

تحلیل غیر خطی سیگنال مغزی کودکان مبتلا به نوشتار پریشی در حین و بعد از مهارت نوشتن جهت فهم بهتر عملکرد مغزی

محبوبه پرستار فیض‌آبادی^۱، دکتر محمدرضا یزدچی^۲، دکتر مجید قشونی^۳، دکتر پیمان هاشمیان^۴

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: الکتروانسفالوگرام (EEG یا Electroencephalogram) بازتاب فعالیت الکتریکی مغز و از مهم‌ترین ابزارهای تشخیص بیماری‌های نورولوژیکی است. اختلال در نوشتن، نوشتار پریشی یکی از این انواع ناتوانی‌های یادگیری است. ثبت EEG از کودکان دارای اختلال نوشتن، می‌تواند کمک شایانی به درک نحوه فعالیت الکتریکی مغز این کودکان نماید. پیش از این، مطالعاتی با روش‌های غیر خطی بر روی سیگنال EEG کودکان دارای ناتوانی یادگیری انجام شده است.

روش‌ها: این مطالعه شامل بررسی نسبت فعالیت الکتریکی مغز کودکان نوشتار پریش در حالات نوشتن و استراحت به منظور درک بهتر نحوه فعالیت مغز، با استفاده از روش‌های آماری و تحلیل‌های غیر خطی است. الگوریتم‌ها شامل تخمین آنتروپی با روش رنی (Renyi) و تخمین طیف با روش Welch است.

یافته‌ها: مغز کودکان نوشتار پریش در حالت نوشتن، پایداری بیشتری نسبت به حالت استراحت داشت که این به معنی وجود رفتار نامنظم بیشتر و در نتیجه، فعال شدن ناهمگام نورون‌های بیشتر در ناحیه‌ی مغزی در حالت نوشتن نسبت به حالت استراحت در کودکان LD (Learning disability) است. نتایج تخمین طیف توان نیز نشان دهنده وجود نسبت‌های بالاتر Theta/Beta و Theta/Alpha در حالت نوشتن در این کودکان است و نارسایی بیشتر مغز کودکان نوشتار پریش را در حالت نوشتن نسبت به استراحت نشان می‌دهد.

نتیجه‌گیری: نوروفیدبک، به عنوان یکی از روش‌های نوین در درمان ناتوانی یادگیری جهت اصلاح فعالیت الکتریکی مغز کودکان نوشتار پریش پیشنهاد می‌شود.

واژگان کلیدی: الکتروانسفالوگرافی، تخمین آنتروپی، چگالی طیف توان، نوشتار پریشی، حالات نوشتن و استراحت

ارجاع: پرستار فیض‌آبادی محبوبه، یزدچی محمدرضا، قشونی مجید، هاشمیان پیمان. تحلیل غیر خطی سیگنال مغزی کودکان مبتلا به نوشتار پریشی در حین و بعد از مهارت نوشتن جهت فهم بهتر عملکرد مغزی. مجله دانشکده پزشکی اصفهان ۳۲: ۱-۳ (۲۸۳): ۳۳-۳۵

مغز و از مهم‌ترین ابزارهای تشخیص بیماری‌های نورولوژیکی است (۱). این سیگنال می‌تواند سیگنال ثبت شده از پوست سر و یا از درون جمجمه باشد و

مقدمه

الکتروانسفالوگرام (EEG) بازتاب فعالیت الکتریکی

۱- کارشناس ارشد، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران

۲- استادیار، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران

۳- استادیار، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد مشهد، مشهد، ایران

۴- استادیار، گروه روانپزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مشهد، ایران

راست به چپ در زبان فارسی و از چپ به راست در زبان انگلیسی و تشخیص برتری جانبی دست، برخوردار باشد (۴).

ثبت EEG از کودکان دارای اختلال نوشتن می‌تواند کمک شایانی به درک نحوه‌ی فعالیت الکتریکی مغز این کودکان نماید. پیش از این، مطالعاتی با روش‌های غیر خطی بر روی سیگنال EEG کودکان دارای ناتوانی یادگیری، انجام شده است (۵-۸).

در این مطالعات به مقایسه‌ی سیگنال‌های EEG در کودکان LD و سالم پرداخته شده است. نحوه‌ی فعالیت الکتریکی مغز کودکان LD در مقایسه با کودکان سالم و تفاوت‌های موجود مورد بررسی قرار گرفته است. مقایسه‌ی فعالیت EEG کودکان LD در حین نوشتن یا دیکته، با همین فعالیت در حین استراحت، از جمله نوآوری‌ها و راهبردهای ارایه شده در این مقاله جهت فهم نحوه‌ی فعالیت الکتریکی مغز کودکان نوشتار پریش در دو حالت مختلف مغزی است. ضرورت انجام این طرح، درک بهتر از ویژگی‌های سیگنال EEG در این کودکان است. ابزار مقایسه و الگوریتم‌های مورد استفاده در این مقاله شامل روش‌های غیر خطی مانند تشخیص آنتروپی و محاسبه‌ی توان مطلق باندهای α ، β ، θ و γ و α توسط الگوریتم تخمین طیف توان (PSD یا Power spectral density) با روش Welch است.

