EEG هیپنوتیزم به EEG پایه، استفاده شده است. با توجه به اینکه ویژگی ها در طول القای هیپنوتیزم، در ۵ پنجره زمانی ۳ دقیقه ای محاسبه شده اند، در کل $160 = 32 \times 5$ بردار وجود دارد که از داده های ۳۱ نفر ($155 = 31 \times 5$ بردار) برای خوشه یابی و ساخت مدل و از داده های یک فرد ($5 = 1 \times 5$) برای آزمودن نتایج بدست آمده، استفاده شده است. به ازای ویژگی های مختلف، نگاشت خوشه زمان برای افراد در سه گروه هیپنوتیزم پذیری رسم شده است. در ادامه فقط نتایج حاصل از ویژگی هایی که نگاشت خوشه زمان آنها، معنادار ترین نتایج را جهت تعیین عمق در طول القای هیپنوتیزم ارائه نموده اند، آورده شده و از نتایج باقی ویژگی ها صرف نظر شده است. در شکل ۹،۵ نگاشت خوشه زمان با استفاده همزمان از ترکیب خطی انرژی نسبی امواج آلفا در ۱۹ کانال و امواج دلتا در ۱۹ کانال برای سه گروه هیپنوتیزم پذیری رسم شده است.



شکل ۹،۵: نگاشت های خوشه زمان با استفاده همزمان از ترکیب خطی انرژی نسبی امواج آلفا در ۱۹ کانال و امواج دلتا در ۱۹ کانال برای سه گروه هیپنوتیزم پذیری (A): گروه هیپنوتیزم پذیر پایین (B): گروه هیپنوتیزم پذیر متوسط (C): گروه هیپنوتیزم پذیر بالا. (D): خوشه هایی که در گروه های مختلف بیشترین انتخاب را در پنجره های زمانی در طول القای هیپنوتیزم داشته اند.

در قسمت (D) این شکل، در طول القای هیپنوتیزم، خوشه هایی که بیشترین انتخاب را در گروه های مختلف داشته اند، مشاهده می شود. با توجه به این شکل، بعد از اولین پنجره زمانی در طول القای هیپنوتیزم، بیشتر افراد با هیپنوتیزم پذیری بالا جذب خوشه ۳ و بیشتر افراد با هیپنوتیزم پذیری متوسط و پایین خوشه دوم را انتخاب کرده اند. به این ترتیب می توان گفت که با در نظر گرفتن این دو ویژگی، هر سه گروه هیپنوتیزم پذیری در ابتدای القای هیپنوتیزم در یک عمق قرار دارند و بعد از دقایق اولیه گروه هیپنوتیزم پذیر بالا از دو گروه دیگر جدا می شود. با توجه به نگاشتهای بدست آمده، خوشه سوم نسبت به خوشه دوم از نظر عمق برچسب بالاتری می خورد.

شکل ۱۰،۵: نگاشت خوشه زمان رسم شده به ازای ویژگی نسبت انرژی نسبی امواج بتا در کانال C3 در EEG هیپنوتیزم به EEG پایه برای سه گروه هیپنوتیزم پذیری را نشان می دهد.



شکل ۵.۱: نگاشت خوشه زمان با استفاده از نسبت انرژی نسبی امواج بتا در کانال C3 در EEG هیپنوتیزم به EEG پایه برای سه گروه هیپنوتیزم پذیری (A): گروه هیپنوتیزم پذیر پایین (B): گروه هیپنوتیزم پذیر متوسط (C): گروه هیپنوتیزم پذیر بالا. (D): خوشه هایی که در گروه های مختلف بیشترین انتخاب را در پنجره های زمانی در طول القای هیپنوتیزم داشته اند.

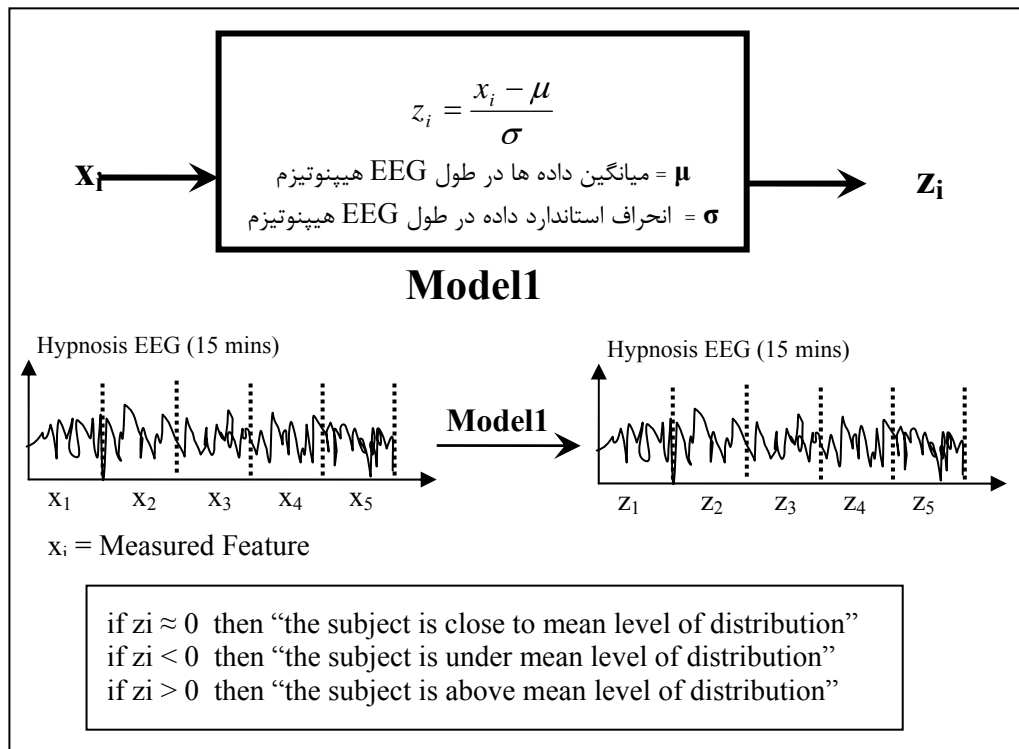
با توجه به شکل ۵.۱، در ابتدای القای هیپنوتیزم بیشتر افراد با هیپنوتیزم پذیری متوسط و پایین جذب خوشه ۱ و بیشتر افراد با هیپنوتیزم پذیری بالا جذب خوشه ۳ شده اند. سپس در طول القای هیپنوتیزم در گروه هیپنوتیزم پذیری بالا، به تدریج افراد جذب خوشه ۴ می شوند. گروه هیپنوتیزم پذیر متوسط نیز در طول القای هیپنوتیزم اکثراً خوشه های ۲ و ۳ را انتخاب نموده اند. اکثر افراد در گروه هیپنوتیزم پذیر پایین جذب خوشه ۱ شده اند و در پنجره آخر القای هیپنوتیزم، تقریباً تمامی افراد در این گروه، خوشه دوم را انتخاب کرده اند. با توجه به نتایج بدست آمده برای زدن برچسب عمق به خوشه ها، به این صورت می توان عمل نمود که، به خوشه ۱ برچسب مرحله هیپنوتیزم آلودگی، به خوشه ۲ برچسب مرحله خلسه سبک، به خوشه ۳ برچسب مرحله خلسه میانی و به خوشه ۴ برچسب مرحله خلسه عمیق داده می شود.

۵.۸. تخمین عمق لحظه ای هیپنوتیزم به کمک پارامتر z-score

در این بخش با تبدیل ویژگی ها به مقادیر z-score، تغییرات چند ویژگی، در گروه های مختلف هیپنوتیزم پذیری، در طول القای هیپنوتیزم (EEG هیپنوتیزم)، مورد بررسی قرار گرفته می شود. افراد را از نظر هیپنوتیزم پذیری می توان به سه گروه پایین، متوسط و بالا تقسیم نمود. در اینجا داده های (مقادیر ویژگی در طول EEG هیپنوتیزم)، مربوط به نمونه های موجود از این سه گروه به

عنوان جامعه‌ی معیار در نظر گرفته شده است. با تبدیل مقادیر ویژگی بدست آمده به مقادیر Z-score، می‌توان اظهار داشت که، در پنجره‌های زمانی مختلف در طول القای هیپنوتیزم، هر فرد با توجه به ویژگی اندازه گرفته شده، چقدر از سطح متوسط (میانگین مقادیر) فاصله گرفته است. با توجه به تعاریف در بخش ۴،۶، اگر (در ویژگی انتخاب شده) مقدار Z-score نزدیک به صفر باشد، یعنی فرد به میانگین توزیع (سطح متوسط) شبیه است. اگر مقدار Z-score منفی بدست آید، یعنی سطح فرد از سطح متوسط پایین تر است؛ یا به عبارتی فرد متمایل به هیپنوتیزم پذیری پایین است. اگر مقدار مثبت باشد یعنی فرد در سطحی بالاتر از سطح متوسط قرار دارد، یا می‌توان گفت که فرد در سطحی متمایل به هیپنوتیزم پذیری بالا است. مقدار بالاتر و یا پایین تر از سطح متوسط بودن افراد، با توجه به مقدار Z-score بدست آمده، مشخص می‌شود.

در بخش‌های قبلی ویژگی‌های مختلفی از سیگنال EEG هیپنوتیزم نمونه‌های موجود (۳۲ نفر)، در پنجره‌های زمانی ۳ دقیقه‌ای استخراج گردید. به ازای هر ویژگی، میانگین و واریانس داده‌های این افراد (در تمامی پنجره‌ها)، به عنوان میانگین و انحراف استاندارد جامعه (معیار) محاسبه شده است.^۱ سپس با در نظر گرفتن این میانگین و انحراف استاندارد، مقدار ویژگی اندازه گرفته شده از نمونه‌ها (۳۲ نفر)، در پنجره‌های زمانی مختلف، به کمک رابطه‌ی (۱) به یک مقدار از Z-score تبدیل می‌شود، تا بتوان سطح هر فرد را در هر پنجره‌ی زمانی نسبت به سطح متوسط تعیین نمود. این مسئله در شکل ۱۱،۵ نمایش داده شده است.



شکل ۱۱،۵: نمایشی از تبدیل مقادیر ویژگی در طول EEG هیپنوتیزم به مقادیر Z-score، جهت تعیین سطح هیپنوتیزم پذیری

^۱ در رابطه (۴-۱۴) مقدار μ و σ از روی مقدار ویژگی اندازه گرفته شده از ۳۱ نفر (داده‌های مربوط به یک فرد کنار گذاشته شده است)، محاسبه شده است.

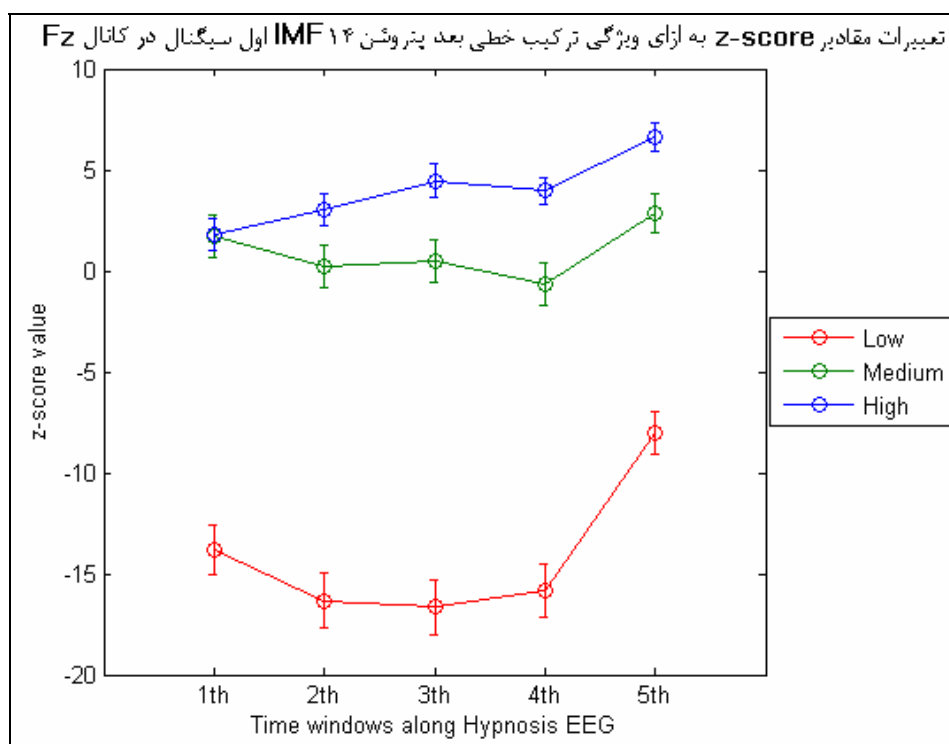
البته در ساخت این مدل و همچنین اعتبار سنجی نتایج، از روش LOO استفاده شده است. به این ترتیب که در محاسبه میانگین و واریانس گروه معیار، به جای استفاده از همه داده‌ی موجود، داده‌های مربوط به یک فرد کنار گذاشته شده است و بر اساس داده‌های باقی افراد (۳۱ نفر) میانگین و واریانس گروه معیار محاسبه شده است، سپس Z-SCORE مربوط به تمامی افراد در پنجره‌های زمانی مختلف محاسبه شده است. این کار به ازای کنار گذاری داده‌های مربوط به هر کدام از این ۳۲ نفر تکرار شده است. سپس یک میانگین- واریانس برای مقادیر Z-SCORE بدست آمده، گزارش شده است. این کار جهت تشخیص میزان حساسیت نتایج، به انتخاب افراد جامعه‌ی معیار (جامعه‌ای که برای ساخت مدل از آن استفاده شده است)، اجرا شده است.^۱

انتظار می‌رود که بعد از محاسبه‌ی مقدار Z-SCORE، در پنجره‌های ابتدایی القای هیپنوتیزم، سطح تمامی افراد، زیر سطح متوسط تشخیص داده شود و در پنجره‌های بعدی به تدریج، سطح افراد، به خصوص در افراد با هیپنوتیزم پذیری متوسط و بالا، به سطح متوسط نزدیک شده و از آن بالاتر رود. همچنین انتظار می‌رود که در انتهای القای هیپنوتیزم میزان افزایش نسبت به میانگین توزیع (سطح متوسط)، در افراد با هیپنوتیزم پذیری بالا نسبت به هیپنوتیزم پذیری متوسط بیشتر باشد.

