مطالعات طب ورزشی شماره ۱۸، پاییز و زمستان ۱۳۹۴، صص ۳۰-۱۷

اثر تمرین راه‌رفتن به عقب بر اوج تنش عضلات مفاصل زانو و مچ پا هنگام راه‌رفتن به جلو

مریم رحیمی چیتگر[۱]، محسن دماوندی[۲]، سید علیرضا حسینی کاخک[۳]

۱. دانشجوی کارشناس‌ارشد ، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه حکیم سبزواری
۲. استادیار، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه حکیم سبزواری*
۳. دانشیار، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه حکیم سبزواری

تاریخ دریافت:۱۳۹۳/۱۱/۲۲ تاریخ پذیرش:۱۳۹۴/۱۱/۰۳

چکیده

هدف پژوهش حاضر ارزیابی اثر تمرین راه‌رفتن به عقب بر اوج تنش عضلات مفاصل زانو و مچ پا هنگام راه‌رفتن به جلو بود. ۳۰ نفر دانشجوی پسر داوطلب به دو گروه کنترل و تجربی تقسیم شدند. آزمودنی‌های گروه تجربی در برنامهٔ چهارهفته‌ای تمرین راه‌رفتن به عقب شرکت کردند. سینماتیک حرکت مفاصل زانو و مچ پای اندام برتر به همراه فعالیت الکتریکی عضلات آن‌ها هنگام راه‌رفتن به جلو در پیش‌آزمون و پس‌آزمون ضبط شد. حداکثر اوج تنش عضلانی مفاصل زانو و مچ پا در فازهای تاشدن و بازشدن تعیین شد. نتایج نشان داد که تمرین راه‌رفتن به عقب موجب کاهش اوج تنش برخی عضلات بازکننده و تاکننده زانو هنگام راه‌رفتن به جلو می‌شود. این کاهش که نشان‌دهندهٔ تکامل سازوکارهای کنترلی سیستم اعصاب مرکزی برای حفظ تعادل مفصلی است، باعث کاهش هزینه انرژی و درنهایت تأخیر خستگی عضلانی هنگام راه‌رفتن به جلو می‌شود.

واژگان کلیدی: الکترومیوگرافی، تنش عضلانی، راه‌رفتن، زانو، مچ پا

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی

*نویسنده مسئول Email: mn.damavandi@gmail.com

مقدمه

راه‌رفتن رایج‌ترین فرآیند جابجایی انسان است که در آن بدن به صورت تناوبی به‌وسیله یکی از اندام‌های تحتانی حمایت می‌شود. در طول یک سیکل راه‌رفتن هر یک از اندام‌های تحتانی دو مرحله را تجربه می‌کنند: ۱) مرحله تماس با زمین و حمایت وزن بدن (مرحله اتکا[1]) و ۲) حرکت نوسانی در فضا در مسیر پیشروی (مرحله نوسان[2]) (۱). انجام موفقیت‌آمیز این مراحل به تحرک‌پذیری مناسب مفاصل ران، زانو و مچ پا برای پیشروی نرم، کنترل حرکتی مناسب سیستم عصبی برای انتقال وزن از یک اندام به اندام دیگر و عملکرد مناسب عضلات اندام تحتانی وابسته است (۱)؛ بنابراین، توجه به میزان فعالیت عضلانی و همچنین هماهنگی عصبی-عضلانی جزء کلیدی‌ترین جنبه‌های تجزیه و تحلیل راه‌رفتن است.

ضعف تدریجی عضلات اندام تحتانی و یا نامتوازن شدن میزان تنش عضلات همکار یکی از دلایل اصلی بروز ناهنجاری‌های راه‌رفتن است (۲). برای الگوی راه‌رفتن طبیعی، عضلات نواحی مختلف باید به صورت هدفمند همکاری کنند؛ پدیده‌ای که با عنوان "جفت شدن‌های دینامیکی"[3] شناخته می‌شود (۳). این پدیده باعث می‌شود برخی عضلات بتوانند موجب شتاب حرکت مفاصل و اندام‌هایی شوند که از روی آن‌ها عبور نمی‌کنند. این موضوع به‌ویژه در مواقع ضعف برخی عضلات مشهود است که درواقع می‌توان آن را نوعی مکانیسم جبرانی عضلات نامید. به‌عنوان‌مثال، هنگام ضعف عضلات پهن چهارسر که موجب ضعف در بازشدن کامل زانو می‌شود، عضله نعلی با افزایش انقباض درون‌گرای خود موجب بازشدن بیشتر در مچ پا شده و همزمان باعث کوتاه‌شدن عضله دوقلو در مچ پا می‌شود. در این حالت عضله دوقلو می‌تواند در بخش زانو به‌راحتی کشیده شود و در برابر حرکت بازشدن زانو مقاومت کمتری کند. به‌این‌ترتیب عضله نعلی موجب تسهیل حرکت در مفصلی (مفصل زانو) خواهد شد که از روی آن عبور نکرده است؛ بنابراین، می‌توان گفت که تنوع در فعالیت عضلات هنگام راه‌رفتن به‌طور مستقل صورت نمی‌گیرد بلکه عضلات در الگوهای همکاری به صورت زوج عمل می‌کنند (۴).