روش‌ها

شرکت کنندگان در طرح شامل ۱۶ کودک، ۶ دختر و ۱۰ پسر ۹ ساله بودند که از میان معرفی شدگان یک درمانگاه و کلاس سوم یک مدرسه‌ی غیر انتفاعی در

در هر دو حالت تصور می‌شود که بازتاب بخش عمده‌ای از فعالیت نوروها و برهم‌کنش آن‌ها است.

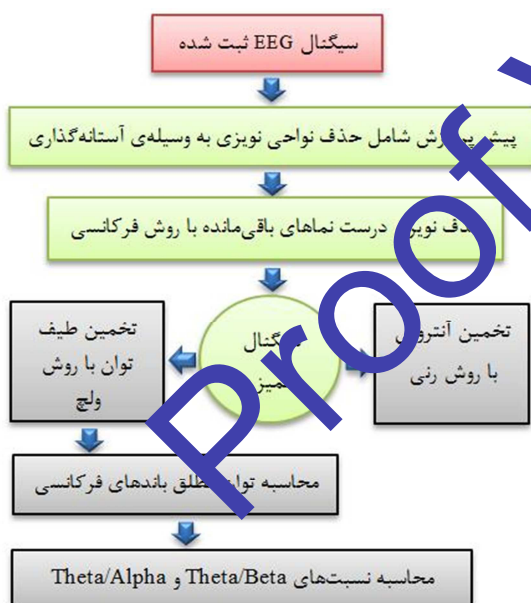
طبق تخمین‌های جهانی، کودکان ناتوان در یادگیری (LD یا Learning disability) حدود ۸ درصد از کودکان را تشکیل می‌دهند و اغلب، کودکان پسر به آن دچار می‌شوند. LD به طور معمول پیش از ورود به مدرسه شناخته نمی‌شود؛ زیرا این افراد مورد آموزش درسی قرار نگرفته‌اند (۲). کودکان ناتوان در یادگیری به روشی از آن‌ها گفته می‌شود که در یک یا چند فرایند روانی اساسی در ارتباط با فهمیدن و یا کاربرد زبان شفاهی و کتبی، ناتوانی نشان می‌دهند. این ناتوانی ممکن است خود را در فعالیت‌هایی از قبیل گوش دادن، تکرار کردن سخن گفتن، خواندن، نوشتن، هجی کردن و یاد ریاضیات نشان دهد.

اختلال در نوشتن یا نوشتار پریشی (Dysgraphia) یکی از این انواع ناتوانی‌های یادگیری است. عمل املا نویسی به دلیل انتزاعی بودن برای کودکان فعالیتی دشوار است. به همین دلیل، زبان نوشتاری در سلسله مراتب توانایی‌های زبانی پس از گوش دادن، صحبت کردن و خواندن، فرا گرفته می‌شود. از این رو، هر گونه مشکلی در سایر زمینه‌ها می‌تواند در یادگیری زبان نوشتاری تأثیر منفی داشته باشد (۳). به منظور یادگیری نوشتن، کودک باید از رشد ذهنی، انگیزه و علاقه‌ی کافی برای یادگیری چگونه نوشتن برخوردار باشد. به علاوه، باید از هماهنگی بین چشم و دست، هماهنگی حرکتی، توانایی جهت‌گیری دیداری-فضایی، افتراق بصری، حافظه‌ی دیداری، توانایی مرتبط کردن بدن خود با فضای اطراف (تصویر ذهنی بدن)، مفهوم نوشتن از

پردازشی طرح در شکل ۲ آمده است. در ادامه روش‌های پردازشی معرفی می‌گردد.



شکل ۱. روند اخذ داده تا پیش از مرحله‌ی پیش پردازش



شکل ۲. روند پیش پردازش و پردازش داده‌ها

حذف نویز و درست‌نما

سیگنال‌های EEG از ضعیف‌ترین و اغتشاش پذیرترین سیگنال‌های حیاتی هستند؛ چرا که با

مشهد برای انجام این طرح انتخاب شدند. حجم نمونه با توجه به مطالعات پیشین (۵-۸) کافی است و می‌توان انتظار داشت که نتیجه‌گیری بر اساس این حجم، معقولانه باشد. همگی سوژه‌ها دارای اختلال یادگیری در نوشتن بودند و این بیماری توسط روان‌پزشک متخصص مورد تأیید قرار گرفت. رضایت‌نامه توسط والدین تکمیل و مصاحبه‌ی ساده‌ای پیرامون شرایط کودکان از والدین انجام شد. سپس ثبت EEG در هر حالت استراحت (۲ دقیقه) و دیکته‌نویسی (در حدود ۴ دقیقه) از موقعیت الکترودی C3 (۲۱) و مطابق با استاندارد ۱۰-۲۰ به عمل آمد.

