مقایسه تغییرات مرکز فشار و زمان واکنش در شروع راه رفتن در پاسخ به اغتشاش بیرونی زنان مبتلابه مولتیپل اسکلروزیس و سالم

طیبه سلیمانی[1*]، حیدر صادقی[2]، سعید ایل بیگی[3]، فرهاد طباطبایی قمشه[4]

۱- استادیار گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی.
۲- استاد گروه بیومکانیک ورزشی.
۳- دانشیار بیومکانیک ورزشی.
۴-دانشیار گروه بیومکانیک.

۱-گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه آزاد اسلامی گناباد، ʼگناباد، ایران.
۲- گروه بیومکانیک و آسیب شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران.
۳-گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بیرجند،
۴-مرکز تحقیقات توانبخشی اعصاب اطفال، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، تهران، ایران

* نویسنده مسئول:
طیبه سلیمانی؛ گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه آزاد اسلامی گناباد، ʼگناباد، ایران.
تلفن: ۰۰۹۸۹۱۵۱۳۰۹۲۰۳
Email: ti_soleimani@yahoo.com

چکیده

زمینه و هدف: مولتیپل اسکلروزیس بیماری مزمن التهابی مربوط به سیستم ایمنی که سیستم عصبی مرکزی را تحت تأثیر قرار می‌دهدومی‌تواند منجر به تغییر درراه رفتن، عدم تعادل پاسچرال ، محدودیت در فعالیت‌های روزانه و افزایش خطر مصدومیت ناشی از افتادن در این بیماران شود. هدف این پژوهش مقایسه تغییرات مرکز فشار، زمان عکس العمل و اختلاف مرکز فشار به جرم حین شروع راه رفتن زنان جوان ۲۰تا ۴۰ سال مبتلابه MS در پاسخ به اغتشاش بیرونی بود.

روش بررسی: ۱۰بیمار MS و۱۰ فرد سالم پروتکل شروع راه رفتن را از حالت ایستاده ثابت به حالت یکنواخت راه رفتن روی دو صفحه نیرو انجام دادند تا اطلاعات مربوط به تغییرات مرکز فشار و مرکز جرم آنها ثبت گردد.

یافته‌ها: بیماران MS با ماکزیمم فاصله روبه‌جلو مرکز فشار و تغییرات بیشتر در اختلاف مرکز فشار نسبت به مرکز جرم در جهت روبه‌جلو و طرفین در مرحله فیدفوروارد و تغییر بیشتر در اختلاف مرکز فشار نسبت به مرکز جرم درحرکت به طرفین در مرحله فیدبک راه رفتن خود را نسبت به افراد سالم شروع می‌کنند.

نتیجه‌گیری: به نظر می رسدکاهش بیشینه مرکز فشار در هر دو جهت و اختلاف بین مرکز فشار و جرم در مرحله فیدفوروارد در بیماران MS می تواند دلیلی برای ارتباط بین شروع راه رفتن و سقوط ناشی از کاهش زمان واکنش، کاهش کنترل پوسچرال و یا هر دو باشد. از طرف دیگر افزایش اختلاف مرکز فشار و جرم در مرحله فیدبک می تواند دلیلی برای کنترل مداوم مرکز جرم بدن در داخل مرز پایداری تلقی شود که نیاز انجام تمرینات تعادلی در اندام تحتانی بیماران MS را مورد تاکید قرار دهد.

واژگان کلیدی: مولتیپل اسکلروزیس، شروع راه رفتن، تغییرات مرکز فشار، مرکز جرم، مقیاس وضعیت ناتوانی گسترده.

دریافت مقاله: ۱۳۹۹/۳/۳۱ **دریافت مقالهٔ اصلاح‌شده: ۱۳۹۹/۴/۲۹** **اعلام قبولی: ۱۳۹۹/۵/۴**

مقدمه

مولتیپل اسکلروزیس شایع‌ترین بیماری ناتوان‌کننده بالغین جوان و بیماری مزمن و تخریبی اعصاب است که روی سامانه اعصاب مرکزی (مغز، نخاع) و اعصاب بینایی تأثیر می‌گذارد که به علت فرآیند التهابی دمیلینه کننده در سیستم عصبی مرکزی ایجاد می‌گردد و باعث ضعف عضلات، خستگی، اسپاسم و مشکلات بینایی، تعادلی و حرکتی می‌شود(۱). ازآنجایی‌که راه رفتن به‌عنوان یکی از شاخص‌های تعیین استقلال در گذران امور زندگی روزمره با بهره گیری از دو اصل مهم حرکت و پیشروی با حفظ تعادل، تعریف می شود، بررسی ویژگی‌های بیومکانیکی راه رفتن در بین بیماران و افراد مبتلابه نوع و یا انواع ناهنجاری ها بدنی و روانی، موردتوجه پزشکان، درمانگران و پژوهشگران قرار گرفته است(۲).