شرکت در برنامه‌های ورزشی و تمرینی یکی از عوامل مؤثر در بهبود عملکرد عضلانی است که موجب بهبود تعادل پویای بدن در هنگام راه‌رفتن می‌شود (۵). برخی تغییرات ساختاری در عضلات مانند افزایش طول و سطح مقطع تارها در اثر شرکت در برنامه‌های تمرینی مختلف می‌تواند باعث بهبود عملکرد عضلانی شود (۶). همچنین، افزایش کارایی عصبی-عضلانی ناشی از تمرین بدنی

1. Stance Phase
2. Swing Phase
3. Dynamic Coupling

موجب افزایش نیروی تولیدی عضلات و کاهش هزینه مصرفی حرکت می‌شود. به‌عنوان‌مثال، فعالیت ساده‌ای مثل راه‌رفتن به عقب می‌تواند برای تمام گروه‌های سنی و افراد نیازمند توان‌بخشی در اندام‌های تحتانی استفاده شود و الگوی فعالیت عضلات اندام تحتانی را تغییر دهد. الگوی انقباض عضلات اندام تحتانی در راه‌رفتن به عقب در مقایسه با راه‌رفتن به جلو معکوس می‌شود (۷). در این نوع راه‌رفتن تا حدودی تعادل پویای فرد به هم می‌خورد که درنتیجه آن نحوهٔ همکاری عضلات باهم می‌تواند تغییر کند.

فرض بر این است که فراخوانی واحدهای حرکتی توسط سیستم عضلانی هنگام راه‌رفتن به عقب به‌گونه‌ای تغییر کند که به حفظ تعادل پویای بدن فرد منجر شود (۸). ممکن است بهبود عملکرد عضلات به‌واسطه تغییر در تعداد واحدهای حرکتی فراخوانی شده هنگام راه‌رفتن به عقب و همچنین سرعت فراخوانی و زمان رسیدن به اوج تنش آن‌ها ایجاد شود (۹). از طرفی تقویت احتمالی عضلات اندام تحتانی به دنبال تمرین راه‌رفتن به عقب می‌تواند نسبت نیروهای عضلات همکار به یکدیگر را به حد طبیعی خود نزدیک کند. این مسئله نیز به‌نوبه خود کارکرد عضلات و به دنبال آن هماهنگی در راه‌رفتن عادی را بهبود می‌بخشد. باوجوداین، اطلاعات دقیقی در رابطه با اوج تنش عضلات اندام تحتانی هنگام راه‌رفتن به جلو در پی تمرین راه‌رفتن به عقب وجود ندارد. باوجودآنکه تفاوت‌های اساسی در الگوی فعالیت عضلات اندام تحتانی (مانند افزایش فعالیت عضلانی) هنگام راه‌رفتن به جلو و عقب گزارش شده است (۷)، توضیحی مبنی بر چگونگی تأثیر این الگوها بر یکدیگر وجود ندارد. آگاهی از اوج تنش عضلات هنگام راه‌رفتن عادی پس از یک دوره تمرین راه‌رفتن به عقب برای تعیین کارآمدی این شیوه تمرینی در افراد دارای عدم تعادل عضلانی بسیار مهم است؛ بنابراین، هدف از پژوهش حاضر ارزیابی اثر تمرین راه‌رفتن به عقب بر اوج تنش عضلات مفاصل زانو و مچ پا هنگام راه‌رفتن به جلو در هر دو مرحله اتکا و نوسان بود.

روش پژوهش

پژوهش حاضر از نوع نیمه تجربی و با طرح پیش‌آزمون و پس‌آزمون بود. جامعهٔ آماری این پژوهش شامل تمام دانشجویان پسر دانشگاه حکیم سبزواری بود که از این میان ۳۰ نفر آزمودنی سالم به صورت داوطلبانه و روش نمونه‌گیری در دسترس انتخاب و به صورت تصادفی به دو گروه کنترل (۱۵ نفر) و تجربی (۱۵ نفر) تقسیم شدند. بررسی سینماتیکی و الگوی انقباض عضلانی راه‌رفتن عادی نشان داد که تمام آزمودنی‌ها دارای الگوی طبیعی بودند و از این نظر گروه‌ها همگن شدند. پس از تعیین اندازه‌های آنتروپومتریک شامل سن، قد و وزن (جدول شماره یک)، کلیه مراحل پژوهش برای آزمودنی‌ها توضیح داده شد و رضایت‌نامه کتبی شرکت در پژوهش اخذ گردید.

جدول ۱- ویژگی‌های آنتروپومتریک آزمودنی‌ها

گروه	سن (سال)	قد (سانتی‌متر)	وزن (کیلوگرم)
تجربی	۲۱/۴±۰/۷	۱۷۲/۰±۹/۰	۶۸/۲±۸/۵
کنترل	۲۱/۲±۰/۹	۱۷۳/۰±۴/۹	۶۴/۴±۷/۰

قبل از شروع برنامه تمرینی، اطلاعات سینماتیکی اندام تحتانی و فعالیت الکتریکی عضلات (الکترومیوگرافی[1]) آن‌ها هنگام راه‌رفتن به جلو جمع‌آوری شدند. اطلاعات سینماتیکی برای تعیین زوایای مفاصل زانو و مچ پا در هر دو مرحله اتکا و نوسان توسط سه دوربین (سیمی موشن، مدل ای ۶/۲ اف‌سی، مونیخ، آلمان)[2] و با فرکانس ۱۵۰ هرتز ضبط گردید. بدین منظور ۱۰ مارکر انعکاسی روی برجستگی‌های استخوانی اندام تحتانی برتر شامل مفصل انگشت دوم کف‌پایی– بندانگشتی، انتهای تحتانی پاشنه، قوزک‌های داخلی و خارجی مچ پا، برجستگی درشت‌نی در سطح قدامی، لقمه‌های داخلی و خارجی استخوان ران، وسط استخوان ران و برجستگی‌های بزرگ استخوان ران نصب شدند. زمان رسیدن مارکر انتهای تحتانی پاشنه به حداقل ارتفاع به عنوان لحظه تماس پاشنه با زمین[3] و لحظه حداکثر بازشدن زانو به عنوان لحظه جداشدن پنجه از زمین[4] تعیین شدند (۱۰). این فاصله زمانی تعیین‌کننده مرحله اتکا است، درحالی‌که فاصله زمانی بین لحظه جدا شدن پنجه از زمین تا لحظه تماس مجدد پاشنه همان پا با زمین مرحله نوسان است.

