مجله دانشکده پزشکی اصفهان
سال سی و دوم/شماره ۲۸۳/هفته چهارم خرداد ماه ۱۳۹۳

تاریخ دریافت: ۱۳۹۲/۱۲/۸
تاریخ پذیرش: ۱۳۹۳/۲/۱۷

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: الکترونسفالوگرام (EEG یا Electroencephalogram) بازتاب فعالیت الکتریکی مغز و از مهم‌ترین ابزارهای تشخیص بیماری‌های نورولوژیکی است. اختلال در نوشتن یا نوشتار پریشی یکی از این انواع ناتوانی‌های یادگیری است. 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.

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

یافته‌ها: مغز کودکان نوشتارپریش در حالت نوشتن، پیچیدگی بیشتری نسبت به حالت استراحت داشت که این به معنی وجود رفتار نامنظم بیشتر و در نتیجه، فعال شدن ناهمگام نورون‌های بیشتر در ناحیه‌ی مرکزی در حالت نوشتن است. نتایج تخمین طیف توان نیز نشان دهنده‌ی وجود نسبت‌های بالاتر Theta/Beta و Theta/Alpha در حالت نوشتن در این کودکان بود و نارسایی بیشتر مغز کودکان نوشتارپریش را در حالت نوشتن نسبت به استراحت نشان داد.

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

واژگان کلیدی: الکترونسفالوگرافی، 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 ۱۳۹۳؛ ۳۲ (۲۸۳): ۵۶۸-۵۵۸

مقدمه

الکترونسفالوگرام (EEG یا Electroencephalogram) بازتاب فعالیت الکتریکی 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

۱- کارشناس ارشد، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده‌ی فنی و مهندسی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران
۲- استادیار، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده‌ی فنی و مهندسی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران
۳- استادیار، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده‌ی فنی و مهندسی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد مشهد، مشهد، ایران
۴- استادیار، گروه روانپزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مشهد، ایران
نویسنده‌ی مسؤول: محبوبه پرستار فیض‌آبادی
Email: m_parastar@eng.ui.ac.ir

در هر دو حالت تصور می‌شود که بازتاب بخش عمده‌ای از فعالیت نورون‌ها 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 گروهی 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، فکر کردن، سخن گفتن، خواندن، نوشتن، هجی کردن و یا 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، حافظه ی دیداری، توانایی مرتبط کردن بدن خود با فضای اطراف (تصویر ذهنی بدن)، مفهوم نوشتن از 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 (۸–۵).

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 تخمین آنتروپی و محاسبه‌ی توان مطلق باندهای فرکانسی Theta، Beta و Alpha 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

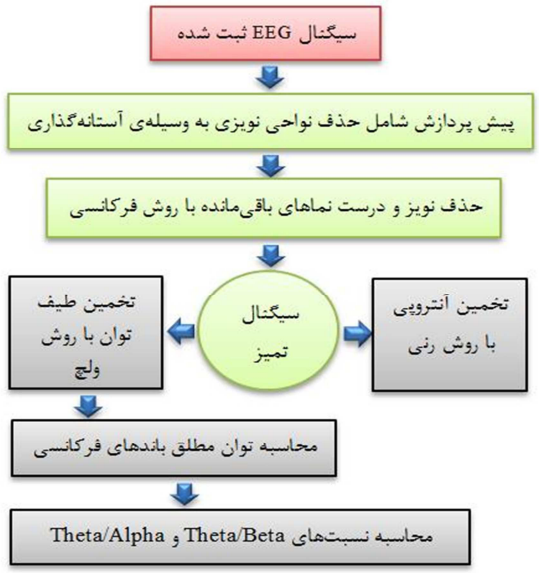
مشهد برای انجام این طرح انتخاب شدند. حجم نمونه با توجه به مطالعات پیشین (۸-۵) کافی است و می‌توان انتظار داشت که نتیجه‌گیری بر اساس این حجم، معقولانه باشد. همگی سوژه‌ها دارای اختلال یادگیری در نوشتن بودند و این بیماری توسط روان‌پزشک متخصص مورد تأیید قرار گرفت. رضایت‌نامه توسط والدین تکمیل و مصاحبه‌ی ساده‌ای پیرامون شرایط کودکان از والدین انجام شد. سپس ثبت EEG در دو حالت استراحت (۲ دقیقه) و دیکته‌نویسی (در حدود ۴ دقیقه) از موقعیت الکترودی C۳ (۹) و مطابق با استاندارد ۱۰-۲۰ به عمل آمد.

