

بررسی فعالیت الکترومیوگرافی اندام تحتانی حین آغاز راه رفتن در افراد مبتلا به مولتیپل اسکلروزیس

زهرا بهرمان^۱ (M.Sc) محمد یوسفی^۲ (Ph.D)، مهدی مقرنسی^۳ (Ph.D)، حسین طاهری چادرنشین^۴ (Ph.D)، زهرا ابراهیم آبادی^۵ (Ph.D)

۱- گروه فیزیولوژی ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بیرجند، بیرجند، ایران

۲- گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بیرجند، آزمایشگاه آنالیز بالینی راه رفتن، گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی ۳ - شهید بهشتی، تهران، ایران

۳- گروه فیزیولوژی ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بیرجند، بیرجند، ایران

۴- گروه فیزیولوژی ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بجنورد، بجنورد، ایران

۵- گروه فیزیوتراپی، مرکز تحقیقات فیزیوتراپی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران

تاریخ دریافت: ۱۳۹۹/۶/۳۱ تاریخ پذیرش: ۱۴۰۰/۲/۱

z.ebrahima@gmail.com

نویسنده مسئول، تلفن: ۰۹۱۲۲۳۸۰۶۸۵

چکیده

هدف: در بسیاری از مطالعات، اختلالات راه رفتن در افراد مبتلا به مولتیپل اسکلروزیس را به عنوان شایع‌ترین اختلال در این بیماری یاد کرده‌اند. از این رو مطالعه حاضر به منظور بررسی الگوی عملکرد عضلات اندام تحتانی در شروع راه رفتن در بیماران مولتیپل اسکلروزیس در مقایسه با افراد سالم طراحی شده است.

مواد و روش‌ها: مطالعه حاضر از نوع مقایسه‌ای در دو گروه بیمار مولتیپل اسکلروزیس و سالم انجام شد. ۱۶ بیمار زن مبتلا به مولتیپل اسکلروزیس با نمره $EDSS \leq 4.5$ به روش نمونه‌گیری غیراحتمالی ساده انتخاب شدند. هم‌چنین ۱۶ فرد سالم و همسان از نظر جنس، قد و وزن به صورت تصادفی در گروه کنترل سالم انتخاب شدند. ترتیب فراخوانی، زمان پاسخ و کار فیزیولوژیکی عضلات تی بیالیس قدامی، سولئوس، بایسپس فموریس، گلنتئوس میدیوس و رکتوس فموریس در هر دو گروه حین آغاز راه رفتن ثبت و بررسی شد.

یافته‌ها: نتایج نشان داد که فعالیت الکتریکی عضلات منتخب اندام تحتانی در افراد دارای مولتیپل اسکلروزیس نسبت به گروه سالم تاخیر معناداری ($P < 0.02$) داشت. هم‌چنین بررسی نسبت RMS (Root Mean Square) هر عضله نسبت به مجموع عضلات در دو گروه نشان داد، عملکرد عضلات سولئوس و گلنتئوس میدیوس بین دو گروه اختلاف معناداری ($P < 0.05$) داشت.

نتیجه‌گیری: اگرچه بررسی داده‌های الکترومیوگرافی نشان داد که ترتیب فعال‌سازی عضلات در گروه مبتلا به مولتیپل اسکلروزیس و سالم یکسان است؛ اما کاهش سهم میزان فعالیت عضلات سولئوس و گلنتئوس میدیوس نسبت به سایر عضلات منتخب اندام تحتانی، در این بیماران می‌تواند در بررسی سینرژی‌های عضلانی در شروع راه رفتن در مطالعات آینده مفید باشد.

واژه‌های کلیدی: الکترومیوگرافی، مولتیپل اسکلروزیس، راه رفتن

مقدمه

شیوع مولتیپل اسکلروزیس جزء ۱۰ کشور اول دنیا است [۶]. مولتیپل اسکلروزیس می‌تواند مناطق مختلف سیستم عصبی را درگیر نماید و طبیعتاً علائم بالینی متفاوتی را می‌تواند نشان دهد. در بیماران مولتیپل اسکلروزیس ارتباط بین سیستم اعصاب مرکزی و اجزای عصبی-عضلانی مورد نیاز برای حرکت، در نتیجه تخریب انتهایی غلاف میلین به هم می‌خورد [۷] که می‌تواند تاثیر مستقیم بر جنبه‌های مختلف عملکرد راه رفتن فرد بگذارد [۸،۹]. بیش‌تر از ۸۵٪ این بیماران اختلالات حرکتی را گزارش می‌دهند [۱۰]. به نظر می‌رسد

مولتیپل اسکلروزیس (MS) Multiple Sclerosis (MS) یک بیماری التهابی مزمن در سیستم عصبی مرکزی (CNS) Central Nervous System همراه با تخریب پیش‌رونده و موضعی غلاف میلین می‌باشد که منجر به اختلال در مسیر حسی-حرکتی می‌شود. ۲/۵ میلیون نفر بیمار مبتلا به مولتیپل اسکلروزیس در سراسر جهان وجود دارد [۱-۵]. اعتمادی فر و همکارانش در سال ۲۰۱۳ بیان کردند که ایران در میزان

ادامه پیدا می‌کند. به نظر می‌رسد الگوهای عضلانی مثل مهار دو طرفه عضلات سولتوس و انقباض دوطرفه و هم‌زمان عضلات تی بیالیس قدام و فعالیت عضلات گلئتوس میدیوس در کنترل جابه‌جایی مرکز جرم و حفظ ثبات دینامیک در شروع راه‌رفتن نقش مهمی داشته باشند [۱۶،۱۷].

