بررسی تأثیر تحریک سیستم لامسه‌ای مچ پا به‌وسیله کینزیوتیپ در بهبود الگوی راه رفتن در زنان مبتلا به مولتیپل اسکلروزیس (مطالعه نیمه تجربی)

شیوا کرمی[1]، نادر فرهپور[2]، بنفشه محمدی[3]، مهردخت مزده[4]

تاریخ دریافت ۱۳۹۹/۰۳/۰۵ تاریخ پذیرش ۱۳۹۹/۰۶/۲۹

چکیده

پیش‌زمینه و هدف: به دلیل شیوع بالای مولتیپل اسکلروزیس و با توجه به بار مالی سنگین درمان دارویی، عوارض جانبی دارو و عدم درمان قطعی بیماری با داروهای موجود، درمان‌های غیردارویی برای کنترل آن پیشنهاد می‌شود. هدف از این مطالعه ارزیابی تأثیر تحریک پوست مچ پا با کینزیوتیپ بر ویژگی‌های کینماتیکی راه رفتن در زنان مبتلا به مولتیپل‌اسکلروزیس بود.

مواد و روش کار: نمونه‌ی آماری این تحقیق شامل ۱۰ نفر زن مبتلا به مالتیپل اسکلروزیس (EDSS=۵-۶/۵، سن ۲۰– ۳۵ ساله، قد ۱۲± ۱۶۱/۶۳ سانتیمتر؛ جرم ۷ ± ۶۵/۲۷ کیلوگرم؛ BMI: ۵۹/ ±۲۴/۹۸ کیلوگرم بر مترمربع) به‌عنوان گروه تجربی و ۱۰ نفر آزمودنی سالم همتاسازی شده به‌عنوان گروه کنترل می‌باشد. ویژگی‌های آنتروپومتریکی اندازه‌گیری و کینماتیک سه‌بعدی مفاصل اندام تحتانی به‌وسیله سیستم تحلیل حرکت طی ایستادن و راه رفتن با و بدون کینزیوتیپ بر روی مچ پا ثبت شد. برای تجزیه‌وتحلیل داده‌ها از تست‌های آماری (Repeated Measure) و (Manova) و نرم‌افزارSPSS با سطح معناداری (P<۰/۰۵) استفاده گردید.

یافته‌ها: نتایج حاصل از تحقیق نشان داد که بیماری مولتیپل‌اسکلروزیس بر الگوی راه رفتن و ویژگی‌های کینماتیکی افراد تأثیر گذاشته و باعث اختلال در راه رفتن می‌شود. استفاده از کینزیوتیپ باعث شد میزان زمان گام به‌طور معناداری کاهش یابد (P=۰/۰۰۴).

بحث و نتیجه‌گیری: کینزیوتیپ، با افزایش دروندادهای حسی از طریق کشش پوست، باعث کاهش زمان قدم یعنی افزایش در سرعت قدم برداشتن شد یا به تعبیر دیگر افزایش سرعت گام برداری شد که نشان‌دهنده‌ی آگاهی بیشتر این بیماران از وضعیت پا و اطمینان بیشتر برای افزایش سرعت گام می‌باشد.

کلیدواژه‌ها: مولتیپل‌اسکلروزیس، کینزیوتیپ، کینماتیک، راه رفتن

مجله مطالعات علوم پزشکی، دوره سی و یکم، شماره هشتم، ص ۶۰۶-۵۹۷، آبان ۱۳۹۹

آدرس مکاتبه: همدان، دانشگاه بوعلی سینا، دانشکده علوم ورزشی، تلفن: ۰۸۱۳۸۳۸۱۴۲۳

Email: naderfarahpour1@gmail.com

مقدمه

مولتیپل اسکلروزیس [1]یکی از شایع‌ترین بیماری‌های سیستم اعصاب مرکزی (CNS) است(۱) . یک بیماری خود ایمنی، مزمن و دمیلینه کننده نورون‌ها در مغز و نخاع که سیستم‌های حسی و حرکتی را تحت تأثیر قرار می‌دهد(۲) . این بیماری ۲ تا ۴ برابر در زنان شایع‌تر از مردان است (۳). معمولاً علائم بیماری در سنین ۴۵-۱۵ سالگی ظاهر می‌شود، اما میانگین سن ابتلا ۳۰ سال است (۴).

برای این بیماری چهار الگوی عودکننده - فروکش‌کننده[2]، پیش‌رونده اولیه[3]، پیش‌رونده ثانویه[4] و نوع پیش‌رونده- عودکننده[5] وجود دارد(۵). در این بیماری به دلیل شیوع بالای اختلال در الگوی

[1] کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا همدان، همدان، ایران

[2] استاد بیومکانیک ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا همدان، همدان، ایران (نویسنده مسئول)

[3] استادیار بیومکانیک ورزشی، دانشگاه شهرکرد، شهرکرد، ایران

[4] استاد بیماری‌های مغز و اعصاب، دانشگاه علوم پزشکی همدان، همدان، ایران

[1] Multiple Sclerosis
[2] Relapsing–Remitting (RR)
[3] Primary-Progressive
[4] Secondary-Progressive (SP)
[5] Progressive-Relapsing (PR)

راه رفتن بیماران، از مقیاس تشریح وضعیت ناتوانی در راه رفتن Expanded disability status scale با دامنه‌ی مقیاس ۰ تا ۱۰ و فواصل ۵/. نقطه‌ای جهت تقسیم‌بندی استفاده می‌گردد(۶،۵).