متأسفانه آزمون استاندارد برای ارزیابی دیکته‌نویسی کودکان در سنین مختلف طراحی نشده است؛ از این رو، جهت طراحی یک آزمون واحد برای کودکان خواسته شد تا ۳ برگه از آزمون‌های دیکته‌نویسی خود را تحویل دهند. سپس با بررسی حدود ۴۸ برگه‌ی امتحانی، در مجموع ۶۰ لغت حاوی ۵۰ درصد کلمات ساده، ۲۵ درصد کلمات با دشواری متوسط و ۲۵ درصد کلمات با دشواری بالا جهت این آزمون انتخاب گردید.

سیگنال EEG با فرکانس نمونه‌برداری ۲۵۶ هرتز، با استفاده از دستگاه ProComp-۵ اخذ شد و در همان لحظه در نرم‌افزار BioGraph Infiniti ذخیره و مورد مشاهده قرار گرفت. داده‌ها در مجموع شامل ۱۶ سیگنال EEG ۴ دقیقه‌ای در حین دیکته‌نویسی و ۱۶ سیگنال EEG ۲ دقیقه‌ای در حین استراحت بود. شکل ۱ نمودار ساده‌ای از روند اخذ داده تا قبل از مرحله‌ی پیش پردازش داده‌ها را نشان می‌دهد.

قبل از معرفی الگوریتم‌های به کار رفته، روند

روی دامنه‌ی سیگنال EEG صورت می‌گیرد. فیلتر کردن سیگنال در حوزه‌ی فرکانس، راهکار دیگری جهت حذف مؤلفه‌های ناخواسته‌ی فرکانسی است. زیرباند استاندارد تخصیص یافته برای EOG (Electrooculography) 0.2 تا 3 هرتز است که می‌تواند برای آشکارسازی حرکات افقی و عمودی چشم مورد استفاده قرار گیرد (۱۰). زیرباند $30-45$ هرتز نیز حاوی بیشینه‌ی انرژی موجود در سیگنال الکتریکی ماهیچه‌ها است (۱۲-۱۰). این درست‌نماها به همراه نویز 50 هرتز برق شهر به دلیل عدم تداخل فرکانسی با سیگنال مطلوب EEG در این پروژه (۳ تا 20 هرتز)، قابل جداسازی توسط بانک فیلترهای باترورت هستند.

استخراج زیرباندهای فرکانسی و تخمین طیف

مفهوم اصلی طیف فرکانسی، این است که هر سیگنال را ترکیب توابع سینوسی و کسینوسی ساخته می‌شود. طیف فرکانسی از تحلیل فوریه به دست می‌آید. تبدیل فوریه سیگنال مشخص می‌کند که چه فرکانس‌هایی در سیگنال وجود دارند. در بسیاری از موارد، خصوصیاتی که از طیف فرکانسی سیگنال استخراج می‌شوند، بسیار مفیدتر از خصوصیات زمانی هستند. هدف از تخمین طیف توصیف توزیع (در فرکانس) توان یک سیگنال بر پایه‌ی یک مجموعه‌ی محدود از داده‌ها است. چگالی طیف توان، یک فرایند اتفاقی ایستا است. توابع و روش‌های مختلفی جهت تخمین طیف توان وجود دارد. روش Welch یکی از روش‌های غیر پارامتری تخمین طیف توان است. روش‌های غیر پارامتری روش‌هایی هستند که در آن‌ها PSD (Power spectral density) به صورت مستقیم با استفاده از سیگنال اصلی تخمین زده می‌شود.

کوچک‌ترین تغییر در حالت بدن، درست‌نماهای مختلفی به آن‌ها اضافه خواهد شد. یکی از مشکلات اصلی در تحلیل EEG، تشخیص انواع مختلف این درست‌نماها است. درست‌نما، شامل هر نوع پتانسیل الکتریکی غیر ایجاد شده توسط مغز است (۹). چهار منبع اصلی تولید کننده‌ی نویز و درست‌نما شامل دستگاه ثبت EEG، پتانسیل‌های الکتریکی خارجی به سوژه و سیستم ثبت، الکترودها و لیدهای ثبت سیگنال و نیز خود شش و فعالیت‌های الکتریکی است که در قلب، چشم، پلک زدن و حرکت چشم) و ماهیچه‌های فرد ایجاد می‌شود (۹).

۳ مورد اول، منابع نویز خارجی و درست‌نماها به عنوان منبع درست‌نمای داخلی به شمار می‌روند. اولین گام جهت حذف درست‌نماهای خارجی، حذف سیگنال از وقوع آن‌ها و ورودشان به سیستم ثبت EEG است. یعنی تا حد ممکن منابع نویز حذف شوند یا از سیستم ثبت فاصله داشته باشند و به علاوه، به سوژه آموزش داده شود تا از حرکت سر، چشم‌ها و بدن اجتناب نماید (۹).