این روند به ازای ویژگی‌های بعد پتروشن در تمامی کانالهای مغزی، بعد هیگوچی در تمامی کانالهای مغزی، مقدار پارامتر خودشباهت بدست آمده به روش DFA در تمامی کانالهای مغزی به ازای باندهای فرکانسی مختلف، مقدار انرژی متوسط باندهای فرکانسی مختلف در تمامی کانالهای مغزی، مقدار انرژی ماکسیمم باندهای فرکانسی مختلف در تمامی کانالهای مغزی، مقدار انرژی نسبی باندهای فرکانسی مختلف در تمامی کانالهای مغزی، مقدار آنتروپی EMD در تمامی کانالهای مغزی، مقدار فرکانس موضعی وزن یافته به ازای تمامی کانالهای مغزی و میزان سنکرون شدن فاز بین جفت کانالهای متقابل در سمت چپ و راست مغز در باندهای فرکانسی مختلف، تکرار شده است.

به ازای بعضی از این ویژگی‌ها، روندهای معنادار و قابل تفسیری در تغییرات مقادیر Z-SCORE در گروه‌های مختلف هیپنوتیزم پذیری دیده شد که از بین آنها، ویژگی‌هایی که معنادارترین تغییرات را جهت ایجاد یک روش به منظور تعیین عمق هیپنوتیزم در طول القا ارائه می‌کردند، انتخاب شدند. در شکل‌های زیر نحوه تغییرات مقادیر Z-score (اعتبار سنجی با روش LOO) به ازای این ویژگی‌های انتخاب شده، در گروه‌های مختلف هیپنوتیزم پذیری و در طول پنجره‌های زمانی مختلف از EEG هیپنوتیزم آورده شده است. در این شکل‌ها، دایره‌ها مکان متوسط مقادیر Z-SCORE (میانگین مقادیر با اعتبار سنجی LOO) در افراد هر گروه در هر پنجره‌ی زمانی را نشان می‌دهند. خطوط متصل به دایره‌ها نیز نشان دهنده متوسط پراکندگی بدست آمده از مقادیر Z-SCORE (انحراف استاندارد مقادیر با اعتبار سنجی LOO) در افراد هر گروه در هر پنجره‌ی زمانی می‌باشند. در تمامی این شکل‌ها، مقدار پراکندگی‌های بدست آمده (خطوط متصل به دایره‌ها)، نشان می‌دهد که حساسیت نتایج، به انتخاب افراد جامعه‌ی معیار (جامعه‌ای که برای ساخت مدل از آن استفاده شده است)، زیاد نیست.

^۱ در مورد انتخاب افراد مربوط به جامعه‌ی معیار در به کارگیری Z-score در بیوفیدیک EEG در سیستم‌های BCI دقت و بررسی‌های زیادی صورت گرفته است [۱۴۸ و ۱۷۸-۱۸۰].

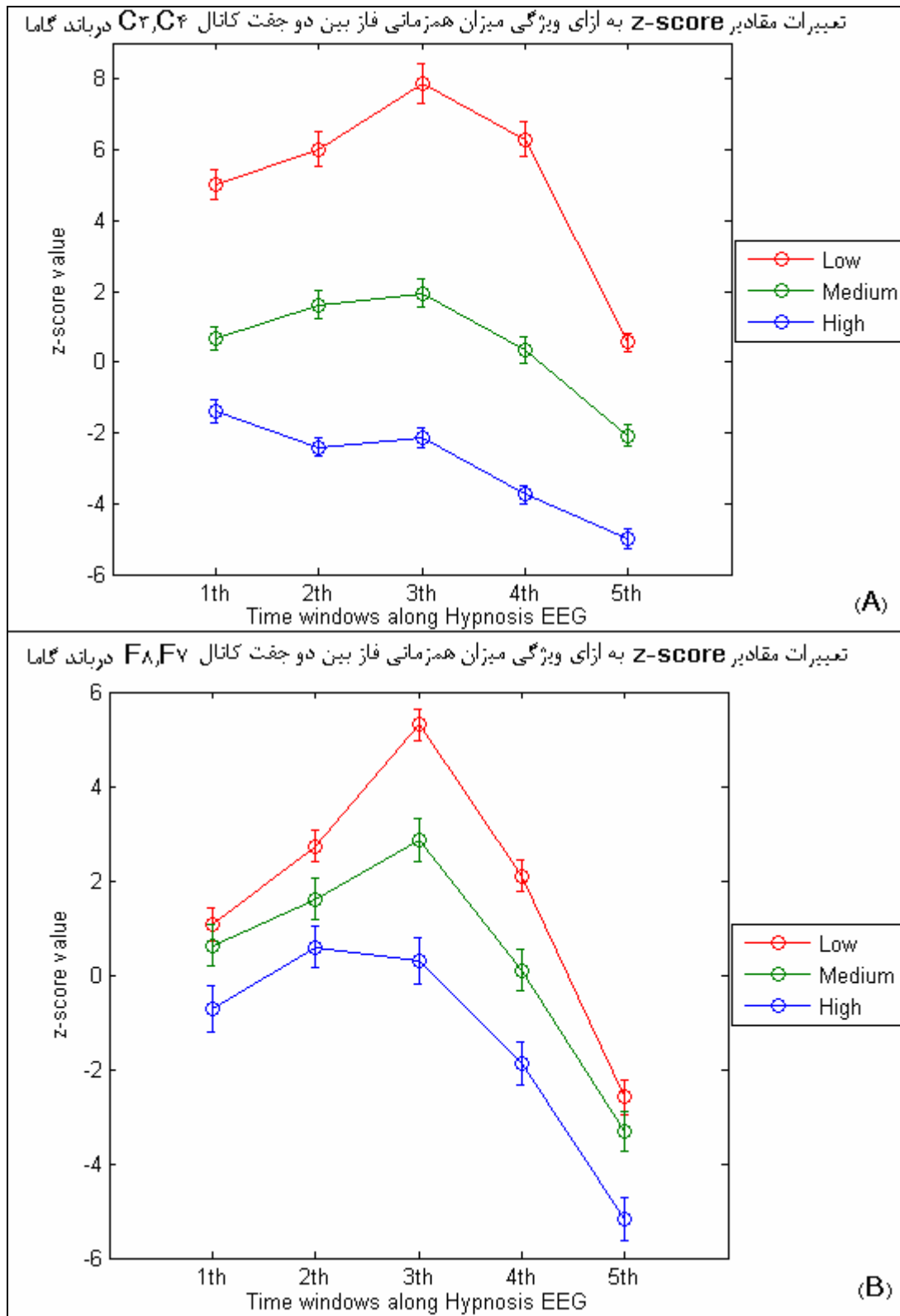


شکل ۱۲.۵: نمایشی از تغییرات مقادیر Z-score (اعتبار سنجی با روش LOO) به ازای ترکیب خطی بعد پتروشن ۱۴ IMF اول سیگنال در کانال Fz شده، در گروه های مختلف هیپنوتیزم پذیری و در پنجره های زمانی مختلف در طول EEG هیپنوتیزم

با توجه به شکل ۱۲.۵، مشاهده می شود که در تمامی گروه ها، در طول سیگنال EEG هیپنوتیزم، به تدریج مقدار Z-score افزایش می یابد. در افراد هیپنوتیزم پذیری پایین، به تدریج مقادیر Z-score به سمت صفر می روند. این مسئله به این معنا است که این افراد در طول القای هیپنوتیزم در حال نزدیک شدن به سطح متوسط توزیع هستند. ولی با در نظر گرفتن این شکل، افراد هیپنوتیزم پذیر پایین نتوانسته اند کاملاً به سطح متوسط توزیع برسند و تا انتهای القای هیپنوتیزم در سطح زیر متوسط توزیع هستند. افراد با هیپنوتیزم پذیری متوسط و بالا در ابتدای القای هیپنوتیزم نزدیک به سطح متوسط توزیع هستند و به تدریج مقدار Z-score در آنها افزایش می یابد ($Z > 0$). افزایش مقدار Z-score نسبت به صفر به معنای بالاتر رفتن سطح این افراد از سطح متوسط توزیع است و میزان فاصله گیری از سطح متوسط در افراد با هیپنوتیزم پذیری بالا بیشتر از افراد با هیپنوتیزم پذیری متوسط بوده است.

که از آنجایی که انتظار داریم در طول القای هیپنوتیزم، به تدریج میزان عمق هیپنوتیزم در افراد مختلف بیشتر شود، می توان نتیجه گرفت که افزایش تدریجی میزان Z-score (با در نظر گرفتن ویژگی ترکیب خطی بعد پتروشن ۱۴ IMF اول سیگنال در کانال Fz)، می تواند نشانگر افزایش عمق هیپنوتیزم باشد. به بیان دیگر با محاسبه ی مقدار Z-score به ازای بعد پتروشن در کانال Fz، درحین القای هیپنوتیزم فردی که دارای مقدار Z-score بیشتری است، در عمق بیشتری از هیپنوتیزم قرار دارد.

در شکل ۱۳.۵ تغییرات z-score در طول سیگنال EEG هیپنوتیزم، به ازای دو ویژگی انتخاب شده‌ی دیگر آورده شده است.



شکل ۱۳.۵: نمایشی از تغییرات مقادیر z-score (اعتبار سنجی با روش LOO) به ازای میزان همزمانی فاز بین دو جفت کانال (A): C3, C4 و (B): F7, F8 در گروه های مختلف هیپنوتیزم پذیری و در پنجره های زمانی مختلف در طول EEG هیپنوتیزم

با توجه به شکل ۱۳،۵، به طور کلی در گروه های مختلف، در طول سیگنال EEG هیپنوتیزم، مقدار Z-score تا پنجره ی دوم افزایش یافته و در طول پنجره های زمانی بعدی، مقدار Z-score کاهش می یابد. که میزان این کاهش به ترتیب در افراد با هیپنوتیزم پذیری بالا بیشتر از افراد با هیپنوتیزم پذیری متوسط و در افراد با هیپنوتیزم پذیری متوسط، این کاهش نسبت به افراد با هیپنوتیزم پذیری پایین بیشتر است. کاهش مقدار Z-score به این معنا است که مقادیر به سطح متوسط توزیع نزدیک شده و به تدریج از این سطح متوسط نیز پایین تر می روند.

که از آنجایی که انتظار داریم در طول القای هیپنوتیزم، به تدریج میزان عمق هیپنوتیزم در افراد مختلف بیشتر شود، می توان نتیجه گرفت که کاهش تدریجی میزان Z-score (با در نظر گرفتن ویژگی میزان همزمانی فاز بین دو جفت کانال متقابل C3,C4 و F7,F8 در باند گاما)، می تواند نشانگر افزایش عمق هیپنوتیزم باشد. به بیان دیگر با محاسبه ی مقدار Z-score به ازای میزان همزمانی فاز در این دو جفت کانال، در حین القای هیپنوتیزم فردی که دارای مقدار Z-score کمتری است، در عمق بیشتری از هیپنوتیزم قرار دارد.