اختلالات تعادلی ناشی از درگیری ساقه مغز و ساختار مخچه بین بیماران MS امری معمول و شایع است چرا که هردو این عوامل از نظر عملکردی با کنترل ورودی‌های حسی و خروجی‌های حرکتی مرتبط در ارتباط است. تعادل بدن همچنین می‌تواند تحت تأثیر تضعیف عضلات اندام یا تنه قرار گیرد و به دلیل عدم فعالیت‌های بدنی کنترل حرکتی را به خطر بیندازد(۳). تغییرپذیری مرکز جرم (Center of Mass)(COM) در رابطه با نوسان در ایستادن روی سطح سفت یا چشمان باز با مرجع دید محیطی به‌عنوان پیشگویی‌کننده مهم و مستقل افت است، به نحوی که سرعت پیشروی COM بالاتری در بیماران ام اس دیده می شود، ضمن اینکه اندازه‌گیری گام برداشتن و تعادل و نیرو برای پیش‌بینی این افت‌ها مستقل از مقیاس ناتوانی گسترده(EDSS) (Expanded Disability Status Scale) است(۴).

شروع راه رفتن، تغییر یک گام از حالت ایستاده به حالت راه رفتن البته به‌صورت پایدار و صحیح در نظر گرفته می‌شود(۵) ، فرآیندی که در آن، به یک‌پا نیروی لازم جهت تحمل وزن و ایستادن و هم‌زمان به‌پای مقابل دستور قدم برداشتن صحیح و شروع راه رفتن داده می شود(۶). این توانایی باوجود هر دو عامل اجتناب از سقوط و نگهداری از حالت ایستاده امکان‌پذیر خواهد بود. شواهد نشان می‌دهد که بین انتخاب زمان گام برداشتن و سقوط در بیماران MS رابطه قابل‌توجهی وجود دارد(۷، ۸). تفاوت قابل‌توجه بین بیماران MS و افراد سالم با توجه به اختلاف در بازه‌ی زمانی، طول مراحل گام، منطقه بیضوی، نرخ نوسانات و طول مسیرتغییر مرکز فشار (COP) (center of pressure (COP)) مشخص گردیده است(۹).

رمیلس و همکارانش(۲۰۰۸) مدعی شدند که علائم ناشی از MS در شروع راه رفتن، تغییر در متغیرهای فضایی زمانی، هماهنگی و آستانه پایداری است. در این تحقیق، طول گام کوتاهتر و به تبع آن کاهش سرعت رو به جلو در بین بیماران MS را به دلیل جابجایی مرکز جرم در محور قدامی، را مرتبط دانسته شده است. ضمن اینکه در تحقیق خود بیان کردند که آزمودنی‌های MS انتقال به سمت عقب کوتاه‌تری را در مرکز فشار در طول شروع راه رفتن دارند، اگرچه این تغییرات ممکن است ناشی از تغییر در سرعت اولیه باشد. از سوی دیگر مبتلایان به MS هماهنگی متفاوتی در بین اجزای مدیولترال و آنتریوپوستریور مرکز فشار هم‌زمان با افزایش حاشیه‌های زمانی پایداری جانبی و قدامی در مقایسه با افراد سالم نشان داده اند. به‌طورکلی در طول شروع راه رفتن با سرعت ترجیحی بیماران MS استراتژی عملکردی وجود دارد که سرعت پایین‌تری را تولید می‌کند و حاشیه مرزهای پایداری را قبل از راه رفتن کاهش می‌دهد(۱۰).

وردمن (۲۰۱۳)، تغییر کار مکانیکی انجام‌شده در مرکز جرم بدن در طول راه رفتن در بیماران MS را موردپژوهش قرارداده و به این نتیجه رسیدند که بیماران MS کار منفی بزرگ‌تری را در شروع مرحله حمایت دوگانه و کار مثبت کمتری را در پایان مرحله حمایت دوگانه نشان دادند. همچنین کار منفی کمتری را در دوره

حمایت یگانه و در اوایل مرحله پایانه حمایت دوگانه و کار مثبت کمتری در پایان دوره حمایت دوگانه نشان دادند. اگرچه به‌طور خلاصه در فاز استانس بیماران MS و گروه کنترل با مقادیر مشابهی از کار مثبت و منفی در مرکز جرم بدن اجرا کردند(۱۱).