به نظر می‌رسد از بین مشکلات جسمی، محدودیت حرکتی و تعادل بیش از سایر علائم بیماری دلیل مراجعه‌ی فرد به کلینیک‌های توان‌بخشی باشد (۷). درجه‌ی اختلال در الگوی راه رفتن بستگی به‌شدت و پیشرفت بیماری در سیستم‌های عصبی - عضلانی دارد (۸). مطالعات بسیاری درزمینه‌ی اختلالات تعادلی و الگوی راه رفتن بیماران مبتلا به MS صورت گرفته است(۹) (۴). نتایج حاصل از این مطالعات، دامنه اختلال در الگوی راه رفتن این بیماران ازجمله: کاهش طول گام(۱۰) ، کاهش طول یک سیکل گام برداری(استراید) (۱۱)، کاهش دامنه حرکتی، کاهش تعداد قدم در دقیقه یا کادنس(۱۲) و تغییرپذیری زیاد در اکثر پارامترهای الگوی راه رفتن در مقایسه با افراد سالم را گزارش نموده‌اند. این ناهنجاری‌ها باعث کاهش سرعت راه رفتن(۱۳) ، کاهش استقامت راه رفتن (۱۴)افزایش هزینه‌ی متابولیکی راه رفتن بیماران می‌شود(۱۵) .

حتی بیمارانی که در مراحل اولیه‌ی بیماری قرار دارند و هیچ علائم ناتوانی در آن‌ها مشاهده نمی‌شود، تغییرات واضحی در کینماتیک راه رفتنشان به وجود می‌آید (۱۶) به‌طوری‌که Benedetti و همکاران یک مطالعه‌ی سه‌بعدی بر روی الگوی راه رفتن هفت بیمار مبتلا به MS با حداقل اختلال ($EDSS \geq 2$)انجام دادند که نتایج آن‌ها کاهش در سرعت راه رفتن، طول گام، تعداد گام در دقیقه و نامتقارنی در دوره‌های ایستادن روی پای راست و چپ را نشان داد(۱۷) .

شواهد نشان داده است که اختلالات تعادلی در ایستادن و راه رفتن در بیماران مبتلا به MS ، به‌احتمال‌زیاد، بیشتر درنتیجه‌ی اختلالات حسی؛ خصوصاً حس عمقی و یا آسیب‌هایی در پردازش مرکزی است(۱۸). با توجه به بار مالی سنگین، عوارض جانبی و عدم درمان قطعی این بیماری به‌وسیله داروها، درمان‌های غیر دارویی برای کنترل علائم ام.اس پیشنهاد می‌شود.

فرض بر این است که اختلالات تعادلی ایجادشده به دلیل آسیب در حس عمقی، با روش‌های افزایش درونداد‌های حسی مانند فن‌های تسهیل حسی با استفاده از درونداد‌های مکمل لامسه‌ای و وسایل حمایتی‌ای که درونداد‌های اضافی برای حس عمقی ایجاد می‌کنند را می‌توان بهبود بخشید.

درونداد لامسه‌ای ایجاد شده به‌وسیله‌ی تماس نرم نوک انگشتان بر یک میله‌ی فلزی (۱۹، ۲۰)، یا استفاده از مالش روی پوست ساق پا برای کاهش دادن نوسان وضعیتی ایستاده در افراد سالم و یا کسانی که در انتهاهای تحتانی، آسیب‌دیدگی حسی دارند مورد استفاده قرار می‌گیرد(۲۱). همچنین می‌توان به‌وسیله‌ی افزایش فشار بر روی مچ پا، میزان بازخورد از گیرنده‌های پوستی در پا و مچ پا را افزایش داد، که باعث بهبود حس وضعیتی مفصل و تعادل می‌شود.

مکانیسم حس عمقی و درونداد لامسه‌ای مکمل می‌تواند تحت تأثیر بانداژ لاستیکی، بریس مچ پا، کفش‌های درمانی، یا اصلاحاتی که در کفش صورت می‌گیرد مانند کفش‌های دارای گردنه‌ی پاشنه‌ای بلند، قرارگرفته و منجر به بهبود تعادل و کاهش خطر زمین خوردن و افزایش کنترل وضعیتی شود(۲۲). پاپوش‌های حمایتی نیز، که قبلاً تصور می‌شد با ایجاد حمایت اضافی، تعادل را بهبود می‌بخشند، احتمالاً با افزایش درونداد حسی در بهبود تعادل مشارکت می‌کنند. به‌عنوان‌مثال، در زنان سالمند، پوشیدن چکمه‌هایی که دارای بندهایی تا بالای مچ پا هستند، نسبت به سایر کفش‌ها، با تعادل بهتری همراه است (۲۳).

ارتزهای پا، هم تأثیرات مثبت و هم تأثیرات منفی بر درونداد‌های لامسه‌ای کف پا دارند. کفی‌های نرم می‌توانند فشار را در کف پا پخش کنند، که تأثیری مثبت برای کاهش درد دارند. اما ممکن است منجر به از بین رفتن ردیابی تغییرات فشار، در کف پا شوند که تأثیری منفی بر تعادل دارد. برعکس، کفی‌های سفت ممکن است تعادل را بهبود ببخشند (۲۴). همچنین در بزرگ‌سالان جوان و سالمندان، پوشیدن کفی‌هایی که دارای برآمدگی اضافی در حاشیه‌ی پیرامون پا هستند، استراتژی گام برداری در پاسخ به انحراف ناگهانی سطح اتکا را بهبود می‌بخشد (۲۲).

اخیراً برخی فن‌های جدید مانند، کفی‌های مغناطیسی و یا لرزش ناگهانی کفی، ارائه‌شده است که می‌توانند بازخوردهای لامسه‌ای و عمقی به‌دست‌آمده از پا و مچ پا را بهبود ببخشد(۲۵) . به کار بردن نویزهای مکانیکی برای کف پاها، به‌وسیله‌ی کفی‌های لرزشی، می‌تواند درک تغییرات توزیع فشار در کف پاها را بهبود ببخشد. درک سریع‌تر تغییرات، منجر به عکس‌العمل سریع‌تر نسبت به یک تغییر در وضعیت ایستاده و کنترل بهتر در تعادل می‌شود(۲۶).