ارتباط بین اختلالات راه‌رفتن و افتادن در بیماران مولتیپل اسکلروزیس [۱۸] نشان‌دهنده اهمیت مکانیزم کنترل عصبی عضلانی اندام تحتانی در حین راه‌رفتن می‌باشد. از آن‌جا که شروع راه رفتن یک فعالیت عملکردی می‌باشد؛ بررسی هماهنگی و الگوهای عصبی-عضلانی در این مرحله از راه‌رفتن در بیماران مولتیپل اسکلروزیس می‌تواند بینش درمانگر را در هر دو مقوله استراتژی‌های عصبی به کار گرفته شده در حرکت و نتایج حرکتی ناشی از فعالیت عضلانی افزایش می‌دهد [۱۵]. تا به امروز بیشتر مطالعات در الگوی راه‌رفتن، عضلات رکتوس فموریس، همسترینگ، تی بیالیس قدامی و گاستروکنمیوس را بررسی کرده‌اند [۱۹] حال آن‌که نقش عضلات اطراف مچ پا و لگن در شروع راه رفتن تایید شده است [۱۶]؛ اما نقش این عضلات در بیماران مولتیپل اسکلروزیس بررسی نشده است. از آن‌جا که افتادن بیشتر در حرکات انتقالی با تغییر وضعیت رخ می‌دهد، محققان عملکرد شروع راه‌رفتن را جهت ارزیابی الگوی عصبی-عضلانی اندام تحتانی در بیماران با اختلالات سیستم اعصاب مرکزی پیشنهاد داده‌اند [۱۹]. بنابراین به نظر می‌رسد، بررسی فعالیت گروهی عضلات اندام تحتانی در ارتباط با یک‌دیگر در شروع راه‌رفتن در بیماران مولتیپل اسکلروزیس نیاز به بررسی بیشتر دارد.

بر اساس مطالب ذکر شده، هدف از مطالعه حاضر بررسی الگوی عملکرد عضلات اندام تحتانی در شروع راه‌رفتن در بیماران مولتیپل اسکلروزیس در مقایسه با افراد سالم می‌باشد.

مواد و روش‌ها

طراحی مطالعه. این تحقیق از نوع مقطعی با استفاده از طرح گروه شاهد-کنترل می‌باشد.

نمونه‌گیری: افراد مبتلا به مولتیپل اسکلروزیس زیر نظر پزشک متخصص مغز و اعصاب بیمارستان قائم شهرستان مشهد به روش نمونه‌گیری غیر احتمالی ساده (Sample of convenience) انتخاب شدند. پس از تکمیل پرسش‌نامه معیار ناتوانی بیماران ((Expanded Disability Status (EDSS)، بیمار واجد شرایط با نمره EDSS 16 کم‌تر از ۵/۴ وارد تحقیق شدند. نمره کم‌تر از ۵/۴ به معنای آن است که بیمار بدون استفاده از وسایل کمکی می‌تواند حداقل ۱۰۰ متر راه رود. EDSS مقیاس ارزیابی هشت سیستم عملکردی شامل

نقص عصبی-عضلانی در بیماران مبتلا به مولتیپل اسکلروزیس بر عملکرد الگوهای حرکتی اندام تحتانی تاثیر داشته و اختلالات راه‌رفتن را منجر می‌شود [۱۱]. علی‌رغم شیوع بالای اختلالات راه‌رفتن در این بیماران، پارامترهای الکترومیوگرافی عضلات اندام تحتانی حین راه‌رفتن در این بیماران کم‌تر بررسی شده است؛ به طور کلی تحقیقات نشان داده‌اند که در بیماران مولتیپل اسکلروزیس با سابقه افتادن، تاخیر در بسیاری از عضلات (رکتوس ابدومینوس، ارتکتور اسپاین، بایسیس فموریس و گاستروکنمیوس داخلی) در مقایسه با بیماران مولتیپل اسکلروزیس بدون سابقه افتادن مشاهده می‌شود [۱۲] و هم‌انقباضی در عضلات آگونیزست و آنتاگونیزست زانو در بخش میانی و انتهایی فاز ایستا (ایستادن روی یک پا) افزایش می‌یابد [۱۳،۱۴]. با توجه به نتایج ذکر شده، به نظر می‌رسد جهت افزایش کیفیت زندگی در این بیماران باید مکانیزم دقیق کنترل عصبی-عضلانی عضلات اندام تحتانی در حین راه‌رفتن بررسی شود.

توانایی راه‌رفتن فرآیند پیچیده‌ای است که حاصل هماهنگی چندین سیستم شامل عضلانی-اسکلتی، قلبی-عروقی و قلبی-ریوی می‌باشد. در حین راه‌رفتن فرد باید بتواند هم‌زمان تعداد زیادی از عضلات را کنترل کند و به طور هم‌زمان اطلاعات حسی را پردازش نماید، تا بتواند پاسچر قائم را حفظ نماید. فرض بر آن است که در کنترل عصبی-عضلانی، سیستم عصبی بر سینرژی‌های عضلانی اتکا دارد [۱۵]. این سینرژی‌ها به عنوان الگوهای هماهنگ از فعالیت عضلانی تعریف شده‌اند که به صورت منعطف با هم ترکیب شده تا رفتار حرکتی را ایجاد نمایند [۱۴،۱۵]. به نظر می‌رسد راه‌رفتن موفق نتیجه تعدیل مداوم مجموعه‌ای از سینرژی‌های عضلانی برانگیخته بر اساس هدف عملکردی فرد و بازخورد از وضعیت سیستم است [۱۵].