گالی(۲۰۱۵) در ارتباط بین شروع راه رفتن و ناتوانی نشان دادند که سرعت در APA (Anticipatory Postural Adjustment) به میزان معنی‌داری در افراد مبتلابه MS کاهش می‌یابد. درواقع کاهش سرعت جابجایی قدامی COP، کاهش جابجایی خلفی COP در بیماران نسبت به افراد سالم و تغییر جهت رو به عقب COP در طول APA ها به‌منظور حرکت COM به جلو دستیابی به‌سرعت موردنظر راه رفتن، در پایان گام اول هست. بر اساس این داده‌ها، کاهش جابه‌جایی خلفی COP در بیماران MS نه‌تنها می‌تواند به‌عنوان برنامه‌ریزی حرکت بلکه به‌عنوان یک راهکار رقابتی نیز تعبیر شود. این نشان‌دهنده سازگاری کارکردی باهدف به حداقل رساندن این رویکرد نسبت به مرزهای خلفی ثبات بوده و موجب کاهش خطر سقوط می‌شود(۱۲).

با توجه به اینکه اندازه‌گیری تعادل در بیماران MS برای ارزیابی دقیق به‌منظور طراحی یک پروتکل توان‌بخشی برای جلوگیری از زمین خوردن بیماران است و با توجه به نقش تغییرات مرکز فشار در حفظ تعادل، در این تحقیق تلاش شده تغییرات مرکز فشار و اختلاف بین مرکز فشار به جرم و زمان واکنش در شروع راه رفتن بیماران MS بررسی گردد. به طور مشخص هدف از انجام این تحقیق مقایسه تغییرات مرکز فشار و زمان واکنش در شروع راه رفتن در پاسخ به اغتشاش بیرونی زنان مبتلابه مولتیپل اسکلروزیس و سالم بود.

روش بررسی

روش تحقیق مطالعه حاضر نیمه آزمایشگاهی، مدل مقایسه‌ای و ازنظر نوع کاربردی بنیادی بود.جامعه هدف بیماران زن مبتلابه مولتیپل اسکلروزیس ساکن مشهد (حدود ۲۰۰ نفر) بوده که مقیاس ناتوانی آن ها بین ۱ تا ۴ و عضو انجمن ام اس مشهد بودند. ۱۰ زن مبتلابه MS با میانگین و انحراف استاندارد (سن ۵/۶۲±۲۵/۴۵سال، وزن۸/۵۴±۶۸/۳۰کیلوگرم، قد ۶/۱۲± ۱۶۱/۶ متر)، با نمره EDSS (میزان ناتوانی گسترده) برای افراد مبتلابه MS بین ۱ و ۴ و ۱۰ زن سالم با میانگین و انحراف استاندارد (سن ۴/۳۲±۲۳/۲۱سال ، وزن ۶/۵۴±۶۲/۳۰ کیلوگرم، قد ۴/۳۴±۱۵۹/۲ متر) به‌عنوان گروه کنترل به عنوان آزمودنی در این تحقیق شرکت کردند. برای اندازه‌گیری داده‌های کینتیکی از ۲ عدد صفحه نیروی Kistler (شرکت Kistler کشور سوئیس)(۵۰۰×۶۰۰ میلی‌متر مدل ۹۶۰SA) استفاده شد.

آزمودنی‌ها با شیوه انجام آزمون‌های شروع راه رفتن آشنا شدند و فرم رضایت آگاهانه شرکت در آزمون را پر کردند. مشخصات پزشکی و اطلاعات فردی هر نفر ثبت شد و قد و وزن آزمودنی‌ها با دستگاه دیجیتالی سنجش شد. پس از اعلام آمادگی آزمودنی و تشخیص آزمونگر، از آزمودنی‌ها خواسته شد روی اولین صفحه نیرو در موضع دوپا ایستاده و پاهای خود را در فاصله‌ای راحت قرار دهند. شرکت‌کنندگان بایستی وضعیت خود را بدون حرکت حین موضع راست‌قامت اولیه حفظ کرده و حرکت شروع راه رفتن را با پای انتخابی و سرعت انتخابی خود پس از شنیدن صدای بوق (دستگاه سیگنالینگ شنوایی با سیستم آنالیز حرکت هماهنگ بود) انجام دهند. زمان سپری‌شده از ارائه سیگنال تا دومین جدا شدن پنجه اولین پا از صفحه نیروی دوم برای هر آزمون ثبت شد. از بین آزمون‌های گرفته‌شده، ۵ آزمودن شروع راه رفتن برای هر نفر انتخاب شد.