تیپینگ با کینزیوتیپ[6] یک فن جدید در برنامه‌های درمانی و بالینی برای اختلالات اسکلتی عضلانی است که توسط Kenso Kaseژاپنی در سال ۱۹۷۰ ابداع گردید (۲۷)و به‌طور تدریجی در بین ورزشکاران و پزشکان رواج پیدا کرد .به دلیل استفاده اکثر ورزشکاران از کینزیوتیپ در بازی‌های المپیک ۲۰۰۸ ، این روش موردتوجه قرار گرفت (۲۸).

[6] kinesio tape

تیپینگ مچ پا در ورزشکارانی که از ناحیه مچ پا دچار آسیب‌دیدگی بودند نشان داد که در حالت عدم تحمل وزن بدن، حس عمقی در مچ پای این ورزشکاران بر اثر تیپینگ بهبود یافت و این افراد آگاهی بیشتری نسبت به وضعیت مچ پای خود در حالت‌های پلانتار فلکشن، دورسی فلکشن، اینورشن و اورشن پیدا کردند.(۲۹)

کینزیوتیپ نوار نازکی است که دارای خواص الاستیکی شبیه به پوست می‌باشد و با توجه خاصیت انعطاف‌پذیری که دارد، به مفصل اجازه می‌دهد که در دامنه حرکتی طبیعی خود حرکت کند. کینزیوتیپ به دلیل دارا بودن مواد چسبی باقابلیت آلرژیک کم، می‌تواند توسط پوست حتی در درمان‌های طولانی‌مدت به‌خوبی مورد تحمل قرار گیرد. این نواربندی به شیوه ساده و سریع برای ارائه‌ی حمایت خارجی، کنترل حرکت، تحریک گیرنده‌های عمقی و توزیع مجدد فشار است(۳۰، ۳۱) .

از ویژگی‌های این روش درمانی می‌توان به بهبود در عملکرد و تقویت عضلات، فعال شدن گردش خون از طریق بلند شدن پوست در مناطق دارای التهاب و درد، فراهم آوردن فضای بیشتر برای بهبود گردش خون و لنف، و تقویت عضلات غیرفعال کردن سیستم درد با تحریک گیرنده‌های پوستی، پیشگیری از آسیب، حمایت از مفاصل بدن، بهبود حس عمقی و بهبود تون عضلات اشاره کرد (۳۲، ۳۳). هدف از این مطالعه بررسی تأثیر تحریک پوست مچ پا توسط بانداژ با کینزیوتیپ (به‌منظور افزایش دروندادهای حس عمقی)، بر ویژگی‌های کینماتیکی راه رفتن در زنان مبتلا به مولتیپل‌اسکلروزیس بود.

مواد و روش کار

تحقیق حاضر ماهیت نیمه تجربی داشته و شامل پیش‌آزمون و پس‌آزمون در یک جلسه بود. تعداد ده نفر بیمار زن مبتلا به MS از نوع عودکننده-پس رونده دارای شرایط اختصاصی (شدت ناتوانی در دامنه (۶/۵ - ۵= EDSS)، دامنه سنی ۲۰ - ۳۵ سال، عدم وجود بی‌حسی کامل در ناحیه پوست یک یا دو پا، توانایی راه رفتن بدون عصا یا کمک در یک مسافت ۸ متری) با همکاری و هماهنگی با انجمن MS استان همدان، انتخاب شدند و تعداد ده نفر آزمودنی سالم همتاسازی شده ازنظر قد، سن و وزن، در این پژوهش به‌صورت در دسترس، به‌عنوان گروه کنترل در این آزمایش شرکت کردند. مشخصات آنتروپومتریکی آن‌ها در جدول (۱) آورده شده است. آزمودنی‌ها در صورت داشتن یکی از شرایط (بارداری، مبتلا بودن به اختلالات شناختی، اختلالات شدید در عملکرد بینایی، اختلالات شدید روانی و بیماری‌های پوستی، بروز علائم حساسیت به کینزیوتیپ، یا چسب مارکرها، سابقه جراحی، شکستگی، سوختگی، مشکلات عصبی-عضلانی، وجود آسیب در اندام تحتانی، بیماری اثرگذار بر تعادل و الگوی راه رفتن) از مطالعه حذف شدند درنهایت آزمودنی‌های منتخب بعد از امضای رضایت‌نامه شرکت در پژوهش با روش اجرای آزمون و ابزارهای اندازه‌گیری آشنا شدند و ویژگی‌های آنتروپومتریکی آزمودنی‌ها شامل: قد، وزن، عرض زانو، عرض مچ پا، طول ساق و طول پا اندازه‌گیری شد. بعد از تمیز و آماده کردن پوست آزمودنی مارکرگذاری انجام شد که در این مطالعه، از روش ماکرگذاری Plug-in-gait در اندام‌های تحتانی با ۱۶ نقطه مارکرگذاری (تاج خاصره‌ای قدامی-فوقانی و قدامی-خلفی، وسط ران، کندیل خارجی استخوان ران، وسط ساق، قوزک خارجی، پاشنه و انتهای دومین استخوان کف‌پایی فرد، در دو سمت چپ و راست) استفاده شد. سپس تصویر کامل از مارکرها در حالت ایستادن آناتومیکی گرفته شد و از آزمودنی خواسته شد که با پاهای برهنه در یک مسیر کالیبره شده، در مسیری به طول ۸ متر، با سرعت طبیعی و بدون استفاده از هر نوع وسیله یا شخص کمکی راه برود. در این حالت با استفاده از چهار دوربین Vicon سری T و با فرکانس HZ200 تصاویر مارکرها ثبت و با نرم‌افزار Nexus متغیرهای کینماتیکی محاسبه شد.