به این ترتیب علاوه بر نتایج بدست آمده از نگاشت های خوشه زمان، بررسی تغییرات مقادیر Z-score محاسبه شده به ازای ویژگی های ترکیب خطی بعد پتروشن ۱۴ IMF اول سیگنال در کانال Fz و میزان همزمانی فاز بین دو جفت کانال متقابل C3,C4 و F7,F8 در باند گاما، نیز می تواند جهت تعیین عمق هیپنوتیزم در طول القا مناسب باشد.

۹.۵. جمع بندی فصل

در طول این فصل نشان داده شد که هیپنوتیزم و هیپنوتیزم پذیری باعث ایجاد تغییرات معنادار در فعالیت نیمکره های مغزی، انرژی باندهای فرکانسی، میزان شباهت های مکانی، زمانی و همزمانی فاز در سیگنالهای EEG می شود. همچنین نشان داده شد که، بعد هیگچی چهارده IMF اول سیگنال در کانال ۱۳ (T6) و ویژگی ترکیب خطی پارامتر خود شباهت در باند تتا در کانال ۹ و بعد هیگچی و پتروشن در کانال ۱۳، به عنوان دو ویژگی مناسب جهت تعیین میزان هیپنوتیزم پذیری (عمق نهایی هیپنوتیزم)، می باشند.

به کمک الگوریتم خوشه یابی kmeans و محاسبه پارامتر Z-score و به کارگیری ویژگی های انتخاب شده در آن، روند انتخاب خوشه ها و کلاسهای مختلف توسط گروه های هیپنوتیزم پذیری و همچنین تغییرات مقدار Z-score، در طول القای هیپنوتیزم بررسی گردید. در برخی از ویژگی ها نتایج معناداری بدست آمد، که معنادارترین روند انتخاب خوشه، در ویژگی انرژی نسبی امواج بتا در کانال C3 در EEG هیپنوتیزم نسبت به EEG پایه مشاهده شد. در این ویژگی یک روند سلسله مراتبی در انتخاب خوشه توسط گروه های مختلف مشاهده می شود که می تواند به عنوان یک ابزار مناسب جهت تعیین عمق لحظه ای هیپنوتیزم به شمار رود.

همچنین نشان داده شده که علاوه بر نگاشتهای خوشه- زمان، بررسی تغییرات مقادیر Z-score محاسبه شده به ازای ویژگی های بعد پتروشن در کانال Fz و میزان همزمانی فاز بین دو جفت کانال متقابل C3, C4 و F7, F8 در باند گاما، نیز می تواند جهت تعیین عمق هیپنوتیزم در طول القا مناسب باشد.

فصل ششم

نتیجه گیری و پیشنهادات

۶. نتیجه گیری و پیشنهادات

۱.۶. مقدمه

در طول فصول مختلف این رساله، با به کارگیری الگوریتم EMD، ویژگی های مختلفی از سیگنال EEG هیپنوتیزم استخراج گردید. توانایی این ویژگی ها به منظور جداسازی گروه های هیپنوتیزم پذیری از هم (تعیین عمق نهایی هیپنوتیزم)، توسط آزمون های آماری و سطح زیر منحنی ROC، ارزیابی شد و از این طریق بهترین ویژگی ها جهت رسیدن به هدف اصلی پروژه (تعیین عمق هیپنوتیزم) انتخاب گردید. در کنار هدف اصلی پروژه، در طی بررسیهای آماری نتایج معنادار دیگری نیز از اثر القای هیپنوتیزم و هیپنوتیزم پذیری بر روی پارامتر های مختلف، بدست آمد؛ که از جمله آنها می توان به اثرات معنادار القای هیپنوتیزم و هیپنوتیزم پذیری بر روی فعالیت نیمکره های مغزی، انرژی باندهای فرکانسی سیگنال EEG، میزان شباهت های زمانی موجود در سیگنال EEG، میزان شباهت های مکانی در سیگنال های EEG و میزان همزمانی فاز در سیگنال های EEG اشاره نمود، که در فصل قبلی هر کدام از این اثرات به طور جزئی شرح داده شد و با نتایج مطالعات قبلی مقایسه گردید، بنابراین در این فصل، دیگر این نتایج مجدداً ارائه نشده اند.

علاوه بر این نتایج جانبی، با به کارگیری ویژگی های مناسب انتخاب شده، در الگوریتم های طبقه بندی کننده و خوشه یابی و همچنین استفاده از پارامتر Z-score، روشهای مناسبی جهت تعیین عمق هیپنوتیزم ارائه گردید که در ادامه به مقایسه نتایج بدست آمده در این پروژه، با دیگر مطالعات پرداخته شده است.

۲.۶. نتایج مربوط به تعیین عمق نهایی هیپنوتیزم و مقایسه با نتایج قبلی

در این مطالعه نشان داده شد که ترکیب خطی بعد هیگوچی چهارده IMF اول سیگنال در کانال ۱۳ (T6)، در انتهای القای هیپنوتیزم با خطای ۶٫۲۵٪ (بهینه ترین ویژگی از نظر تعداد کانالهای ثبت سیگنال) و ترکیب خطی پارامتر خود شباهت در باند تتا در کانال ۹ و بعد هیگوچی و پتروشن در کانال ۱۳ (بهینه ترین ویژگی از نظر میزان خطای طبقه بندی)، می توانند گروه هیپنوتیزم پذیری نمونه های موجود را تعیین کنند و بر اساس آنها می توان مرحله ای از عمق را که فرد در آن قرار دارد تعیین نمود. اگر فرد هیپنوتیزم پذیر پایین باشد، به احتمال زیاد در انتهای القای هیپنوتیزم از نظر عمق در خلسه سبک قرار دارد، اگر هیپنوتیزم پذیر متوسط باشد در خلسه میانی و اگر هیپنوتیزم پذیر بالا باشد، در خلسه عمیق قرار دارد. فردی که در عمق بیشتری قرار دارد، فعالیت های القا شده را راحت تر انجام می دهد. در روشهای درمانی به کمک هیپنوتیزم، تعیین عمق

هیپنوتیزم امری مهم به شمار می رود، زیرا اگر فرد نتواند به عمق لازم برسد (افراد با هیپنوتیزم پذیری پایین)، فرایندهای درمانی بر روی وی جوابگو نخواهند بود. در حال حاضر برای تعیین عمق نهایی هیپنوتیزم (میزان هیپنوتیزم پذیری) از روشهایی بر پایه مشاهدات کلینیکی و عکس العملها و پاسخ های فرد در مقابل سوالات مختلف (مانند روش WSGS)، استفاده می شود. مشکل موجود در این روشها این است که علاوه بر نیاز به بررسی و اطمینان از پاسخ های فرد، سوالات و ارزیابی هایی که از فرد انجام می شود، ممکن است از عمق هیپنوتیزم بکاهد.

در مقایسه با نتایج دیگران باید گفت که تاکنون بجز آقای ری^۱ (۱۹۹۸)، آقای نصرآبادی (۲۰۰۴) و خانم بهبهانی (۲۰۰۸) که سعی در تفکیک افراد با هیپنوتیزم پذیری متفاوت از روی سیگنال EEG، به کمک طبقه بندی کننده های مختلف کرده اند، بقیه مطالعات به بررسی آماری سیگنال EEG هیپنوتیزم و کاهش و افزایش ویژگیها در روند هیپنوتیزم شدن پرداخته اند. بنابراین تنها مقایسه امکان پذیر، مقایسه با نتایج این سه مطالعه می باشد (جدول ۱،۶). قابل ذکر است که در هر سه مطالعه از ویژگی ها و ساختارهای طبقه بندی کننده مختلفی استفاده شده است، ولی در جدول ۱،۶ کارآمد ترین ویژگی معرفی شده در هر مطالعه، جهت تعیین هیپنوتیزم پذیری (عمق نهایی هیپنوتیزم) آورده شده است.

جدول ۱،۶: نتایج بدست آمده از ۴ مطالعه مختلف در جهت تعیین میزان هیپنوتیزم پذیری (عمق نهایی هیپنوتیزم)

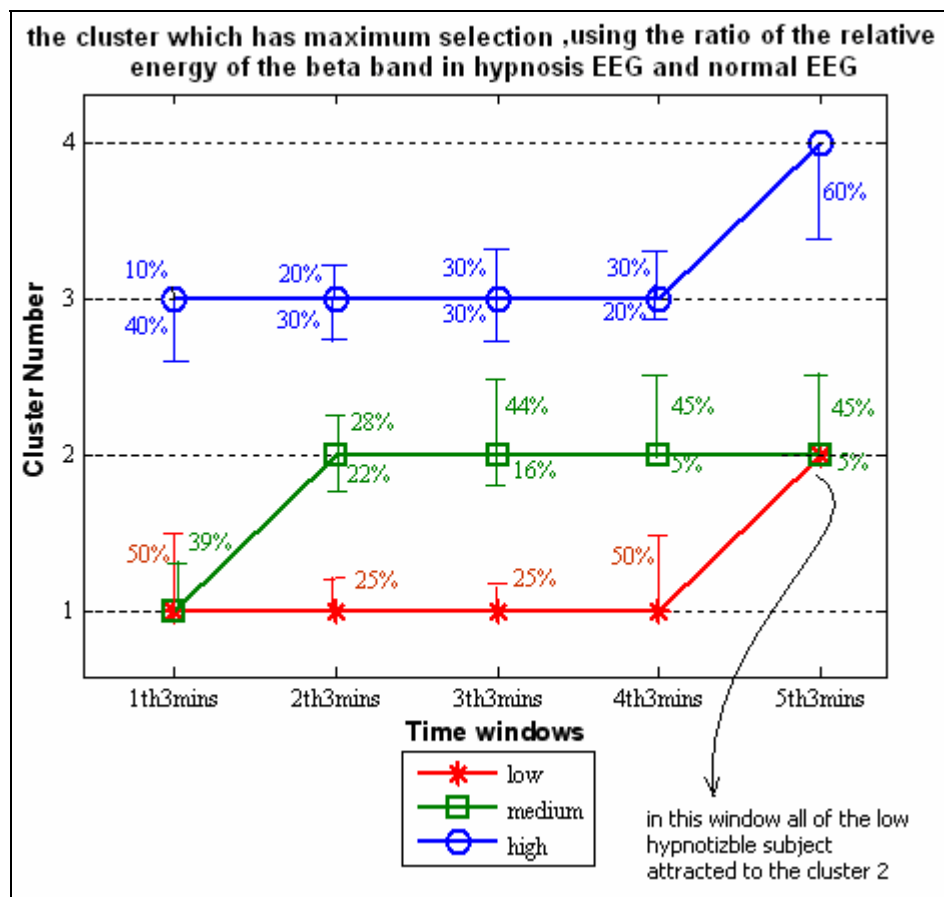
ری [۲۷۹]	نصرآبادی [۱۳۸]	بهبهانی [۲۸۰]	مطالعه حاضر
۱۸ نفر (۱۱ نفر High و ۷ نفر Low)	۳۲ نفر (۴ نفر Low، ۱۸ نفر Medium و ۱۰ نفر Low)	۳۲ نفر (۴ نفر Low، ۱۸ نفر Medium و ۱۰ نفر Low)	۳۲ نفر (۴ نفر Low، ۱۸ نفر Medium و ۱۰ نفر Low)
ویژگی	طیف توان و بطور اخص باند تنا	بعد فرکتال حذف تغییرات آهسته شده	ترکیب خطی بعد هیگوچی IMF۱۴ اول سیگنال در کانال C3 ----- ترکیب خطی پارامتر خود شباهت در کانال ۹ و بعد هیگوچی و پتروشن در کانال ۱۳
طبقه بندی کننده	شبکه عصبی MLP	SOM(5*5)	KNN
روش اعتبارسنجی برای محاسبه دقت طبقه بندی	اعتبار سنجی انجام نشده	LOO	LOO
گروه های از هم تفکیک شده	تفکیک دو گروه High و Low	تخمین نمره هیپنوتیزم پذیری	تفکیک هر سه گروه High، Low و Medium از هم
دقت طبقه بندی	۹۴٪	۸۵،۴٪ (دقت در تخمین نمره بوده است نه طبقه بندی به سه گروه)	۹۳٪ ----- ۱۰۰٪

¹ Ray

که به این ترتیب با توجه نتایج ثبت شده در جدول ۶،۵، سادگی ساختار طبقه بندی کننده و تفکیک هر سه گروه هیپنوتیزم پذیری از هم با دقتی بالاتر از مطالعات قبلی از جمله بهبودهای ایجاد شده در مطالعه حاضر در جهت تعیین میزان هیپنوتیزم پذیری (تعیین عمق هیپنوتیزم) از روی سیگنال EEG هیپنوتیزم، به جای استفاده از روشهای کلینیکی قبلی وابسته به فرد، مانند روش WSGS، می باشد.