با توجه به داده‌های مکانی و زمانی مرکز فشار که از طریق صفحات نیرو حاصل شد، مقدار اوج مرکز فشار، جابجایی و سرعت خطی مرکز فشار در هر سطح با توجه به قوانین نیوتن محاسبه شد. زمان

شروع راه رفتن به دو مرحله ۱) از ارائه سیگنال شنیداری تا بلند شدن پاشنه پای نوسان از روی صفحه نیروی اول به‌عنوان مرحله فیدفوروارد ۲) از بلند شدن پاشنه پای نوسان تا جدا شدن پنجه پای اتکا از روی اولین صفحه نیرو به عنوان مرحله فیدبک تقسیم شد. این دو مرحله فقط روی صفحه نیروی اول اتفاق می‌افتد.

برای هموارسازی و حذف نوبز احتمالی، تمامی داده های کینتیکی با فیلتر باترورث مرتبه ۴ در محیط متلب فیلتر و نرمال شدند(۱۳،۱۰). تحلیل آماری داده‌ها، در نرم افزار SPSS22 انجام شد.از شاخص میانگین و انحراف استاندارد،آزمون کلموگروف اسمیرنوف برای آزمون نرمال بودن توزیع داده‌ها و آزمون تی مستقل برای مقایسه بین گروه‌ها در سطح معنی‌داری۰/۰۵ بکار برده شد.

یافته ها

همان‌طور که از نتایج جدول ۱ ملاحظه می‌گردد، چون مقادیر ارزش f در آزمون همگنی واریانس‌ها معادل ۰/۵۲۹ و سطح معنی‌داری آزمون لون معادل ۰/۴۷۱ و بیشتر از ۰/۰۵ بود با فرض برابری واریانس‌ها به بررسی سطوح معنی‌داری می‌پرداختیم بین وضعیت ماکزیمم COPx مرحله فیدفوروارد در شروع راه رفتن زنان جوان مبتلابه MS و سالم در پاسخ به اغتشاش بیرونی تفاوت معنادار وجود دارد. همچنین متغیر ماکزیمم COPy، اختلاف COMx_COPx، اختلاف COMy_COPy مرحله فیدفوروارد، در شروع راه رفتن در پاسخ به اغتشاش بیرونی تفاوت معناداری در سطح ۰/۰۵ وجود داشت.

از دیگر یافته های پژوهش تفاوت متغیرهای مرکز فشار در مرحله فیدبک شروع راه رفتن بیماران ام اس افرا سالم بود که با توجه به داده های جدول ۲ سرعت COMx_COPx ، اختلاف COMy_COPy و سرعت COMy_COPy در این مرحله تفاوت معناداری دیده شد.

جدول ۱: میانگین و انحراف استاندارد و نتایج آزمون تی مستقل بر متغیرهای وابسته در مرحله فیدفوروارد، در شروع راه رفتن زنان جوان مبتلابه MS و سالم در پاسخ به اغتشاش بیرونی

متغیر	گروه‌ها	آماره‌های توصیفی میانگین و انحراف معیار	سطح معنی‌داری
زمان واکنش(ثانیه)	بیمار MS	۰/ ۵۶۹ ±۰/۰۷۸	۰/۲۵۷
	فرد سالم	۰/ ۵۳۶ ±۰/۱۰۱	
ماکزیمم COPx (میلیمتر)	بیمار MS	۴۲/۹۹ ±۱۴۸/۷۹	۰/۰۰۱*
	فرد سالم	۲۷۰۷/۶ ±۲۷۶۸	
ماکزیمم COPy (میلیمتر)	بیمار MS	۳۵۴/۹۴ ±۱۰۶/۰۱	۰/۰۰۰۱*
	فرد سالم	۲۸۱۰/۸ ±۲۵۱۳/۷	
جابجایی COPx (میلیمتر)	بیمار MS	-۰/۲۴۸ ±۰/۰۵۸	۰/۰۵۸
	فرد سالم	-۰/۲۸۲ ±۰/۰۵۶	
سرعت COPx (میلیمتربر ثانیه)	بیمار MS	-۴۹۶/۲ ±۱۱۷/۶	۰/۰۷۵
	فرد سالم	-۵۶۰/۷ ±۱۱۰/۷	
جابجایی COPy (میلیمتر)	بیمار MS	-۰/۲۱۷ ±۰/۰۲۸۸	۰/۱۸
	فرد سالم	-۰/۲۳۴ ±۰/۰۴۶	
سرعت COPy (میلیمتربر ثانیه)	بیمار MS	۵۷/۶ ±۵۷/۶	۰/۱۹۸
	فرد سالم	۹۲/۹ ±۹۲/۹۶	
اختلاف COMx_COPx (میلیمتر)	بیمار MS	-۰/۰۰۲ ±۰/۰۰۰۸۲	۰/۰۴۷*
	فرد سالم	-۰/۰۰۳ ±۰/۰۰۰۹۲	
سرعت COMx_COPx (میلیمتربر ثانیه)	بیمار MS	-۰/۰۰۲ ±۰/۰۰۴۱	۰/۳۸۵
	فرد سالم	-۰/۰۶۷ ±۰/۳۲۱	
اختلاف COMy_COPy (میلیمتر)	بیمار MS	-۰/۰۰۲ ±۰/۰۰۰۵	۰/۰۰۳*
	فرد سالم	-۰/۰۰۱ ±۰/۰۰۱۹	
سرعت COMy_COPy (میلیمتربر ثانیه)	بیمار MS	-۰/۰۰۱ ±۰/۰۰۲۷	۰/۳۷۳
	فرد سالم	-۰/۲۰۹ ±۱/۰۰۶	