فاصله‌ی دوربین‌ها از آزمودنی، در وسط مسیر راه رفتن ۴/۵ متر بود. طول فضای گام برداری ۸ متر و فضای کالیبریشن به ابعاد ۲۰۰×۱۵۰×۳۰۰ سانتیمتر، در مرکز مسیر گام برداری تعریف شد. این تست سه بار تکرار شد.

جدول (۱): مشخصات آنتروپومتریکی آزمودنی‌ها

متغیر	بیمار	سالم
قد (سانتی‌متر)	۱۶۱/۶۳ ± ۱۲ /۱.	۱۶۱/۶۷ ±۱۵ /۱۰
جرم (کیلوگرم)	۶۵/۲۷ ± ۷/۱	۵۸/۷۵ ±۵ /۰۱
BMI[1](کیلوگرم بر مترمربع)	۲۴/۹۸± /۵۹	۲۲/۳۱± /۵۶

[1] body mass index

پس از پایان پیش‌آزمون، نوارهای کینزیوتیپ مطابق با شکل ۱ روی ساق و مچ پای بیماران در قسمت خلفی، جانب داخلی و خارجی، با کینزیوتیپ چسبانده و تصویربرداری مارکرها هنگام راه رفتن تکرار گردید. کینزیوتیپ‌های مورد استفاده، از مارک BB TAPو ساخت کشور کره با عرض ۲/۵ سانتیمتر بود که به طول% 30طول ساق پای فرد جدا و با میزان کشش ۳۰٪ طول اولیه از سطح کف‌پایی روی سطوح داخلی و خارجی و پشتی پا، مچ و ساق (روی تاندون آشیل (را پوشانید (۳۴). شرایط اجرای پیش‌آزمون و پس‌آزمون کاملاً یکسان بود. فاصله‌ی بین هر دو تست متوالی ۶۰ ثانیه و فاصله زمانی بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون، 30 دقیقه در نظر گرفته شد.

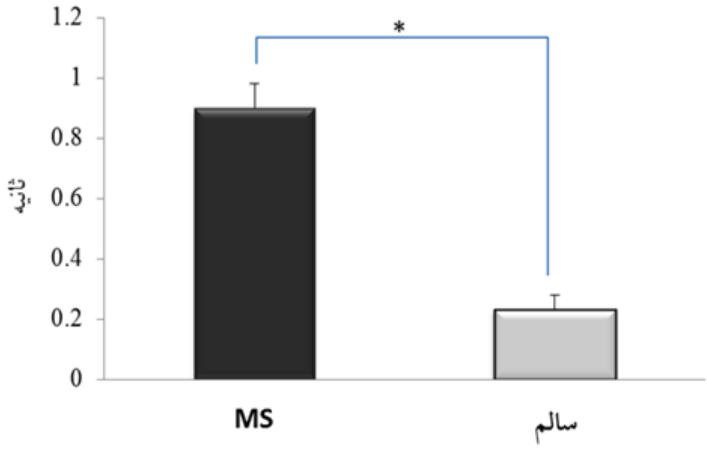
برای تجزیه‌وتحلیل داده‌ها از تست‌های آماری (Repeated Measure)و آنالیز واریانس چند متغیری (Manova) و نرم‌افزارهای SPSS نسخه‌ی ۱۸ استفاده شد .سطح معناداری برای تمامی تحلیل‌های اطلاعاتی ۰/۰۵ قرار داده شد.

شکل (۱): روش بانداژ مچ پاها به‌وسیله کینزیوتیپ

یافته‌ها

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که در متغیرهای فضایی زمانی در گروه سالم بین دو پای چپ و راست در هیچ یک از متغیرها به لحاظ آماری اختلاف معناداری وجود ندارد. همچنین مقادیر متغیرهای فضایی زمانی در دو پای راست و چپ در گروه MS نشان داد که اگر چه به‌طور کلی طول گام و سرعت گام و کادنس بیشتر و زمان گام کمتری برای پای راست نسبت به پای چپ به دست آمده اما از لحاظ آماری معنادار نبود (P> ۰/۰۵).

با مقایسه مقادیر متغیرهای فضایی زمانی در پای راست بین دو گروه، نتایج نشان داد که به‌طور معنی‌داری طول قدم و طول گام پای راست گروه MS کمتر از گروه سالم و زمان قدم و زمان گام در گروه MS بیشتر از گروه سالم است. همچنین یافته‌ها نشان داد که سرعت راه رفتن در گروه سالم حدود سه برابر گروه بیمار است. میزان کادنس نیز در گروه سالم به‌طور معنی‌داری بیشتر از گروه بیمار بود. اختلاف بین دو گروه در متغیرهای فضایی – زمانی پای چپ مشابه با اختلافات در پای راست (P< ۰/۰۵) و زمان حمایت دوگانه در گروه سالم به‌طور معنی‌داری کمتر از گروه بیمار بود (P=۰/۰۰۲) (نمودار ۱).