امروزه محققان نشان داده‌اند که شروع راه‌رفتن به عنوان بخشی از پروسه راه‌رفتن می‌تواند تعادل فرد را مخدوش کند. در حین شروع راه‌رفتن فرد نیازمند کنترل پاسچرال دینامیک مطلوب است تا بتواند تغییر وضعیت از پاسچر استاتیک به پاسچر دینامیک و برداشتن اولین قدم را کنترل کند. شروع راه‌رفتن از دو فاز تطابقت پاسچرال از پیش تنظیم شده (فاز پاسچرال) و فاز اجرایی تشکیل شده است [۱۶]. در حین شروع راه‌رفتن دستورات حرکتی به گونه‌ای تنظیم می‌شود که در فاز پاسچرال مرکز فشار بدن به سمت اندام شناور جابه‌جا می‌شود و مرکز جرم به سمت اندام ایستا حرکت کرده تا فرد آماده بلندکردن پاشنه از روی زمین شود. در فاز اجرایی پاشنه از زمین بلند شده و تا جدا شدن انگشتان پای شناور از زمین

قسمت میانی عضلات تی بیالیس قدامی، سولتوس، بایسیس فموریس، گلثتوس میدیوس و رکتوس فموریس نصب گردید؛ الکتروود هر عضله به کانال مشخصی از دستگاه متصل شد (بر اساس متد SENIAM). سپس از آزمودنی خواسته شد در حالی دستگاه روشن است و ارتباط برقرار است ۵ ثانیه در حالت سکون بایستد و پس از شنیدن صدای بوق شروع به راه رفتن نماید و پس از طی مسیر مشخص شده به طول ۵ متر بایستد. ده تکرار برای هر فرد انجام می‌شود. لازم به ذکر است که از لحظه نصب الکتروودها تا اتمام ثبت، سیگنال‌ها و اتصال به دستگاه از روی مانیتور چک می‌شدند. سپس متغیرهای زمان پاسخ و کار فیزیولوژیکی عضلات مذکور مطابق زیر به دست می‌آید.

داده‌های فعالیت الکتریکی عضلات در فاصله زمانی ۲۰۰ میلی‌ثانیه قبل از حرکت پاشنه تا بلند شدن پنجه پا، مورد سنجش قرار گرفت. پردازش اطلاعات حاصل از دستگاه الکترومایوگرافی در ۴ مرحله صورت گرفت: ۱. چک کردن داده‌ها: در حین پروسه اندازه‌گیری و بعد از آن صورت گرفت. ۲. فیلتر کردن داده‌ها: ناچ فیلتر با فرکانس برش ۵۰ هرتز به منظور کاهش نویز برق شهر، فیلتر بالاگذر باتر ورث مرتبه ۴ فرکانس برش ۱۰ هرتز و فیلتر پایین‌گذر باتر ورث مرتبه ۴ فرکانس برش ۵۰۰ هرتز برای کاهش نویزهای موجود در داده‌های الکترومایوگرافی استفاده گردید. ۳. نرمال کردن داده‌ها: داده‌های الکترومایوگرافی، به ماکزیمم فعالیت عضله در سیکل ۲۰۰ میلی‌ثانیه قبل از حرکت پاشنه تا بلند شدن پنجه، نرمال شدند ۳ انحراف استاندارد بزرگ‌تر از میانگین فعالیت پایه عضله قبل از اعمال اغتشاش به عنوان لحظه‌ی شروع پاسخ به اغتشاش در عضله تعریف شد و همچنین کار فیزیولوژیکی عضلات با استفاده از ریشه میانگین مجذورات فعالیت الکتریکی عضله به دست آمد [۲۲].

$$\sqrt{\frac{\sum e_i^2}{n}} = \text{RMS}$$

RMS: Root Mean Square

فعالیت الکتریکی عضله: e

آنالیز آماری. از آزمون آماری K-S جهت بررسی توزیع طبیعی داده‌ها استفاده شد. همچنین از آزمون t مستقل جهت مقایسه دو گروه در سطح معنی‌داری $P \leq 0.05$ استفاده شد. تکرارپذیری اندازه‌گیری‌های انجام شده در متغیرهای زمان پاسخ و کار فیزیولوژیکی عضله به روش ضریب پایایی نسبی (ICC) انجام شد و در قسمت نتایج ارائه گردیده است. از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۰ جهت آنالیز آماری استفاده شد.

سیستم‌های حسی، حرکتی، مخچه، ساقه مغز، بینایی، ذهنی، روده و مثانه و سایر (اسپاستیسیته) می‌باشد. هر ناحیه بر اساس تاریخچه بیمار و معاینات فیزیکی در محدوده بدون ناتوانی تا حداکثر ناتوانی نمره‌بندی می‌شود. مطابق نمره کسب شده در هر سیستم عملکردی، یک نمره واحد بین صفر (نرمال) تا ده (مرگ) به هر بیمار تعلق می‌گیرد. نمره بالاتر به معنای ناتوانی بیش‌تر می‌باشد. در این تحقیق نمره EDSS توسط جراح مغز و اعصاب با تجربه تعیین شد [۲۰، ۲۱]. در این تحقیق ۱۶ فرد سالم و همسان از نظر جنس، قد و وزن در گروه کنترل به صورت تصادفی انتخاب شدند. لازم به ذکر است که تعداد نمونه‌ها بر اساس داده‌های مطالعه مقدماتی با فرض خطای نوع اول آزمون ۰/۰۵ و خطای نوع دوم آزمون ۰/۰۲ مشخص گردید.