جدول ۲: میانگین و انحراف استاندارد و نتایج آزمون تی مستقل بر متغیرهای وابسته در مرحله فیدبک، در شروع راه رفتن زنان جوان مبتلابه MS و سالم در پاسخ به اغتشاش بیرونی

متغیر	گروه‌ها	آماره‌های توصیفی میانگین و انحراف معیار	سطح معنی‌داری
ماکزیمم COPx (میلیمتر)	بیمار MS	۶۳۶۳ ± ۲۶۱۹	۰/۴۴۳
	فرد سالم	۵۷۰۴ ± ۲۸۳۷	
ماکزیمم COPy (میلیمتر)	بیمار MS	۹۹۰۵ ± ۵۱۸۹	۰/۰۵۶
	فرد سالم	۶۹۳۷ ± ۴۵۶۹	
جابجایی COPx (میلیمتر)	بیمار MS	-۰/۰۴۵ ±۰/۰۵۳	۰/۳۴
	فرد سالم	۰/۰۰۳ ±۰/۲۱۵	
سرعت COPx (میلیمتربر ثانیه)	بیمار MS	-۹۰/۱ ±۱۰۷/۵	۰/۳۳۹
	فرد سالم	۷/۹۶ ±۴۳۰/۴	
جابجایی COPy (میلیمتر)	بیمار MS	-۰/۰۹۷ ±۰/۰۴۴	۰/۳۲۳
	فرد سالم	-۰/۰۷۱ ±۰/۱۱۴	
سرعت COPy (میلیمتربر ثانیه)	بیمار MS	-۱۹۵/۱ ±۸۸/۴۸	۰/۳۳۵
	فرد سالم	-۱۴۴/۱ ±۲۲۹/۵۸	
اختلاف COMx_COPx (میلیمتر)	بیمار MS	-۰/۰۰۴ ±۰/۰۰۱	۰/۱۰۹
	فرد سالم	-۰/۰۰۵ ±۰/۰۰۱	
سرعت COMx_COPx (میلیمتربر ثانیه)	بیمار MS	۰/۰۰۳ ±۰/۰۰۱	۰/۰۳۷*
	فرد سالم	۰/۰۰۴ ±۰/۰۰۲	
اختلاف COMy_COPy (میلیمتر)	بیمار MS	۰/۰۰۱ ±۰/۰۰۱	۰/۰۰۱*
	فرد سالم	۰/۰۰۰ ±۰/۰۰۲	
سرعت COMy_COPy (میلیمتربر ثانیه)	بیمار MS	۰/۰۰۰۹ ±۰/۰۰۱	۰/۰۱۵*
	فرد سالم	-۰/۰۰۲ ±۰/۰۰۱	

بحث

هدف این مطالعه مقایسه تغییرات مرکز فشار شامل تغییرات COP ، اختلاف COP_COM و سرعت این اختلاف در مرحله فیدفوروارد و فیدبک، زمان واکنش در شروع راه رفتن در پاسخ به اغتشاش بیرونی در افراد سالم و زنان جوان مبتلابه MS بود. با توجه به هدف کلی تحقیق، پس از تحلیل آماری متغیر ماکزیمم COPx ، ماکزیمم COPy ، اختلاف COMx_COPx ، اختلاف COMy_COPy درمرحله فیدفوروارد، سرعت COMx_COPx ، اختلاف COMy_COPy ، سرعت COMy_COPy مرحله فیدبک در شروع راه رفتن در پاسخ به اغتشاش بیرونی تفاوت معناداری در سطح ۰/۰۵ مشاهده شد. در این مطالعه محور x در راستای آنتریو پوستریور و محورy در راستای مدیالترال بود؛ که یافته‌های این پژوهش با نتایج رمیلس و همکاران (۲۰۰۸)، گالی و همکاران (۲۰۱۵) موافق و با نتایج نگورا (۲۰۱۳) مغایر بود.دلیل این تفاوت در نتایج با سایر مطالعات

تقسیم کردن مدت زمان شروع راه رفتن به دو دوره فیدفوروارد و فیدبک بود که هر کدام به طور مجزا مورد ارزیابی قرار گرفتند(۸، ۱، ۱۰).