متأسفانه آزمون استانداردی برای ارزیابی دیکته‌نویسی کودکان در سنین مختلف طراحی نشده است؛ از این رو، جهت طراحی یک آزمون واحد، از 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 پردازشی طرح در شکل ۲ آمده است. در ادامه روش‌های پردازشی معرفی می‌گردد.

شکل ۱. روند اخذ داده تا پیش از مرحله‌ی پیش پردازش
EEG: Electroencephalogram



شکل ۲. روند پیش پردازش و پردازش داده‌ها
EEG: Electroencephalogram

حذف نویز و درست‌نما

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

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 (۱۰). 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 شخص و فعالیت‌های الکتریکی است که در قلب، چشم (پلک زدن و حرکت چشم) و ماهیچه‌های فرد ایجاد می‌شود (۱۰).

۳ مورد اول، منابع نویز خارجی و مورد آخر به عنوان منبع درست‌نمای داخلی به شمار می‌رود. اولین گام جهت حذف درست‌نماهای خارجی، جلوگیری 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 (۱۰).

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 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) ۰/۲ تا ۳ هرتز است که می‌تواند برای آشکارسازی حرکات افقی و عمودی چشم مورد استفاده قرار گیرد (۱۱). زیرباند ۴۵-۳۰ هرتز نیز حاوی بیشینه‌ی انرژی موجود در سیگنال الکتریکی ماهیچه‌ها است (۱۳-۱۱). این درست‌نماها به همراه نویز ۵۰ هرتز برق شهر به دلیل عدم تداخل فرکانسی با سیگنال مطلوب EEG در این پروژه (۳ تا ۲۰ هرتز)، قابل جداسازی توسط بانک فیلترهای باتروورث هستند.

استخراج زیرباندهای فرکانسی و تخمین طیف

مفهوم اصلی طیف فرکانسی، این است که هر سیگنال از ترکیب توابع سینوسی و کسینوسی ساخته می‌شود. طیف فرکانسی از تحلیل فوریه به دست می‌آید. تبدیل فوریه‌ی 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.

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 دهنده‌ی 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 (۱۵-۱۴) 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 (۱۴).

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 (۱۶). به همین دلیل، اغلب نسبت توان مطلق Theta به توان مطلق Beta نیز مورد 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 (۱۷). تخمین آنتروپی روشی برای اندازه‌گیری میزان بی‌نظمی در یک سیستم است و بیشترین مقدار آن، نشان دهنده‌ی بیشترین پیچیدگی و تصادفی بودن سیگنال می‌باشد (۱۸). 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 (۱۹). 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، $P_i \in [۰, ۱]$ توزیع احتمال هر کدام از مقادیر xN, ..., x۲, x۱ است. حال برای چند مقدار q این آنتروپی به دست می‌آید.

در رابطه‌ی ۱ اگر q = ۰ 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 Sq به S۱ در رابطه‌ی ۲، که همان آنتروپی شانون است، همگرا می‌شود.

رابطه‌ی ۲

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

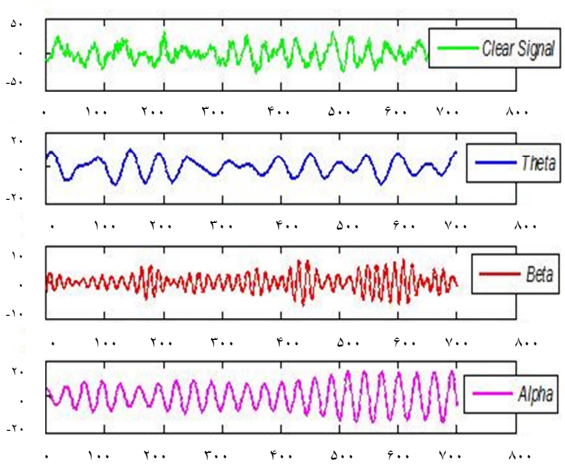
حال اگر q به سمت $-\infty$ میل کند، آن گاه آنتروپی بیشینه حاصل می‌شود. این آنتروپی بیشترین میزان آنتروپی S_q و به صورت $S_{-\infty} = -\log_2 (\min (Pi))$ تعریف می‌شود. در نهایت، اگر q به سمت $+\infty$ میل کند، آنتروپی کمینه به صورت $S_{+\infty} = -\log_2 (\min (Pi))$ حاصل می‌شود (۲۰).

