ارزیابی تأثیر تمرین حفظ تعادل بر روی بهبود پایداری بیماران مولتیپل‌اسکلروزیس با استفاده تحلیل غیرخطی سمپل‌انتروپی

سینا ساری‌اصلانی[۱]، محمودرضا آذغانی[*]، بینا افتخارسادات[۲]

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: از بین رفتن غلاف میلین در بیماران مولتیپل‌اسکلروزیس (MS) باعث بروز مشکل در انتقال پیام‌های عصبی می‌شود و در نتیجه موجب اختلال در سیستم عصبی-عضلانی ازجمله اختلال در حفظ تعادل شخص بیمار می‌گردد. اندازه‌گیری و ارزیابی نوسانات مرکز ثقل بدن در طی فعالیت‌های گوناگون روش کارآمدی جهت بررسی سیستم عصبی-عضلانی و حفظ تعادل شخص می‌باشد چرا که تغییرات پیچیدگی نشانه‌ای از تولید اطلاعات از نوسانات وضعی است. این امر با کمک معیار انتروپی امکان پذیر می‌باشد و می‌توان با استفاده از آن میزان پیچیدگی سینماتیک بدن را بررسی کرد.

مواد و روش‌ها: در این بررسی سیگنال تغییرات مرکز ثقل بدن، از ۲۰ شخص مبتلا به بیماری ام.اس، پیش از ۲۴ جلسه تمرینات حفظ تعادل و پس از آن ثبت شد. این تغییرات با دو روش تحلیل انتروپی مورد ارزیابی قرار گرفت.

یافته‌ها: پس از ۱۲ هفته انجام تمرینات، نتایج هر دو روش تحلیل، افزایش معنادار میزان انتروپی محاسبه شده از نوسانات مرکز ثقل بیماران را نشان داد (افزایش پیچیدگی در سیگنال ثبت شده). این افزایش برای حفظ تعادل در صفحه داخلی-خارجی (فرونتال) بیشتر از صفحه قدامی-خلفی (ساژیتال) بود (به ترتیب با $t=-۲/۹۱۰$، $P_{value}=۰/۰۰۹$ و $t=-۲/۳۳۱$ و $P_{value}=۰/۰۳۱$)

نتیجه‌گیری: افزایش مقدار انتروپی بدست آمده، نشان‌دهنده تأثیر تمرینات بر روی بهبود تعادل در بیماران می‌باشد. در نتیجه، این نوع تمرینات به عنوان یک روش مداخله تأثیرگذار برای بهبود تعادل بیماران ام.اس پیشنهاد می‌شود.

کلید واژه‌ها: سمپل‌انتروپی، مولتیپل‌اسکلروزیس، تمرینات حفظ تعادل، مکان هندسی مرکز ثقل بدن

ارجاع: ساری‌اصلانی سینا، آذغانی محمودرضا، افتخارسادات بینا. **ارزیابی تأثیر تمرین حفظ تعادل بر روی بهبود پایداری بیماران مولتیپل‌اسکلروزیس با استفاده تحلیل غیرخطی سمپل‌انتروپی**. پژوهش در علوم توانبخشی ۱۳۹۳؛ ۱۰ (۳): ۴۵۸-۴۴۴

تاریخ دریافت:۱۳۹۲/۹/۲۲ **تاریخ پذیرش: ۱۳۹۳/۴/۲۹**

*دکترای بیومکانیک- عضو هیات علمی دانشکدهٔ مهندسی مکانیک دانشگاه صنعتی سهند ، شهر جدید سهند، تبریز، ایران (نویسنده مسئول)

Email: azghani@sut.ac.ir

۱- کارشناس ارشد مهندسی پزشکی، دانشکدهٔ مهندسی مکانیک دانشگاه صنعتی سهند ، شهر جدید سهند، تبریز، ایران

۲- دکترای طب فیزیکی و توانبخشی- عضو هیات علمی دانشکده پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تبریز

مقدمه

مولتیپل‌اسکلروزیس شایع‌ترین بیماری نورولوژیک پیشرونده در افراد جوان می‌باشد که بر اساس تحقیقات انجام شده، ۲/۵ میلیون نفر از جمعیت جهان از آن رنج می‌برند. اختلال در حفظ تعادل و سقوط اتفاقی از علائم متداول بیماری ام.اس می‌باشد و از جمله‌ی بزرگ‌ترین صدمات ناشی از این بیماری در افراد مبتلا بشمار می‌رود به طوری که حدود سه چهارم از بیماران را تحت تأثیر قرار می‌دهد(۱). بر طبق تحقیقات انجام شده حدود ۵۰٪ افراد دچار ام.اس، تجربه حداقل یک سقوط را داشته‌اند و حداقل یک سوم آن‌ها بطور مکرر آن را تجربه کردند(۲, ۳) که این افزایش تعداد سقوط‌ها موجب می‌شود تا بیماران در معرض آسیب بیشتری قرار گیرند. امروزه تمرین درمانی، یک روش کم هزینه و مؤثر در کاهش اختلالات عملکردی در افراد مبتلا به ام.اس می‌باشد. درمان فیزیوتراپی قدیمی در ام.اس که بر روی استراحت و درمان غیر فعال به دلیل جلوگیری از خستگی و بدتر شدن روند بیماری تاکید می‌کرد، به کلی منتفی است(۴). تا کنون بررسی‌های سیستماتیک کمتری در خصوص اثر ورزش در بهبود وضعیت تعادل بیماران مبتلا به مولتیپل اسکلروز صورت گرفته است و تنها اثرات کلی تمرین با نوار تردمیل یا دوچرخه در بهبود عملکرد افراد بررسی شده است(۵، ۶). از آنجا که تعداد این بیماران روز به روز در حال افزایش است، شناسایی درمان‌های فیزیوتراپی موجود و تدوین یک روش مفید به منظور بهبود شرایط زندگی این بیماران و به حداقل رساندن ناتوانی‌های آنان مفید خواهد بود.

کنترل تعادل ناشی از یک جریان پیوسته از سیگنال‌های عصبی است که از عضلات، تاندون‌ها، موقعیت مفاصل، حسگرهای پوست و بینایی به سیستم مرکزی اعصاب(CNS) ارسال می‌شود(۷)، اختلال در هماهنگ بودن این مسیرها، به علت توزیع گسترده و غیرمنظم آسیب CNS در بیماران ام.اس، بر روی پاسخ وضعی Postural) (Responseحفظ تعادل تأثیر می‌گذارد(۸).

بنابراین می‌توان از نمایش کمی موقعیت بدن به عنوان یک روش قابل اطمینان برای اندازه‌گیری تعادل در افراد دچار ام.اس استفاده کرد. پروسپرینی و همکارانش نشان دادند که نمودار جابجایی مرکز فشار(COP) یک ابزار حساس و دقیق برای شناسایی بیماران ام.اسی به حساب می‌آید که در خطر سقوط اتفاقی هستند؛ بطوری که هرچه الگوی مسیر COP آشفته‌تر باشد، خطر سقوط اتفاقی بیشتر است(۹). در نتیجه کاهش خطر سقوط و افزایش کنترل وضعی در طی حرکت بیماران را می‌توان نشانه‌ای از بهبود وضعیت حفظ تعادل در این افراد بشمار آورد.