در این فرضیه تغییرات مرکز فشار و اختلاف آن با مرکز جرم در شروع راه رفتن در مرحله فیدفوروارد (قبل از جدا شدن پاشنه پای نوسان) و فیدبک (بعد از جدا شدن پاشنه پای نوسان تا جدا شدن پنجه پای اتکا) ارزیابی گردید. مرحله فید فوروارد که شامل مرحله پوسچرال است از زمان شنیدن سیگنال شنوایی تا جدا شدن پاشنه پای نوسان بود که این بخش به‌عنوان زمان واکنش نیز در نظر گرفته شد که باوجود بیشتر بودن زمان واکنش بیماران MS این تفاوت ازلحاظ آماری معنادار نبود. بیشینه پیشرفت روبه‌جلو مرکز فشار و همچنین به سمت طرفین در بیماران MS به‌طور معنی‌داری در سطح ۰/۰۰۱ کمتر بود.

پوسچرال شروع راه رفتن به‌طورمعمول به‌عنوان یک سازگاری پوسچرال پیش‌بینانه (APA) (Anticipatory Postural Adjustment) شناخته می‌شود و قبل از مرحله حرکت سگمنتال رخ می دهد(۶)، که از تغییرات گام اول پشتیبانی می‌کند(۱۵). علاوه بر این، کاهش قدرت می تواند نقش عمده ای در کاهش سرعت حرکات و کند کردن جابجایی COP داشته باشد؛ و مرحله عملکردی (LOC) (Locomotor phase) به‌طور عمده به جهت x متمایل شده و درنتیجه احتمالاً تغییرات معنی‌داری در مؤلفه قدامی–خلفی ایجاد می‌شود(۸،۱۱).

رمیلس و همکاران در سال ۲۰۰۸ تأکید کردند که گروه MS هماهنگی متفاوتی را در بین اجزای مدیولترال و آنتریوپوستریور مرکز فشار هم‌زمان با افزایش حاشیه‌های زمانی پایداری جانبی و قدامی در مقایسه با افراد سالم دارند. آن ها اذعان کردند که به‌طورکلی در طول شروع راه رفتن با سرعت ترجیحی بیماران MS یک استراتژی عملکردی را نشان دادند که سرعت پایین‌تری را تولید می‌کند و حاشیه مرزهای پایداری را قبل از راه رفتن کاهش می‌دهد(۱۴).

الگوهای مسیر COM در مقابل COP، اطلاعاتی در مورد زمان و چگونگی آغاز راه رفتن و چگونگی کنترل تعادل بدن طی این دوره، ارائه می‌دهد(۱۵). اولین مشخصه قابل‌ذکر این است که COM بدن در یک حالت تعادل پویا قرار دارد و به‌وسیله COP خالص نمایش داده می‌شود و در ابتدا در عقب و سپس در جلوی COP حرکت می‌کند (۱۷).دومین مشخصه این است که COM بین بردارهای میانی پا، آشکارا باقی می‌ماند. در دوره مقدماتی، کار اصلی انتقال وزن بدن به سمت حالت پا و ایجاد آمادگی برای مرحله برخاست است. از زمان آغاز سیگنال شروع COP به‌سوی عقب و در جهت نوسان پا حرکت می‌کند که COM را به سمت عقب و به‌طور متوسط در جهت حالت پا تسریع می‌بخشد(۱۸). حرکت به سمت عقب COP، از کاهش لحظه‌ای عضله تا کننده مچ پا ناشی می‌شود(۱۹). حرکت جانبی به سمت نوسان پا به دلیل یک بارگیری لحظه‌ای نوسان اندام و تخلیه وضعیت اندام‌است. سپس COP به سمت موضع پا حرکت می‌کند و به تسریع بخشیدن COM ادامه می‌دهد و شروع به‌شتاب بخشیدن آن دو از موضع پا می‌کند. انتقال ناگهانی COP به موضع اندام اتکا، با توجه به تخلیه سریع اندام نوسان و بارگیری اندام نوسان نتیجه می‌شود(۸، ۶، ۲۰).

ماسوت و همکارانش در سال ۲۰۱۹ در یک مطالعه سیستماتیک عنوان کردند که جابجایی COP در محور قدامی در بیماران ام اس کمتر است و ارزیابی APA در مراحل اولیه MS می تواند یک اقدام جالب برای توصیف تعادل ، کنترل پویا و خطر سقوط برای چنین بیمارانی باشد (۲۱).