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 باتروورث 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.

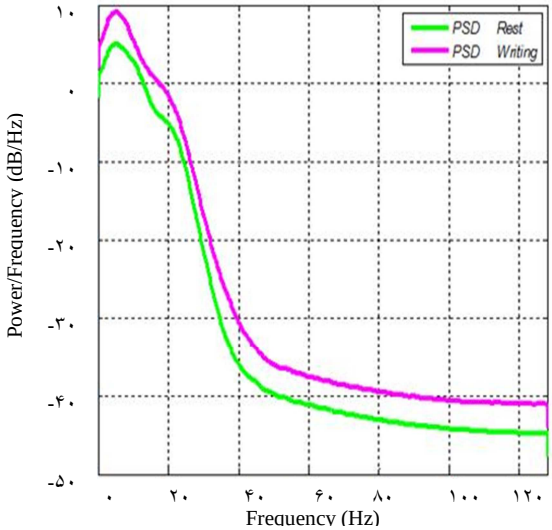
امواج Theta (۳ تا ۶ هرتز)، Alpha (۸ تا ۱۰ هرتز) و Beta (۱۵ تا ۲۰ هرتز) از سیگنال‌های الکتروآنسفالوگرام (کانال C۳) با استفاده از فیلترهای میان‌گذر باتروورث استخراج شده است. شکل ۳ نمونه‌ای از امواج Alpha، Theta و Beta استخراج شده از سیگنال EEG مربوط به کانال C۳ را در هنگام انجام وظیفه‌ی نوشتن نشان می‌دهد.



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 FFT ۱۰۲۴ نقطه‌ای 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.



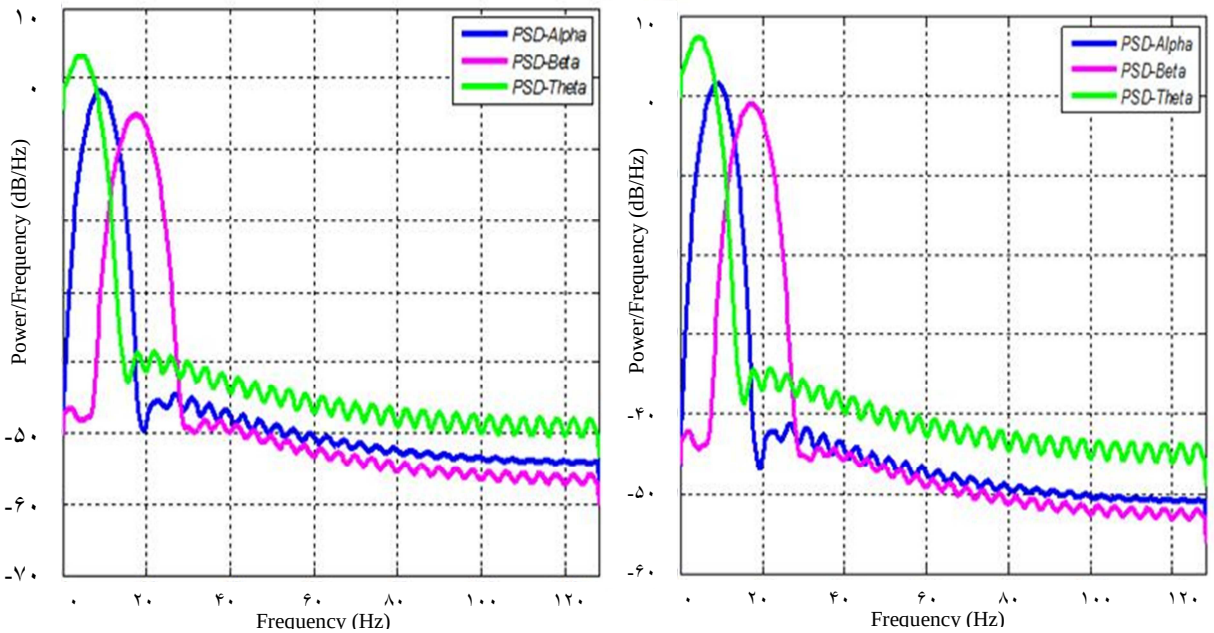
شکل ۴. متوسط چگالی طیف توان سیگنال EEG (Electroencephalogram) در حالت استراحت و نوشتن