نمودار (۱): مدت زمان حمایت دوگانه در دو گروه سالم و بیماران MS

جدول (۲): مقایسه مقادیر متغیرهای فضایی زمانی در پای راست بین دو گروه

اندام	متغیر	گروه MS	گروه سالم	سطح معناداری
راست	طول قدم (m)(step)	۰/۴۶±۰/۱۷	۰/۶۳±۰/۰۷	×۰/۰۱۳
	طول گام (m)(stride)	۰/۷۰±۰/۳۲	۱/۲۵±۰/۰۹	×۰/۰۰۰
	زمان قدم(s)	۰/۹۱±۰/۴۲	۰/۵۴±۰/۰۷	×۰/۰۱۵
	زمان گام(s)	۱/۸۴±۰/۸۷	۱/۰۶±۰/۱۳	×۰/۰۱۲
	درصد فاز نوسان	۰/۴۶±۰/۰۹	۰/۴۲±۰/۰۴	۰/۲۷۴
	درصد فاز استقرار	۰/۵۴±۰/۰۸	۰/۵۸±۰/۰۴	۰/۱۰۸
	سرعت راه رفتن ((m/s)	۰/۴۷±۰/۲۷	۱/۲۰±۰/۲۲	×۰/۰۰۰
	کادنس	۷۳/۳۱±۲۲/۵۸	۱۱۵/۸۲±۱۱/۱۲	×۰/۰۰۰
چپ	طول قدم (m)(step)	۰/۳۳±۰/۱۶	۰/۶۲±۰/۰۶	×۰/۰۰۰
	طول گام (m)(stride)	۰/۶۵±۰/۳۲	۱/۲۴±۰/۱۱	×۰/۰۰۰
	زمان قدم(s)	۰/۹۶±۰/۴۴	۰/۵۲±۰/۰۶	×۰/۰۰۸
	زمان گام(s)	۱/۹۱±۰/۹۴	۱/۰۴±۰/۱۰	×۰/۰۱۰
	درصد فاز نوسان	۰/۴۶±۰/۰۸	۰/۴۱±۰/۰۴	۰/۱۰۸
	درصد فاز استقرار	۰/۵۴±۰/۰۹	۰/۵۹±۰/۰۴	۰/۲۷۴
	سرعت راه رفتن ((m/s)	۰/۴۴±۰/۲۸	۱/۲۱±۰/۲۱	×۰/۰۰۰
	کادنس	۷۳/۳±۲۲/۵	۱۱۵/۸±۱۱/۱	×۰/۰۰۰

بحث

در متغیرهای فضایی زمانی نتایج این تحقیق نشان داد که طول قدم و طول گام در گروه MS کمتر از گروه سالم بود. این نتیجه با نتایج حاصل از تحقیقات Morris و همکاران هم‌راستا بود(۳۵). اما مدت زمان قدم و گام به‌طور معناداری در گروه MS بیشتر از گروه سالم بود. کمتر بودن طول قدم و گام به این دلیل است که افراد مبتلا به MS به دلیل عدم توانایی کافی در حفظ تعادل، مرکز ثقل خود را تا فاصله‌ی کمتر جا به جا کرده و کمی به مرز پایداری خود نزدیک می‌شوند. بیشتر بودن مدت زمان قدم و گام در بیماران ممکن است به دلیل ضعف عضلانی و یا یک واکنش جبرانی برای پیشگیری از سقوط و حفظ تعادل است. نتایج به دست آمده در این رابطه با نتایج حاصل از مطالعات Hamilton و همکاران، مشابهت داشت (۳۶). همچنین یافته‌ها نشان داد که سرعت راه رفتن در گروه سالم حدود سه برابر گروه بیمار است؛ که این نتیجه با نتایج تحقیقات chung و همکاران همسو بود (۳۷). ذتواتر گام یا کادنس نیز در گروه سالم بیشتر از گروه بیمار بود که با نتایج حاصل از تحقیق Thoumie و همکاران مطابقت داشت(۳۸). در این تحقیق کم بودن سرعت بیماران نسبت به گروه کنترل به دلیل کاهش طول قدم و کاهش کادنس و همچنین بیشتر بودن زمان قدم می‌باشد. یکی از مکانیک‌هایی که سیستم عصبی برای بهبود ضعف در تعادل به کار می‌برد، کاهش سرعت راه رفتن است. بیماران سرعت راه رفتن را برای افزایش ثبات و تعادل دینامیکی کاهش می‌دهند. مدت زمان حمایت دوگانه در گروه سالم به‌طور معناداری کمتر از گروه بیمار بود. افزایش مدت زمان حمایت دوگانه به دلیل کاهش سرعت به واسطه ضعف تعادلی این بیماران می‌باشد به همین جهت Senem Guner و Fatma Inanici نشان دادند انجام تمرینات یوگا در دو جلسه در هفته و به مدت ۱۲ هفته بر روی بیماران مبتلا به MS، باعث بهبود تعادل، کاهش خستگی، افزایش طول گام و افزایش سرعت راه رفتن می‌شود (۳۹). همچنین Gregory M و همکاران در یک تحقیق نشان دادند انجام تمرینات مقاومتی طی دو ماه توسط بیماران مبتلا به MS باعث افزایش در صد فاز نوسان، افزایش طول گام و قدم و کاهش زمان حمایت دوگانه می‌شود(۴۰).

نتایج تحقیق Thompson و همکاران نشان داد دستکاری اطلاعات حسی پیکری، به‌وسیله‌ی لرزش به‌کاربرده شده برای پوست نواحی عضلانی کف‌پایی و تاندون آشیل، حین ایستادن، جابه‌جایی-های مرکز فشار (cop)[1] و مرکز جرم (com)[2] را تغییر می‌دهد؛ به

[1]- center of pressure
[2] -center of mass

عبارت دیگر ایجاد تحریک حسی، به‌منظور راست نگه‌داشتن قامت و بهبود کنترل وضعیتی، برای سیستم عصبی مرکزی، یک مرجع ایجاد می‌کند. (۴۱)تحقیقات نشان داده‌اند که به کار بردن تحریک پوستی، با استفاده از روش مالش پوستی می‌تواند، بر تعادل ایستا در افراد سالمند و بیمارانی که دچار اختلالات عصبی هستند و همچنین بر عملکرد تعادل وضعیتی افراد سالم تأثیر مثبت معناداری داشته باشد(۴۲، ۴۳)

نتایج این تحقیق نشان داد که کینزیوتیپ مچ پا در گروه SM میزان زمان گام را در پای راست به‌طور معناداری کاهش می‌دهد. به نظر می‌رسد کاهش زمان گام ناشی از افزایش سرعت گام برداری درنتیجه‌ی استفاده از کینزیوتیپ باشد. به این معنا که با افزایش دروندادهای حسی از سطح پوست و درنتیجه افزایش آگاهی فرد از وضعیت پا، فرد با اطمینان بیشتر و درنتیجه سرعت بیشتر گام برمی‌دارد.