تاکنون مشخص شده است که درجه اتفاقی بودن (میزان آشفتگی)، یک ویژگی از خصوصیات سیگنال‌ها است. یافتن روشی برای اندازه‌گیری و ارزیابی این پیچیدگی سیگنال‌های ثبت شده از مکان هندسی مرکز ثقل افراد، می‌تواند ابزار مفیدی در راستای تحلیل و ارزیابی سیستم عصبی–عضلانی باشد.

انتروپی(Entropy) یک معیار غیرخطی برای ارزیابی آشفتگی سیگنال محسوب می‌شود و مقدار آن با افزایش آشفتگی در سری زمانی افزایش می‌یابد. بطورکلی از انتروپی برای اندازه‌گیری پیچیدگی استفاده می‌شود و قادر به شناسایی پدیده‌های اتفاقی و غیرمتناوب می‌باشد که نرخ تولید اطلاعات سیستم‌های دینامیکی را نمایان می‌کند(۱۰). در کار با سری‌های زمانی از انتروپی به عنوان یک مقیاس برای اندازه‌گیری نرخ تولید اطلاعات در داده‌ها استفاده می‌شود. به‌گونه‌ای که کاهش انتروپی و منظم‌تر شدن سری، نشانه افزایش اطلاعات موجود در آن می‌باشد که در علم مخابرات مورد استفاده قرار می‌گیرد.

روش‌های مختلفی برای تخمین مقدار انتروپی سیگنال ارائه شده است. در سال ۱۹۸۳ برای اندازه‌گیری قابلیت پیش‌بینی یک سیستم پیچیده معیار K-S انتروپی(Kolnogrov-Sinai Entropy) ارائه شد(۱۱). اصلاح شده این روش را اکمن و رائولر در سال ۱۹۸۵ ارائه دادند(۱۲). در سال ۱۹۹۱ پینکوس به منظور پیدا کردن یک

الگوی مشخص برای سری‌های زمانی یک رابطه بین احتمالات برقرار کرد و آن را به عنوان اپروکسیمیت‌انتروپی (Approximate Entropy) ارائه داد(۱۳). در استفاده از این روش برای سری‌های زمانی فیزیولوژیکی، که معمولا کوتاه و همراه با نویز است، مشکلاتی وجود داشت. متأثر بودن از بایاس(Bias) و وابستگی شدید این روش به طول سیگنال از جمله این مشکلات بود. از این رو ریچمن و مورمن در سال ۲۰۰۰ سمپل انتروپی(Sample Entropy) را معرفی کردند، که نقایص اپروکسیمیت انتروپی را برطرف کرد(۱۰). سمپل انتروپی وابستگی کمتری به طول سیگنال دارد و ثبات بیشتری در نتایج از خود نشان می‌دهد علاوه براین از نظر ریاضیاتی هم راحت‌تر محاسبه می‌شود و مورد توجه پژوهشگرانی که در زمینه فیزیولوژی کار می‌کردند قرار گرفت. بطور کلی سمپل انتروپی به صورت منفی متوسط لگاریتم طبیعی احتمال شرطی تعریف می‌شود به طوری که زمانی که دو توالی در m نقطه باهم مشابه هستند، با تلرانس r، برای نقطه بعدی نیز مشابه باشند این در حالی است که خود تطبیقی(Self-Matches) نیز در محاسبات آماری وارد نمی‌شود. از طرف دیگر هنگ در مطالعه خود به بررسی سمپل انتروپی پرداخت (۱۴) و در گزارش خود یک روش تغییر یافته از سمپل انتروپی ارائه داد که بر پایه تابع غیرخطی سیگموید(Sigmoid) تعریف شده است. از سمپل انتروپی تاکنون برای تحلیل اطلاعات فیزیولوژیکی بسیاری استفاده شده است؛ به عنوان مثال می‌توان به مطالعات انجام شده بر روی تغییرات نرخ ضربان قلب(۱۰، ۱۵، ۱۶)، سیگنال‌های عصبی تنفسی(۱۷)، سیگنال‌های الکترومایوگرافی ثبت شده از فعالیت‌های عضلات(۱۸) اشاره کرد. علاوه بر این نویسنده‌های دیگری از جمله سانگ در سری مطالعات خود این ادعا را مطرح کرد که انتروپی خواصی از الکترومایوگرافی سطحی را آشکار می‌کند که از طریق توان طیفی (Power Spectrum) قابل تشخیص نیستند. آن‌ها با انجام آزمایش سورنسون (Sorensen test) برای خستگی عضلات کمر به این نتیجه رسیدند که میزان انتروپی افراد بیمار به طور چشمگیری پایین‌تر از افراد سالم می‌باشد. در آزمون سورنسون افراد به صورت دمر طوری روی تخت قرار می‌گیرند که بدن هیچ کمک خارجی، وزن بالا تنه خود را تحمل کنند. آن‌ها نشان دادند که می‌توان از انتروپی به عنوان روش مفیدی در تشخیص بیماری‌هایی نظیر کمردرد استفاده کرد(۱۹، ۲۰). در این فرایند سانگ و همکاران طی مطالعات خود ادعا کردند که روش آنالیز غیرخطی بر پایه انتروپی نسبت به روش توان طیفی از قابلیت اطمینان بیشتری برخوردار است(۲۱).

با توجه به مطالب ذکر شده و علم به تاثیر تمرینات عصبی‌عضلانی بر روی بهبود بالانس براساس پژوهش‌های انجام شده و از سویی فقدان تحقیقاتی که تاثیر تمرینات بالانس را بر روی افراد مبتلا به ام.اس بررسی کرده باشد، انجام این مطالعه ضروری به نظر می‌رسید.

در مطالعه پیش رو سعی شده تا با استفاده از سمپل انتروپی و روش تغییر یافته آن، سیگنال ثبت شده از مکان هندسی مرکز ثقل اشخاص مبتلا به ام.اس را تحلیل کرده و تأثیر تمرینات حفظ تعادل را بر روی بهبود پایداری بیماران در حالت کاملاً ایستاده بررسی شود.

مواد و روش‌ها

فرایند ثبت داده‌ها

در این بررسی از ۲۰ فرد مبتلا به دو نوع شایع ام.اس یعنی پیشرونده ثانویه (Secondary progressive) و عود کننده–فروکش کننده (Relapsing-remitting) استفاده شد. تشابه اختلالات تعادلی که در این دو نوع از بیماری در فرد بروز می‌کند، دلیل انتخاب این سری از داوطلبین بود. در انواع دیگر این بیماری چنین اختلالی دیده نمی‌شود و استفاده از آن‌ها ممکن است سبب از بین رفتن همگنی نمونه‌ها شود. بیماری داوطلبین و نوع آن نیز توسط پزشک متخصص و تطبیق با معیارهای ارائه شده بالینی توسط مک‌دونالد(۲۲) شناسایی و تایید شد. افراد در سنین ۲۳ تا ۵۲ با میانگین ۹/۸۹۹ ۳۶/۲۵ و از هر دو جنس مرد و زن انتخاب شدند. معیارهای ورود به مطالعه بشرح زیر است:

ابتلا به یکی از دو نوع شایع ام.اس مذکور، عدم ابتلا به دیابت، عدم وجود سابقه تروما در اندام‌ها، عدم جراحی در اندام‌های فوقانی و تحتانی و مفاصل آن‌ها، عدم ابتلا به میاستنی گراویس، عدم سابقه میوپاتی، عدم سابقه بیماری‌های قلبی ریوی و سکته مغزی و عدم ابتلا به سایر نوروپاتی‌های متابولیک، توکسیک، دارویی و عدم وجود اختلالات دژنراتیو مختل کننده در سیستم اسکلتی-عضلانی(۲۳، ۲۴). داوطلبین در بیمارستان امام رضا – مرکز تحقیقات طب فیزیکی و انجمنMS مورد آزمایش قرار گرفتند.