همچنین، الکترومیوگرافی عضلات پهن داخلی و خارجی، راست‌رانی، دوسر رانی، نیمه‌وتری، نیمه‌غشایی، دوقلو داخلی و خارجی و ساقی قدامی، توسط الکترودهای سطحی (۱۱،۱۲) و با فرکانس ۱۰۵۰ هرتز ضبط گردید (بایوویژن، ورهایم، آلمان)[5]. آزمودنی‌ها با سرعت انتخابی خود در طول یک مسیر شش متری راه رفتند. ۱۰ کوشش انجام شد که از میان آن‌ها پنج کوشش که مختصات مارکرها در تمامی زمان اجرای راه‌رفتن قابل محاسبه و اطلاعات الکترومیوگرافی عضلات به‌طور کامل ضبط شده بود، برای محاسبه میانگین اوج تنش عضلات انتخاب شدند. داده‌های سینماتیکی و الکترومیوگرافی با انطباق زمانی یکسان و به‌صورت همگام توسط نرم‌افزار (سیمی موشن تری‌دی، وی. ۹،۱،۱، مونیخ، آلمان)[6] ضبط شد. این فرآیند پس از شرکت آزمودنی‌ها در برنامه تمرین راه‌رفتن به عقب تکرار شد (پس‌آزمون).

1. Electromyography (EMG)
2. Simi Motion, Model A6.2fc, Munich, Germany
3. Heel-Strike
4. Toe-Off
5. Biovision, Wehrheim, Germany
6. Simi Motion 3D, V. 9.1.1, Munich, Germany

داده‌های سینماتیکی با استفاده از فیلتر پایین‌گذر باترورث[1] و با فرکانس برشی هفت هرتز فیلتر شدند (۱۳). فعالیت الکتریک عضلات عضلات نیز با استفاده از دو نوع فیلتر پایین‌گذر و بالاگذر باترورث به ترتیب با فرکانس‌های برشی ۵۰۰ و ۱۵ هرتز فیلتر گردیدند (۱۴).

برنامه تمرینی راه‌رفتن به عقب به این صورت بود که گروه تجربی به مدت یک ماه (۱۲ جلسه، سه جلسه یک‌ساعتی در هفته) زیر نظر مربیان به تمرین راه‌رفتن به عقب پرداختند. آزمودنی‌ها هنگام راه‌رفتن به عقب، به جلو نگاه می‌کردند. در آغاز هر جلسه تمرین، ۱۵ دقیقه گرم کردن عمومی و سپس ۳۰ دقیقه تمرین راه‌رفتن به عقب در یک مسیر ۵۰ متری مستقیم و با سرعت دلخواه انجام شد. برای اینکه آزمودنی‌ها دچار سرگیجه نشوند، زمان تمرین به سه مرحلهٔ ۱۰ دقیقه‌ای تقسیم شد. آزمودنی‌ها بین هر مرحله یک دقیقه استراحت کردند. بعد از اتمام ۳۰ دقیقه تمرین راه‌رفتن به عقب، ۱۰ دقیقه سردکردن انجام شد.

برای تجزیه و تحلیل حداکثر اوج تنش عضلات اندام تحتانی، هرکدام از حرکات مفاصل زانو و مچ پا به چهار مرحله تقسیم شدند. در مرحله اتکا، حرکات مفصل زانو به دو مرحله تاشدن (از لحظه برخورد پاشنه با زمین تا حداکثر تاشدن زانو) و بازشدن (از شروع بازشدن زانو تا لحظه جدایی پنجه از زمین) و حرکات مچ پا به دو مرحله تاشدن[2] (از لحظه برخورد پاشنه با زمین تا حداکثر تاشدن) و بازشدن[3] (از شروع بازشدن تا لحظه جدایی پنجه از زمین) تقسیم شدند. به‌طور مشابه، در مرحله نوسان، حرکات مفصل زانو به دو مرحله تاشدن (از لحظه جدایی پنجه از زمین تا حداکثر تاشدن زانو) و بازشن (از شروع بازشدن زانو تا لحظه برخورد پاشنه با زمین) و حرکات مچ پا به دو مرحله بازشدن (از لحظه جدایی پنجه از زمین تا حداکثر بازشدن) و تاشدن (از لحظه شروع تاشدن تا برخورد پاشنه به زمین) تقسیم شدند.