ملاحظات اخلاقی. قبل از ورود افراد به مطالعه توضیحات کامل درباره روند اجرای پژوهش، فایده و ضررهای احتمالی آن، ارائه شد و نمونه‌ها با آگاهی کامل وارد طرح شدند، پس از ورود رضایت‌نامه کتبی از داوطلبین دریافت شد. طرح حاضر مورد تایید کمیته اخلاق پژوهشکده علوم حرکتی قرار گرفت و به شماره ۱۰۴/۱۰۰۰.ا.ک.پ ثبت گردید.

معیارهای ورود به مطالعه در هر دو گروه دارای مولتیپل اسکروزیس و کنترل: (۱) دامنه سنی ۲۰ تا ۴۰ سال. (۲) تکمیل فرم رضایت‌نامه. (۳) عدم سابقه بیماری‌های روانی، عضلانی اسکلتی، جراحی ارتوپدی در اندام تحتانی و صرع. (۴) عدم استفاده از داروهای خواب‌آور و آرام‌بخش در زمان اجرای تست.

معیارهای ورود به مطالعه در گروه دارای مولتیپل اسکروزیس: (۱) تکمیل پرسش‌نامه EDSS. (۲) تایید بیمار از سمت پزشک طرح. (۳) گذشت حداقل دو ماه از آخرین عود بیماری. (۴) عدم مشاهده علائم نرولوژی موثر بر راه رفتن. (۵) عدم مشاهده افزایش تنوسیتة عضلانی در اندام تحتانی با استفاده از تست دامنه حرکتی پاسیو.

معیارهای خروج از مطالعه: (۱) عدم رضایت شخصی. (۲) نمره EDSS بالاتر از ۴/۵.

ابزار پژوهش: در این مطالعه از پرسش‌نامه EDSS که نسخه فارسی آن در ایران اعتبارسنجی شده است، استفاده شد و از دستگاه الکترومایوگرافی DataLog-MWX8، ساخت شرکت Biometrics کشور انگلستان، ۸ کاناله برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات استفاده شد.

روش گردآوری داده: ابتدا پا غیر برتر که در شروع راه رفتن پا ایستا در نظر گرفته می‌شود و در همه یکسان بود (پای چپ)، با استفاده از پد و الکترود تمیز شد و الکتروود روی

میانگین و انحراف استاندارد شروع فعالیت عضلانی در دو گروه سالم و مولتیپل اسکروزیس در جدول ۱ نشان داده شده است. مقادیر آزمون کولموگروف-اسمیرنوف بالاتر از ۰/۰۵ بود و توزیع نرمال داده‌ها را نشان داد. همان‌گونه که مشاهده می‌شود، نتایج آزمون t مستقل بین دو گروه سالم و افراد دارای مولتیپل اسکروزیس نشان می‌دهد که عضلات اندام تحتانی افراد مولتیپل اسکروزیس دارای تاخیر معناداری نسبت به گروه سالم دارند.

جدول ۱. میانگین و انحراف استاندارد زمان شروع فعالیت هر عضله

جدول ۱. میانگین و انحراف استاندارد زمان شروع فعالیت هر عضله

عضلات	گروه		ICC (%)	P- value
	سالم (ثانیه)	ام اس (ثانیه)		
تی بیالیس قدامی	۰/۱۹۰ ± ۰/۰۴	±۴۷/۰۰/۱۱	۸۷	*۰/۰۱۳
سولئوس	۰/۲۵۰ ± ۰/۰۷	±۵۹/۰/۱۴	۷۹	*۰/۰۰۸
بایسپس فموریس	۰/۰ ± ۲۳/۰۵	±۵۳/۰/۰۹	۸۱	*۰/۰۱۱
گلتئوس میدیوس	±۲۷/۰۰/۰۶	±۰۴/۱۰/۲۷	۸۵	*۰/۰۰۳
رکتوس فموریس	±۲/۰۰/۰۹	±۴۹/۰/۱۹	۷۷	*۰/۰۱۷

میانگین و انحراف استاندارد نسبت RMS هر عضله به مجموع عضلات در جدول ۲ ارائه شده است. مقادیر آزمون کولموگروف-اسمیرنوف بالاتر از ۰/۰۵ بود و توزیع نرمال داده‌ها را نشان داد. همان‌گونه که مشاهده می‌شود، نتایج آزمون t مستقل بین دو گروه سالم و افراد دارای مولتیپل اسکروزیس نشان داد که عملکرد عضلات سولئوس و گلتئوس میدیوس بین دو گروه اختلاف معناداری دارد.