۳،۶. نتایج حاصل از تخمین عمق لحظه ای هیپنوتیزم و مقایسه با نتایج قبلی

در این پروژه به کمک الگوریتم های خوشه یابی و محاسبه مقدار پارامتر Z-score و به کارگیری ویژگی های انتخاب شده سعی شد تا با پیدا نمودن یک روند معنادار در انتخاب خوشه ها و کلاسها، روشی برای تعیین عمق هیپنوتیزم در طول القا ارائه شود. در تعدادی از ویژگی ها، نتایج معناداری در نگاشت خوشه زمان مشاهده گردید و با توجه به تقسیم بندی کراسلینک به آنها برچسب عمق نسبت داده شد. معنادارترین نتیجه در نگاشت های خوشه-زمان، به ازای ویژگی انرژی نسبی امواج بتا در کانال C3 در EEG هیپنوتیزم نسبت به EEG پایه بدست آمد. شکل ۱،۶ روند انتخاب خوشه های مختلف در سه گروه هیپنوتیزم پذیری در طول القای هیپنوتیزم را نشان می دهد.



شکل ۱،۶: خوشه هایی که در گروه های مختلف بیشترین انتخاب را در پنجره های زمانی در طول القای هیپنوتیزم داشته اند، به همراه درصد تعلق آنها به خوشه هایی با برچسب بالا تر و پایین تر

در این شکل در هر پنجره زمانی، خوشه ای که بیشترین انتخاب را در هر گروه داشته، مشخص گردیده است. درصد های نشان داده شده در شکل، حاکی از درصد انتخاب خوشه های پایین تر و یا بالاتر در هر پنجره زمانی است. به این ترتیب مشاهده می شود که در ابتدای القای هیپنوتیزم، بیشتر افراد با هیپنوتیزم پذیری متوسط و پایین، خوشه ۱ و بیشتر افراد با هیپنوتیزم پذیری بالا، خوشه ۳ را انتخاب نموده اند. سپس در طول القای هیپنوتیزم، به ترتیب میزان هیپنوتیزم پذیری جذب خوشه های بالاتر شده اند. با توجه به بحث های انجام شده و نتایج بدست آمده و با در نظر گرفتن تقسیم بندی کراسیلنک به خوشه ۱ برچسب مرحله هیپنوتیزم آلودگی، به خوشه ۲ برچسب مرحله خلسه سبک، به خوشه ۳ برچسب مرحله خلسه میانی و به خوشه ۴ برچسب مرحله خلسه عمیق داده می شود. به بیان دیگر با اندازه گیری این ویژگی در پنجره های مختلف زمانی در طول القای هیپنوتیزم و تعیین نمودن خوشه مربوطه می توان اظهار داشت که فرد در چه عمقی از هیپنوتیزم قرار دارد.

علاوه بر نگاشتهای خوشه- زمان، بررسی تغییرات مقادیر Z-score محاسبه شده به ازای ویژگی های ترکیب خطی بعد پتروشن ۱۴ IMF اول سیگنال در کانال Fz و میزان همزمانی فاز بین دو جفت کانال متقابل C3, C4 و F7, F8 در باند گاما، نیز می تواند جهت تعیین عمق هیپنوتیزم در طول القا مناسب باشد. به این ترتیب که، افزایش مقدار Z-score ترکیب خطی بعد پتروشن ۱۴ IMF اول سیگنال در کانال Fz و یا کاهش میزان همزمانی فاز بین دو جفت کانال متقابل C3, C4 و F7, F8 در باند گاما، می تواند حاکی از افزایش عمق در سه گروه هیپنوتیزم پذیری باشد.

تنها مطالعه ای که تاکنون در آن به مسئله عمق لحظه ای هیپنوتیزم از طریق سیگنال EEG اشاره شده است، مطالعه آقای نصرآبادی [۵] می باشد. ایشان در تحقیقات خود با به کارگیری شبکه های SOM در خوشه یابی و به کارگیری ویژگی هایی مشابه با ویژگی های به کارگرفته شده در این پروژه (بدون استفاده از روش تجزیه EMD)، نگاشتهای خوشه-زمان بدست آمده را جهت بررسی روند انتخاب خوشه ها به وسیله گروه های مختلف هیپنوتیزم پذیر، مورد ارزیابی قرار دادند. مسئله ای که به طور مشترک در مطالعه حاضر و بررسی های دکتر نصرآبادی، مشاهده شده است، این نتیجه است که به نظر می رسد، در ابتدای القای هیپنوتیزم گروه های هیپنوتیزم پذیری، در سطوح یکسانی قرار نداشته و از سه سطح مجزا (سه خوشه) شروع به تغییر در عمق می کنند.

۴,۶. بررسی نقش الگوریتم EMD در نتایج بدست آمده

در این مطالعه از الگوریتم EMD جهت استخراج ویژگی های مختلف از سیگنال استفاده شده است و همانطوری که گزارش گردید، نتایج نسبت به مطالعات قبلی بهبود پیدا کرده است. در این بخش به این مسئله پرداخته شده است که آیا استفاده از الگوریتم EMD نقشی در این بهبود داشته است یا خیر؟ در مطالعات ذکر شده قبلی از ویژگی هایی مشابه با ویژگی های استخراج شده در این پروژه استفاده شده است. اما نتایج بدست آمده در بخش های ۶,۵ و ۷,۵، حاکی از بهبود نتایج نسبت به مطالعات قبلی است. ممکن است به نظر برسد که تغییر نتایج می تواند به علت ساختارهای طبقه بندی کننده ها باشد. اما به کمک آزمونهای پارامتر AUC و همچنین رسم نمودار پراکندگی، نشان داده شد که ویژگی هایی که در این پروژه به کمک الگوریتم EMD استخراج شدند، تفکیک پذیری بسیار بالایی را بین سه گروه هیپنوتیزم پذیری ایجاد می کنند، که حتی یک طبقه بندی کننده

خطی نیز قادر به جداسازی آنها می باشد. برای مقایسه دقیق تر بهبودهای حاصل شده در اثر استفاده از الگوریتم EMD به موارد زیر اشاره می شود:

- بعد هیگوجی و آنتروپی در دو مطالعه آقای نصرآبادی [۵] و خانم بهبهانی [۶۰]، جهت جداسازی و تفکیک سه گروه هیپنوتیزم پذیری مورد استفاده قرار گرفت. در مطالعه خانم بهبهانی به کمک این ویژگی ها تنها گروه هیپنوتیزم پذیر بالا از دو گروه دیگر جدا شده است و در مطالعه آقای نصرآبادی میزان دقت در تخمین نمرات هیپنوتیزم پذیری سه گروه با این دو ویژگی بین ۷۵٪ تا ۸۰٪ بوده است. در مطالعه حاضر با به کارگیری الگوریتم EMD در استخراج این دو ویژگی، سه گروه هیپنوتیزم پذیری از هم با دقت بالاتر از ۸۷٪، تفکیک شده اند. قابل ذکر است که داده های استفاده شده در هر سه مطالعه یکسان بوده است.
- با به کارگیری تبدیل EMD در استخراج ویژگی هایی نظیر انرژی امواج مختلف، ابعاد فرکتال، آنتروپی و...، یک روند سلسله مراتبی معنادار در نگاشت های خوشه زمان جهت تعیین میزان عمق لحظه ای مشاهده گردید.

به این ترتیب می توان ادعا نمود که به کارگیری الگوریتم EMD در این پروژه جهت رسیدن به هدف پروژه (تعیین میزان هیپنوتیزم پذیری یا عمق نهایی هیپنوتیزم و همچنین عمق لحظه ای هیپنوتیزم)، موثر بوده است.

۵.۶. پیشنهادات

- برای بالاتر بردن اعتبار نتایج باید از افراد بیشتری ثبت سیگنال کرد. به این ترتیب میتوان اطمینان حاصل کرد که افراد مورد مطالعه بر روی نتایج تاثیر نداشته است و نتایج بدست آمده، یک سری نتایج عام بوده است یا خیر؟
- روشهای بهبود الگوریتم EMD بررسی شود. تا در صورت امکان مشکلات اجرایی موجود در این روش مرتفع گردد.
- به جای بررسی داده های ثبت شده از کانالهای مختلف به صورت سیگنال، می توان آنها را به عنوان نگاشتهایی از توزیع پتانسیل الکتریکی در طول زمان مورد آنالیز قرار داد. این نگاشت ها می توانند در طول زمان از نظر توزیع مکانی به یک شکل جدید تغییر کنند؛ این شکل جدید می تواند برای یک دوره از زمان پایدار باشد. با توجه به فرضیات بیان شده در علوم اعصاب، این شکل نگاشت های شبه پایدار، منعکس کننده میکرواستیت ها^۱ در مغز هستند. به این ترتیب می توان فرض نمود که میکرواستیت های مختلف متضمن وجود عملکرد های مختلف در مغز است. در ادامه این پروژه، پیشنهاد می شود که تغییرات میکرواستیت ها در طول سیگنال EEG هیپنوتیزم ارزیابی شده و همچنین بررسی شود که آیا تغییر و انتقال از یک کلاس از میکرواستیت به یک کلاس دیگر از میکرواستیت ها، در طول EEG هیپنوتیزم، می تواند رابطه معناداری با تغییر عمق هیپنوتیزم داشته باشد یا خیر؟ و آیا در گروه های مختلف هیپنوتیزم پذیری، تفاوتی در کلاسهای مختلف از میکرواستیت ها در طول سیگنال EEG هیپنوتیزم مشاهده می شود یا خیر؟

¹ Microstates

- مدل مارکوف^۱ فرایندی است که دارای N حالت متمایز مجازی $[S_1, \dots, S_N]$ می باشد که در فواصل زمانی منظم سیستم با توجه به احتمالات از قبل تعیین شده، تغییر حالت می دهد. می توان این N حالت متمایز را به عنوان N سطح از عمق هیپنوتیزم در نظر گرفت. سپس بررسی نمود که آیا در گروه های مختلف هیپنوتیزم پذیری، تغییر حالت بین این N سطح در طول القای هیپنوتیزم می تواند یک روند معنادار و قابل تفسیر را جهت تعیین عمق لحظه ای ارائه دهد یا خیر؟

¹ Markov Model

مراجع

مراجع

- [1] V. Buranelli, "The Wizard from Vienna: Franz Anton Mesmer and the origins of hypnotism", *London: Peter Owen.Pub*, pp.34-37, 1973
- [2] M. G. Millet, "What is Hypnosis?", *Psychological Articles*,
http://www.psychnet-uk.com/readers_articles/what%20is%20hypnosis.htm
- [3] C. L. Tuckey, "Treatment by Hypnotism and Suggestion", *hypnotism*, M. Dessoir, J. Braid, Ed. 5th, *Putnam*, pp.1-40, 1907
- [4] R. Pecarve, "The Hypnosis Book: How to Use Modern Hypnotic Techniques to Improve Physical and Mental Health", *Optimum Pub. Internation*. 2005
- [۵] ع. مطیع نصرآبادی، "ارزیابی کیفی و کمی تغییرات هوشیاری و عمق هیپنوتیزم به کمک پردازش هوشمند سیگنال EEG"، پایان نامه دکتري، دانشگاه صنعتی امیر کبیر، دانشکده مهندسی پزشکی، ۱۳۸۲
<http://mohsenazizi.blogfa.com/post-1830.aspx>
- [۶] م. عزیزی، "تلقین هیپنوتیسمی"، ۱۳۸۶،
<http://mohsenazizi.blogfa.com/post-1830.aspx>
- [7] M. Yoshio, "Physiological Effects during Hypnosis", *J Int Soc Life Inf Sci*, Vol.23, No.2, pp.314-316, 2005
- [8] R. Temes, "Medical Hypnosis: An Introduction and Clinical Guide", Ed. 1th, *Churchill Livingstone Pub*. 1999
- [9] K. S. Bowers, "Waterloo-Stanford Group Scale of Hypnotic Susceptibility, Form C: Manual and Response Booklet", *International Journal of Clinical Hypnosis*, Vol.46, No.3, pp.250-268, 1998
- [10] I. Kirsch, et al. "Experimental Scoring for the Waterloo-Stanford Group Scale", *International Journal of Clinical Hypnosis*, Vol.46, No.3, pp.269-279, 1998
- [11] H. I. Kaplan, B. J. Sadock, "Comprehensive Textbook of Psychiatry", *hypnosis* (chapter 30.3), H. Spiegel, M. Greenleaf, D. Spiegel, Ed. 7th, *Lippincott Williams Pub*. 2000
- [12] H. B. Crasilneck, "Clinical Hypnosis: Principles and Application", Ed. 2th, *Allyn & Bacon Pub*. 1985
- [13] J.S. Lee, D. Spiegel, S.B. Kim, J.H. Lee, et al. "Fractal Analysis Of EEG In Hypnosis And Its Relationship With Hypnotizability", *Intl. Journal of Clinical and Experimental Hypnosis*, Vol.55, No.1, pp.14-31, 2007
- [14] D. Elman, "Hypnotherapy", *Westwood Publishing Company*, 1984
- [15] "Brain Management Hypnosis Course", *The Clinical Hypnosis Institute of California*, 2007,
www.theclinicalhypnosis.com/docs/BMH-Basic-Day1.pdf
- [16] K. Chiappino, "Right/Left Brain Functions", *Office of Chiropractic Neurology*,
www.newlifechiropractic.com/_tmp/Right_leftchart.pdf
- [17] J. Lehtonen, "EEG-based Brain Computer Interfaces", In Partial Fulfillment of the Requirements for the Degree of Master of Science, Department of Electrical and Communications Engineering, Helsinki University of Technology, 2002
- [18] E. H. Chudler, "10-20 System of Electrode Placement", *Neuroscience For Kids*, 2007,
<http://faculty.washington.edu/chudler/1020.html>
- [19] C. Spironelli, A. Angrill, "EEG delta band as a marker of brain damage in aphasic patients after recovery of language", Vol.47, No.4, pp.988-994, 2009