هدف اصلی از محاسبه‌ی چگالی طیف توان، به دست آوردن توان مطلق باندهای Beta، Theta و Alpha و درنهایت نسبت‌های Theta/Beta و Theta/Alpha بود. متوسط نسبت‌های Theta/Beta و 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 رابطه‌ی 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 $q = 2$، $q = -inf$ و $q = inf$، در جدول ۳ گزارش شده است.

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



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

جدول ۱. متوسط نسبت‌های فرکانسی **Theta/Beta** و **Alpha** در حالات استراحت و نوشتن

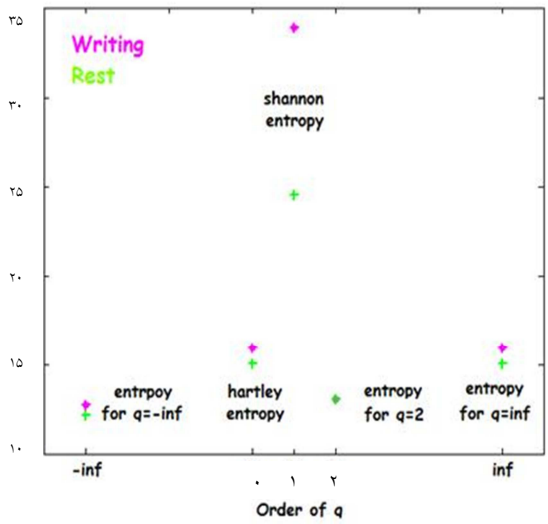
نسبت‌های فرکانسی	حالت نوشتن	حالت استراحت
Theta/Beta	۸/۳۷	۷/۰۶
Theta/Alpha	۱/۷۲۶	۱/۱۹۷

جدول ۲. مقدار متوسط و انحراف استاندرد 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	±۱/۵۸	±۱/۴۶

جدول ۳. مقدار متوسط آنتروپی در درجات **q = -inf**، **q = ۰** (هارتلی)، **q = ۱** (شانون)، **q = ۲** و **q = inf** برای حالات نوشتن و استراحت در کودکان **LD** (**Learning disability**)

مقدار متوسط آنتروپی برای درجات مختلف q	حالت نوشتن	حالت استراحت
q = -inf	۱۲/۷۳۶۸	۱۲/۱۱۸۷
q = ۰ هارتلی	۱۵/۹۰۶۹	۱۵/۰۱۱۸
q = ۱ شانون	۳۳/۸۷۴۹	۲۴/۵۲۷۶
q = ۲	۱۳/۰۶۵۳	۱۳/۰۶۴۱
q = inf	۱۵/۹۰۲۲	۱۵/۰۲۲۴



شکل ۶. ترسیم مقادیر متوسط آنتروپی در حالات مختلف **q**

بحث

مطابق با نتایج به دست آمده در شکل ۵، مغز کودکان LD در حالت نوشتن دارای نسبت متوسط Theta به Beth (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 اندازه‌ی 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 و استراحت، در q = −inf در حدود ۰/۷ واحد، هارتلی و q = −inf حدود ۱ واحد و شانون ۹ واحد اختلاف وجود دارد که این مقدار در این آنتروپی ها قابل ملاحظه است. میزان این تفاوت در q = ۲ بسیار ناچیز و قابل صرف 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

آنتروپی در q = ۲ 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 C۳ 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 (۲۴-۲۱). نتایج اکثر این مطالعات، گواه بر تأثیر نوروفیدبک در درمان ناتوانی LD است. از این رو، انجام نوروفیدبک در محل C۳ 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.