جدول ۲. میانگین و انحراف استاندارد نسبت RMS هر عضله به مجموع عضلات

جدول ۲. میانگین و انحراف استاندارد نسبت RMS هر عضله به مجموع عضلات

عضلات	گروه		ICC (%)	P- value
	سالم (%)	ام اس (%)		
تی بیالیس قدامی	۵۷/۰ ± ۲۰/۴	۵۱/۷ ± ۳۰/۳	۸۵	۰/۲۱۳
سولئوس	۴۴/۲ ± ۸/۷	۳۳/۹ ± ۸/۴	۸۹	*۰/۰۴۵
بایسپس فموریس	۱۳/۴ ± ۳/۵	۱۷/۲ ± ۶/۱	۷۸	۰/۱۵۸
گلتئوس میدیوس	۲۲/۱ ± ۷/۶	۱۶/۴ ± ۴/۷	۸۳	*۰/۰۲۸
رکتوس فموریس	۱۲/۷ ± ۱۴/۳	۶/۳ ± ۲/۰	۸۵	۰/۱۴۸

بحث و نتیجه گیری

بررسی داده‌های الکترومیوگرافی تحقیق حاضر نشان داد که ترتیب فعال شدن عضلات در گروه بیمار مبتلا به مولتیپل اسکروزیس و سالم یکسان بود، بدین صورت که ابتدا عضله تی بیالیس قدامی، سپس سولئوس و در نهایت گلتئوس میدیوس وارد عمل شدند. همان‌طور که پیش‌تر ذکر شد، شروع راه‌رفتن انتقال از وضعیت ساکن به وضعیت پویا است که دارای الگوی

هم‌چنین نتایج مطالعه حاضر، تاخیر در شروع فعالیت همه عضلات مورد تحقیق در مفاصل میچ، زانو و هیپ ($P \leq ۰/۰۲$)

کاهش فعالیت عضلات سولئوس و گلتئوس مدیوس در بیماران مولتیپل اسکلروزیس می‌تواند جابه‌جایی خلفی و طرفی مرکز فشار و حرکات مفاصل هیپ، زانو و مچ را تغییر دهد [۲۷]. در حقیقت یک سینرژی عضلانی در شروع راه‌رفتن مشاهده می‌شود که گشتاور نامتعادلی در صفحه فرونتال و ساجیتال ایجاد می‌کند. به نظر می‌رسد عضله گلتئوس مدیوس در کنترل جابه‌جایی طرفی مرکز فشار در شروع راه‌رفتن نقش داشته باشد [۱۶] به نظر می‌رسد بدن با تغییر در جابه‌جایی مرکز فشار در فاز پاسجرال از شروع راه‌رفتن، کنترل پاسجر را در حد مطلوب نگه می‌دارد [۳۴]. کاهش سهم فعالیت عضله گلتئوس مدیوس نسبت به کل عضلات اندام تحتانی مورد نظر در این تحقیق و تاخیر در شروع فعالیت این عضله می‌تواند در جهت کنترل جابه‌جایی طرفی مرکز فشار در ابتدای شروع راه‌رفتن نقش داشته باشد تا ثبات طرفی را در این بیماران حفظ نماید. از سوی دیگر کاهش سطح فعالیت عضله سولئوس در تحقیق حاضر، احتمالاً می‌تواند در کاهش جابه‌جایی مرکز جرم و به تبع کاهش حداکثر جابه‌جایی خلفی-خارجی مرکز فشار نقش داشته باشد. همچنین بر اساس نظریه چاستون و همکارانش در سال ۲۰۱۰ وقتی ورودی‌های حسی-پیکری تغییر می‌کنند، احتمالاً جابه‌جایی عمودی مرکز جرم، هم‌زمان با کاهش فعالیت عضله سولئوس کاهش می‌یابد [۳۶، ۳۵]. احتمالاً جابه‌جایی عمودی مرکز جرم توسط عضلات آنتی‌گراویتی کنترل می‌شود که به صورت از پیش تنظیم شده عمل می‌کنند تا ثبات را بالا برده و از اختلال ایجاد شده در تعادل، در شروع راه‌رفتن جلوگیری نمایند.

این مطالعه نیز مانند سایر مطالعات محدودیت‌هایی داشت؛ از جمله عدم بررسی فعالیت عضلات الکترومیوگرافی عضلات تنه در شروع راه‌رفتن. با توجه به نقش انحرافات تنه در تعادل بیماران مولتیپل اسکلروزیس، پیشنهاد می‌شود فعالیت الکترومیوگرافی عضلات تنه در شروع راه‌رفتن بررسی شود تا نقش عضلات دخیل در کنترل تعادل بیماران در این فعالیت فانکشنال مشخص شود. همچنین در این مطالعه داده‌های کینتیکی بررسی نشده است، به نظر می‌رسد بررسی جابه‌جایی مرکز جرم و گشتاور مفاصل همراه با فعالیت الکترومیوگرافی عضلات بتواند بینش خوبی در بررسی نقش عضلات در کنترل تعادل بیماران ارائه دهد.