داوطلبین برای مدت ۱۲ هفته، هر هفته دو جلسه و هر جلسه به میزان ۲۰ دقیقه تحت تمرین حفظ تعادل با دستگاه قرار گرفتند. پیش و پس از تمرینات از نوسانات مرکز ثقل آن‌ها داده برداری انجام شد. نوسانات مرکز ثقل بدن داوطلبین در صفحه عرضی توسط سیستم بایودکس (Balance System SD ساخت شرکت Biodex® در ایالت نیویورک کشور آمریکا) اندازه‌گیری شد (شکل ۱). این نوسانات پس از انجام آزمون خطر سقوط (Fall Risk Test)در دو جهت داخلی-خارجی و قدامی-خلفی ثبت شدند(شکل ۲).

شکل ۱) دستگاه Balance System SD ساخت شرکت بایودکس (۲۳)

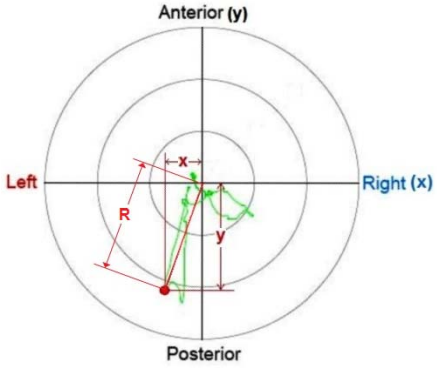
در این آزمون در حالیکه پاهای بیمار به اندازه عرض شانه باز است، روی سکوی قرار می‌گیرد و باید نشانگر تعیین شده در صفحه نمایش را به مدت ۲۰ ثانیه در کوچک‌ترین دایره نگه دارد (شکل ۲). سکویی که فرد بر روی آن قرار می‌گیرد توانایی جابجایی تا بیش از ۲۰ درجه در تمام جهت‌ها را داراست. این سکویی دارای سطح پایداری (Stability level) ۱ تا ۱۲، بین ناپایدارترین وضعیت و حالت ثابت می‌باشد، بگونه‌ای که ۱۲ پایدارترین و ۱ ناپایدارترین وضعیت سکو را نشان می‌دهد. در این آزمون از سطح ۶ برای پایداری سکو استفاده شد. دستگاه، با توجه به نوسانات شخص تغییرات مرکز فشار بدن داوطلب را توسط صفحه نیرو زیر پای فرد انداره گیری می‌کند. مرکز فشار محاسبه شده درواقع تصویر تغییرات مرکز ثقل بدن در نتیجه نوسانات زاویه‌ای سکو و قد شخص است. این نوسانات به صورت خروجی بر روی صفحه نمایش دستگاه نشان داده می‌شود.

قابلیت اطمینان دستگاه بایودکس در مقاله کچاپه و همکارانش مورد بررسی قرار گرفته است(۲۵). علاوه بر این بخشی از مطالعات انجام شده با دستگاه مذکور در زمینه فیزیولوژی، توانبخشی و بیومکانیک ورزش، در تارنمای شرکت بایودکس قابل دسترس می باشد(۲۶).

اگرچه مداخله صورت گرفته جزو اصول طب فیزیکی و توانبخشی است و هیچ گونه آسیبی به همراه ندارد؛ اما برگه رضایت‌نامه نیز منطبق بر معاهده هلسینکی تدارک دیده شد و بیماران پس از کسب رضایت وارد مطالعه شده اند (شماره ثبت۹۰۹۵). داده‌های ثبت شده به دو روش سمپل انتروپی ارائه شده توسط ریچمن و مورمن(۱۰) و روش تغییر یافته سمپل انتروپی که توسط هنگ ارائه شد(۱۴) تحلیل شدند. یک پنجره متحرک نیز بر روی هر قسمت، برای تعیین میزان تغییرات دینامیکی در سیگنال، معرفی شد. منحنی انتروپی دینامیک که از پنجره متحرک بدست آمد، می‌تواند نوسانات

مرکز ثقل بدن را دنبال کند، بنابراین قادر خواهد بود یک توصیف مشخص از الگوهای تغییرات را در هر واحد زمانی برای مشخص کردن پیچیدگی آن‌ها ارائه کند(۲۷).

شکل ۲) نمایی از نوسانات مرکز ثقل فرد در صفحه ترنسورس (خروجی دستگاه)



آنالیز داده‌ها

برای انجام تحلیل داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار MATLAB® ساخت شرکت متورکس (The MathWorks, Inc) نسخه 7.8.0(R2009a) کد مربوط محاسبات انتروپی نوشته و مقادیر آن استخراج شد. با توجه به تعریف انتروپی، الگریتم نوشته شده، سری زمانی را برای پیدا کردن دنباله‌های مشابه بررسی می‌کند و یک عدد غیر منفی به آن نسبت می‌دهد؛ به گونه‌ای که عدد بیشتر نشان دهنده نامنظم‌تر بودن داده‌ها است. از نظر محاسباتی (پیوست۱) سمپل‌انتروپی برابر با منفی لگاریتم طبیعی، احتمال شرطی است که دو برداری که برای m نقطه باهم مشابه هستند، برای m+1 امین نقطه نیز مشابه باقی بمانند درحالی‌که خودتطبیقی در محاسبات وارد نمی‌شود(۱۰). به بیان دیگر انتروپی به عنوان اختلاف لگاریتمی بین احتمال وجود بردار v(i) با تلرانس r داخل یک بازه m بُعدی و احتمال وجود بردار v(i) با همان تلرانس در یک بازه m+1 بُعدی تعریف می‌شود. بنابراین مقدار پایین‌تر انتروپی نشان دهنده شباهت بیشتر(Self-Similarly) در خود سری زمانی محسوب می‌شود(۱۰).

آ- روش نخست (سمپل‌انتروپی کلاسیک)

برای محاسبه سمپل‌انتروپی از یک سری زمانی با N نقطه که به صورت $\{u(i): 1 < i < N\}$ می‌باشد، بردارهایی با طول به گونه‌ای تعریف می‌شود که نشان‌دهنده m تا مقدار متوالی از u باشد. فاصله بین دو بردار با بیشترین اختلاف بین اجزاء اسکالر تشکیل دهنده آن‌ها تعریف می‌شود. در مرحله بعد تعداد بردارهایی که فاصله آن از یک بردار مشخص با بُعد m، کوچک‌تر یا مساوی r باشد جستجو می‌شود. سپس بُعد را به m+1 افزایش داده و تعداد بردارهایی که در فاصله‌ای با شعاع r از همان بردار با بُعد m+1 قرار دارند مشخص می‌شود. درنهایت سمپل‌انتروپی به عنوان منفی لگاریتم طبیعی نسبت این دو مقدار تعریف می‌شود(۱۰).