حذف یا کاهش چشمگیر این نویزها و درست‌نماها امری ضروری است؛ چرا که وجود آن‌ها در سیگنال‌های مغزی می‌تواند منجر به تحلیل نادرست توسط پزشک شود.

به دلیل پایین بودن دامنه‌ی سیگنال EEG و بالا بودن دامنه‌ی برخی درست‌نماها از جمله درست‌نماهای حرکتی، جداسازی سیگنال از نویز کار راحتی نیست. از این رو، در ابتدای کار و به عنوان پیش پردازش در حوزه‌ی زمان، حذف قسمت‌هایی از سیگنال که نویز با دامنه‌ی بالا در آن دیده می‌شود، بسیار ضروری است. این کار توسط آستانه‌گذاری بر

سنجش قرار می‌گیرد که این نسبت نیز در کودکان LD در مقایسه با کودکان عادی به علت بالا بودن Theta و پایین بودن Beta در ناحیه‌ی مرکزی مغز، بالاتر است.

تخمین آنتروپی

تخمین آنتروپی یکی از اندازه‌گیری‌های مشهور و محبوب پیچیدگی برای تحلیل سیگنال‌های بیولوژیکی است (۱۶). تخمین آنتروپی روشی برای اندازه‌گیری میزان بی‌نظمی در یک سیستم است و بیشترین مقدار آن، نشان دهنده‌ی بیشترین پیچیدگی و تصادفی بودن سیگنال می‌باشد (۱۷). هر چه میزان آنتروپی تخمین زده شده کمتر باشد، رفتار منظم‌تری در داده‌ها وجود خواهد داشت که این نظم می‌تواند به معنای وجود بیماری و اختلال در مغز فرد باشد. تخمین آنتروپی یک روش غیر خطی در تحلیل سیگنال‌ها است. در این تحقیق، آنتروپی با روش‌های رنی (Renyi)، شانون (Shannon) و پینکوس (Pincus) محاسبه می‌شود.

آنتروپی رنی، نقش مهمی در تئوری اطلاعات بازی می‌کند. این آنتروپی، که در واقع تعمیم یافته‌ی آنتروپی شانون است یکی از راه‌های کمی‌سازی گوناگونی و عدم قطعیت است (۱۸). این آنتروپی توسط Alfred Renyi معرفی شد. آنتروپی رنی با درجه‌ی q برای توزیع احتمال داده شده از رابطه‌ی ۱ به دست می‌آید.

رابطه‌ی ۱

$$S_q = \frac{1}{1-q} \log_2 \left(\sum_{i=1}^N P_i^q \right)$$

در این رابطه، $P_i \in [0, 1]$ توزیع احتمال هر کدام از مقادیر x_1, x_2, \dots, x_N است. حال برای چند مقدار q این آنتروپی به دست می‌آید.

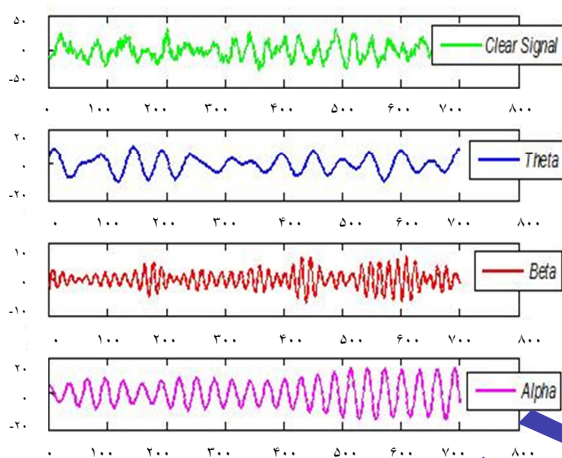
ساده‌ترین این روش‌ها پریودوگرام و نسخه‌ی پیشرفته‌ی پریودوگرام روش Welch است. روش Welch در واقع پریودوگرام‌های میان‌گیری شده از بخش‌های مختلف پنجره‌گذاری شده، با همپوشانی سیگنال است.

توان مطلق (AP یا Absolute power) باندهای Theta، Beta و Alpha توسط روش Welch قابل محاسبه بود و از نسبت توان باندهای Theta/Beta و Theta/Alpha به عنوان دو ویژگی جهت متمایزسازی حالات نوشتن و استراحت استفاده شد.

انتخاب نسبت توان‌های Theta/Beta و Theta/Alpha به عنوان دو ویژگی جهت ارزیابی سیگنال‌های EEG به دلیل مطالعات انجام شده در حوزه‌ی ناتوانی یادگیری است. مطالعات نشان داده‌اند که سطوح بالایی از فعالیت Theta در کودکان LD نسبت به کودکان عادی است؛ به عبارتی توان مطلق و نسبی Theta در این کودکان نسبت به دیگر کودکان بالاتر است (۱۴-۱۳) و این به پیشرفت فعالیت‌های ذهنی صدمه می‌زند. از طرف دیگر، نشان داده شده است که حداقل توان مطلق Alpha جهت عملکردی رضایت‌بخش لازم است. از این رو به طور معمول نسبت توان مطلق Theta به توان مطلق Alpha مورد سنجش قرار می‌گیرد و این نسبت در کودکان LD در مقایسه با کودکان عادی بالاتر است (۱۳).