هرچند مطالعه وضعیت ایستا برای تجزیه و تحلیل مشکلات تعادلی حائز اهمیت است، اما وضعیت چالش‌برانگیزتری مانند شروع راه رفتن (GI) ممکن است بینش عمیق‌تری در مورد مکانیسم‌های زیربنایی کنترل پوسچرال پویا ارائه دهد(۱۷). در طی چنین تغییری، برای حرکت مرکز جرم بدن (COM) از حالت پایدار، جایی که COM و COP هم‌ترازند، تلاش عضلانی کنترل‌شده لازم است، به‌این‌ترتیب حالت ناپایداری ذاتی ایجاد می‌شود و ثبات تحت تأثیر بیشتری قرار می‌گیرد(۲۲).

مانند زمان واکنش ساده و کنترل پاسچرال موثر است. در نتیجه، با توجه به کاهش بیشینه مرکز فشار در هر دو جهت و اختلاف بین مرکز فشار و جرم در مرحله فیدفوروارد این امکان وجود دارد که ارتباط بین شروع راه رفتن و سقوط ناشی از کاهش زمان واکنش، کاهش کنترل پوسچرال و یا هر دو باشد. از طرف دیگر افزایش اختلاف مرکز فشار و جرم در مرحله فیدبک نشان دهنده کنترل مداوم مرکز جرم بدن در داخل مرز پایداری ست و نیازمند انجام تمرینات تعادلی در اندام تحتانی بیماران MS است.

نتیجه‌گیری

اغتشاش و تکالیف علامت دار شروع راه رفتن به طور ذاتی بر عوامل خطرزای مختلف سقوط

منابع

1-L. A. C. Nogueira, L. T. Dos Santos, P. G. Sabino, R. M. P. Alvarenga, and L. C. Santos Thuler, “Factors for lower walking speed in persons with multiple sclerosis.,” *Mult. Scler. Int.*. 2013: 1472-1478.

2-P. Barros and M. J. Sá, “Multiple Sclerosis Management of Motor Symptoms in Multiple Sclerosis,” 2013; 24–29.

3-C. Fjeldstad, G. Pardo, D. Bemben, and M. Bemben, “Decreased postural balance in multiple sclerosis patients with low disability Decreased postural balance in multiple sclerosis patients with low disability,” *Int. J. Rehabil. Res.* 2011 ; 34(1): 53–58.

4-S. Coote, N. Hogan, and S. Franklin, “Falls in people with multiple sclerosis who use a walking aid: Prevalence, factors, and effect of strength and balance interventions,” *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 2013; 94(4): 616–621.

5-S. L. Kasser, J. V Jacobs, J. T. Foley, B. J. Cardinal, and G. F. Maddalozzo, “A Prospective Evaluation of Balance , Gait , and Strength to Predict Falling in Women With Multiple Sclerosis,” *YAPMR*. 2011;92(11): 1840–1846,.

6-V. Cimolin, N. Cau, M. Galli, C. Santovito, G. Grugni, and P. Capodaglio, “Gait initiation and termination strategies in patients with Prader-Willi syndrome,” 2017: 1–8.

7-K. L. Roeing, D. A. Wajda, R. W. Motl, and J. J. Sosnoff, “Gait & Posture Gait termination in individuals with multiple sclerosis,” *Gait Posture*, 2015.

8-D. A. Wajda, Y. Moon, R. W. Motl, and J. J. Sosnoff, “Preliminary investigation of gait initiation and falls in multiple sclerosis,” *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 2015;96(6): 1098–1102.

9-A. Kalron, “Gait variability across the disability spectrum in people with multiple sclerosis,” *J. Neurol. Sci.* 2016;361:1–6.

10-J. G. Remelius, J. Hamill, J. Kent-Braun, and R. E. Van Emmerik, “Gait initiation in multiple sclerosis,” *Motor Control*. 2008;12(2): 93–108.

11-S. R. Wurdeman, J. M. Huisinga, M. Filipi, and N. Stergiou, “Multiple sclerosis alters the mechanical work performed on the body’s center of mass during gait,” *J. Appl. Biomech.* 2013;29(4): 435–442.

12-M. Galli, G. Coghe, P. Sanna, E. Cocco, M. Giovanna, and M. Pau, “Relationship between gait initiation and disability in individuals affected by multiple sclerosis,” *Mult. Scler. Relat. Disord.*, 2015; 4(6): 594–597.

13-D. A. Winter and L. Gilchrist, “Papers Trajectory of the body COG and COP during initiation and termination of gait,” *Gait Posture*.1993: 9–22.

14-J. G. Remelius, J. Hamill, J. Kent-braun, and R. E. A. Van Emmerik, “Gait Initiation in Multiple Sclerosis,” 2008: 93–99.