برای تجزیه‌وتحلیل اطلاعات از آزمون‌های تی[4] مستقل و وابسته و آنالیز واریانس بر تفاضل نمرات پیش‌آزمون و پس‌آزمون[5] با سطح معناداری ۰/۰۵ استفاده شد. ابتدا اوج تنش عضلات مفاصل زانو و مچ پا در مرحله‌های چهارگانه مراحل اتکا و نوسان راه‌رفتن بین گروه‌های کنترل و تجربی قبل از اعمال برنامه‌های تمرینی جهت تشخیص همسان بودن گروه‌ها به‌وسیله آزمون تی مستقل مقایسه شدند. سپس نمرات میانگین اوج تنش عضلات در پیش‌آزمون و پس‌آزمون در هر گروه با استفاده از آزمون تی وابسته مقایسه گردیدند. در پایان، با توجه به اینکه واریانس اوج تنش عضلات در

1. Butterworth
2. Dorsiflexion
3. Plantarflexion
4. T-Test
5. ANOVA on Gain Scores

پیش‌آزمون و پس‌آزمون گروه‌ها متفاوت بود، به‌منظور بررسی اثر تمرین راه‌رفتن به عقب بر اوج تنش عضلانی و مقایسه پیش‌آزمون و پس‌آزمون بین دو گروه از آزمون آنالیز واریانس بر تفاضل نمرات پیش‌آزمون و پس‌آزمون استفاده شد (۱۵). کلیه عملیات آماری با استفاده از نرم‌افزار اس‌پی‌اس‌اس نسخه ۱۶[1] انجام شد.

نتایج

در مرحله اول مرحلهٔ اتکا (جدول شماره دو)، تمرین راه‌رفتن به عقب موجب کاهش معنادار اوج تنش عضلات پهن داخلی و نیمه‌غشایی هنگام تاشدن زانو گردید (P=۰/۰۳، اندازه اثر=۰/۴۲). همچنین، مقایسه درون‌گروهی نشان داد این شیوه تمرینی باعث افزایش اوج تنش عضله ساقی قدامی هنگام تاشدن مچ پا در گروه تجربی شد (P=۰/۰۴، اندازه اثر=۰/۳۶).

اوج تنش عضلانی را در مرحله دوم مرحلهٔ اتکا در جدول سه آمده است. تمرین راه‌رفتن به عقب موجب کاهش معنادار اوج تنش عضله نیمه‌وتری هنگام بازشدن زانو شد (P=۰/۰۳، اندازه اثر=۰/۴۰). همچنین، کاهش اوج تنش عضله ساقی قدامی در گروه تجربی هنگام بازشدن مچ پا مشاهده گردید (P=۰/۰۴، اندازه اثر=۰/۳۵).

اوج تنش عضلانی مفاصل زانو و مچ پا در مرحله اول مرحلهٔ نوسان (تاشدن زانو و بازشدن مچ پا) در جدول چهار ارائه شده است. تمرین راه‌رفتن به عقب تغییر معناداری در اوج تنش عضلانی بین گروه‌ها در راه‌رفتن به جلو ایجاد نکرد (P≥۰/۰۵). مقایسه درون‌گروهی کاهش معناداری در اوج تنش عضلات پهن خارجی (P=۰/۰۳، اندازه اثر=۰/۴۱)، نیمه‌وتری (P=۰/۰۰۶، اندازه اثر=۰/۶۳) و ساقی قدامی (P=۰/۰۱، اندازه اثر=۰/۴۴) در گروه تجربی و عضله دوقلوی خارجی در هر دو گروه نشان داد (P≤۰/۰۴، اندازه اثر=۰/۴۶).

جدول پنج اوج تنش عضلانی را در مرحله دوم مرحلهٔ نوسان (بازشدن زانو و تاشدن مچ پا) نشان می‌دهد. اوج تنش عضلات راست‌رانی (P=۰/۰۱، اندازه اثر=۰/۴۷) و نیمه‌وتری (P=۰/۰۴، اندازه اثر=۰/۳۱) پس از تمرین راه‌رفتن به عقب کاهش معناداری را نشان می‌دهد. همچنین، این شیوه تمرینی کاهش معناداری در اوج تنش تمام عضلات مچ پا دوقلو داخلی (P=۰/۰۱ اندازه اثر=۰/۴۶) و خارجی (P=۰/۰۰۳، اندازه اثر=۰/۵۸) و ساقی قدامی (P=۰/۰۱، اندازه اثر=۰/۳۸) هنگام حرکت تاشدن مچپا در گروه تجربی در پی داشت.

1. SPSS 16

جدول ۲- میانگین (انحراف استاندارد) اوج تنش عضلات مفاصل زانو و مچ پا (برحسب میلی‌ولت) در گروه‌های کنترل و تجربی در مرحله اول مرحله‌ی اتکا (بترتیب تاشدن زانو و مچ پا) در پیش آزمون و پس آزمون