از طرفی، طی یک وظیفه که فرد نیاز به توجه و تمرکز برای انجام آن دارد، توان مطلق باند Beta در نواحی فرونتال (Frontal) و مرکزی (Central) مغز افزایش می‌یابد. هر چه این توان بالاتر باشد، میزان توجه بیشتر خواهد بود (۱۵). به همین دلیل، اغلب نسبت توان مطلق Theta به توان مطلق Beta نیز مورد

امواج Theta (۳ تا ۶ هرتز)، Alpha (۸ تا ۱۰ هرتز) و Beta (۱۵ تا ۲۰ هرتز) از سیگنال‌های الکتروآنسفالوگرام (کانال C۳) با استفاده از فیلترهای میان‌گذر باترورث استخراج شده است. شکل ۳ نمونه‌ای از امواج Alpha، Theta و Beta استخراج شده از سیگنال EEG مربوط به کانال C۳ را در هنگام انجام وظیفه‌ی نوشتن نشان می‌دهد.



شکل ۳ نمونه‌ای از امواج Alpha، Theta و Beta استخراج شده مربوط به کانال C۳ در حین نوشتن

چگالی طیف توان سیگنال‌ها از روش Welch با طول پنجره‌ی ۰.۲۲ ثانیه و تخطاهای محاسبه شده است. در شکل ۴ متوسط چگالی طیف توان سیگنال EEG داوطلبان در حالت استراحت و نوشتن ترسیم شده است. در تمامی کودکان چگالی طیف توان در حالت نوشتن مقادیر بیشتری نسبت به چگالی طیف توان در حالت استراحت دارد.

شکل ۵ نیز PSD های محاسبه شده بر روی امواج Theta، Beta و Alpha استخراج شده از سیگنال‌های EEG حالت استراحت (الف) و نوشتن (ب) را در یک داوطلب نشان می‌دهد.

در رابطه‌ی ۱ اگر $q = 0$ باشد، آن گاه $S_0 = \log_2(N)$ است که با نام آنتروپی هارتلی (Hartley) برای توزیع احتمال معین شناخته می‌شود. در همین رابطه اگر q به سمت ۱ میل کند، آن گاه می‌توان نشان داد که S_q به S_1 در رابطه‌ی ۲، که همان آنتروپی شانون است، همگرا می‌شود.

رابطه‌ی ۲

$$S_1 = -\sum_{i=1}^N P_i \cdot \log_2(P_i)$$

حال اگر q به سمت $-\infty$ میل کند، آن گاه آنتروپی بیشینه حاصل می‌شود. کمترین آنتروپی بیشترین میزان آنتروپی $S_{-\infty}$ را به صورت $S_{-\infty} = -\log_2(\min(P_i))$ تعریف می‌شود. در نهایت، اگر q به سمت $+\infty$ میل کند، آنتروپی کمینه به صورت $S_{+\infty} = -\log_2(\min(P_i))$ حاصل می‌شود (۱۹).

یافته‌ها

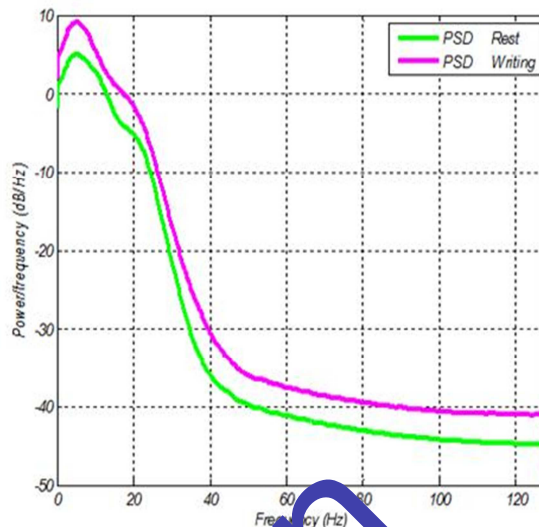
به منظور حذف نویز و درست‌نماها در سیگنال EEG، از نرم‌افزار MATLAB نسخه‌ی ۷/۱۰/۰/۴۹۹ استفاده شد.

محدوده‌ی فرکانسی سیگنال EEG مطلوب در این مطالعه از فرکانس ۳ هرتز یعنی امواج Theta آغاز و به فرکانس ۲۰ هرتز یعنی Beta ختم می‌شود. با اعمال یک فیلتر باترورث میان‌گذر با فرکانس قطع پایین ۲/۵ هرتز و فرکانس قطع بالای ۲۲ هرتز، سیگنال تمیز باقی می‌ماند و درست‌نمای حرکت چشم یا EOG (فرکانس پایین)، نویز ۵۰ هرتز برق شهر و درست‌نمای انقباضات ماهیچه‌ای (فرکانس بالا) از سیگنال اصلی حذف می‌شوند.