- [20] E. Niedermeyer, F. Lopes da Silva, "Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Application and Related Fields", Ed. 5th, *Lippincott Williams & Wilkins Pub.* 2004
- [21] T. Harmony, T. Fernandez, "EEG Delta Activity: an Indicator of Attention to Internal Processing during Performance of Mental Tasks", *International Journal of Psychophysiology*, Vol.24, No.1, pp.161-171, 1996
- [22] V. Bosch, A. Mecklinger, A. D. Friederici, "Slow Cortical Potentials during Retention of Object, Spatial, and Verbal Information", *Cognitive Brain Research*, Vol.10, No.3, pp.219-237, 2001
- [23] Cross Road Institute "Brainwaves and EEG The language of the brain", 2009, <http://www.crossroadsinstitute.org/learningcenter/qeeg/qeeg-brain-wave-info.html>
- [24] D. Popivanova, A. Minevaa, I. Krekule, "EEG Patterns in Theta and Gamma Frequency Range and Their Probable Relation to Human Voluntary Movement Organization", *Neuroscience Letters*, Vol.267, No.1, pp.5-8, 1999
- [25] C.J. Stam, "Brain dynamics in theta and alpha frequency bands and working memory performance in humans", *Neuroscience Letters*, Vol.286, No.2, pp. 115-118, 2000
- [۲۶] م. بشاشتی، "افزایش هیپنوتیزم پذیری با بکارگیری بیوفیدبک ریتم تتا"، پایان نامه کارشناسی ارشد گرایش بیوالکتریک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه امیرکبیر، ۱۳۸۱
- [27] B. Konradt, S. Deep, O.B. Scholz, "Motor Imagery in hypnosis: Alpha- and Thetapower during Mental Walking Task in hypnosis", *Department of clinical and applied psychology, Bonn* psydok.sulb.uni-saarland.de/volltexte/2005/496/pdf/FEPS.pdf
- [28] H. Petsche, et al. "The Possible Meaning of the Upper and Lower Alpha Frequency Ranges for Cognitive and Creative Tasks", *Psychophysiology*, Vol.26, No.1-3, pp.77-97, 1997
- [29] G. M. Loze, D. Collins, J. C. Shaw, "EEG alpha rhythm, intention and oculomotor control", *International Journal of Psychophysiology*, Vol.33, No.2, pp.163-167, 1999
- [30] D. Lehmann, et al. "Spatio-temporal Dynamics of Alpha Brain Electric fields and Cognitive Modes", *International Journal of Psychophysiology*, Vol.26, No.1-3, pp.99-112, 1997
- [31] J. C. Shaw, "Intention as a Component of the Alpha-rhythm response to Mental Activity", *International Journal of Psychophysiology*, Vol.24, No.1-2, pp.7-23, 1996
- [32] F.H.L.D. Silva, J.P. Pijn, D. Velis, P.C.G. Nijssen "Alpha Rhythms: Noise, Dynamics and Models", *International Journal of Psychophysiology*, Vol.26, No.1-3, pp.237-249, 1997
- [۳۳] ک. توکلیان، "تحقیق و مقایسه عملیات ذهنی مختلف از سیگنال الکتروانسفالوگراف و با استفاده از روشهای خطی و غیرخطی"، پایان نامه کارشناسی ارشد گرایش بیوالکتریک، دانشکده برق، دانشگاه تهران، ۱۳۸۲
- [34] L. Sebastiani, A. Simoni, A. Gemignani, B. Ghelarducci, E. L. Santarcangelo, "Human hypnosis: autonomic and electroencephalographic correlates of a guided multimodal cognitive-emotional imagery", Vol.338, No.1, PP.41-44, 2003
- [35] D. Lehmann, P.L. Fabera, P. Achermann, "Brain Sources of EEG Gamma Frequency during Volitionally Meditation-Induced, Altered states of Consciousness, and Experience of the Self", *Psychiatry Research: Neuroimaging Section*, Vol.108, No.2, pp.111-121, 2001
- [36] P. Tassi, "Defining the state of consciousness", *Neuroscience and biobehavioral Reviews*, Vol.25, No.2, pp.175-191, 2001
- [37] J. F. Lubar, D. M. Gordon, R. S. Harist, et al. "EEG Correlates of Hypnotic Susceptibility Based upon Fast Fourier Power Spectral Analysis", *Biofeedback and Self-Regulation*, Vol. 16, No. 1, pp. 75-80, 1991
- [38] N. F. Graffin, W. J. Ray, R. Lundy, "EEG Concomitants of Hypnosis and Hypnotic Susceptibility", *Journal of Abnormal Psychology*, Vol.104, No.1, pp.123-131, 1995
- [39] V. De Pascalis, "Brain Mechanisms and Attentional Processes in Hypnosis", 5th Internet Word Congress for Biomedical Sciences, INABIS98, 1998
http://www.mcmaster.ca/inabis98/woody/de_pascalis0311/

- [40] V. De Pascalis, et al. "EEG Asymmetry and Heart Rate During Experience of Hypnotic Analgesia in High and Low Hypnotizables", *International Journal of Psychophysiology*, Vol.21, No.2-3, pp.163-175, 1996
- [41] P. Jasiukaitis, B. Nouriani, D. Spiegel, "Left Hemisphere Superiority for event-related potential effects of hypnotic obstruction", *NeuroPsychologia*, Vol.34, No.7, pp.661-668, 1996
- [42] S. Kallio, A. Revonsuo, H. Lauerman, et al. "The MMN amplitude increases in hypnosis: a case study", *NeuroReport*, Vol.10, No.17, pp.3579-3582, 1999
- [43] H. J. Crawford, et al. "Self-Generated Happy and Emotions in Low and Highly Hypnotizable Person during Waking and Hypnosis: Laterality and Regional EEG Activity Differences", *International Journal of Psychophysiology*, Vol.24, No.3, pp.239-266, 1996
- [44] G. C. Galbraith, et al. "EEG and Hypnotic Susceptibility", *Journal of Comparative and Physiological Psychology*, Vol.72, No.1, pp.125-131, 1970
- [45] W. J. Ray, "Understanding Hypnosis and Hypnotic Susceptibility from a Psychophysiological Perspective", 5th Internet Word Congress for Biomedical Sciences, INABIS98, 1998 <http://www.mcmaster.ca/inabis98/woody/ray0556/index.html>
- [46] V. De Pascalis, W.J. Ray, I. Tranquillo, D. D'Amico, "EEG activity and heart rate during recall of emotional events in hypnosis: relationships with Hypnotizability and suggestibility", *International Journal of Psychophysiology*, Vol.29, No.3, pp.255-275, 1998
- [47] J. H. Gruzelier, "A Working Model of the Neurophysiology of Hypnotic Relaxation", 5th Internet World Congress for Biomedical Sciences, 1998 <http://www.mcmaster.ca/inabis98/woody/gruzelier0814/two.html>
- [48] H. J. Crawford, "Brain Dynamic Shifts During The Elimination of Perceived Pain and Distress: Neuroimaging Studies of Hypnotic Analgesia", 5th Internet Word Congress for Biomedical Sciences, INABIS98, 1998, <http://www.mcmaster.ca/inabis98/woody/crawford0611/two.html>
- [49] J. D. Williams, J. Gruzelier, "Differentiation of Hypnosis and Relaxation by Analysis of Narrow Band Theta and Alpha Frequencies", *International Journal of Clinical and Experimental Hypnosis*, Vol.49, No.3, pp.185-206, 2001
- [50] B. Brady, L. Stevens, "Binaural-beat induced theta EEG activity and hypnotic susceptibility". *American Journal of Clinical Hypnosis*, Vol.43, No.1, pp.53-69, 2000
- [۵۱] و. ابوطالبی، "بررسی سیگنال EEG با طیفهای مرتبه بالا به منظور بررسی هیپنوتیزم پذیری"، پایان نامه کارشناسی ارشد گرایش بیوالکتریک، دانشکده برق، دانشگاه صنعتی شریف، ۱۳۷۹
- [52] P.L. Faber, L.R.R. Gianotti, P. Wohlgemuth, D. Lehmann, "Frequency domain EEG source locations during arm levitation under hypnosis: a pilot study", ISBET 2000, Millennium, Frankfurt on the Main, Germany, 2000 <ftp://ftp.cs.ru.nl/pub/CompMath.Found/lehmann2.pdf>
- [53] S. Solhjoo, A. M. Nasrabadi, M. H. Golpayegani, "EEG-Based Mental Task Classification in Hypnotized and Normal Subjects", *Proceedings of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*, Shanghai, China, September 1-4, pp. 2041-2043, 2005
- [54] D. C. Hammond, "EEG Patterns and Hypnotizability", *Biofeedback*, Vol.33, No.1, pp.35-37, 2005
- [55] S. Deivanayagi, M. Manivannan, P. Fernandez, "Spectral Analysis Of EEG Signals During Hypnosis", *International Journal of Systemics, Cybernetics and Informatics*, pp.75-80, 2007
- [56] A.I. A. Fingelkurts, A. A. Fingelkurts, S. Kallio, A. Revonsuo, "Hypnosis induces a changed composition of brain oscillations in EEG: a case study", *Contemporary Hypnosis*, Vol.24, No.1, pp.3-18, 2007