عضلات	گروه	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	P پیش‌آزمون گروه‌ها	P پس‌آزمون گروه‌ها	P تفاضل نمرات پیش‌آزمون- پس‌آزمون گروه‌ها
پهن داخلی	کنترل	۲/۳±۲/۴	۳/۰±۲/۷	۰/۹	۰/۳	*۰/۰۳
	تجربی	۲/۳±۱/۹	۱/۰±۱/۶		۰/۴	
راست‌رانی	کنترل	۲/۳±۰/۸	۲/۲±۰/۶	۰/۴	۰/۸	۰/۱
	تجربی	۲/۴±۲/۸	۱/۹±۲/۹		۰/۸	
پهن خارجی	کنترل	۲/۸±۲/۴	۲/۵±۰/۶	۰/۵	۰/۸	۰/۵
	تجربی	۲/۹±۱/۷	۲/۱±۳/۳		۰/۵	
دوسررانی	کنترل	۳/۶±۱/۷	۲/۵±۰/۵	۰/۸	۰/۲	۰/۶
	تجربی	۲/۳±۲/۲	۲/۷±۴/۶		۰/۸	
نیم‌غشایی	کنترل	۳/۶±۲/۱	۲/۸±۳/۶	۰/۹	۰/۶	*۰/۰۳
	تجربی	۴/۱±۳/۲	۲/۹±۵/۴		۰/۶	
نیم‌وتری	کنترل	۲/۸±۱/۴	۰/۶±۲/۰	۰/۵	۰/۳	۰/۲
	تجربی	۲/۴±۱/۵	۲/۶±۳/۵		۰/۹	
دوقلوی داخلی	کنترل	۴/۳±۴/۹	۶/۶±۲/۵	۰/۱	۰/۳	۰/۹
	تجربی	۳/۸±۲/۲	۵/۹±۵/۱		۰/۴	
دوقلوی خارجی	کنترل	۳/۵±۱/۹	۴/۱±۴/۰	۰/۷	۰/۸	۰/۶
	تجربی	۳/۹±۵/۳	۵/۵±۵/۲		۰/۶	
ساقی قدامی	کنترل	۲/۳±۲/۱	۱۰/۸±۱۰/۷	۰/۸	۰/۱	۰/۴
	تجربی	۵/۳±۵/۱	۱۹/۳±۱۴/۰		*۰/۰۴	

*تفاوت معنادار بین نمرات گروه‌ها (α=۰/۰۵).

جدول ۳- میانگین (انحراف استاندارد) اوج تنش عضلات مفاصل زانو و مچ پا (برحسب میلی‌ولت) در گروه‌های کنترل و تجربی در مرحله دوم مرحله‌ی اتکا (بترتیب بازشدن زانو و مچ پا) در پیش آزمون و پس آزمون

عضلات	گروه	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	P پیش‌آزمون گروه‌ها	P پس‌آزمون گروه‌ها	P تفاضل نمرات پیش‌آزمون- پس‌آزمون گروه‌ها
پهن داخلی	کنترل	۴/۱±۴/۵	۰/۸±۱/۳	۰/۲	۰/۰۶	۰/۳
	تجربی	۱/۴±۱/۲	۱/۶±۱/۸		۰/۸	
راست‌رانی	کنترل	۳/۸±۲/۳	۲/۹±۱/۳	۰/۰۷	۰/۰۶	۰/۷
	تجربی	۱/۲±۱/۴	۲/۴±۴/۴		۰/۳	
پهن خارجی	کنترل	۱/۸±۱/۷	۰/۹±۱/۳	۰/۵	۰/۵	۰/۵
	تجربی	۱/۸±۱/۹	۲/۸±۵/۴		۰/۶	
دوسررانی	کنترل	۰/۹±۱/۳	۱/۶±۱/۷	۰/۵	۰/۰۷	۰/۳
	تجربی	۱/۸±۱/۳	۲/۳±۳/۲		۰/۶	
نیم‌غشایی	کنترل	۲/۸±۲/۲	۰/۴±۰/۳	۰/۴	۰/۰۶	۰/۷
	تجربی	۱/۶±۱/۴	۱/۶±۱/۸		۰/۹	
نیم‌وتری	کنترل	۱/۰±۰/۸	۱/۰±۰/۷	۰/۸	۰/۸	*۰/۰۳
	تجربی	۲/۴±۲/۰	۲/۰±۱/۵		۰/۴	
دوقلوی داخلی	کنترل	۴/۹±۳/۳	۱/۱±۴/۱	۰/۷	۰/۲	۰/۷
	تجربی	۲/۴±۲/۰	۱/۷±۲/۵		۰/۵	
دوقلوی خارجی	کنترل	۲/۹±۲/۲	۰/۹±۰/۷	۰/۵	۰/۱	۰/۸
	تجربی	۳/۷±۵/۰	۰/۸±۰/۶		۰/۱	
ساقی قدامی	کنترل	۲/۵±۲/۹	۱/۰±۱/۵	۰/۲	۰/۲	۰/۵
	تجربی	۴/۹±۵/۵	۱/۹±۲/۶		*۰/۰۴	

* تفاوت معنادار بین نمرات گروه‌ها (α=۰/۰۵).

جدول ۴- میانگین (انحراف استاندارد) اوج تنش عضلات مفاصل زانو و مچ پا (برحسب میلی‌ولت) در گروه‌های کنترل و تجربی در مرحله اول مرحله‌ی نوسان (بترتیب تاشدن زانو و بازشدن مچ پا) در پیش آزمون و پس آزمون