ب-روش دوم (سمپل‌انتروپی تغییر یافته)

از آنجایی که در روش اول از تابع هویساید(Heaviside) که یک تابع ناپیوسته و پله‌ای است برای شناسایی شباهت دو بردار استفاده می‌شود سمپل انتروپی بدست آمده از این روش ناپیوسته بوده و با تغییرات کوچک در r تغییرات بزرگی در مقدار انتروپی بوجود می‌آید. بنابراین در روش دوم برای تشخیص شباهت دو بردار از تابع سیگموید استفاده می‌شود. درنتیجه یک مرز پیوسته خواهیم داشت و علاوه براین شباهت دو بردار نه از روی مختصات مطلق، بلکه از روی شکل آن‌ها سنجیده می‌شود. نمودارهایی که با این روش و با استفاده از تابع s شکل سیگموید بدست می‌آید، برای مقادیر مختلف m و r، تداخل کمتری نسبت به روش اول دارد و این

بیانگر ثبات نسبی بالاتر این روش نسبت به روش قبل است (۲۷).

الگوریتم نوشته شده قابلیت تعریف یک پنجره دینامیکی با طول مشخص را دارد که از سیگنال عبور داده می‌شود و انتروپی را در هر پنجره محاسبه می‌کند. طول این پنجره در روش نخست ۷/۵ ثانیه و برای روش دوم ۵ ثانیه درنظر گرفته شد و برای حفظ پیوستگی سیگنال پنجره‌ها بیش از ۹۹٪ با یکدیگر تداخل داشت. علاوه بر استخراج انتروپی کل سیگنال، میانگین انتروپی‌های بدست آمده از پنجره‌ها نیز محاسبه شد. در ادامه داده‌های بدست آمده از MATLAB® در نرم‌افزار آنالیز آماری SPSS for Windows نسخه شماره ۱۹ ساخت شرکت IBM® در ایالت نیویورک آمریکا، تجزیه تحلیل شدند. سپس متغییرهای میانگین و انحراف معیار بدست آمده و با استفاده از آزمون Paired Sample T-Test با هم مقایسه شدند. مقادیر P_{value} <۰/۰۵ از نظر آماری معنی‌دار درنظر گرفته شدند.

یافته‌ها

الف–روش نخست

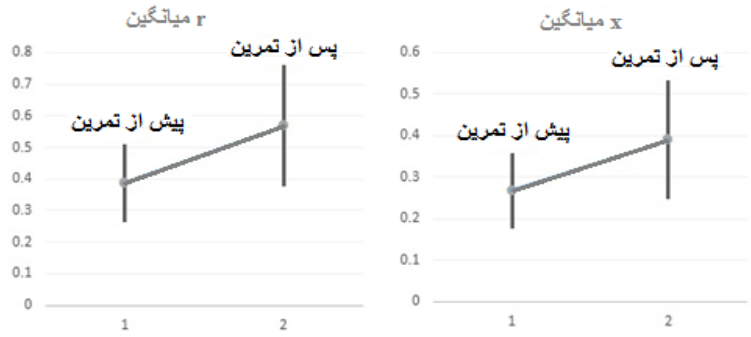
مقدار سمپل انتروپی با روش اول محاسبه شد و مقادیر میانگین و انحراف معیار آن‌ها برای جهت‌های مختلف، قبل و بعد از انجام تمرینات در جدول ۱ آمده است. این مقادیر هم برای انتروپی محاسبه شده از تمام سیگنال و هم برای میانگین انتروپی محاسبه شده در پنجره‌های ۷/۵ ثانیه‌ای آمده است.

جدول ۱) مقادیر میانگین و انحراف معیار آنتروپی محاسبه شده از روش نخست

جهت	بازه	Mean (SD)-Post	Mean (SD)-Pre
R	پنجره ۷/۵ ثانیه‌ای	۰/۵۶۹ (۰/۱۸۵)	۰/۳۸۷ (۰/۱۱۹)
	کل ۲۰ ثانیه	۰/۵۵۹ (۰/۲۰۸)	۰/۴۱۹ (۰/۱۷۷)
x	پنجره ۷/۵ ثانیه‌ای	۰/۳۸۹ (۰/۱۳۹)	۰/۲۶۷ (۰/۰۸۵)
	کل ۲۰ ثانیه	۰/۴۶۱ (۰/۲۰۶)	۰/۲۸۹ (۰/۱۳۵)
y	پنجره ۷/۵ ثانیه‌ای	۰/۴۴۹ (۰/۲۵۱)	۰/۳۱۰ (۰/۱۵۱)
	کل ۲۰ ثانیه	۰/۴۴۶ (۰/۲۳۷)	۰/۳۲۱ (۰/۱۳۴)

نتایج آزمون Paired T-Test مطابق جدول ۲ در جهت R بر روی مقادیر میانگین انتروپی پنجره‌ها پس از تمرینات نسبت به پیش از آن با Pvalue <۰/۰۰۰ و t= −۴/۵۲۸ از نظر آماری افزایش معناداری داشت. این افزایش، در انتروپی محاسبه شده از کل سیگنال نیز معنا دار بود. همچنین بیشترین انتروپی بدست آمده از پنجره‌ها بعد از انجام تمرینات نسبت به قبل از آن با Pvalue=۰/۰۰۳ و t=−۳/۳۹۳ افزایش نشان داد (شکل ۴).

شکل ۳) مقایسه تغییرات میانگین انتروپی‌ها پیش و پس از از روش نخست



بر طبق جدول ۱ و جدول ۲ در جهت X نیز همانند جهت r مقادیر انتروپی از نظر آماری افزایش معنـا داری نشـان داد. علاوه بر این کمترین مقـدار انتروپـی محاسـبه شـده در هـر پنجره نیز نسبت به قبل از انجام تمرینات با Pvalue=۰/۰۰۳ و t=-۳/۳۴۱ افزایش معنادار نشان داد. این در حالی است کـه این روش در جهت y هیچ ارتباط معناداری را نشان نداد.

جدول ۲) نتایج آزمون Paired T-Test برای انتروپی‌های محاسبه شده در روش اول

جهت	بازه	t	df	P_{value}
R	پنجره ۷/۵ ثانیه‌ای	-۴/۵۲۸	۱۹	۰/۰۰۰
	کل ۲۰ ثانیه	-۲/۵۶۶	۱۹	۰/۰۱۹
x	پنجره ۷/۵ ثانیه‌ای	-۳/۰۸۲	۱۹	۰/۰۰۶
	کل ۲۰ ثانیه	-۳/۹۸۹	۱۹	۰/۰۰۱
y	پنجره ۷/۵ ثانیه‌ای	-۲/۰۹۶	۱۹	۰/۰۵۰
	کل ۲۰ ثانیه	-۲/۰۶۴	۱۹	۰/۰۵۳

ب- روش دوم

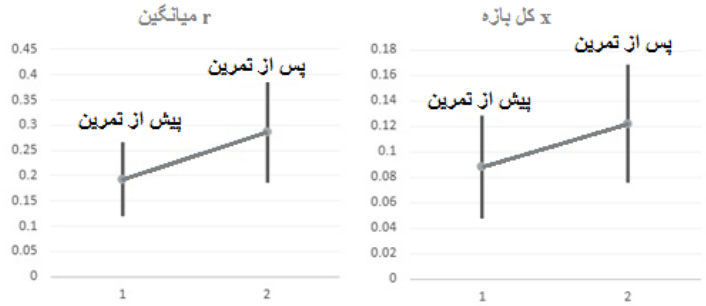
مقدار انتروپی از روش دوم نیز محاسبه شد و مقادیر میانگین و انحراف معیار برای قبل و بعد از انجام تمرینات بدست آمد که در جدول۳ نمایش داده شده است. این مقادیر شامل انتروپی محاسبه شده از کل سیگنال و میانگین بدست آمده از پنجره‌های ۵ ثانیه‌ای می‌باشد.