- [57] Al. A. Fingelkurts, An A. Fingelkurts, S. Kallio, A. Revonsuo, "Cortex Functional Connectivity as a Neurophysiological correlates of Hypnosis: an EEG case study", *Neuropsychologia*, Vol.45, No.7, pp.1452-1462, 2007
- [58] H. Katayama, L. R. R. Gianotti, T. Isotani, P. L. Faber, K. Sasada, T. Kinoshita, D. Lehmann, "Classes of Multichannel EEG Microstates in Light and Deep Hypnotic Conditions", *Brain Topography*, Vol.20, No.1, pp.7-14, 2007
- [59] R. A. Dumas, "EEG Alpha-Hypnotizability Correlations: A Review", *Psychophysiology*, Vol.14, No.5, pp.431 – 438, 2007
- [۶۰] س. بهبهانی، "بررسی سیگنال EEG در حالت هیپنوتیزم با روش شاخص شباهت"، پایان نامه کارشناسی ارشد رشته مهندسی برق- مهندسی پزشکی (بیو الکتریک)، دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات، ۱۳۸۷
- [61] D. White, J. Ciorciari, C. Carbis, D. Liley, "EEG correlates of Virtual Reality Hypnosis", *International Journal of Clinical and Experimental Hypnosis*, Vol.57, No.1, pp.94-116, 2009
- [62] Z. Liu, "A Novel Boundary Extension Approach for Empirical Mode Decomposition", *Springer: Lecture Notes in Computer Science, Intelligent Computing*, Vol.4113, pp.299-304, 2006
- [63] N. E. Huang, "Introduction To The Hilbert Huang Transform And Its Related Mathematical Problems", http://www.worldscibooks.com/etextbook/5862/5862_chap1.pdf
- [64] N. E. Huang, Z. Shen, S. R. Long, et al., "The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis", *Proc. R. Soc. Lond. A*, Vol.454, pp.903-995, 1998
- [65] B.A. Grierson, "The Empirical Mode Decomposition and Hilbert Spectrum", Columbia University/MIT (CTX/LDX) www.apam.columbia.edu/ctx/EMD.pdf
- [66] R. Fowunier, E. Delechelle, J. Lemoine, "Stabilogram phase estimation", *International Symposium Industrial Electronics*, Vol.1, pp.357-363, 2004
- [67] R. T. Rato, M. D. Ortigueira, A. G. Batista, "On the HHT, its problems, and some solutions", *Mechanical Systems and Signal Processing*, Vol.22, No.6, pp.1374-1394, 2007
- [68] Haiyong Zhang, Qiang Gai, "Research on Properties of Empirical Mode Decomposition Method", *Proceedings of the 6th World Congress on Intelligent Control and Automation*, pp.10001-4, 2006
- [69] M. Lambert, A. Engroff, M. Dyer, B. Byer, "Empirical Mode Decomposition", <http://www.owl.net/~elec301/Projects02/empiricalMode/index.html>
- [70] N. Stevenson, M. Mesbah, B. Boashash, "A Sampling Limit For The Empirical Mode Decomposition", *Proceedings of the Eighth International Symposium on Signal Processing and Its Applications*, Vol.2, pp.647-650, 2005
- [71] Y. Washizawa, T. Tanaka, D. P. Mandic, A. Cichocki, "A Flexible Method for Envelope Estimation in Empirical Mode Decomposition", *Springer: Lecture Notes in Computer Science, Knowledge-Based Intelligent Information and Engineering Systems*, Vol.4253, pp.1248-1255, 2006
- [72] G. Rilling, P. Flandrin, P. Gonçalvès, "On empirical mode decomposition and its algorithms" presented at the *IEEE EURASIP Workshop Nonlinear Signal Image Processing*, Grado, Italy, 2003
- [73] B. Xuan, Q. Xie, S. Peng, "EMD Sifting Based on Bandwidth", *Signal Processing Letters, IEEE*, Vol.14, No.8, pp.537 – 540, 2007
- [۷۴] گ. بغدادی، "بررسی الگوریتم EMD و کاربردهای آن در پردازش سیگنال های حیاتی"، سمینار کارشناسی ارشد، دانشگاه شاهد، دانشکده فنی و مهندسی، ۱۳۷۸
- [75] K. Zeng, M.X. He, "A Simple Boundary Process Technique for Empirical Mode Decomposition", *IEEE International Geoscience and Remote Sensing Symposium*, Vol.6, pp.4258 – 4261, 2004

- [76]J. Cheng, D. Yu, Y. Yang, "Application of support vector regression machines to the processing of end effects of Hilbert–Huang transform", *Mechanical Systems and Signal Processing*, Vol.21, No.3, pp.1197–1211, 2007
- [77]D.S. Benitez, P.A. Gaydecki, A. Zaidi, A.P. Fitzpatrick, "A New QRS Detection Algorithm Based on the Hilbert Transform", *Computers in Cardiology*, pp.379-382, 2000
- [78]Y. Zhang, H. Li, L. Bi, "Adaptive Instantaneous Frequency Estimation Based on EMD and TKEO", *Proc. IEEE Cong on Image and Signal*, Vol.1, pp.60-64, 2008
- [79]L. Sun, M. Shen, F. H. Y. Chan, "A Method For Estimating The Instantaneous Frequency Of Non-Stationary Heart Sound Signals, *IEEE Int. Conf. Neural Networks & Signal Processing*, 2003
- [80]H. Liang, Q.H. Lin, J. D. Z. Chen, "Application of the Empirical Mode Decomposition to the Analysis of Esophageal Manometric Data in Gastroesophageal Reflux Disease", *Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, San Francisco, CA, USA, pp.620-623, 2004
- [81]Z. Zhidong, Z. Zhijin, C. Yuquan, "Time-Frequency Analysis of Heart Sound Based on HHT", *Proceedings of International Conference on Communications, Circuits and Systems*, Vol.2, pp. 929, 2005
- [82]D. Rouvre , D. Kouamé , F. Tranquart, L. Pourcelot, "Empirical Mode Decomposition (EMD) for multi-gate, multi-transducer Ultrasound Doppler fetal heart monitoring", *IEEE International Symposium on Signal Processing and Information Technology*, pp.208-212, 2005
- [83]M. Ortiz, E. Bojorges, S. Aguilar, J.C. Echeverría, R. Gonz'alez-Camarena, S. Carrasco, M.J. Gait'an, A. Mart'inez, "Analysis of High Frequency Fetal Heart Rate Variability Using Empirical Mode Decomposition", *Computers in Cardiology*, Vol.32, pp.675–678, 2005
- [84]Z. Zhidong, "Instantaneous Frequency Analysis of Diastolic Murmurs for Coronary Artery Disease", *International Conference on Neural Networks and Brain*, Vol.2, pp.1097-1100, 2005
- [85]L. Sun , M. Shen , F. H. Y. Chan , P. J. Beadle, "Instantaneous Frequency Estimate of Nonstationary Phonocardiograph Signals Using Hilbert Spectrum", *Proceedings of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 27th Annual Conference Shanghai, China, pp.7285-7288, 2005
- [86]B. Weng, M. B. Velasco, K.E. Barner, "Baseline Wander Correction in ECG by the Empirical Mode Decomposition", *Proceedings of the IEEE 32nd Annual Northeast Bioengineering Conference*, pp.135-136, 2006
- [87]A. Abhyankar, S. Schuckers, "Empirical Mode Decomposition Liveness Check in Fingerprint Time Series Captures", *Proceedings of the 2006 Conference on Computer Vision and Pattern Recognition Workshop (CVPRW'06)*, 2006
- [88]Y. Ye, J. Garcia-Casado, J.L. Martinez-de-Juan, J.L. Guardiola, J.L. Poncem, "Identification of the Slow Wave of Bowel Myoelectrical Surface Recording by Empirical Mode Decomposition", *Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual International Conference*, New York City, USA, pp.6165-6168, 2006
- [89]B. Weng, M. B. Velasco, K. E. Barner, "ECG Denoising Based on the Empirical Mode Decomposition", *Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual International Conference*, New York City, USA, pp.1-4, 2006
- [90]C. Villalobos, S. Aljama-Corrales, A. T. Gonzalez-Camarena, "Analysis of Simulated Heart Sounds by Intrinsic Mode Functions", *Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual International Conference*, New York City, USA, pp.2848-2851, 2006
- [91]T. S. Escalante, G. G. Gentiletti, O. Y. Suarez, "Single Trial P300 detection based on the Empirical Mode Decomposition", *Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual International Conference*, New York City, USA, pp.1157-1160, 2006

- [92] S. Charleston-Villalobos, L.F. Domínguez-Robert, R. González-Camarena, A.T. Aljama-Corrales, "Heart Sounds Interference Cancellation in Lung Sounds", *Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual International Conference*, New York City, USA, pp.1694-1697, 2006
- [93] H. Liang, I Z. Lin, R.W. McCallum, "Artifact reduction in electrogastrogram based on empirical mode decomposition method", *Medical & Biological Engineering & Computing*, Vol.38, pp.35-41, 2000
- [94] J. C. Echeverria, J.A. Crowe, M.S. Woolfson, B.R. Hayes-Gill, "Application of empirical mode decomposition to heart rate variability analysis", *Medical & Biological Engineering & Computing*, Vol.39, pp.471-479, 2001
- [95] J.I. Salisbury, Y. Sun, "Assessment of Chaotic Parameters in Nonstationary Electrocardiograms by Use of Empirical Mode Decomposition", *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 32, No. 10, pp. 1348-1354, 2004
- [96] H. Liang, S. L. Bressler, E. A. Buffalo, R. Desimone, P. Fries, "Empirical mode decomposition of field potentials from macaque V4 in visual spatial attention", *Biological Cybernetics*, Vol.92, pp.380-392, 2005
- [97] M.A. Chappell, S. J. Payne, "A Method for the Automated Detection of Venous Gas Bubbles in Humans Using Empirical Mode Decomposition", *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 33, No. 10, pp. 1411-1421, 2005
- [98] H. Rosler, "A Study on Empirical Mode Decomposition", Master's Thesis, University of Amsterdam, Faculty of Natural Science, 2002
- [99] T. M. Rutkowski, F. Vialatte, A. Cichocki, D. P. Mandic, A. K. Barros, "Auditory Feedback for Brain Computer Interface Management – An EEG Data Sonification Approach", Springer: Lecture Notes in Computer Science, Knowledge-Based Intelligent Information and Engineering Systems, Vol.4253, pp.1232-1239, 2006
- [100] Z. Yang, D. Huang, L. Yang, "A Novel Pitch Period Detection Algorithm Based on Hilbert-Huang Transform", *Lecture Notes in Computer Science, Advances in Biometric Person Authentication*, Vol.3338, pp.586-593, 2006
- [101] P. Xanthopoulos, S. Golemati, V. Sakkalis, P. Y. Ktonas, M. D. Ortigueira, M. Zervakis, T.Paparrigopoulos, H. Tsekou, C. R. Soldatos, "Comparative analysis of time-frequency methods estimating the time-varying microstructure of sleep EEG spindles", *Proceedings of the Information Technology Applications in Biomedicine*, Greece, 2006
- [102] S. Cui, X. Li, G. Ouyang, X. Guan, "Detection of Epileptic Spikes with Empirical Mode Decomposition and Nonlinear Energy Operator", *International symposium on neural networks*, China, 2005
- [103] H. Sharabaty, J. Martin, B. Jammes, D. Esteve, "Alpha and Theta Wave Localisation Using Hilbert-Huang Transform: Empirical Study of the Accuracy", *2nd International Conference on Information and Communication Technologies*, pp. 1159- 1164, 2006
- [104] C. M. Sweeney-Reed, S. J. Nasuto, "A novel approach to the detection of synchronisation in EEG based on empirical mode decomposition", *Journal of Computational Neuroscience*, Vol.23, No.1, pp.79-111, 2007
- [105] C. M. Sweeney-Reed, S. J. Nasuto, J. D. Howroyd, A. O. Andrade, "Empirical Mode Decomposition For Isolation Of Neural Assemblies Underlying Cognitive Acts", <http://www.aoandrade.eletrica.ufu.br/Documents/paper4.pdf>
- [106] Z. Ziqiang, S. Puthusserypady, "Analysis of Schizophrenic EEG Synchrony using Empirical Mode Decomposition", *15th International Conference on Digital Signal Processing*, pp.131-134, 2007
- [107] M.C. Wu, C. K. Hu, "Empirical mode decomposition and synchrogram approach to cardiorespiratory synchronization", *Physical Review E*, Vol.73, pp.051917-(1-11), 2006
- [108] J. I. Salisbury, Y. Sunb, "Rapid screening test for sleep apnea using a nonlinear and nonstationary signal processing technique", *Medical Engineering & Physics*, Vol.29, pp.336-343, 2007