عضلات	گروه	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	P پیش‌آزمون گروه‌ها	P پس‌آزمون گروه‌ها	P تفاضل نمرات پیش‌آزمون- پس‌آزمون گروه‌ها
پهن داخلی	کنترل	۲/۳±۲/۲	۱/۴±۱/۰	۰/۲	۰/۴	۰/۴
	تجربی	۱/۳±۱/۱	۰/۳±۰/۳		۰/۰۶	
راست‌رانی	کنترل	۲/۶±۳/۹	۱/۵±۱/۰	۰/۰۶	۰/۱	۰/۱
	تجربی	۱/۵±۱/۰	۰/۳±۰/۲		۰/۲	
پهن خارجی	کنترل	۲/۱±۱/۹	۱/۴±۱/۰	۰/۹	۰/۴	۰/۹
	تجربی	۱/۲±۲/۰	۰/۳±۰/۵		*۰/۰۳	
دوسررانی	کنترل	۲/۳±۲/۳	۱/۳±۱/۲	۰/۰۹	۰/۳	۰/۲
	تجربی	۱/۱±۱/۰	۰/۴±۰/۳		۰/۰۸	
نیم‌غشایی	کنترل	۲/۶±۲/۶	۱/۱±۱/۰	۰/۵	۰/۴	۰/۸
	تجربی	۱/۳±۱/۳	۰/۳±۰/۴		۰/۰۹	
نیم‌وتری	کنترل	۱/۵±۱/۹	۰/۷±۰/۸	۰/۶	۰/۴	۰/۵
	تجربی	۱/۶±۲/۵	۰/۴±۰/۳		*۰/۰۰۶	
دوقلوی داخلی	کنترل	۲/۴±۳/۸	۱/۳±۱/۷	۰/۵	۰/۲	۰/۵
	تجربی	۱/۴±۱/۵	۰/۲±۰/۶		۰/۰۹	
دوقلوی خارجی	کنترل	۲/۳±۲/۵	۱/۸±۰/۵	۰/۱	*۰/۰۱	۰/۱
	تجربی	۱/۷±۱/۹	۰/۱±۰/۳		*۰/۰۴	
ساقی قدامی	کنترل	۲/۷±۲/۵	۰/۹±۱/۳	۰/۱	۰/۳	۰/۹
	تجربی	۱/۸±۲/۷	۰/۲±۰/۶		*۰/۰۱	

*تفاوت معنادار بین نمرات گروه‌ها (α=۰/۰۵).

جدول ۵- میانگین (انحراف استاندارد) اوج تنش عضلات مفاصل زانو و مچ پا (برحسب میلی‌ولت) در گروه‌های کنترل و تجربی در مرحله دوم مرحله‌ی نوسان (بترتیب بازشدن زانو و تاشدن مچ پا) در پیش آزمون و پس آزمون

عضلات	گروه	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	P پیش‌آزمون گروه‌ها	P پس‌آزمون گروه‌ها	P تفاضل نمرات پیش‌آزمون- پس‌آزمون گروه‌ها
پهن داخلی	کنترل	۲/۲±۲/۰	۲/۰±۱/۴	۰/۶	۰/۹	۰/۳
	تجربی	۱/۳±۱/۴	۰/۴±۰/۱		۰/۱	
راست‌رانی	کنترل	۳/۸±۲/۳	۲/۰±۱/۴	۰/۰۸	۰/۳	*۰/۰۱
	تجربی	۱/۳±۱/۶	۰/۴±۰/۲		۰/۲	
پهن خارجی	کنترل	۲/۳±۱/۷	۲/۰±۱/۴	۰/۳	۰/۸	۰/۸
	تجربی	۲/۵±۱/۹	۰/۵±۰/۳		۰/۰۶	
دوسررانی	کنترل	۲/۷±۲/۲	۱/۹±۱/۵	۰/۲	۰/۵	۰/۱
	تجربی	۱/۲±۱/۵	۰/۳±۰/۱		۰/۲	
نیم‌غشایی	کنترل	۲/۸±۲/۱	۱/۱±۱/۸	۰/۴	۰/۳	۰/۸
	تجربی	۱/۵±۱/۶	۰/۷±۰/۴		۰/۲	
نیم‌وتری	کنترل	۲/۵±۲/۰	۰/۹±۲/۱	۰/۸	۰/۲	*۰/۰۴
	تجربی	۲/۶±۲/۰	۰/۸±۰/۶		۰/۰۷	
دوقلوی داخلی	کنترل	۴/۰±۲/۶	۱/۹±۱/۲	۰/۶	۰/۳	۰/۱
	تجربی	۲/۰±۱/۲	۰/۸±۰/۳		*۰/۰۱	
دوقلوی خارجی	کنترل	۲/۴±۲/۷	۰/۲±۲/۰	۰/۴	۰/۳	۰/۴
	تجربی	۲/۵±۱/۵	۰/۴±۰/۳		*۰/۰۰۳	
ساقی قدامی	کنترل	۱/۷±۲/۲	۰/۷±۱/۷	۰/۷	۰/۶	۰/۴
	تجربی	۲/۵±۱/۷	۰/۷±۰/۵		*۰/۰۱	

*تفاوت معنادار بین نمرات گروه‌ها (α=۰/۰۵).

بحث و نتیجه‌گیری

هدف از پژوهش حاضر ارزیابی اثر تمرین راه‌رفتن به عقب بر اوج تنش عضلات اندام تحتانی در مراحل اتکا و نوسان هنگام راه‌رفتن به جلو بود. در راه‌رفتن طبیعی، عضلات اندام تحتانی در هماهنگی با هم موجب افزایش و کاهش شتاب حرکت زاویه‌ای اندام‌های تحتانی می‌شوند (۱۶). این تغییرات هماهنگ شتاب باعث انتقال موزون وزن از یک پا به پای دیگر هنگام راه‌رفتن روبه‌جلو می‌گردد.

در مرحله اول مرحلهٔ اتکا (از برخورد پاشنه با زمین تا رسیدن به حداکثر تاشدن زانو و مچ پا) همکاری عضلات پهن داخلی و نیمه‌غشایی که به ترتیب عمل بازشدن و تاشدن زانو را انجام می‌دهند، موقعیت این مفصل را تثبیت می‌کنند. کاهش اوج تنش این دو عضله پس از یک دوره تمرین راه‌رفتن به عقب نشان‌دهنده این است که ثبات مفصل زانو در این مرحله با صرف انرژی کمتر انجام شود و این می‌تواند به استقامت عضلانی عضلات تاکننده و بازکننده زانو در راه‌رفتن عادی کمک نماید. همچنین افزایش اوج تنش عضله ساقی قدامی در گروه تجربی در اثر تمرین راه‌رفتن به عقب می‌تواند ناشی از الگوی معکوس عضلانی این شیوه راه‌رفتن برای کنترل جابجایی افقی مرکز ثقل بدن باشد (۸).