جدول ۳) مقادیر میانگین و انحراف معیار آنتروپی محاسبه شده از روش دوم

جهت	بازه	Mean (SD)-Post	Mean (SD)-Pre
R	پنجره ۵ ثانیه‌ای	۰/۲۸۶ (۰/۰۹۷)	۰/۱۹۲ (۰/۰۷)
	کل ۲۰ ثانیه	۰/۱۷۵ (۰/۰۸۷)	۰/۱۴۶ (۰/۰۵۸)
x	پنجره ۵ ثانیه‌ای	۰/۱۹۷ (۰/۰۷۴)	۰/۱۴۹ (۰/۰۶)
	کل ۲۰ ثانیه	۰/۱۲۲ (۰/۰۴۵)	۰/۰۸۸ (۰/۰۳۹)
y	پنجره ۵ ثانیه‌ای	۰/۲۰۹ (۰/۰۶۴)	۰/۱۶۱ (۰/۰۶۶)
	کل ۲۰ ثانیه	۰/۱۳۳ (۰/۰۷)	۰/۱۰۶ (۰/۰۳۷)

آزمون Paired T-Test برای این روش نیز نتایج مشابهی را نشان داد(جدول ۴). با استفاده از این روش میانگین انتروپی محاسبه شده از پنجره‌ها در جهت R با t= −۴/۳۵۷ و Pvalue <۰/۰۰۰ نسبت به قبل از تمرینات افزایش داشت. و بیشترین مقدار انتروپی‌ها نیز در این جهت برای پس از تمرینات با t= −۲/۵۵۵ و Pvalue =۰/۰۱۹ نسبت به قبل افزایش نشان داد. اما انتروپی کلی محاسبه شده از تمام سیگنال (۲۰ثانیه) برای r تفاوت قابل ملاحظه‌ای نداشت.

شکل ۴) مقایسه تغییرات میانگین انتروپی‌ها پیش و پس از از روش دوم



درجهت X انتروپی محاسبه شده به این روش نیز توانست بین مقدار میانگین بر روی پنجره‌های ۵ ثانیه‌ای و حداقل مقدار بدست آمده در پنجره‌ها و مقدار کلی برای ۲۰ ثانیه مابین قبل و بعد تمرینات تفاوت معناداری از نظر آماری قائل شود (به ترتیب با Pvalue =۰/۰۲۹ ، t= ۰/۳۶۴ و =۰/۰۰۶ Pvalue، t= −۳/۰۸۵ و Pvalue =۰/۰۰۹ ، t= −۲/۹۱۰)، این نتایج افزایش میزان انتروپی را پس از انجام تمرینات نسبت به قبل از آن نشان می‌دهد.

جدول ۴) نتایج Paired T-Test بر روی انتروپی‌های محاسبه شده از روش دوم

جهت	بازه	t	df	P_{value}
r	پنجره ۷/۵ ثانیه‌ای	-۴/۳۵۷	۱۹	۰/۰۰۰
	کل ۲۰ ثانیه	-۱/۱۸۰	۱۹	۰/۲۵۳
x	پنجره ۷/۵ ثانیه‌ای	-۲/۳۶۴	۱۹	۰/۰۲۹
	کل ۲۰ ثانیه	-۲/۹۱۰	۱۹	۰/۰۰۹
y	پنجره ۷/۵ ثانیه‌ای	-۲/۳۳۱	۱۹	۰/۰۳۱
	کل ۲۰ ثانیه	-۱/۳۷۴	۱۹	۰/۱۸۵

روش دوم توانست درجهت y با مقادیر Pvalue=۰/۰۳۱ و t= -۲/۳۳۱ برای میانگین انتروپی محاسبه شده در پنجره‌های ۵ ثانیه‌ای افزایش معناداری را نشان دهد.

بحث

مولتیپل اسکلروزیس یا ام.اس نوعی بیماری مزمن و اغلب پیشرونده دستگاه عصبی مرکزی است که با از بین رفتن غشای میلین در برخی از اعصاب مغز و نخاع بصورت تکه‌های کوچک مشخص می‌شود. از بین رفتن غلاف میلین باعث ایجاد مشکل در انتقال پیام‌های عصبی شده و موجب اختلال در سیستم عصبی-عضلانی، ازجمله اختلال در حفظ تعادل فرد بیمار می‌شود. اندازه‌گیری و ارزیابی تغییرات مرکز ثقل بدن در طی فعالیت‌های گوناگون روش کارامدی جهت بررسی سیستم عصبی-عضلانی و حفظ تعادل شخص می‌باشد. این روش می‌تواند معیاری برای ارزیابی توانایی فرد در هماهنگ کردن و برقرار کردن تعادل بین مفاصل در اختیار بگذارد. زاباتینی نیز بیان کرد که تغییر پیچیدگی، نشانه‌ای از رفتارهای تولید اطلاعات از نوسانات موقعیت بدن است(۲۸). روئردینک نیز وجود یک رابطه دوربرد (Long-Range Correlation) را بین داده‌های نوسانات مرکز فشار بدن نشان داد. این رابطه احتمال اینکه نوسانات COP داده‌هایی کاملا تصادفی باشند را رد می‌کند(۲۹).

بطورکلی انتروپی به عنوان یک معیار غیرخطی برای اندازه‌گیری پیچیدگی محسوب می‌شود که در پژوهش‌های فیزیولوژیکی از جمله در مطالعات مربوط به افزایش سن (۳۰, ۳۱) و مهندسی ماکرو ملکولار (۳۲) و حتی سینماتیک حرکات بدن (۳۳) مورد استفاده قرار گرفته است. علاوه بر این در زمینه پردازش سیگنال و سری‌های زمانی داده‌های ECG، EEG و EMG نیز این معیار بطور گسترده مورد توجه پژوهشگران بوده است(۲۰, ۳۴-۳۷). این معیار برای ارزیابی سینماتیک حرکات ازجمله تحلیل سیگنال‌های مرکز جرم نیز مورد توجه قرار گرفته است و با استفاده از آن میزان پیچیدگی حرکات بدن را بررسی می‌کنند(۲۸, ۲۹, ۳۸).