Theta/Alpha تمامی داوطلبان LD برای حالات استراحت و نوشتن در جدول ۱ آمده است. جدول ۲ متوسط و انحراف استاندارد آنتروپی رنی برای حالات نوشتن و استراحت را در کودکان LD نشان می‌دهد. این مقدار در واقع متوسط آنتروپی بیشینه ($q = \infty$) و کمینه ($q = -\infty$) رنی برای تمامی کودکان، در این دو حالت است.

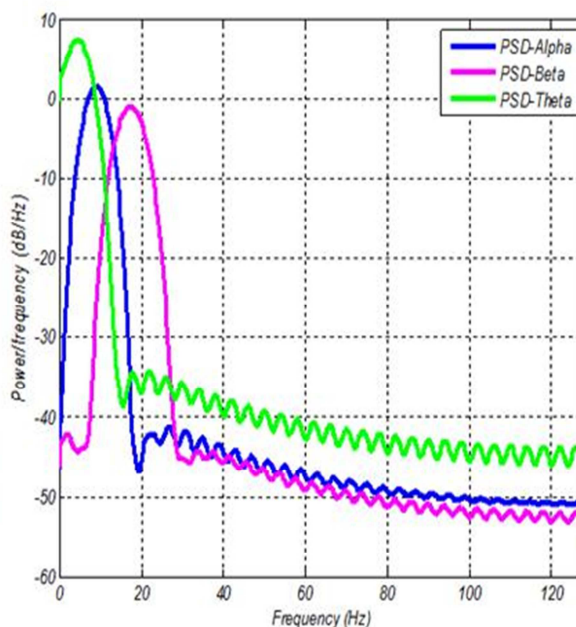
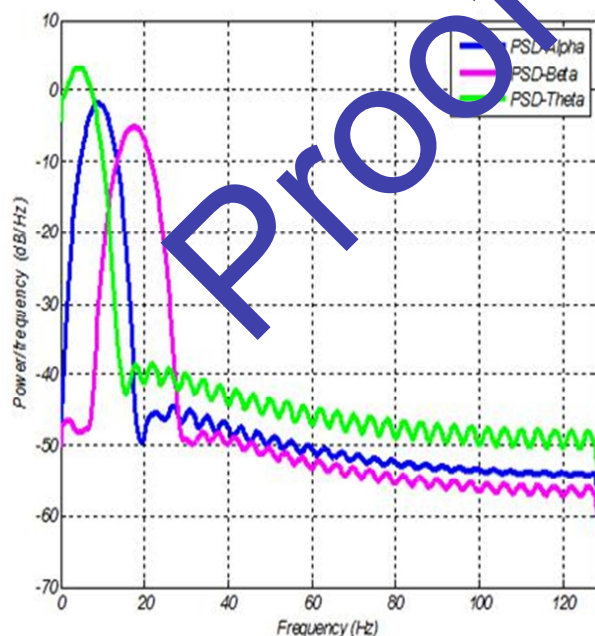
مقدار آنتروپی هارتلی که با قرار گیری $q = 0$ در رابطه ۱ حاصل می‌شود، مستقل از توزیع احتمال مقادیر x است و فقط به طول سیگنال یعنی N وابسته است. با لحاظ کردن $q = 1$ آنتروپی شانون حاصل می‌شود و نتایج این آنتروپی همراه با نتایج آنتروپی هارتلی، آنتروپی در حالت $q = 2$, $q = -\infty$ و $q = \infty$ در جدول ۳ گزارش شده است.

به منظور مقایسه‌ی بهتر، نتایج بالا در شکل ۶ ترسیم شده است.



شکل ۴. متوسط چگایی طیف توان سیگنال EEG در حالت استراحت و نوشتن (Electroencephalogram)

هدف اصلی از محاسبه‌ی چگایی طیف توان، به دست آوردن توان مطلق باندهای Theta، Beta و Alpha و در نهایت نسبت‌های Theta/Beta و Theta/Alpha بود. متوسط نسبت‌های Theta/Beta و



شکل ۵. PSD (Power spectral density) در امواج Theta، Beta و Alpha استخراجی از EEG (Electroencephalogram) در حالت استراحت (الف) و نوشتن (ب) در یک داوطلب

بحث

مطابق با نتایج به دست آمده در شکل ۵، مغز کودکان LD در حالت نوشتن دارای نسبت متوسط Theta به Beta (۸/۳۷) و Theta به Alpha (۱/۷۲۶) بیشتری نسبت به حالت استراحت (به ترتیب ۷/۰۶ و ۱/۱۹۷) است. این اختلاف به معنی وجود نارسایی بیشتر در مغز کودکان LD در زمان نوشتن نسبت به حالت استراحت است.