در مرحله دوم مرحله اتکا (از حداکثر تاشدن زانو و مچ پا تا جداشدن پنجه از زمین) کاهش اوج تنش عضله نیمه‌وتری نقش مقاومتی آن را در برابر حرکت بازشدن زانو کاهش می‌دهد، که درنتیجه آن حرکت روبه‌جلو بدن تسهیل می‌شود. همچنین کاهش تنش عضله ساقی قدامی در گروه تجربی باعث تسهیل حرکت بازشدن مچ پا می‌شود و فرد قادر به تولید توان بیشتری در لحظهٔ جدایی پاشنه از زمین خواهد بود (۱۷). فعالیت عضله ساقی قدامی در مرحله اتکا فرایندی است که به‌وسیله قشر حرکتی مغز کنترل می‌شود (۱۸). مجموع این تغییرات در اوج تنش عضلات اندام تحتانی که درنتیجه تغییر الگوی انقباض عضلانی هنگام تمرین راه‌رفتن به عقب ایجاد می‌شود را می‌توان به عنوان سازوکاری معرفی نمود که باعث کاهش هزینه انرژی حرکت روبه‌جلو بدن هنگام راه‌رفتن عادی می‌شود (افزایش کارآمدی).

در مرحله اول مرحلهٔ نوسان (از لحظه جداشدن پنجه از زمین تا حداکثر تاشدن زانو و بازشدن مچ پا)، کاهش اوج تنش عضلات پهن خارجی، نیمه‌وتری، ساقی قدامی و دوقلو خارجی می‌تواند منجر به کاهش مصرف انرژی حرکت نوسانی اندام تحتانی در این مرحله شود. حرکت اندام تحتانی در این مرحله مانند پاندول بوده و به‌صورت غیرفعال انجام می‌شود (۱۳). همچنین، به نظر می‌رسد کاهش اوج تنش عضله دوقلوی خارجی گروه کنترل در پس‌آزمون در هماهنگی با کاهش تنش عضلات پهن داخلی، پهن خارجی و راست رانی (بازکننده‌های زانو) ازیک‌طرف و ساقی قدامی (تاکننده‌ی مچ پا) از طرف دیگر باشد (جدول شماره چهار). باوجودآنکه کاهش تنش عضلات مذکور در گروه کنترل معنادار نبود، اما همزمانی آن‌ها می‌تواند منجر به کاهش هزینه انرژی تاکردن زانو و بازکردن مچ پا شود (دو عملی که عضله دوقلوی خارجی در آن‌ها نقش دارد)،

کاهش اوج تنش عضلات راست‌رانی و نیمه‌وتری در اثر تمرینات راه‌رفتن به عقب در مرحله دوم مرحله نوسان (از حداکثر تاشدن زانو و بازشدن مچ پا تا تماس مجدد پاشنه با زمین) هنگام راه‌رفتن به جلو می‌تواند به ثبات مفصل زانو در این مرحله و با صرف انرژی کمتر کمک نماید (۱۱).

همچنین کاهش اوج تنش عضلات بازکننده (دوقلوهای داخلی و خارجی) و تاکننده (ساقی قدامی) در گروه تجربی پس از تمرین راه‌رفتن به عقب بیانگر ایجاد ثبات پویای مفصل مچ پا با هزینه انرژی کمتر است.

بسیاری از عضلات درگیر در فعالیت راه‌رفتن با انقباض‌های هم‌طول و یا برونگرای خود به حفظ وضعیت قامتی فرد کمک می‌کند و یا انتقال و ذخیره انرژی بین اندام‌ها را تسهیل می‌نمایند (۱۹). انقباض‌های درون‌گرای انفجاری عضلات که به‌وسیله مطالعه فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی در پژوهش حاضر اندازه‌گیری شدند، فعالیت‌هایی هستند که به مصرف انرژی زیادی نیاز دارند و زمانی اتفاق می‌افتند که به توان عضلانی برای پیشروی نیاز است. نتایج این پژوهش نشان می‌دهد تمرین راه‌رفتن به عقب کنترل این نوع انقباض‌های عضلانی را هنگام راه‌رفتن به جلو، از طریق کاهش هزینه انرژی، بهبود می‌بخشد.

نتایج این پژوهش نشان داد که تمرین راه‌رفتن به عقب موجب کاهش اوج تنش عضلات تاکننده و بازکننده مفصل زانو هنگام راه‌رفتن به جلو می‌شود. این کاهش اوج تنش باعث کاهش هزینه انرژی و درنهایت تأخیر خستگی فرد هنگام راه‌رفتن به جلو خواهد شد. این بهبود عملکرد عضلانی را می‌توان ناشی از تکامل سازوکارهای کنترلی سیستم اعصاب مرکزی برای حفظ تعادل مفصلی هنگام راه‌رفتن دانست.