- [109] X. Li, "Temporal structure of neuronal population oscillations with empirical model decomposition", *Physics Letters A*, Vol.356, pp.237-241, 2006
- [110] H. Xie, Z. Wang, "Mean frequency derived via Hilbert-Huang transform with application to fatigue EMG signal analysis", *computer methods and programs in biomedicine*, Vol.82, pp.114-120, 2006
- [111] H. Lianga, S. L. Bresslerb, R. Desimonec, P. Fries, "Empirical mode decomposition: a method for analyzing neural data", *Neurocomputing*, Vol-66, pp.801-806, 2005
- [112] V.I. Ponomarenko, M.D. Prokhorov, A.B. Bespyatov, M.B. Bodrov, V.I. Gridnev, "Deriving main rhythms of the human cardiovascular system from the heartbeat time series and detecting their synchronization", *Chaos, Solitons and Fractals*, Vol.23, pp.1429-1438, 2005
- [113] R. Balocchi, D. Menicucci, E. Santarcangelo, L. Sebastiani, A. Gemignani, B. Ghelarducci, M. Varanini, "Deriving the respiratory sinus arrhythmia from the heartbeat time series using empirical mode decomposition", *Chaos, Solitons and Fractals*, Vol.20, pp.171-177, 2004
- [114] M.A. Chappell, S.J. Payne, "An Algorithm for the Analysis of Doppler Ultrasound Signals for the Presence of Bubbles", *Undersea and Hyperbaric Medical Society Annual Scientific Meeting*, Las Vegas, 2005
- [115] L. Moraru, L. Cimponeriu, S. Tong, N. Thakor, A. Bezerianos, "EEG Phase Synchronization Analysis During An Asphyxia Experiment In Rats", *International Journal of Scientific Research*, Vol. 16, pp.211-216, 2006
- [116] R. Balocchi, D. Menicucci, E. Santarcangelo, L. Sebastiani, A. Gemignani, B. Ghelarducci, M. Varanini, "Deriving the respiratory sinus arrhythmia from the heartbeat time series using Empirical Mode Decomposition", *Chaos, Solitons & Fractals*, Vol.20, No.1, pp.171-177, 2004
- [117] M B.Velasco, B. Weng, K.E. Barner, "A New ECG Enhancement Algorithm for Stress ECG Tests", *Computers in Cardiology*, Vol.33, pp.917-920, 2006
- [118] A. Kacha, G. Hocepić, F. Grenez, "Analysis of Epileptic EEG Signals by Means of Empirical Mode Decomposition and Time-Varying Two-Sided Autoregressive modeling", *4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering*, Vol.22, pp.1231-1235, 2008
- [119] A. O. Andrade, P. J. Kyberd, S. D. Taffler, "A Novel Spectral Representation of Electromyographic Signals", *Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Vol.3, pp.2598-2601, 2003
- [120] M.A.Chappell, S.J. Payne, "The Use Of The Hilbert-Huang Transform In The Automated Detection Of Venous Gas Emboli", *Annals of Biomedical Engineering*, Vol.33, No.10, pp. 1411-1421, 2005
- [121] S.Charleston, R.Gonzalez, T.Aljama, "Crackle Sounds Analysis By Empirical Mode Decomposition", *Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE*, Vol.26, No.1, pp. 40-47, 2007
- [122] W. J Freeman, "Origin, structure, and role of background EEG activity", 2005, <http://sulcus.berkeley.edu>
- [123] G. Souretis, D. P. Mandic, M. Grisseli, T. Tanaka, M. V. Hulle, "Blood volume signal analysis with empirical mode decomposition", *Proc. of the 15th International Conference on Digital Signal Processing*, Cardiff, UK, pp. 147-150, 2007
- [۱۲۴] آ. کمالی، "پیشبینی صرع با استفاده از روش تجزیه تجربی سیگنال به مولفه ها"، پایان نامه کارشناسی ارشد رشته مهندسی برق - مهندسی پزشکی (بیو الکترونیک)، دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات، ۱۳۸۷
- [۱۲۵] ر. آ. جانسون، د.د. ویچرن، ترجمه: ح. نیرومند، "تحلیل آماری چند متغیری کاربردی"، دانشگاه فردوسی مشهد، ۱۳۷۸
- [۱۲۶] ا. فتوحی، ف. اصغری، "کتاب آموزشی آنالیز آماری داده ها در SPSS11"، تهران: کانون نشر علوم، ۱۳۸۲
- [127] NIST/SEMATECH, "E-Handbook of Statistical Methods", section3: box plot, 2006
<http://www.itl.nist.gov/div898/handbook/eda/section3/eda337.htm>

[۱۲۸] م. هاشمی پرست، "آمار و احتمال در مهندسی و علوم"، انتشارات دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی، صص ۶۱۰-۶۱۸، ۱۳۸۵

- [129] R.V. Hogg, J. Ledolter, "Engineering Statistics", *MacMillan Pub Co*, 1987
- [130] J.H. Bray, S.E. Maxwell, "Multivariate Analysis of Variance", *SAGE Pub.*, 1985
- [131] T. Fawcett, "An introduction to ROC analysis", *Pattern Recognition Letters*, Vol.27, No.8, pp.861-874, 2006
- [132] C.K. Peng, S.V. Buldyrev, S. Havlin, M. Simons, H.E. Stanley, A.L. Goldberger, "Mosaic organization of DNA nucleotides", *Phys Rev E*, Vol.49, no.2, pp.1685-1689, 1994
- [133] "Detrended fluctuation analysis", *Wikipedia*, 2008,
http://en.wikipedia.org/wiki/Detrended_fluctuation_analysis#Calculation
- [134] D. Abásolo, R. Hornero, J. Escudero, and P. Espino, "A study on the possible usefulness of detrended fluctuation analysis of the electroencephalogram background activity in Alzheimer's disease", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 55, pp. 2171-2179, 2008
- [135] Nikulin, V. V., & Brismar, T., "Long-range temporal correlations in alpha and beta oscillations: Effect of arousal level and test-retest reliability", *Clinical Neurophysiology*, Vol.115, pp.1896-1908, 2004
- [136] Y. Yu, Y. Dejie, C. Junsheng, "A roller bearing fault diagnosis method based on EMD energy entropy and ANN", *Journal of Sound and Vibration*, Vol.294, pp.269-277, 2006
- [137] B. Scheltera, M. Winterhalder, et al, "Testing statistical significance of multivariate time series analysis techniques for epileptic seizure prediction", *Chaos*, Vol.16, No.1, pp.013108, 2006
- [138] T. Costa, E. Rognoni, D. Galati, "EEG phase synchronization during emotional response to positive and negative film stimuli", *Neuroscience Letters*, Vol.406, pp.159-164, 2006
- [139] V. S. Rotenberg, V. V. Arshavsky, "Right and Left Brain Hemispheres Activation in the Representatives of Two Different Cultures", *Homeostasis*, Vol.38, No.2, pp.49-57, 1997
- [140] A. É. Tambiev, S. D. Medvedev, "The Dynamics of the Spatial Synchronization of Brain Biopotentials in Conditions of Intense Attention in the Hypnotic State", *Neuroscience and Behavioral Physiology*, Vol.35, No.6, pp.643-647, 2005
- [141] "What is a Z score?",
<http://www.econ.iastate.edu/classes/crp274/swenson/CRP272/Davids%20Lectures/What%20is%20a%20Z%20score.pdf>
- [142] H. Abdi, "Z-scores", In *N.J. Salkind (Ed.): Encyclopedia of Measurement and Statistics. Thousand Oaks (CA): Sage*, pp. 1057-1058, 2007
- [143] "About Z-Scores", Numeracy Project of University of Guelph,
http://atrium.lib.uoguelph.ca/xmlui/bitstream/handle/10214/1842/A_About%20Z-Scores.pdf?sequence=2
- [144] K. Nagata, "Topographic EEG Mapping in Cerebrovascular Disease", *Brain Topography*, Vol.2, No.1/2, pp.119-128, 1989
- [145] F. B. Vialatte, J. S. Casals, A. Cichocki, "EEG windowed statistical wavelet scoring for evaluation and discrimination of muscular artifacts", *Physiol. Meas.*, Vol.29, pp.1435-1452, 2008
- [146] H.R. Jang, H.K. Ko, C. F. Vincent Latchoumane, J. H. Chae, J. Jeong, "Comparison of linear and nonlinear functional connectivity in Alcoholic patients", *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2006, IFMBE Proceedings*, Vol.14, pp. 1115-1118, 2006
- [147] R. W. Thatcher, C. J. Biver, D. M. North, "Z score EEG Biofeedback: Technical Foundations", *Applied Neuroscience, Inc.* 2007
www.appliedneuroscience.com/Z%20Score%20Biofeedback.pdf
- [148] "Z Score EEG Biofeedback: Technical Foundations", Neuroguide, Applied Neuroscience, Inc, <http://www.appliedneuroscience.com/Articles.htm>

- [149] A. H. Morgan, H. Macdonald, E. R. Hilgard, "EEG Alpha: Lateral Asymmetry Related to Task, and Hypnotizability", *Psychophysiology*, Vol.11, No.3, pp.275-282, 1974
- [150] E. R. Hilgard, "A STAGE OF HYPNOSIS: Two Decades of the Stanford Laboratory Hypnosis Research 1957-1979", *Department of Psychology Stanford University*, 1979
- [151] E. LaBriola, R. Karlin, L. Goldstein, "EEG laterality changes from prehypnotic to hypnotic periods: Preliminary results", *Advances in Biological Psychiatry*, Vol.16, pp.1-5, 1987
- [152] W.E. Edmonston; H.C. Moscovitz, "Hypnosis and Lateralized Brain Functions", *International Journal of Clinical and Experimental Hypnosis*, Vol.38, No.1, pp.70 – 84, 1990
- [153] M.E. Sabourin, S.D. Cutcomb, H.J. Crawford, K. Pribram, "EEG correlates of hypnotic susceptibility and hypnotic trance: Spectral analysis and coherence", *International Journal of Psychophysiology*, Vol.10, pp.125-142, 1990
- [154] P. Maquet, M. E. Faymonville, et al. "Functional Neuroanatomy of Hypnotic State", *Biopsychiatry*, Vol.45, pp.327–333, 1999
- [155] H. Crawford, J. Gruzelier, "A midstream view of the neuropsychophysiology of hypnosis: Recent research and future direction", *Contemporary hypnosis research*, pp. 227-266, 1999
- [156] S. Kallio, A. Revonsuo, H. Hämäläinen, J. Markela, "Anterior brain functions and hypnosis: A test of the frontal hypothesis", *International Journal of Clinical and Experimental Hypnosis*, Vol.49, No.2, pp.95-108, 2001
- [157] T. Egner, G. Jamieson, J. Gruzelier, "Hypnosis decouples cognitive control from conflict monitoring processes of the frontal lobe", *Neuroimage*, Vol.27, No.4, pp.969-978, 2005
- [158] J. H. Gruzelier, "Frontal Functions, Connectivity And Neural Efficiency Underpinning Hypnosis And Hypnotic Susceptibility", *Contemp. Hypnosis*, Vol.23, No.1, pp.15-32, 2006
- [159] Graham F. Wagstaff, Jon C. Cole, Joana Brunas-Wagstaff, " Effects of hypnotic induction and hypnotic depth on phonemic fluency: A test of the frontal inhibition account of hypnosis", *International Journal of Psychology and Psychological Therapy*, Vol.7, No.1, pp.27-40, 2007
- [160] J. Gruzelier, "A Working Model of the Neurophysiology of Hypnosis: A Review of Evidence", *Contemporary Hypnosis*, Vol.15, No.1, pp.3-21, 1998
- [161] J. Kaiser, et al., "Hypnosis and Event-Related Potential Correlates of Error Processing in a Stroop Type Paradigm: A Test of the Frontal Hypothesis", *International Journal of Psychophysiology*, Vol.27, No.3, pp.215-222, 1997
- [162] W. Singer, "Synchronization of cortical activity and its putative role in information processing and learning", *Annu. Rev. Physiol.*, Vol.55, pp.349–374, 1993
- [163] C. Tallon-Baudry, O. Bertrand, C. Fischer, "Oscillatory synchrony between human extrastriate areas during visual short-term memory maintenance", *J.Neurosci.*, Vol.21, pp.(RC177)1-5, 2001
- [164] J. Bhattacharya, H.H. Petsche, E. Pereda, "Long-Range synchrony in the gamma band: role in music perception", *J. Neurosci.*, Vol.21, No.16, pp.6329–6337, 2001
- [165] C.Young, "Brain Waves, Picture Sorts, and Branding moments", *Journal of Advertising Research*, pp.42-53, 2002
<http://www.uoregon.edu/~tbelbaha/ADVERTISING/Branding-EEG-BRain.pdf>
- [166] R. Manne, "Increasing Beta Wave Brain Activity Using Binaural Beats With ADHD Individuals", 2009
http://www.xomba.com/increasing_beta_wave_brain_activity_using_binaural_beats_adhd_individuals
- [167] GLO to Sleep Pat. Pend., "Brain Activity And The Underlying Mechanism Of The Glo To Sleep", 2008, http://glotosleep.com/pg_physiology.htm
- [168] "Theory Behind BrainWave Generator", *Noromaa Solutions*, 2004
<http://www.bwgen.com/theory.htm>