تئوری‌های مختلفی برای مکانیسم اثر کینزیوتیپ ذکر شده است که عبارتند از: Lifting Effect به دلیل خاصیت چسبندگی و الاستیک بودن کینزیوتیپ میزان فضای بین بافتی افزایش می‌یابد و این امر بر میزان گردش خون و لنف اثر می‌گذارد. کنترل درد[3] در اثر تحریک گیرنده‌های مکانیکی پوست، شدت درد کاهش می‌یابد (۴۴) Neurofacilitation تحریک مکانورسپتورهای پوستی باعث تغییراتی در سیستم عصبی و افزایش تحریک‌پذیری عضله می‌شود(۴۵).

به‌طورکلی اثراتی که برای کینزیوتیپ مطرح می‌شود عبارتند از: بهبود جریان خون و لنف و درنتیجه کاهش آدم، کاهش درد، اثر بر عملکرد عضله از طریق بهبود تون عضله و قدرت آن، تحریک حس عمقی و بهبود تعادل و بهبود پوسچر (۴۶) نتایج مطالعات نشان داده‌اند که استفاده از کینزیوتیپ در جهت الیاف عضلانی به دلیل تحریک گیرنده‌های مکانیکی و ایجاد حس عمقی بهتر می‌تواند منجر به تسهیل عملکرد عضلات و الگوهای حرکتی عضله شود (۳۵، ۴۷). بااین‌وجود گیرنده‌های مکانیکی موجود در عضله، مفصل و پوست به‌وسیله تنشی که به آن‌ها اعمال می‌شود فعالیت می‌کنند و تنشن در این ساختارها در یک وضعیت مفصلی نسبت به وضعیت مفصلی دیگر تغییر می‌کند؛ بنابراین بازده حس عمقی با به کاربردن نوار کینزیوتیپ نیز ممکن است در وضعیت‌های مختلف وضعیت مفصل تفاوت داشته باشد (۴۸).

بحث و نتیجه گیری

با در نظر گرفتن محدویتهای غیر قابل کنترلی در این پژوهش از جمله داشتن تفاوت‌های فردی آزمودنی‌ها ازنظر انگیزه شرکت در تحقیق و عدم کنترل هیجان، اضطراب و شرایط روحی آزمودنی‌ها از یافته‌های این پژوهش می‌توان نتیجه گرفت کینزیوتیپ از طریق اعمال کشش و فشار بر روی پوست و تحریک گیرنده‌های مکانیکی پوستی و افزایش درونداد لامسه‌ای می‌تواند مدت زمان گام برداری را کاهش و سرعت آن را افزایش دهد. با توجه به محدودیت‌های حرکتی بیماری مولتیپل‌اسکلروزیس که با ایجاد تغییر در الگوی راه رفتن به‌ویژه متغیرهای فضایی- زمانی و ویژگی‌های کینماتیکی آن همراه است. می‌توان از کینزیوتیپ در فعالیت‌های حرکتی ایشان استفاده کرد، همچنین پیشنهاد می‌شود مطالعات بیشتری در این حوزه و بر روی بیماران مختلف انجام شود.

تشکر و قدردانی

از کلیه بیماران و مسئولین انجمن MS استان همدان که ما را در انجام این تحقیق یاری کردند، تشکر و قدردانی می‌گردد.

References:

1. Yang F, Qiao M, Su X, Lazarus J. Relative importance of physical and psychological factors to slowness in people with mild to moderate multiple sclerosis. Mult Scler Relat Disord 2019;27:81-90.
2. Döring A, Pfueller CF, Paul F, Dörr J. Exercise in multiple sclerosis--an integral component of disease management. EPMA J. 2012;3(1):2.
3. Cameron MH, Wagner JM. Gait abnormalities in multiple sclerosis: pathogenesis, evaluation, and advances in treatment. Curr Neurol Neurosci Rep 2011;11(5):507.
4. Kalron A, Dvir Z, Givon U, Baransi H, Achiron A. Gait and jogging parameters in people with minimally impaired multiple sclerosis. Gait Posture 2014;39(1):297-302.
5. Eghlidi J, Kalantari M, Soltanpour H, Akbar-Fahimi M, Akbarzadeh A, Beladi MN, et al. Validity of the Persian version of Dynamic Gait Index (DGI-P) in

[3-] Pain control

individuals with multiple sclerosis. J Rehabil Med 2017;6(2):11-8.