پژوهش‌های گذشته نشان داده‌اند که تمرین راه‌رفتن به عقب باعث تغییر الگوی فعالیت عضلات اندام تحتانی و بهبود عملکرد آن‌ها می‌شود. این تغییرات می‌تواند منجر به افزایش تعادل پویای بدن هنگام راه‌رفتن به جلو شود. البته سازوکاری که به‌وسیله آن این شیوه تمرینی موجب افزایش کارآمدی حرکت می‌شود ناشناخته باقی مانده است. پژوهش حاضر تا حدی این سازوکار را مشخص نمود. اوج تنش عضلات مفصل زانو هنگام راه‌رفتن به جلو پس از یک دوره تمرین راه‌رفتن به عقب کاهش می‌یابد که می‌تواند کاهش هزینه انرژی این نوع حرکت را به دنبال داشته باشد.

منابع

1. Neptune RR, Zajac FE, Kautz SA. 2004. Muscle force redistributes segmental power for body progression during walking. Gait & Posture. 2004. 19:194–205.

2. McGowan CP, Neptune RR, Clark DJ, Kautz SA. Modular control of human walking: Adaptations to altered mechanical demands. Journal of Biomechanics. 2010. 43:412–9.

3. Safavynia A, Torres-Oviedo G, Ting Lena H. Muscle Synergies: Implications for Clinical Evaluation and Rehabilitation of Movement. Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation. 2011. 17(1):16–24.

4. Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. Gait

& Posture. 1995. 3:193–214.
5. Rose DJ. Reduction the Risk of fall among older adults: the fall proof balance and mobility program. Current Sports Medicine Reports. 2011. 10(3):151–6.
6. Clarke MS. The effect of exercise on skeletal muscle in the aged. Journal of musculoskeletal & neuronal interactions. 2004. 4(2):175–8.
7. Grasso R, Bianchi L, Lacquaniti F. Motor Patterns for Human Gait: Backward Versus Forward Locomotion. Prosthetics and Orthotics International. 2010. 34(3):254–69.
8. Jansen K, De Groote F, Massaad F, Meyns P, Duysens J, Jonkers I. Similar muscles contribute to horizontal and vertical acceleration of center of mass in forward and backward walking: implications for neural control. Journal of Neurophysiology. 2012. 107(12):3385–96.
9. Yang YR, Yen JG, Wang RY, Yen LL, Lieu FK. Gait outcomes after additional backward walking training in patients with stroke: a randomized controlled trial. Clinical Rehabilitation. 2005. 19(3):264–73.
10. Fellin RE, Rose WC, Royer TD, Davis IS. Comparison of methods for kinematic identification of footstrike and toe-off during overground and treadmill running. Journal of Science and Medicine in Sport. 2010. 13(6):646–50.
11. Whittle MW. Gait Analysis: An Introduction. 4th edition. Heidi Harrison Publisher, 2007. 154–6.
12. Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. Gait & Posture. 1995. 3:193–214.
13. Winter DA. The Biomechanics and Motor Control of Human Gait. 4th edition. 2009. 35–8.
14. Robertson DGE, Caldwell G, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. Research Methods in Biomechanics. 1st Edition, Human Kinetics. 2014. 163–81.
15. Dimitrov DM, Rumrill PD. Pretest-posttest designs and measurement of change. Work. 2003. 20:159–65.
16. Inman VT, Ralston HJ, Todd F. Human walking. Baltimore, Williams & Wilkins. 1981. 181–5.
17. Thorstensson A. How is the normal locomotor program modified to produce backward walking? Experimental Brain Research. 1986. 61:664–8.
18. Dietz V. Human neuronal control of automatic functional movements: interaction between central programs and afferent input. Physiological Reviews. 1992. 72:33–69.
19. Rose J, Gamble JG. Human Walking. 3rd Edition, Lippincott Williams & Wilkins. 2006. 135–42.

استناد به مقاله

رحیمی‌چیتگر مریم، دماوندی محسن، حسینی‌کاخک سیدعلیرضا. اثر تمرین راه‌رفتن به عقب بر اوج تنش عضلات مفاصل زانو و مچ‌پا هنگام راه‌رفتن به جلو. مطالعات طب ورزشی. پاییز و زمستان ۱۳۹۴؛ ۷(۱۸)، ۳۰-۱۷.

Rahimi Chitgar. M, Damavandi. M, Hosseini-Kakhk. S.A. Effect of backward walking training on the maximum muscles tension of the knee and ankle joints during forward walking. Sport Medicine Studies. Fall & Winter 2015 & 2016; 7 (18): 17-30. (Persian)

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی

Effect of backward walking training on the maximum muscles tension of the knee and ankle joints during forward walking

M. Rahimi-Chitgar[1], M. Damavandi[2], S.A. Hosseini-Kakhk[3]

1. Master student, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Hakim Sabzevari University
2. Assistant Professor, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Hakim Sabzevari University*
3. Associate Professor, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Hakim Sabzevari University

Received Date: 2015/02/11 **Accepted Date: 2016/01/23**

Abstract

The purpose of this study was to assess the effect of backward walking training on the maximum tensions of the knee and ankle joints' muscles during forward walking. Thirty volunteer male university students were divided into control and experimental groups and the subjects of the experimental group participated in a 4-week backward walking training program. Kinematics of the knee and ankle joints of the dominant limb along with the electromyography of their muscles were recorded during forward walking in pre- and post-tests. Maximum muscular tensions of the knee and ankle joints were determined during flexion and extension phases. Results showed backward walking training decreased the maximum tensions of some of the knee extensors and flexors during forward walking. This reduction, that indicates improvement of control mechanisms of the central nervous system to maintain the joint balance, decreases the energy expenditure and delays the muscle fatigue during forward walking.

Keywords: Electromyography, Muscle Tension, Walking, Knee, Ankle

*Corresponding Author Email: mn.damavandi@gmail.com