زاباتینی برای بدست آوردن یک معیار از پیچیدگی و بررسی تأثیر حس بینایی بر روی COP الگوریتم‌های مختلف تولید انتروپی را باهم ترکیب کرد. وی با آزمایش افراد بر روی یک صفحه نیرویی نشان داد که پیچیدگی تغییرات مرکز فشار بدن در جهت داخلی-خارجی، به باز یا بسته بودن چشم‌ها بستگی ندارد. این درحالی است که در جهت قدامی-خلفی، تغییرات پیچیدگی مرکز فشار بدن با باز شدن چشم افزایش قابل ملاحظه‌ای داشت(۲۸). در سال ۲۰۰۶ مطالعه‌ای برای شناسایی ساختار دینامیکی تغییرات مرکز فشار بدن، در بیماران که در حال گذراندن دوران نقاهت از یک سکته مغزی بودند انجام گرفت(۲۹). این مطالعه اولین مطالعه‌ای بود که از معیار سمپل‌انتروپی برای تحلیل داده‌های نوسانات وضعی استفاده شده است و نشان داد که افرادی که دارای سابقه سکته مغزی هستند، در مقایسه با افراد سالم به عنوان گروه کنترل، دارای نظم بیشتر و ثبات کمتری در نوسانات مرکز

فشار بدن هستند(۲۹). روئردینک و همکارانش این افزایش تدریجی بی‌نظمی را در نشانه‌ای از بهبود بیماران تعبیر کردند و بیان داشتند که این افزایش بی‌نظمی نشان دهنده کاهش عوارض سکته مغزی بر روی کنترل وضعی این بیماران است. از طرف دیگر نیوول برای ارزیابی ساختار دینامیکی نوسانات وضعی بدن انسان از اپروکسیمیت انتروپی استفاده کرد. وی هدف خود را بررسی تأثیر توسعه موتور و افزایش سن بر روی الگوی حرکتی COP در طی ایستادن کامل عنوان کرد. نتایج مطالعات وی شامل این فرضیه بود که میزان درجات آزادی سیستم فیزیولوژی با افزایش سن کاهش میابد(۳۸).

در بررسی حاضر در با نظر گرفتن حجم نمونه و واریانس داده ها (که انطباق خوبی با هم داشتند) از آزمون های پارامتری استفاده گردید.

در این بررسی برای محاسبه سمپل‌انتروپی در روش اول، شباهت بردارها با استفاده از تابع هویساید بررسی شد. که یک تابع ناپیوسته است و نمودار پله‌ای تولید می‌کند. اما در روش دوم از تابع سیگموید بجای تابع هویساید استفاده شد. تابع سیگموید یک تابع پیوسته بوده و ورودی را به یک خروجی S شکل تبدیل می‌کند. مقادیر حاصل شده از این روش استقلال از مقدار r بیشتری دارند(۳۹). در مطالعه حاضر نیز مشاهده شد که روش اول نتوانست تفاوتی بین انتروپی پیش و پس از انجام تمرینات در جهت قدامی–خلفی نشان دهد، اما روش دوم با توجه به استقلال بیشتری که نسبت به r دارد توانست تفاوت را نشان دهد این درحالی است که این نتیجه با توجه به ثبات بیشتری که به این روش نسبت داده می‌شود(۳۹) جواب مستندتری به نظر می‌رسد. با این وجود، هر دو روش توانستند اختلاف مقادیر انتروپی را پیش و پس از تمرینات در راستای x و R نشان دهد.

نتایج بدست آمده در مطالعه حاضر نشان می‌دهد که افزایش مقدار انتروپی پس از تمرینات حفظ تعادل در جهت داخلی–خارجی به مراتب بیشتر از جهت قدامی–خلفی است. این نتایج بیانگر آن است که حفظ تعادل در جهت داخلی–خارجی بیشتر تحت تأثیر تمرینات توانبخشی است. با مراجعه به مطالعه زاباتینی و توجه به این نکته که حس بینایی تاثیر بیشتری در حفظ تعادل در جهت قدامی–خلفی نسبت به جهت داخلی–خارجی دارد(۲۸) می‌توان این تفاوت را توضیح داد؛ تمرینات حفظ تعادل که ماهیتی توانبخشی دارد و به منظور بهبود سیستم عصبی–عضلانی صورت می‌گیرد، تاثیر بیشتری بر روی بهبود حفظ تعادل در جهت داخلی–خارجی می‌گذارد و تاثیر آن بر جهت قدامی–خلفی که وابستگی بیشتری به حس بینایی دارد، کمتر است. البته در کار زاباتینی برخلاف مطالعه حاضر، افراد جوان و سالم مورد آزمون قرار گرفتند.

روئردینک و همکارانش نشان دادند که انجام یک دوره توانبخشی در افرادی با سابقه سکته مغزی، موجب کاهش نظم در نوسانات مرکز فشار بدن می‌شود(۲۹). مطالعه حاضر نیز نشان داد که انجام تمرینات حفظ تعادل که در حوزه تمرینات توانبخشی محسوب می‌شود، باعث افزایش آشفتگی در نوسانات مرکز ثقل بدن بیماران ام.اس می‌شود. این امر می‌تواند ناشی از آن باشد که بدن برای اصلاح سیستم کنترل وضعی، که براثر ام.اس، سکته یا بیماری‌های عصبی–عضلانی دیگر آسیب دیده است، از فرایندهای کنترلی اضافی (مثل درجات آزادی بیشتر) و یا سخت کردن ساختار کنترلی موجود، که آن نیز موجب آزاد کردن درجات آزادی غیر ضروری در سیستم کنترل وضعی می‌شود، استفاده می‌کند.

نکته دیگر در این بررسی‌ها آن است که انتروپی اختصاص یافته به افرادی که دچار اختلال در سیستم فیزیولوژیکی هستند مقدار کمتری نسبت به افراد سالم می‌باشد(۲۹، ۳۵، ۴۰–۴۲) و همچنین مطالعات نشان دادند که با افزایش سن درجات آزادی کاهش یافته و در نتیجه انتروپی نیز کم می‌شود(۳۸، ۴۳). از آنجایی که انتروپی معیاری برای نشان دادن درجات آزادی سیستم محسوب می‌شود؛ می‌توان اینگونه بیان کرد که انتروپی بالاتر اختصاص یافته برای افراد سالم نسبت به بیماران، آزادی فعالیت سیستم فیزیولوژیکی را نشان می‌دهد و کاهش این معیار ناشی از اختلال در برخی پارامترها و منظم‌تر شدن برایند فعالیت‌های سیستم است. نتایج مطالعه حاضر نیز نشان داد که انتروپی افراد دچار ام.اس

پس از انجام تمرینات تعادلی افزایش معناداری دارد. از این رو می‌توان گفت که این سری از تمرینات موجب اصلاح شدن و عملکرد صحیح‌تر سیستم حفظ تعادل بدن می‌شود.

نتیجه‌گیری

استفاده از معیار انتروپی برای ارزیابی در زمینه‌های گسترده‌ای در حوزه فیزیولوژی متداول است. با توجه به نتایج این مطالعه می‌توان بیان کرد که تغییرات سطح انتروپی رابطه معناداری با میزان سلامتی سیستم عصبی–عضلانی بدن دارد. بنابراین می‌توان این روش را به عنوان معیاری برای شناسایی این گروه از اختلالات پیش از بروز علائم ظاهری در بیمار استفاده کرد. همچنین این روش می‌تواند به عنوان معیاری در سنجش روند بهبود بیماران در طی مداخلات درمانی مختلف مورد استفاده قرار داد.