6. Cotter J, Vithanage N, Colville S, Lyle D, Cranley D, Cormack F, et al. Investigating domain-specific cognitive impairment among patients with multiple sclerosis using touchscreen cognitive testing in routine clinical care. Front Neurol 2018;9:331.
7. Mirshoja M-S, Pahlevanian A-A. The Relationship between Balance and Independence in Basic and Instrumental Activities of Daily Living of Patient with Multiple Sclerosis in Tehran. 2016.
8. Skjerbæk AG, Boesen F, Petersen T, Rasmussen PV, Stenager E, Nørgaard M, et al. Can we trust self-reported walking distance when determining EDSS scores in patients with multiple sclerosis? The Danish MS hospitals rehabilitation study. Mult Scler J 2019;25(12):1653-60.
9. Khorshid Sokhangu M, Etemadifar M, Rahnama N, Rafie M. The Effect Of Neuromuscular Exercise On Balance And Motor Function In Woman With Multiple Sclerosis. J Urmia Univ Med Sci 2018;29(5):362-71.
10. Sacco R, Bussman R, Oesch P, Kesselring J, Beer S. Assessment of gait parameters and fatigue in MS patients during inpatient rehabilitation: a pilot trial. J Neurol 2011;258(5):889-94.
11. Givon U, Zeilig G, Achiron A. Gait analysis in multiple sclerosis: characterization of temporal–spatial parameters using GAITRite functional ambulation system. Gait Posture 2009;29(1):138-42.
12. Tarakci E, Yeldan I, Huseyinsinoglu BE, Zenginler Y, Eraksoy M. Group exercise training for balance, functional status, spasticity, fatigue and quality of life in multiple sclerosis: a randomized controlled trial. Clin Rehabil 2013;27(9):813-22.
13. Remelius JG, Hamill J, Kent-Braun J, Van Emmerik RE. Gait initiation in multiple sclerosis. Motor Control 2008;12(2):93-108.
14. Savci S, Inal-Ince D, Arikan H, Guclu-Gunduz A, Cetisli-Korkmaz N, Armutlu K, et al. Six-minute walk distance as a measure of functional exercise capacity in multiple sclerosis. Disabil Rehabil 2005;27(22):1365-71.
15. Franceschini M, Rampello A, Bovolenta F, Aiello M, Tzani P, Chetta A. Cost of walking, exertional dyspnoea and fatigue in individuals with multiple sclerosis not requiring assistive devices. J Rehabil Med 2010;42(8):719-23.
16. Martin CL, Phillips BA, Kilpatrick T, Butzkueven H, Tubridy N, McDonald E, et al. Gait and balance impairment in early multiple sclerosis in the absence of clinical disability. Mult Scler J 2006;12(5):620-8.
17. Benedetti M, Piperno R, Simoncini L, Bonato P, Tonini A, Giannini S. Gait abnormalities in minimally impaired multiple sclerosis patients. Mult Scler J. 1999;5(5):363-8.
18. Nilsagård Y, Lundholm C, Denison E, Gunnarsson L-G. Predicting accidental falls in people with multiple sclerosis—a longitudinal study. Clin Rehabil 2009;23(3):259-69.
19. Rogers MW, Wardman DL, Lord SR, Fitzpatrick RC. Passive tactile sensory input improves stability during standing. Exp Brain Res 2001;136(4):514-22.
20. Jeka JJ, Lackner JR. Fingertip contact influences human postural control. Exp Brain Res. 1994;79(2):495-502.
21. You SH, Granata KP, Bunker LK. Effects of circumferential ankle pressure on ankle proprioception, stiffness, and postural stability: a preliminary investigation. J Orthop Sports Phys Ther 2004;34(8):449-60.
22. Maki BE, Perry SD, Norrie RG, McIlroy WE. Effect of facilitation of sensation from plantar foot-surface boundaries on postural stabilization in young and older adults. Biomed Sci Med Sci 1999;54(6):M281-M7.
23. Lord SR, Bashford GM, Howland A, Munroe BJ. Effects of shoe collar height and sole hardness on

balance in older women. J Am Geriatr Soc 1999;47(6):681-4.

24. Feuerbach JW, Grabiner MD, Koh TJ, Weiker GG. Effect of an ankle orthosis and ankle ligament anesthesia on ankle joint proprioception. Am J Sports Med 1994;22(2):223-9.
25. Suomi R, Koceja DM. Effect of magnetic insoles on postural sway measures in men and women during a static balance test. Percep motor skills 2001;92(2):469-76.
26. Priplata AA, Niemi JB, Harry JD, Lipsitz LA, Collins JJ. Vibrating insoles and balance control in elderly people. Lancet 2003;362(9390):1123-4.
27. Uzunkulaoğlu A, Aytekin MG, Ay S, Ergin S. The effectiveness of Kinesio taping on pain and clinical features in chronic non-specific low back pain: A randomized controlled clinical trial. Turk J Phys Med Rehabil 2018;64(2):126.
28. Williams S, Whatman C, Hume PA, Sheerin K. Kinesio taping in treatment and prevention of sports injuries. Sports Med 2012;42(2):153-64.
29. Spanos S, Brunswic M, Billis E. The effect of taping on the proprioception of the ankle in a non-weight bearing position, amongst injured athletes. Foot 2008;18(1):25-33.
30. Aminaka N, Gribble PA. Patellar taping, patellofemoral pain syndrome, lower extremity kinematics, and dynamic postural control. J Athl Train 2008;43(1):21-8.
31. Song C-Y, Huang H-Y, Chen S-C, Lin J-J, Chang AH. Effects of femoral rotational taping on pain, lower extremity kinematics, and muscle activation in female patients with patellofemoral pain. J Sci Med Sport 2015;18(4):388-93.
32. Chang H-Y, Chou K-Y, Lin J-J, Lin C-F, Wang C-H. Immediate effect of forearm Kinesio taping on maximal grip strength and force sense in healthy collegiate athletes. Phys Ther Sport 2010;11(4):122-7.
33. Donec V, Varžaitytė L, Kriščiūnas A. The effect of Kinesio Taping on maximal grip force and key pinch force. Pol Ann Med 2012;19(2):98-105.
34. Vithoulka I, Beneka A, Malliou P, Aggelousis N, Karatsolis K, Diamantopoulos K. The effects of Kinesio-Taping® on quadriceps strength during isokinetic exercise in healthy non athlete women. Isokinet Exerc Sci. 2010;18(1):1-6.
35. Morrissey D. Proprioceptive shoulder taping. J Bodyw Mov Ther. 2000;4(3):189-94.
36. Hamilton F, Rochester L, Paul L, Rafferty D, O'leary C, Evans J. Walking and talking: an investigation of cognitive—motor dual tasking in multiple sclerosis. Mult Scler J 2009;15(10):1215-27.
37. Chung LH, Remelius JG, Van RE, Kent-Braun JA. Leg power asymmetry and postural control in women with multiple sclerosis. Med Sci Sports Exerc. 2008;40(10):1717-24.
38. Thoumie P, Lamotte D, Cantalloube S, Faucher M, Amarenco G. Motor determinants of gait in 100 ambulatory patients with multiple sclerosis. Mult Scler J. 2005;11(4):485-91.
39. Guner S, Inanici F. Yoga therapy and ambulatory multiple sclerosis assessment of gait analysis parameters, fatigue and balance. J Bodyw Mov Ther 2015;19(1):72-81.
40. Gutierrez GM, Chow JW, Tillman MD, McCoy SC, Castellano V, White LJ. Resistance training improves gait kinematics in persons with multiple sclerosis. Arch Phys Med Rehabil. 2005;86(9):1824-9.
41. Thompson C, Bélanger M, Fung J. Effects of plantar cutaneo-muscular and tendon vibration on posture and balance during quiet and perturbed stance. Hum Mov Sci 2011;30(2):153-71.
42. Menz HB, Lord SR, Fitzpatrick RC. A tactile stimulus applied to the leg improves postural stability in young, old and neuropathic subjects. Neurosci Lett 2006;406(1-2):23-6.