نتایج مطالعه حاضر، تاخیر در شروع فعالیت عضلات اندام تحتانی و کاهش سهم میزان فعالیت عضله سولئوس و گلتئوس مدیوس نسبت به عضلات اندام تحتانی در شروع راه‌رفتن را در بیماران مولتیپل اسکلروزیس نشان داد. به نظر می‌رسد کاهش سهم فعالیت این عضلات می‌تواند در جهت کنترل

و کاهش فعالیت عضلات سولئوس و گلتئوس مدیوس را در مقایسه با کل فعالیت عضلات مورد نظر ($P \leq 0.05$) در گروه بیمار مبتلا به مولتیپل اسکلروزیس نشان داد. مطالعه ماسوت و همکارانش در سال ۲۰۱۹ در بیماران مولتیپل اسکلروزیس نشان داد که کاهش جابه‌جایی خلفی مرکز فشار در شروع راه‌رفتن مشاهده می‌شود [۲۷]. می‌توان این‌گونه تصور کرد که در بیمار مولتیپل اسکلروزیس، کاهش سطح فعالیت و تاخیر در شروع فعالیت عضله می‌تواند منجر به کاهش گشتاور مچ پا در جهت جابه‌جایی خلفی مرکز فشار شود. این تغییرات می‌تواند کاهش نیروی جلوراننده در حین راه‌رفتن را در این بیماران توجیح کند [۲۸]. محققان این تغییرات را به یک استراتژی جبرانی جهت حفظ مسیر جابه‌جایی مرکز فشار در محدوده با ثبات نسبت داده‌اند [۲۷، ۳۰]. بنابراین تاخیر در فعالیت تی بیالیس قدامی و تاخیر در مهار عضله سولئوس که در مطالعه حاضر در بیماران مولتیپل اسکلروزیس مشاهده شد، می‌تواند در کاهش گشتاور مچ پا و جابه‌جایی خلفی مرکز فشار نقش داشته باشد تا بتواند ثبات پاسجرال کافی را در این بیماران در شروع راه‌رفتن فراهم کند. از سوی دیگر، جابه‌جایی قدامی خلفی مرکز فشار با سرعت راه‌رفتن نیز در ارتباط است [۳۰] و این فرضیه را مطرح می‌کند که کاهش سرعت شروع راه‌رفتن در بیماران مولتیپل اسکلروزیس در توجیه مکانیکی کاهش جابه‌جایی مرکز فشار، نقش داشته باشد [۲۷]. البته در تحقیق حاضر سرعت راه‌رفتن بررسی نشده است، اما به نظر می‌رسد فعالیت تی بیالیس قدامی در ابتدای شروع راه‌رفتن، منجر به تولید گشتاور کافی مچ پا برای جابه‌جایی مرکز فشار به سمت خلف مچ پا در شروع راه‌رفتن، و در نتیجه در ایجاد عدم تعادل که در شروع راه‌رفتن مورد نیاز است، نقش دارد [۲۷، ۳۱] البته نقش اسپاستیسیته و اختلالات سوماتوسنسوری و سینرژی‌های عضلانی در مفاصل فوقانی اندام تحتانی نیز باید در ایجاد این تغییرات در بیماران مولتیپل اسکلروزیس در نظر گرفته شود. دلتنور و همکارانش در سال ۲۰۱۳ نشان دادند که انحرافات تنه در فعالیت عضلات تی بیالیس قدامی و سولئوس نقش دارد [۳۲]. همچنین کتلهوت و همکارانش در سال ۲۰۱۵ بیان کردند که سطح فعالیت عضلات شکمی مثل رکتوس ابدومینوس و اوبلیک داخلی در بیماران مولتیپل اسکلروزیس کاهش می‌یابد [۳۳]. بنابراین به نظر می‌رسد تغییر در فعالیت عضلات مفاصل فوقانی می‌تواند در عملکرد عضلات اطراف مچ پا در شروع راه‌رفتن در جهت کاهش جابه‌جایی مرکز فشار برای حفظ ثبات نقش داشته باشد.

<https://doi.org/10.1191/135245899678846393>
<https://doi.org/10.1177/135245859900500510>

[14] Gianni C, Prosperini L, Jonsdottir J, Cattaneo D. A systematic review of factors associated with accidental falls in people with multiple sclerosis: a meta-analytic approach. *Clin Rehab* 2014; 28: 704-716.

<https://doi.org/10.1177/0269215513517575>

[15] Lencioni T, Jonsdottir J, Cattaneo D, Crippa A, Gervasoni E, Rovaris M, et al. Are modular activations altered in lower limb muscles of persons with multiple sclerosis during walking? Evidence from muscle synergies and biomechanical analysis. *Front Hum Neurosci* 2016; 10: 620.

<https://doi.org/10.3389/fnhum.2016.00620>

[16] Hass CJ, Bishop MD, Doidge D, Wikstrom EA. Chronic ankle instability alters central organization of movement. *Am J Sports Med* 2010; 38: 829-834.

<https://doi.org/10.1177/0363546509351562>

[17] Yousefi M, Sadeghi H, Ilbiegi S, Ebrahimabadi Z, Kakavand M, Wikstrom EA. Center of pressure excursion and muscle activation during gait initiation in individuals with and without chronic ankle instability. *J Biomechanics* 2020; 108: 109904.

<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.109904>

[18] Comber L, Galvin R, Coote S. Gait deficits in people with multiple sclerosis: A systematic review and meta-analysis. *Gait Posture* 2017; 51: 25-35.

<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.09.026>

[19] Massot C, Simoneau-Buessinger E, Agnani O, Donze C, Leteneur S. Anticipatory postural adjustment during gait initiation in multiple sclerosis patients: A systematic review. *Gait Posture* 2019; 73: 180-188.

<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.07.253>

[20] Kurtzke JF. Rating neurologic impairment in multiple sclerosis: an expanded disability status scale (EDSS). *Neurology* 1983; 33: 1444.

<https://doi.org/10.1212/WNL.33.11.1444>

[21] Benedetti MG, Piperno R, Simoncini L, Bonato P, Tonini A, Giannini S. Gait abnormalities in minimally impaired multiple sclerosis patients. *Mult Scler* 1999; 5: 363-368.