مطالعه حاضر نشان داد که تمرینات حفظ تعادل در افراد دچار بیماری مولتیپل‌اسکلروزیس باعث افزایش بی نظمی در مرکز ثقل بدن می‌شود. این امر نشان دهنده افزایش درجات آزادی سیستم عصبی–عضلانی و در نتیجه عملکرد صحیح‌تر سیستم حفظ تعادل می‌باشد. بنابراین این تمرینات می‌تواند به عنوان یک روش درمان بالینی برای جلوگیری از سقوط اتفاقی بیماران استفاده شود.

محدودیت‌ها

از محدودیت‌های این بررسی می‌توان به گروه افراد مورد آزمون اشاره کرد که از نظر جنسیت و سن یکسان نبودند. این تفاوت که تاثیر به سزایی بر روی مشخصات آنتروپومتری افراد دارد، ممکن است بر روی نتایج مطالعه تاثیر گذار بوده باشد. علاوه براین در این بررسی تنها توانستیم افراد مبتلا به دو نوع از بیماری ام.اس (پیشرونده ثانویه و عود کننده–فروکش کننده) را مورد آزمون قرار دهیم. از دیگر محدودیت‌های این مطالعه آن است که مکان هندسی مرکز ثقل افراد تنها پیش و پس از تمرینات بررسی شد، درحالی که بررسی این پارامتر در طول درمان می‌توانست مفید باشد.

پیشنهادها

با توجه به نتایج این بررسی می‌توان با انجام مطالعه دیگری بین افراد دچار بیماری ام.اس و یک گروه کنترل، مقایسه‌ای بین مقدار انتروپی افراد سالم و بیمار انجام داد و در صورت امکان یک آستانه برای تفاوت بین افراد سالم و بیمار تعیین کرد. از طرف دیگر می‌توان این روش را برای سایر مداخلات درمانی که تاثیر آن بر روی حفظ تعادل بررسی شده است نیز پیاده سازی شود. همچنین انجام بررسی‌هایی که بتواند معیار انتروپی را با سایر معیارهای سنجش سطح بیماری نظیر آزمون رومبرگ و تست تعادل برگ و... مرتبط کند مفید به نظر می‌رسد. نتایج چنین بررسی‌هایی باعث افزایش اعتبار معیار انتروپی در تشخیص و روند پیشروی بیماری خواهد شد.

تشکر و قدردانی

مراتب قدردانی از مرکز تحقیقاتی طب فیزیکی و توانبخشی بیمارستان امام رضا و دانشگاه علوم پزشکی تبریز به عمل می‌آید.

References

1. McAlpine D, Compston A. McAlpine's multiple sclerosis: Churchill Livingstone; 2005.
2. Nilsagård Y, Lundholm C, Denison E, Gunnarsson LG. Predicting accidental falls in people with multiple sclerosis—a longitudinal study. Clinical Rehabilitation. 2009;23(3):259-69.
3. Cattaneo D, De Nuzzo C, Fascia T, Macalli M, Pisoni I, Cardini R. Risks of falls in subjects with multiple sclerosis. Archives of physical medicine and rehabilitation. 2002;83(6):864-7.
4. Russell W, Palfrey G. Disseminated sclerosis: rest-exercise therapy--a progress report. Physiotherapy. 1969 Aug;55(8):306-10.
5. Cakit BD, Nacir B, Genç H, Saraçoglu M, Karagöz A, Erdem HR, et al. Cycling progressive resistance training for people with multiple sclerosis: a randomized controlled study. American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation. 2010;89(6):446-57.
6. Van den Berg M, Dawes H, Wade D, Newman M, Burridge J, Izadi H, et al. Treadmill training for individuals with multiple sclerosis: a pilot randomised trial. Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry. 2006;77(4):531-3.
7. Fitzpatrick R, McCloskey D. Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans. The Journal of physiology. 1994;478(Pt 1):173-86.
8. Herrera W. Vestibular and other balance disorders in multiple sclerosis. Differential diagnosis of disequilibrium and topognostic localization. Neurologic clinics. 1990;8(2):407-20.
9. Prosperini L, Fortuna D, Giannì C, Leonardi L, Pozzilli C. The Diagnostic Accuracy of Static Posturography in Predicting Accidental Falls in People With Multiple Sclerosis. Neurorehabilitation and Neural Repair. 2013;27(1):45-52.
10. Richman JS, Moorman JR. Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy. American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology. 2000;278(6):H2039-H49.
11. Grassberger P, Procaccia I. Estimation of the Kolmogorov entropy from a chaotic signal. Physical review A. 1983;28(4):2591-3.
12. Eckmann JP, Ruelle D. Ergodic theory of chaos and strange attractors. Reviews of modern physics, July 1985;57(3):617-656.
13. Pincus SM. Approximate entropy as a measure of system complexity. Proceedings of the National Academy of Sciences. 1991;88(6):2297-301.
14. Xie HB, He WX, Liu H. Measuring time series regularity using nonlinear similarity-based sample entropy. Physics Letters A. 2008;372(48):7140-6.
15. Lake DE, Richman JS, Griffin MP, Moorman JR. Sample entropy analysis of neonatal heart rate variability. American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology. 2002;283(3):R789-R97.
16. Al-Angari HM, Sahakian AV. Use of sample entropy approach to study heart rate variability in obstructive sleep apnea syndrome. Biomedical Engineering, IEEE Transactions on. 2007;54(10):1900-4.
17. Chen X, Solomon IC, Chon KH, editors. Comparison of the use of approximate entropy and sample entropy: applications to neural respiratory signal. Conference proceedings: Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society IEEE Engineering in Medicine and Biology Society Conference; 2004.
18. Chen W, Zhuang J, Yu W, Wang Z. Measuring complexity using FuzzyEn, ApEn, and SampEn. Medical Engineering & Physics. 2009;31(1):61-68.
19. Sung PS, Zurcher U, Kaufman M. Gender differences in spectral and entropic measures of erector spinae muscle fatigue. J Rehabil Res Develop. 2008;45:1431-9.