References

1. Meyer-Lindenberg A. The evolution of complexity in human brain development: an EEG study. Electroencephalogr Clin Neurophysiol 1996; 99(5): 405-11.
2. Sayyah Sayyari N. Learning disabilities. 2nd ed. Tehran, Iran: Modabber Publication; 2007. [In Persian].
3. Heydari AR, Hafezi F, Tahankar Dezfuli M. Comparison of therapeutic effects of Fernald's multi-sensory and Kparts perceptual-motion in decreasing of writing disabilities of children. New Funding in Psychology 2009; 4(12): 65-78. [In Persian].
4. Kirk S, Chalfant J. Academic and developmental learning disabilities. Denver, CO: Love Pub Co; 1984.
5. 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.
6. 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.
7. 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.
8. 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.
9. Butlers P. Method of the EEG operant conditioning for the children with learning disabilities. Neurosci Lett 2011; 500: 37-8.
10. Geetha G, Geethalakshmi SN. Scrutinizing different techniques for artifact removal from EEG signals. Int J Eng Sci Tech 2011; 3(2): 1167-72.
11. 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.
12. 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.
13. 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].
14. 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.
15. 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.
16. Monastra JV. Unlocking the potential of patients with ADHD: a model for clinical practice. Washington, DC: American Psychological Association; 2008. p. 156.
17. Gao J, Hu J, Tung W. Entropy measures for biological signal analyses. Nonlinear Dyn 2012; 68(3): 431–44.
18. 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.
19. 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.
20. 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.
21. Breteler MHM, Arns M, Peters S, Giepmans I, Verhoeven L. Improvements in spelling after QEEG-based neurofeedback in dyslexia: A randomized controlled treatment study. Appl Psychophysiology Biofeedback 2010; 35(1): 5-11.
22. Walker JE. Case report: Dyslexia remediated with QEEG-guided neurofeedback. NeuroConnections 2010; 3: 28.
23. Thornton KE, Carmody DP. Electroencephalogram biofeedback for reading disability and traumatic brain injury. Child & Adolescent Psychiatric Clinics of North America 2005; 14(1): 137-62.
24. Walker JE, Norman CA. The neurophysiology of dyslexia: A selective review with implications for neurofeedback remediation and results of treatment in twelve consecutive cases. J Neurotherapy 2006; 10(1): 45-55.

Journal of Isfahan Medical School
Received: 27.02.2014
Vol. 32, No. 283, 4th Week, June 2014
Accepted: 07.05.2014

Nonlinear Analysis of Electroencephalogram in Writing-Disabled Children for a Better Understanding of Brain Functions

Mahboubeh Parastar-Feizabadi MSc[1], Mohammadreza Yazdchi PhD[2], Majid Ghoshuni PhD[3], Peyman Hashemian MD[4]

Original Article

Abstract

Background: Electroencephalogram (EEG) shows the electrical activity of the brain and is one of the most important diagnostic tools for neurological diseases and disabilities. Dysgraphia is one of the most common learning disabilities occurs regardless of the ability to read and is not due to intellectual impairments. Nonlinear methods are used in recent studies to access the electroencephalogram in children with dysgraphia.

Methods: In this study, nonlinear analysis of electroencephalogram in writing-disabled children for a better understanding of brain functions was done. The Renyi entropy estimation and Welch power spectrum estimation methods were used.

Findings: Writing-disabled children's brains were more complex at the time of writing than the rest condition as a result of more erratic behavior and thus, more asynchronous activation of neurons in the central brain zone. There was a higher proportion of Theta/Beta and Theta/Alpha in writing mood showed more brain insufficiency in writing compared to the rest condition.

Conclusion: Neurofeedback, as a new approach in the treatment of learning disabilities, is proposed to modify the electrical activity of the brain in writing-disabled children.

Keywords: Electroencephalography, Entropy, Power spectral density, Learning disability, Writing and rest condition

Citation: Parastar–Feizabadi M, Yazdchi M, Ghoshuni M, Hashemian P. **Nonlinear Analysis of Electroencephalogram in Writing-Disabled Children for a Better Understanding of Brain Functions.** J Isfahan Med Sch 2014; 32(283): 558-68

1- Department of Biomedical Engineering, School of Engineering, University of Isfahan, Isfahan, Iran
2- Assistant Professor, Department of Biomedical Engineering, School of Engineering, University of Isfahan, Isfahan, Iran
3- Assistant Professor, Department of Biomedical Engineering, Islamic Azad University, Mashhad Branch, Mashhad, Iran
4- Assistant Professor, Department of Psychiatry, School of Medicine, Mashhad University of Medical Sciences, Mashhad, Iran
Corresponding Author: Mahboubeh Parastar-Feizabadi MSc, Email: m_parastar@eng.ui.ac.ir