43. Dickstein R, Shupert CL, Horak FB. Fingertip touch improves postural stability in patients with peripheral neuropathy. Gait Posture 2001;14(3):238-47.
44. Campolo M, Babu J, Dmochowska K, Scariah S, Varughese J. A comparison of two taping techniques (kinesio and mcconnell) and their effect on anterior knee pain during functional activities. Int J Sports Phys Ther 2013;8(2):105.
45. Capecci M, Serpicelli C, Fiorentini L, Censi G, Ferretti M, Orni C, et al. Postural rehabilitation and Kinesio taping for axial postural disorders in Parkinson's disease. Arch Phys Med Rehabil 2014;95(6):1067-75.
46. Briem K, Eythörsdöttir H, Magnúsdóttir RG, Pálmarsson R, Rúnarsdöttir T, Sveinsson T. Effects of kinesio tape compared with nonelastic sports tape and the untaped ankle during a sudden inversion perturbation in male athletes. J Orthop Sports Phys Ther 2011;41(5):328-35.
47. Semple S, Esterhuysen C, Grace J. The effects of kinesio ankle taping on postural stability in semiprofessional rugby union players. J Phys Ther Sci 2012;24(12):1239-42.
48. Janwantanakul P, Magarey ME, Jones MA, Dansie BR. Variation in shoulder position sense at mid and extreme range of motion. Arch Phys Med Rehabil. 2001;82(6):840-4.

Original Article

THE EFFECT OF STIMULATION OF ANKLE TACTILE SYSTEM ON IMPROVING WALKING PATTERN IN WOMEN WITH MULTIPLE SCLEROSIS (MS) BY KINESIOTAPE (SEMI EXPERIMENTAL STUDY)

Shiva karami[1], Nader Farahpour[2], Banafsheh mohammadi[3], Mehrdokht Mazdeh[4]

Received: 25 May, 2020; Accepted: 19 September, 2020

Abstract

Background & Aims: Non-medicinal treatments are suggested for controlling Multiple Sclerosis (MS) because of given high the prevalence of this disease, the high costs of drug treatment, side effects of the drug, and the lack of definitive treatment of the disease with existing drug. The purpose of this study was to evaluate the effect tactile stimulation of ankle by Kinesio Tape on walking kinematic properties in women with multiple sclerosis.

Materials & Methods: statistical sample of this study consisted of 10 women with multiple sclerosis (EDSS= 5-6.5, age 20-35 years, height 161.12 ± 63 cm, mass 65.27 ± 7 Kg and BMI 24/98 ± /59 kg/m²). as the experimental group and 10 healthy matched women as control group.

Anthropometric measurements and three dimensional kinematic features of the lower extremities joints were recorded by the motion analysis system during standing and walking with and without Kinesio tape on the ankle. Data were analyzed by repeated measures and Manova and SPSS software with significance level of ($P<0.05$).

Results: The results of the study showed that multiple sclerosis influenced on walking pattern and the kinematic features and causing walking disorder. The use of kinesio tape significantly reduced the amount of stride time ($P = 0.004$).

***Conclusion*:** Kinesio tape reduced step time by the increase of sensory inputs through elasticity of skin. The reduction of step time means the increase in the speed of walking. It indicated the more awareness of the patients from foot position and the more confidence for increasing speed step.

Keywords: Multiple Sclerosis, Kinesio tape, Kinematic, Walking

Address: Department of Sport Biomechanics, Faculty of Sport Sciences, Bu Ali Sina University, Hamedan, Iran
Tel: +988138381423
Email: naderfarahpour1@gmail.com

SOURCE: STUD MED SCI 2020: 31(8): 606 ISSN: 2717-008X

[1] MSc. Department of Sport Biomechanics, Faculty of Sport Sciences, Bu Ali Sina University, Hamedan, Iran
[2] Professor of Department of Sport Biomechanics, Faculty of Sport Sciences, Bu Ali Sina University, Hamedan, Iran (Corresponding Author)
[3] Associate professor of Sport Biomechanics, Department of Sport Sciences, Faculty of Humanities, Shahrekord University, Shahrekord, Iran
[4]Professor, Department of Neurology, Hamadan University of Medical Sciences, Hamadan, Iran