20. Sung PS, Zurcher U, Kaufman M. Comparison of spectral and entropic measures for surface electromyography time series: a pilot study. Journal of Rehabilitation Research and Development. 2007;44(4):599.
21. Sung PS, Zurcher U, Kaufman M. Reliability difference between spectral and entropic measures of erector spinae muscle fatigability. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2010;20(1):25-30.
22. McDonald WI, Compston A, Edan G, Goodkin D, Hartung HP ,Lublin FD, et al. Recommended diagnostic criteria for multiple sclerosis: guidelines from the International Panel on the diagnosis of multiple sclerosis. Annals of neurology. 2001;50(1):121-7.
23. Ahmadi A, Arastoo AA, Nikbakht M, Zahednejad S, Rajabpour M. Comparison of the Effect of 8 weeks Aerobic and Yoga Training on Ambulatory Function, Fatigue and Mood Status in MS Patients. Iranian Red Crescent Medical Journal. 2013;15(6):449-54.
24. Eftekhari E, Mostahfezian M, Etemadifar M, Zafari A. Resistance Training and Vibration Improve Muscle Strength and Functional Capacity in Female Patients with Multiple Sclerosis. Asian journal of sports medicine. 2012;3(4):279-84.
25. Cachupe WJ, Shifflett B, Kahanov L, Wughalter EH. Reliability of biodex balance system measures. Measurement in physical education and exercise science. 2001;5(2):97-108.
26. Biodex. Avilable from: URL: http://www.biodex.com/physical-medicine/products/balance/balance-system-sd.
27. Zhou P, Barkhaus PE, Zhang X, Rymer WZ. Characterizing the complexity of spontaneous motor unit patterns of amyotrophic lateral sclerosis using approximate entropy. Journal of Neural Engineering. 2011;8(6):066010.
28. Sabatini AM. Analysis of postural sway using entropy measures of signal complexity. Med Biol Eng Comput. 2000 2000/11/01;38(6):617-24.
29. Roerdink M, De Haart M, Daffertshofer A, Donker S, Geurts A, Beek P. Dynamical structure of center-of-pressure trajectories in patients recovering from stroke. Experimental Brain Research. 2006;174(2):256-69
30. Allen PA, Kaufman M, Smith AF, Propper RE. A molar entropy model of age differences in spatial memory. Psychology and Aging; Psychology and Aging. 1998;13(3):501-18.
31. Allen PA, Murphy MD, Kaufman M, Groth KE, Begovic A. Age differences in central (semantic) and peripheral processing: The importance of considering both response times and errors. The Journals of Gerontology Series B: Psychological Sciences and Social Sciences. 2004;59(5):P210-19.
32. Camesasca M, Kaufman M, Manas-Zloczower I. Quantifying fluid mixing with the Shannon entropy. Macromolecular theory and simulations. 2006;15(8):595-607.
33. Talebian S, Bagheri H, Aliaie G, Barati N, Abaszadeh M. Nonlinear behavior of muscle activity following lumbar extensor fatigue in women with low back pain [In Persian]. Modern Rehabilitation. 2008;2(1):31-40.
34. Kaufman M, Zurcher U, Sung PS. Entropy of electromyography time series. Physica A: Statistical Mechanics and its Applications. 2007;386(2):698-707.
35. Istenic R, Kaplanis PA, Pattichis CS, Zazula D. Analysis of neuromuscular disorders using statistical and entropy metrics on surface EMG. WSEAS Transactions on Signal Processing. 2008;4(2):28-35.
36. Costa M, Goldberger AL, Peng C-K. Multiscale entropy analysis of complex physiologic time series .Physical Review Letters. 2002;89(6):68102.
37. Costa M, Goldberger AL, Peng C-K. Multiscale entropy analysis: A new measure of complexity loss in heart failure. Journal of Electrocardiology. 2003;36:39-40.

38. Newell KM. Degrees of freedom and the development of postural center of pressure profiles. In: Newell KM, Molenaar PMC, eds. Applications of Nonlinear Dynamics to Developmental Process Modeling. Hillsdale, NJ: Erlbaum; 1997:63-84[Abstract].
39. Xie H-B, He W-X, Liu H. Measuring time series regularity using nonlinear similarity-based sample entropy. Physics Letters A. 2008;372(48):7140-6.
40. .STENIC R, Kaplanis PA, Pattichis CS, Zazula D. Multiscale entropy-based approach to automated surface EMG classification of neuromuscular disorders. Medical & biological engineering & computing. 2010;48(8):773-81.
41. ISTENIC R ,LENIC M, KAPLANIS P, PATTICHIS C, ZAZULA D. Classification of Neuromuscular Disorders Using Wavelets and Entropy Metrics on Surface Electromyograms. Conference proceedings:Proceedings of the 7th WSEAS International Conference on Signal, Speech and Image Processing, Beijing, China, September 15-17, 2007:159-163.
42. Sung PS, Zurcher U, Kaufman M. Nonlinear analysis of electromyography time series as a diagnostic tool for low back pain. Medical science monitor: international medical journal of experimental and clinical research. 2005;11(1):CS1-5.
43. Lipsitz LA, Goldberger AL. Loss of complexity and aging. Jama. 1992;267(13):1806-9.
44. Pincus SM. Assessing serial irregularity and its implications for health. Annals of the New York Academy of Sciences. 2001;954(1):245-67.
45. Casaseca-de-la-Higuera P, Martín-Fernández M, Alberola-López C. Weaning from mechanical ventilation: a retrospective analysis leading to a multimodal perspective. Biomedical Engineering, IEEE Transactions on. 2006;53(7):1330-45.
46. Lewis M, Short A. Sample entropy of electrocardiographic RR and QT time-series data during rest and exercise. Physiological measurement. 2007;28(6):731.
47. Ramdani S, Seigle B, Lagarde J, Bouchara F, Bernard PL. On the use of sample entropy to analyze human postural sway data. Medical engineering & physics. 2009;31(8):1023-31.

Effect of Stability Training on Balance Recovery in Multiple Sclerosis Patients using Sample Entropy as a Nonlinear Analysis Method

Sina Sari Aslany[1], Mahmood Reza Azghani*, Bina Eftekharsadat[2]

Original Article

Abstract

Introduction: In multiple sclerosis (MS), the transmission of nerve impulses is impaired due to the destruction of myelin. It can lead to the balance problem such as neuromuscular system disorders. The analysis of the body center of pressure (COP) is commonly investigated to study the neuromuscular system and make clinical balance assessments. The main approach for COP analysis is the entropy method which is a powerful technique to study the complexity of the body kinematics

Materials and methods: in this experimental study, the COP fluctuation signals were recorded from twenty volunteer MS patients(10 men and 10 women aged 23-52 years). After signing the consent form, data were collected before and after twenty four sessions of balance exercises (conducted by the Balance System SD produced by Biodex® produced in New York). The signals were then analyzed using two Entropy analysis methods.

Results: The results of both methods after twelve weeks exercises showed a significant increase in the corresponding entropy measure of the COP fluctuations in subjects with MS. The entropy improvement was more significant in the frontal plane than the sagittal one, P_{value}=0.009 , t=-2.910, and P_{value}=0.031 , t=-2.331 ,respectively

Conclusion: The increase of the entropy measure indicated beneficial influence of the exercises on the recovery of the balance system in MS patients. Hence, these kinds of exercises could be suggested as an efficient clinical intervention for MS Patients

Key Words: Sample Entropy, Multiple Sclerosis, Balance Exercises, Locus of Body Center of Pressure

Citation: Sari Aslany S, Azghani MR, Eftekharsadat B. **Effect of Stability Training on Balance Recovery in Multiple Sclerosis Patients using Sample Entropy as a Nonlinear Analysis Method**. J Res Rehabil Sci 2014; 10 (3): 444-458

Received date: 3/9/2013 Accept date: 30/7/2014

* Assistant Professor ,Academic Member, Department of Mechanical Engineering, Sahand University of Technology, Sahand new Town-Tabriz, Iran (Corresponding Author) Email: azghani@sut.ac.ir

1- MSc, Department of Mechanical Engineering, Sahand University of Technology, Sahand new Town-Tabriz, Iran
2- Associate Professor, Academic Member, Department of Physical Medicine and Rehabilitation Sciences, School of Medical Sciences ,Tabriz University of Medical Sciences, Tabriz, Iran