<https://doi.org/10.1191/135245899678846393>

<https://doi.org/10.1177/135245859900500510>

[22] Yousefi M, Sadeghi H, Ilbeigi S, Rahimi A, Khaleghi Tazegy M. Detection of compensatory mechanism during gait in individuals with functional ankle instability using inversion perturbation. *J Rehab Med* 2018; 6: 240-248. (Persian).

[23] Breniere Y, Do MC. Control of gait initiation. *J Mot Behav* 1991; 23: 235-240.

<https://doi.org/10.1080/00222895.1991.9942034>

[24] Hass CJ, Waddell DE, Wolf SL, Juncos JL, Gregor RJ. Gait initiation in older adults with postural instability. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2008; 23: 743-753.

<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2008.02.012>

[25] Hiraoka K, Matuo Y, Iwata A, Onishi T, Abe K. The effects of external cues on ankle control during gait initiation in Parkinson's disease. *Parkinsonism Relat. Disord* 2006; 12: 97-102.

<https://doi.org/10.1016/j.parkreldis.2005.07.006>

[26] Pilutti LA, Sandroff BM, Klaren RE, Learmonth YC, Platta ME, Hubbard EA, Motl RW. Physical fitness assessment across the disability spectrum in persons with multiple sclerosis: a comparison of testing modalities. *J Neurol Phys Ther* 2015; 39: 241-249.

<https://doi.org/10.1097/NPT.000000000000099>

[27] Massot C, Simoneau-Buessinger E, Agnani O, Donze C, Leteneur S. Anticipatory postural adjustment during gait initiation in multiple sclerosis patients: A systematic review. *Gait Posture* 2019; 73: 180-188.

<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.07.253>

[28] Wajda DA, Moon Y, Motl RW, Sosnoff JJ. Preliminary investigation of gait initiation and falls in multiple sclerosis. *Arch Phys Med Rehabil* 2015; 96: 1098-1102.

<https://doi.org/10.1016/j.apmr.2014.12.011>

[29] Galli M, Coghe G, Sanna P, Cocco E, Marrosu MG, Pau M. Relationship between gait initiation and disability in individuals affected by multiple sclerosis. *Mult Scler Relat*

جابه‌جایی مرکز فشار در ابتدای شروع راه‌رفتن باشد تا ثبات را در این بیماران افزایش دهد. نتایج این تحقیق می‌تواند در مطالعات آتی در بررسی سینرژی‌های عضلانی در شروع راه رفتن در بیماران مولتیپل اسکلروزیس مورد استفاده قرار گیرد.

تشکر و قدردانی

تیم پژوهش از مرکز جامع ام اس بیمارستان قائم مشهد جهت همکاری و حمایت پژوهشگران مطالعه حاضر، کمال تشکر و قدردانی را دارد.

منابع

[1] Enderami A, Fouladi R, Hosseini SH. First-episode psychosis as the initial presentation of multiple sclerosis: a case report. *Int Med Case Rep J* 2018; 11: 73-76.

<https://doi.org/10.2147/IMCRJ.S157287>

[2] Friese MA, Schattling B, Fugger L. Mechanisms of neurodegeneration and axonal dysfunction in Multiple Sclerosis. *Nat Rev Neurol* 2014; 10: 225-238.

<https://doi.org/10.1038/nrneurol.2014.37>

[3] Kutzelnigg A, Lassmann H. Pathology of Multiple Sclerosis and related inflammatory demyelinating diseases. *Handb Clin Neurol* 2014; 122: 15-58.

<https://doi.org/10.1016/B978-0-444-52001-2.00002-9>

[4] Lassmann H, Van Horssen J, Mahad D. Progressive Multiple Sclerosis: Pathology and pathogenesis. *Nat Rev Neurol* 2012; 8: 647-656.

<https://doi.org/10.1038/nrneurol.2012.168>

[5] Sabagh Kermani L, Fazilat-Pour M, Mousavi-Nasab SM, Ebrahimi Mimand HA. Effectiveness of mindfulness integrated cognitive behavioral therapy on the emotional states and quality of life of patients with multiple sclerosis: A clinical trial study. *Koomesh* 2020; 22: 446-451. (Persian).

<https://doi.org/10.29252/koomesh.22.3.446>

[6] Etemadifar M, Sajjadi S, Nasr Z, Firoozeei TS, Abtahi SH, Akbari M, et al. Epidemiology of multiple sclerosis in Iran: a systematic review. *Eur Neurol* 2013; 70: 356-363.

<https://doi.org/10.1159/000355140>

[7] Haines JD, Inglese M, Casaccia P. Axonal damage in multiple sclerosis. *Mt Sinai J Med* 2011; 78: 231-243.

<https://doi.org/10.1002/msj.20246>

[8] Einstein, A., B. Podolsky, and N. Rosen, 1935, "Can quantum-mechanical description of physical reality be considered complete?", *Phys. Rev.* 47, 777-780.

<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.09.026>

[9] Motaharinezhad F, Seyed S, Zeinali R. The impact of mental practice on sleep quality, fatigue, functional balance and gaiting in patient with multiple sclerosis: A case report. *Koomesh* 2016; 944-949. (Persian).

[10] Kesselring J, Comi G, Thompson AJ, editors. Multiple sclerosis: recovery of function and neurorehabilitation. Cambridge Univ Press 2010.