مطابق با جدول ۱ نیز، بین آنتروپی رنی در حالت نوشتن و استراحت تمایز وجود دارد. مقدار متوسط این آنتروپی برای حالت نوشتن ۱۴/۳ و در حالت استراحت این کودکان ۱۳/۵ به دست آمده است. هر چند میزان این اختلاف اندک و به اندازه ۰/۸ واحد است، اما همین میزان اختلاف گویای وجود تفاوت در عملکرد مغزی کودکان LD در شرایط مختلف (استراحت و نوشتن) است. بیشتر بودن آنتروپی در حالت نوشتن نسبت به حالت استراحت، به معنی افزایش پیچیدگی مغزی در قبال انجام وظیفه‌ی نوشتن نسبت به حالت استراحت است.

با توجه به جدول ۲ مقدار متوسط آنتروپی در حالات نوشتن استراحت، در $q = -\text{inf}$ در حدود ۰/۷ واحد، هارتلی و $q = -\text{inf}$ حدود ۱ واحد و شانون ۹ واحد اختلاف وجود دارد که این مقدار در این آنتروپی‌ها قابل ملاحظه است. میزان این تفاوت در $q = 2$ بسیار ناچیز و قابل نظر است. معنی‌داری این اختلاف‌ها در نرم‌افزار SPSS (SPSS Inc., Chicago, IL) بررسی شد و سطح معنی‌داری ۰/۰۱۹ با استفاده از آزمون t جفت شده تعیین شد. بیشترین اختلاف (۹ واحد) مربوط به آنتروپی شانون و کمترین اختلاف (۰/۰۰۱) مربوط به

جدول ۱. متوسط نسبت‌های فرکانسی Alpha و Theta/Beta

در حالات استراحت و نوشتن

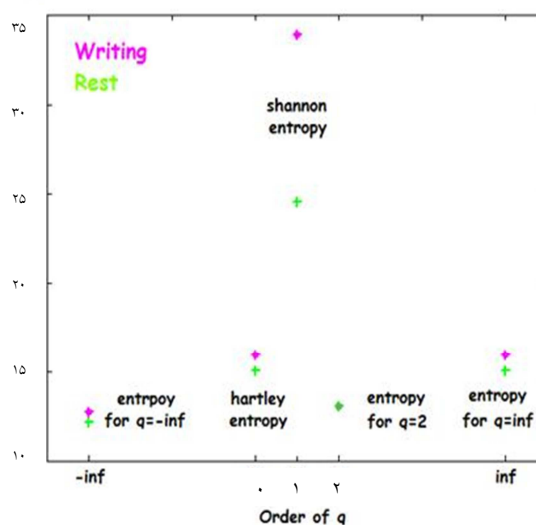
نسبت‌های فرکانسی	حالت نوشتن	حالت استراحت
Theta/Beta	۸/۳۷	۷/۰۶
Theta/Alpha	۱/۷۲۶	۱/۱۹۷

جدول ۲. مقدار متوسط و انحراف استاندارد آنتروپی رنی برای حالات نوشتن و استراحت در کودکان LD (Learning disability)

ویژگی	حالت نوشتن	حالت استراحت
مقدار متوسط	۱۴/۳	۱۳/۵
انحراف استاندارد	$\pm ۱/۵۸$	$\pm ۱/۴۶$

جدول ۳. مقدار متوسط آنتروپی در درجات مختلف $q = 0, q = -\text{inf}$ (هارتلی)، $q = 1$ (شانون)، $q = 2$ و $q = \text{inf}$ برای حالات نوشتن و استراحت در کودکان LD

مقدار متوسط آنتروپی برای درجات مختلف q	حالت نوشتن	حالت استراحت
$q = -\text{inf}$	۱۲/۷۳۶۸	۱۲/۱۱۸۷
$q = 0$ هارتلی	۱۵/۹۰۶۹	۱۵/۰۱۱۸
$q = 1$ شانون	۳۳/۸۷۴۹	۲۴/۵۲۷۶
$q = 2$	۱۳/۰۶۵۳	۱۳/۰۶۴۱
$q = \text{inf}$	۱۵/۹۰۲۲	۱۵/۰۲۲۴



شکل ۶. ترسیم مقادیر متوسط آنتروپی در حالات مختلف q

نوروفیدبک در درمان ناتوانی LD است. از این رو، انجام نوروفیدبک در محل C3 از مغز به عنوان یکی از راه‌های درمانی مناسب (بی‌خطر و درمان در بازه‌ی زمانی کوتاه‌تر نسبت به سایر روش‌های موجود) پیشنهاد شده است و در دستور کار برای مطالعات تکمیلی بر روی این کودکان قرار دارد.

تشکر و قدردانی

از جناب آقای دکتر محمد علی خلیل‌زاده عضو هیأت علمی گروه مهندسی پزشکی دانشگاه آزاد اسلامی واحد مشهد، به خاطر در اختیار قرار دادن تجهیزات لازم جهت انجام تحقیقات تشکر و سپاسگزاری می‌گردد.