- [169] V. D. Pascalis, "Psychophysiological correlates of hypnosis and hypnotic susceptibility", *International Journal of Clinical & Experimental Hypnosis*, Vol.47, No.2, pp.117-43, 1999
- [170] R. Prasad, F. Matsuno, "hummgeneic changes in large scale temporal correlation of EEG in BP", *SICE, 2007 Annual Conference, IEEE*, pp.2068-2073, 2007
- [171] H.B. Shin, D.U. Jeong, E.J. Kim, "Detrended Fluctuation Analysis on Sleep EEG of Healthy Subjects", *Sleep Med Psychophysiol*, Vol.14, No.1, pp.42-48, 2007
- [172] P. Gifani, et al., "Optimal fractal-scaling analysis of human EEG dynamic for depth of anesthesia quantification", *Journal of the Franklin Institute*, Vol. 344, No.3, pp. 212-229, 2007
- [173] L.M. Parish, et al., "Long-range temporal correlations in epileptogenic and non-epileptogenic human hippocampus", *Neuroscience*, Vol.125, No.4, pp.1069-1076, 2004
- [174] P. A. Watters, F. Martin, "A method for estimating long-range power law correlations from the electroencephalogram", *Biological Psychiatry*, Vol.66, No.1, pp.79-89, 2004
- [175] K.L. Hansen, V.V. Nikouline, J.M. Palva, R.J. Ilmoniemi, "Long range temporal correlations and scaling behavior in human brain oscillations", *Neuroscience*, Vol.21, No.4, pp.1370-1377, 2001
- [176] V. V. Nikulin, T. Brismar, "Long-range temporal correlations in electroencephalographic oscillations: relation to topography, frequency band, age and gender", *Neuroscience*, Vol.130, No.2, 2005, pp. 547-556.
- [177] C.K. Peng, S. Havlin, H.E. Stanley, A.L. Goldberger, "Quantification of scaling exponents and crossover phenomena in nonstationary heartbeat time series", *Chaos*, Vol.5, No.1, p.82-87, 1995
- [178] T. Budzinsky, H. Budzinski, J. Evans, A. barbanel, "Introduction to QEEG and Neurofeedback: Advanced Theory and Applications", R.W .Thatcher, J. F. Lubar, "History of the Scientific Standards of QEEG Normative Databases", 2th Ed., *Academic Press*, San Diego, Calif , 2008
- [179] R.W. Thatcher, D. North, C. Biver, "Evaluation and Validity of a LORETA Normative EEG Database", *Clin EEG Neurosci*. Vol.36, No.2, pp.116-122, 2005
- [180] R.W. Thatcher, R.A. Walker, C.J. Biver, D. M. North, R.Curtin, "Sensitivity And Specificity Of An Eeg Normative Database: Validation and Clinical Correlation", *J. Neurotherapy*, Vol.7, No.3/4, pp.87-121, 2003
- [181] Jennifer Nord, "Box-And-Whisker Plot", 1995,
<http://ellerbruch.nmu.edu/cs255/jnord/lineplot.html>

ضمیمہ

ضمیمه

(۱) نحوه تشکیل نمودار مستطیلی

ابتدا میانه^۱ و چارک های بالا^۲ و پایین^۳ محاسبه می شود (چارک پایین صدک ۲۵ام و چارک بالا صدک ۷۵ام است) [۱۲۷ و ۱۸۱].

برروی نمودار، مستطیلی کشیده می شود که بالا و پایین این مستطیل با مقادیر مربوط به چارک های بالا و پایین محدود می شود. یک خط نیز در محل میانه درون مستطیل رسم می شود. به این ترتیب $\frac{1}{4}$ ام از توزیع داده ها بین این خط و محدوده ی بالای مستطیل و $\frac{1}{4}$ ام از توزیع داده ها بین این خط و محدوده ی پایین مستطیل قرار می گیرد. این مستطیل نمایش دهنده محدوده ای است که ۵۰٪ میانی داده ها درون آن قرار می گیرد. کمیت دیگری که برای بیان این محدوده محاسبه می شود، محدوده میان چارکی یا IRQ^4 است. این کمیت برابر با اختلاف بین چارک بالا و پایین می باشد [۱۸۱].

سپس نقاط زیر محاسبه می شود:

$$L1 = 1.5 \times IRQ - \text{چارک پایین}$$

$$L2 = 3 \times IRQ - \text{چارک پایین}$$

$$U1 = 1.5 \times IRQ + \text{چارک بالا}$$

$$U2 = 3 \times IRQ + \text{چارک بالا}$$

در ادامه یک خط از چارک پایین تا کوچکترین نقطه که بزرگتر از $L1$ است رسم می شود. به همین صورت یک خط هم از چارک بالا تا بزرگترین نقطه که کوچکتر از $U1$ است، رسم می شود.

نقاطی که بین $U1$ و $U2$ و یا $L1$ و $L2$ قرار دارند، با دایره های کوچک و نقاطی که بزرگتر از $U2$ و یا کوچکتر از $L2$ هستند، با دایره های بزرگتر یا علامت دیگر رسم می شود [۱۲۷].

مراحل ۳ تا ۵ برای رسم نمودار مستطیلی محصور شده^۵ است، برای رسم نمودار مستطیلی ساده بعد از مرحله ۳، یک خط از چارک بالا تا ماکسیمم نقاط و یک خط هم از چارک پایین تا مینیمم نقاط رسم می شود. در شکل ۱،۴ نمونه ای از نمودار مستطیلی محصور شده آورده شده است.

¹ median

² upper quartile

³ lower quartile

⁴ interquartile range

⁵ Box plots with fences

(۲) نحوه محاسبه مقادیر ثبت شده در جدول آنالیز واریانس یک طرفه

برای محاسبه مقادیر ذکر شده در جدول ۱،۴ به صورت زیر عمل می شود:

محاسبه پراکندگی درون گروهی: محاسبه این پراکندگی دارای سه مرحله است: ۱- ابتدا باید مقداری را محاسبه نمود که مجموع مربعات درون گروهی^۱ نامیده می شود. برای این منظور واریانسهای مربوط به مشاهدات موجود در هر گروه محاسبه شده و هر کدام از واریانسها در تعداد نمونه های گروه مربوطه منهای یک ضرب می شود. در انتها مقادیر بدست آمده در تمامی گروه ها با هم جمع می شود. این عدد در ستون SS در ردیف دوم قابل مشاهده است. ۲- در مرحله بعدی باید درجه آزادی را محاسبه نمود. برای محاسبه درجه آزادی درون گروهی، در هر گروه تعداد نمونه ها منهای یک شده و با هم جمع می شوند. این عدد در ستونی به نام df در ردیف دوم مشاهده می شود. ۳- در آخر مجموع مربعات بدست آمده بر درجه آزادی تقسیم می شود تا مربع میانگین (MS) بدست آید. این عدد برآوردی از متوسط پراکندگی ها در گروه ها است. این عدد در حقیقت چیزی نیست جز متوسط واریانس تمامی گروه ها با توجه به این واقعیت که تعداد مشاهدات در گروه ها با هم فرق می کند.

محاسبه پراکندگی بین گروهی: برای محاسبه این پراکندگی نیز سه مرحله وجود دارد. ۱- ابتدا مجموع مربعات بین گروهی^۲ محاسبه می شود. میانگین کل (میانگین تمامی مشاهدات)، از میانگین هر گروه کم می شود. سپس هر کدام از این تفاوت ها به توان دو رسیده و در تعداد مشاهدات مربوط به هر گروه ضرب می شود و در نهایت تمامی مقادیر بدست آمده با هم جمع می شود. این عدد در ستون SS در ردیف اول مشاهده می شود. ۲- در مرحله بعد باید درجه آزادی مجموع مربعات بین گروهی را محاسبه نمود که عبارت است از تعداد گروه ها منهای یک. این عدد در ستون df، ردیف اول نشان داده می شود. ۳- در مرحله آخر با تقسیم مجموع مربعات بدست آمده بر درجه آزادی مقدار مربع میانگین بین گروهی محاسبه می شود که در ستون MS ردیف اول قابل مشاهده است. (باید به خاطر داشت که مربع میانگین درون گروهی براساس پراکندگی مشاهدات هر گروه محاسبه می شود و مربع میانگین بین گروهی بر این اساس است که میانگین گروه ها چقدر با هم تفاوت می کند)

محاسبه نسبت F و سطح معنی داری: حال که دو پراکندگی مورد نظر محاسبه شده است، نسبت F را می توان به صورت زیر بدست آورد:

$$F = \frac{\text{مربع میانگین بین گروهی}}{\text{مربع میانگین درون گروهی}}$$

طریق مقایسه نسبت F محاسبه شده با مقدار توزیع F سطح معنی داری مشاهده شده محاسبه می شود. سطح معنی داری مشاهده شده هم به نسبت F و هم به درجه آزادی دو مربع میانگین وابسته است [۱۲۶].

آنالیز واریانس یکطرفه یک مثال ساده از یک مدل خطی است که مدل آن به صورت زیر قابل بیان است:

¹ Within-groups sum of square

² between-groups sum of square

$$y_{ij} = \alpha_{.j} + \varepsilon_{ij} \quad (۱-۶)$$

که در این رابطه y_{ij} ماتریس مشاهدات است که هر ستون آن بیانگر یک گروه مختلف است؛ $\alpha_{.j}$ ماتریسی است که ستونهای آن میانگین داده های مربوط به هر گروه است (اندیس "j" به این معناست که α به تمامی ردیف های ستون j ام اعمال می شود)؛ ε_{ij} ماتریسی از اختلالات تصادفی است. به بیان دیگر این مدل فرض می کند که ستون های y (داده های هر گروه)، از یک عدد ثابت (میانگین) به علاوه یک اختلال تصادفی (پراکندگی های موجود در داده ها حول میانگین) تشکیل شده اند. هدف از آنالیز این است که آیا این اعداد ثابت واقعا با هم یکی هستند یا خیر [۱۳۰]؟

(۳) اجرای آزمون t با نمونه های جفت

برای اجرای این آزمون با در نظر گرفتن وضعیت زیر در مورد داده ها:

۱. نمونه ها دارای حجم مساوی باشند یعنی $n_1 = n_2 = n$

۲. مشاهدات نمونه ای $(Y_1, Y_2, \dots, Y_n), (X_1, X_2, \dots, X_n)$ کاملا مستقل بوده ولی به صورت زوج وابسته باشند، یعنی زوج مشاهدات $(X_1, Y_1), (X_2, Y_2) \dots (X_n, Y_n)$ به ترتیب متناظر با اولین، دومین و... آخرین سوژه باشند.

تحت فرض $H_0: \mu_x = \mu_y$ ، آماره آزمون با استفاده از رابطه (۴-۱) محاسبه می شود:

$$t = \frac{\bar{d}}{S/\sqrt{n}} = \frac{\bar{d}}{\sqrt{S^2/n}} \approx t_{n-1}$$

$$\bar{d} = \frac{\sum d}{n}, d = x - y \quad (۲-۶)$$

$$S^2 = \frac{1}{n-1} \sum (d - \bar{d})^2 = \frac{1}{n-1} \left[\sum d^2 - \frac{\sum d^2}{n} \right]$$

سپس مقدار t بدست آمده با مقدار t جدول t استیودنت، به ازای درجه آزادی $n-1$ و سطح معنی داری ۰,۰۱ و یا ۰,۰۵ مقایسه می شود، اگر t محاسبه شده کمتر باشد، نتیجه می شود که در سطح ۱ درصد و یا ۵ درصد، اختلاف معنی دار نیست و می توان فرض صفر را قبول کرد [۱۲۸].

Abstract

Nowadays, electroencephalogram (EEG) processing, in different brain mode such as sleep, anesthesia, epilepsy, mental activity and hypnosis are put under consideration, in vital signal processing. Following these studies, in this research using improved empirical mode decomposition (EMD) algorithm, different features were extracted from EEG signal of 32 right-handed men, which their hypnotizability score have been measured by Waterloo-Stanford group scale. Then using statistical analyses, it is investigated that if hypnosis and hypnotizability have significant effect on the features or not. The results showed that hypnosis induction and the level of the hypnotizability have significant effects on different features in various brain waves, in special brain lobes.

Different appropriate features for classifying three hypnotizable groups were selected using statistical analyses and the area under ROC curve (AUC). The selected features are evaluated by a KNN classifier and two features were introduced as the best features for determining of the hypnotizability level, based on Leave-one-out (LOO) cross validation results. The first one is a feature based on Higuchi's fractal dimension, which is selected because of the number of required recording electrodes (one channel, with an average classifying error of 6.25%). The second one is a linear combination of scaling parameter in theta band in channel 9 and Higuchi's and Petrosian's fractal dimension in channel 13, which is selected because of its lower classifying error (approximately with no error). As the hypnosis depth has a direct relation with hypnotizability, hypnosis trance can be estimated, using the introduced features instead of common standard subjective clinical method.

In the next stage of the study, hypnosis depth changes are investigated along hypnosis induction. As we have no information about the time of the depth changes, we have to use unsupervised or clustering algorithms. Using Kmeans clustering algorithm and different features, hypnosis EEG signals are represented as cluster-time maps. In these maps, it is showed that different hypnotizable groups have selected different clusters in different time windows along hypnosis induction. Using this technique and a feature based on Beta wave energy, a significant result is obtained for estimating depth of hypnosis along different 3 minutes time windows of hypnosis EEG.

Transforming some features values to z-score values also represents a method for estimating instantaneous depth of hypnosis.

Keywords: hypnosis; EEG; Hypnotizability; Hypnosis Depth; EMD; LOO; z-score; cluster-time-map; AUC.



Shahed University

Engineering Faculty

Master of Science Thesis

Biomedical Engineering (Bioelectric)

Title:

**Hypnosis Depth Determination,
Using Empirical Mode Decomposition**

Guidance Professor:

Dr. Ali Motie Nasrabadi

Writer:

Golnaz Baghdadi

2009