15-T. Caderby, E. Yiou, N. Peyrot, B. Bonazzi, and G. Dalleau, "Detection of swing heel-off event in gait initiation using force-plate data," *Gait Posture*. 2013;37(3): 463–466.
16-S. Cameron, S. Urry, J. E. Smeathers, and D. Battistutta, "Technical note A comparison of gait initiation and termination methods for obtaining plantar foot pressures," 1999; 10: 255–263.
17-R. Khanmohammadi, S. Talebian, M. R. Hadian, G. Olyaei, and H. Bagheri, "Preparatory postural adjustments during gait initiation in healthy younger and older adults: Neurophysiological and biomechanical aspects," *Brain Res.* 2015;1629.
18-T. Caderby, E. Yiou, N. Peyrot, M. Begon, and G. Dalleau, "Influence of gait speed on the control of mediolateral dynamic stability during gait initiation," *J. Biomech.*2014; 47(2): 417–423.
19-B. C. Muir, S. Rietdyk, and J. M. Haddad, "Gait initiation: The first four steps in adults aged 20-25 years, 65-79 years, and 80-91 years," *Gait Posture*. 2014;39(1): 490–494.
20-J. M. Huisinga, K. K. Schmid, M. L. Filipi, and N. Stergiou, "Persons With Multiple Sclerosis Show Altered Joint Kinetics During Walking After Participating in Elliptical Exercise %U http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21975419," *J. Appl. Biomech.*, 2011;26(2):207-212.
21-C. Massot, E. Simoneau-buessinger, O. Agnani, C. Donze, and S. Leteneur, "Gait & Posture Anticipatory postural adjustment during gait initiation in multiple sclerosis patients : A systematic review," *Gait Posture*, 2019;73 : 180–188.
22-C. L. Martin *et al.*, "Gait and balance impairment in early multiple sclerosis in the absence of clinical disability," 2006; October :620–625.

Comparison of Changes in Center of Pressure and Reaction Time during Gait Initiation in Response to External Disturbances in Healthy Women and Women with Multiple Sclerosis

Tayebeh Soleimani[1*], Heydar Sadeghi[2], Saeed Ilbeigi[3], Farhad TabatabaiGhomsheh[4]

1-Assistant Professor of Physical Education and Sports Science.
2-Full Professor of Sport Biomechanics.
3-Associate Professor of Sport Biomechanics.
4-Associate Professor of Biomechanics Pediatric.

1-Department of Physical Education and Sports Sciences, Islamic Azad University of Gonabad, Gonabad, Iran.
2-Department of Biomechanics and Sport Injureies,Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran.
3-Department of Sports Biomechanics, Faculty of Sports Sciences, University of Birjand,
4-Pediatric Neurology Rehabilitation Research Center, University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences, Tehran, Iran.

**Corresponding author:*
Tayebeh Soleimani; Department of Physical Education and Sports Sciences, Islamic Azad University of Gonabad, Gonabad, Iran.
Tel: +989151309203
Email: ti_soleimani@yahoo.com

Abstract

Background and Objection: Multiple sclerosis is an inflammatory disease of the immune system that affects the central nervous system and can lead to changes in walking and often postural imbalances. As a consequence changes in walking are the main problem of MS patients, which limits their daily activities and increases the risk of falling injuries. The aim of this study was to compare the changes in the center of pressure, reaction time and difference center of pressure with center of mass in gait initiation of 20 to 40 yr old women with MS in response to external disturbances.

Subjects and Mehtods: Ten MS patients and 10 healthy subjects participated in this study and the gait initiation protocol: go from standing to steady-state walking on two force plates, and their central pressure and the reaction time were measured using two force plate.

Results: MS patients had the maximum distance between the center of pressure AP (antrioposterior), more changes in the COP-COM (center of presser-center of mass) different in AP and ML (anterioposterior and mediolatral) direction in feed-forward phase, and more changes in COP-COM difference in feed-back phase at the gait initiation.

Conclusion: According to these findings, it seems that the decrease in the center of pressure in both directions and the COP-COM difference in the feed-forward phase in MS patients can be a reason for the relationship between the gait initiation and falling due to reduced reaction time, decreased postural control or both. On the other hand, the increase in the difference between COP-COM in the feedback phase can be considered as a reason for continuous control of the body center of mass within the stability boundary, which emphasizes the need for balance training in lower limbs of MS patients.

Keywords: Multiple sclerosis, Gait initiation, COP-COM difference, EDSS.

►*Please cite this paper as:*
Soleimani T, Sadeghi H, Ilbeigi S, TabatabaiGhomsheh F. Comparison of Changes in Center of Pressure and Reaction Time during Gait Initiation in Response to External Disturbances in Healthy Women and Women with Multiple Sclerosis. Jundishapur Sci Med J 2020; 19(3):337-346

Received: July 25, 2020 **Revised: June 20, 2020** **Accepted: July 19, 2020**