آنتروپی در $q = 2$ به دست آمده است. نتایج تجربی از تحلیل غیر خطی آنتروپی نشان می‌دهد که مغز کودکان LD در حالت نوشتن پیچیدگی بیشتری نسبت به حالت استراحت دارد. این بدین معنی است که رفتارهای نامنظم بیشتری در این کودکان در حالت نوشتن وجود دارد. بنابراین فعالیت نورون‌ها در کانال C3 کودکان LD به صورت ناهمگام‌تر نسبت به حالت استراحت شکل می‌گیرد و منجر به این نارسایی می‌شود.

در سال‌های اخیر چندین مطالعه در حوزه‌ی ناتوانی یادگیری با نوروفیدبک انجام شده است (۲۴-۲۰). نتایج اکثر این مطالعات، نگاه بر تأثیر

References

- Meyer-Lindenberg A. The evolution of complexity in human brain development: an EEG study. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 1996; 99(5): 405-11.
- Sayyah Sayyari N. Learning disabilities. 2nd ed. Tehran, Iran: Modabber Publication; 2007. [In Persian].
- Heydari AR, Hafezi F, Tahanka Dezhali M. Comparison of therapeutic effects of Fernald's multi-sensory and Kparts perceptual-motor in decreasing of writing disabilities of children. *New Funding in Psychology* 2009; 4(12): 65-78. [In Persian].
- Kirk S, Chalfant J. Academic and developmental learning disabilities. Denver, CO: Love Publishing; 1984.
- Saavedra-Gastelum V, Rivera AL, Fernandez-Harmony T, Castano E, Castano VM. Signals from living biomaterials: analysis of human brain signals through wavelets. *Mat Res Innov* 2010; 14(3): 247-51.
- Ismail KA, Mansor W, Khuan LY, Che Wan Fadzal CWNF. Spectral analysis of EEG signals generated from imagined writing. *Proceedings of the IEEE 8th International Colloquium on Signal Processing and its Applications (CSPA)*; 2012 Mar 23-25; Melaka, Malaysia; p. 510-13.
- Thatcher RW, North DN, Biver C. Electroencephalographic (EEG) discriminant analyses of children with learning disabilities: correlations to school achievement and neuropsychological performance. *J Neurother* 2004; 8: 119-23.
- Klimesch W, Doppelmayr M, Wimmer H, Gruber W, Rohm D, Schwaiger J, et al. Alpha and beta band power changes in normal and dyslexic children. *Clin Neurophysiol* 2001; 112(7): 1186-95.
- Geetha G, Geethalakshmi SN. Scrutinizing different techniques for artifact removal from EEG signals. *Int J Eng Sci Tech* 2011; 3(2): 1167-72.
- Tsui CSL, Pei J, Gan JQ, Huosheng H, Kui Y. EMG-based hands-free wheelchair control with EOG attention shift detection. *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*; 2007 De 15-18; Sanya, china; p. 1266-71.
- Barreto AB, Scargle SD, Adjouadi M. A practical EMG-based human-computer interface for users with motor disabilities. *J Rehabil Res Dev* 2000; 37(1): 53-63.
- Mohammad Rezazadeh I, Firoozabadi SM, Hou H, Hashemi Golpayegani MR. Quantative evaluation of the efficiency of facial bio-potential signals based on forehead three-channel electrode placement for facial gesture recognition applicable in a human-machine interface. *Iran J Med Phys* 2010; 7(2): 79-65. [In Persian].

13. Fernandez T, Herrera W, Harmony T, Diaz-Comas L, Santiago E, Sanchez L, et al. EEG and behavioral changes following neurofeedback treatment in learning disabled children. *Clin Electroencephalogr* 2003; 34(3): 145-52.
14. Fernandez T, Harmony T, Fernandez-Bouzas A, Silva J, Herrera W, Santiago-Rodriguez E, et al. Sources of EEG activity in learning disabled children. *Clin Electroencephalogr* 2002; 33(4): 160-4.
15. Monastra JV. *Unlocking the potential of patients with ADHD: a model for clinical practice*. Washington, DC: American Psychological Association; 2008. p. 156.
16. Gao J, Hu J, Tung W. Entropy measures for biological signal analyses. *Nonlinear Dyn* 2012; 68(3): 431-44.
17. Vandeput S, Verheyden B, Aubert AE, Van HS. Nonlinear heart rate dynamics: circadian profile and influence of age and gender. *Med Eng Phys* 2012; 34(1): 108-17.
18. Easwaramoorthy D, Uthayakumar R. Estimating the complexity of biomedical signals by multifractal analysis. *Proceedings of the 2010 IEEE Students' Technology Symposium (TechSym)*; 2010 Apr 3-4; Kharagpur, India; p. 6-11.
19. Easwaramoorthy D, Uthayakumar R. Improved generalized fractal dimensions in the discrimination between Healthy and Epileptic EEG Signals. *J Comput Sci* 2011; 2(1): 31-8.

Proof Version