<https://doi.org/10.1017/CBO9780511781698>

[11] Tajali S, Rouhani M, Mehravar M, Negahban H, Sadati E, Oskouei AE. Effects of external perturbations on anticipatory and compensatory postural adjustments in patients with multiple sclerosis and a fall history. *Int J MS Care* 2018; 20: 164-172. (Persian).

<https://doi.org/10.7224/1537-2073.2016-098>

[12] Boudarham J, Hameau S, Zory R, Hardy A, Bensmail D, Roche N. Coactivation of lower limb muscles during gait in patients with multiple sclerosis. *PLoS One* 2016; 11: e0158267.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0158267>

[13] Benedetti MG, Piperno R, Simoncini L, Bonato P, Tonini A, Giannini S. Gait abnormalities in minimally impaired multiple sclerosis patients. *Mult Scler* 1999; 5: 363-368.

- [34] Ebrahimabadi Z, Naimi SS, Rahimi A, Sadeghi H, Hosseini SM, Baghban AA, Arsalan SA. The alteration of neuromuscular control strategies during gait initiation in individuals with chronic ankle instability. *Iran Red Crescent Med J* 2017; 19. (Persian).
<https://doi.org/10.5812/ircmj.44534>
- [35] Chastan N, Westby G, du Montcel ST, Do M, Chong R, Agid Y, et al. Influence of sensory inputs and motor demands on the control of the centre of mass velocity during gait initiation in humans. *Neurosci Lett* 2010; 469: 400-404.
<https://doi.org/10.1016/j.neulet.2009.12.038>
- [36] Yousefi M, Sadeghi H, Ilbiegi S, Ebrahimabadi Z, Kakavand M, Wikstrom EA. Center of pressure excursion and muscle activation during gait initiation in individuals with and without chronic ankle instability. *J Biomechanics* 2020; 108: 109904.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.109904>
- Disord 2015; 4: 594-597.
<https://doi.org/10.1016/j.msard.2015.09.005>
- [30] Brenière Y, Cuong Do M, Bouisset S. Are dynamic phenomena prior to stepping essential to walking? *J Mot Behav* 1987; 19: 62-76.
<https://doi.org/10.1080/00222895.1987.10735400>
- [31] Breniere Y, Do MC. When and how does steady state gait movement induced from upright posture begin? *J Biomech* 1986; 19: 1035-1040.
[https://doi.org/10.1016/0021-9290\(86\)90120-X](https://doi.org/10.1016/0021-9290(86)90120-X)
- [32] Leteneur S, Simoneau E, Gillet C, Dessery Y, Barbier F. Trunk's natural inclination influences stance limb kinetics, but not body kinematics, during gait initiation in able men. *PLoS One* 2013; 8: e55256.
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0055256>
- [33] Ketelhut NB, Kindred JH, Manago MM, Hebert JR, Rudroff T. Core muscle characteristics during walking of patients with multiple sclerosis. *J Rehabil Res Dev* 2015; 52: 713-724.
<https://doi.org/10.1682/JRRD.2015.01.0006>

Lower leg electromyography activation during gait initiation in multiple sclerosis patients

Zahra Bahreman (MS.c)¹, Mohammad Yousefi (Ph.D)², Mehdi Mogharnasi (Ph.D)³, Hossein TaheriChadorneshin (Ph.D)⁴, Zahra Ebrahimabadi (Ph.D)^{5*}

1-Exercise Physiology, Faculty of Sport Sciences, University of Birjand, Birjand, Iran

2 -Sport Biomechanics, Faculty of Sport Sciences, University of Birjand, Clinical Gait analysis laboratory, Department of Physiotherapy, School of Rehabilitation, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran.

3 -Exercise Physiology, Faculty of Sport Sciences, University of Birjand, Birjand, Iran

4-Exercise Physiology, Department of Sport Sciences, University of Bojnord, Bojnord, Iran

5-Dept. of Physiotherapy, Physiotherapy Research Center, School of Rehabilitation, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran.

* Corresponding author. +98 9122380685 z.ebrahima@gmail.com

Received: 21 Sep 2020; Accepted: 21 Apr 2021

Introduction: The present study was designed to evaluate the pattern of lower limb muscle activity during the gait initiation in patients with multiple sclerosis (MS) compared with healthy individuals.

Materials and Methods: 16 female MS patients and 16 age, weight, high and sex-matched healthy subjects were selected by simple non-random sampling participants. Subjects also underwent a thorough neurological examination to assess their disability using the Expanded Disability Status Scale ($EDSS \leq 4.5$). Surface electromyography of tibialis anterior, soleus, biceps femoris, gluteus medius, rectus femoris were recorded during gait initiation. The activity of muscles including recruitment order, reaction time, and root mean square (RMS) were processed and compared in two groups.

Results: In the patients group muscles had a significant delay ($P < 0.02$) compared to healthy group. Examination of the RMS ratio of each muscle to the total muscles in the two groups showed that the soleus and gluteus medius muscles were significantly different between the two groups ($P < 0.05$).

Conclusion: Surface electromyography activity showed that the recruitment order was the same in the healthy and multiple sclerosis patients. However, decreasing the share of soleus and gluteus medius muscle co-contraction relative to other selected lower limb muscles in the patients may be useful in examining muscle synergies at the gait initiation in future studies.

Keywords: Electromyography, Multiple Sclerosis, Gait
