DOI: 10.22122/jrrs.v13i6.3109 Published by Vesnu Publications

بررسی میزان فعالیت و هم‌انقباضی عضلات زانو و مچ پا در راه رفتن به جلو و عقب در افراد سالم

ندا عصری[۱]، نادر فرهپور[۲]، لیلا غزاله[۳]

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: تمرینات مبتنی بر راه رفتن به عقب، جهت بهبود عملکرد عضلات اندام تحتانی بیماران دارای آسیب مفصلی توصیه شده است. هدف از انجام پژوهش حاضر، مقایسه فعالیت و هم‌انقباضی عضلات زانو و مچ پا در راه رفتن به جلو و عقب در افراد سالم بود.

مواد و روش‌ها: این مطالعه بر روی ۱۰ مرد سالم ۱۸ تا ۲۸ ساله انجام شد. فعالیت و هم‌انقباضی عضلات منتخب (راست رانی، پهن خارجی، پهن داخلی، نیم‌وتری، دو سررانی، دو قلوی داخلی، دو قلوی خارجی و ساقی قدامی) طی مراحل استقرار و نوسان در راه رفتن به جلو و عقب با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی ثبت گردید. به منظور تشخیص شروع و پایان حرکت، هم‌زمان با ثبت فعالیت الکترومیوگرافی، از چهار دوربین آنالیز حرکت استفاده شد. داده‌ها با استفاده از آزمون Repeated measures ANOVA در نرم‌افزار SPSS مورد تجزیه و تحلیل گرفت.

یافته‌ها: دو عضله ساقی قدامی ($P < ۰/۰۰۱$) و دو قلوی خارجی ($P = ۰/۰۲۰$) به ترتیب بیشترین فعالیت را حین راه رفتن به عقب نسبت به راه رفتن به جلو در مراحل استقرار و نوسان داشتند. در زانو، هم‌انقباضی عضلات پهن خارجی و پهن داخلی در فاز نوسان حین راه رفتن به جلو کمتر از راه رفتن به عقب بود ($P = ۰/۰۲۰$). در مچ پا، هم‌انقباضی عضلات دورسی فلکسور و پلانتار فلکسور در فاز استقرار راه رفتن به عقب نسبت به راه رفتن به جلو افزایش یافت ($P < ۰/۰۰۱$). در فاز نوسان، هم‌انقباضی عضلات دورسی فلکسور و پلانتار فلکسور حین راه رفتن به عقب کمتر از راه رفتن به جلو بود ($P = ۰/۰۴۰$).

نتیجه‌گیری: به طور کلی، فعالیت عضلات اندام تحتانی حین راه رفتن به عقب بیشتر از راه رفتن به جلو بود. نتایج مربوط به هم‌انقباضی عضلات نیز نشان داد که هم‌انقباضی عضلات اندام تحتانی حین راه رفتن به عقب نسبت به راه رفتن به جلو می‌تواند اثرات زیانباری بر مفصل زانو بگذارد، اما تأثیرات مفیدی بر مفصل مچ پا دارد.

کلید واژه‌ها: راه رفتن، الکترومایوگرافی، هم‌انقباضی

ارجاع: عصری ندا، فرهپور نادر، غزاله لیلا. **بررسی میزان فعالیت و هم‌انقباضی عضلات زانو و مچ پا در راه رفتن به جلو و عقب در افراد سالم.** پژوهش در علوم توانبخشی ۱۳۹۶؛ ۱۳ (۶): ۳۱۷-۳۰۹

تاریخ دریافت: ۱۳۹۶/۹/۹ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۶/۱۰/۲۰

مقدمه

راه رفتن نوعی فعالیت بدنی است که فواید متعددی برای آن گزارش شده است (۱)، از این‌رو، متخصصان توان‌بخشی و تناسب اندام از آن برای بازیابی آسیب‌های اسکلتی- عضلانی و بهبود وضعیت بدنی استفاده می‌نمایند. با وجود این که بیشتر پروتکل‌های درمانی، مبتنی بر راه رفتن به جلو (Forward walking یا FW) می‌باشند، توجه به راه رفتن به عقب (Backward walking یا BW) به عنوان یک مداخله توان‌بخشی در حال توسعه است (۵-۲). محققان معتقد هستند که راه رفتن به عقب نه تنها قابلیت بهبود عملکرد افراد تحت توان‌بخشی را دارد، بلکه در برخی موارد می‌تواند اثرات مفیدتری نسبت به راه رفتن به جلو داشته باشد (۸-۵).

دلیل مورد توجه قرار گرفتن راه رفتن به عقب از سوی محققان، وجود برخی گزارش‌های پژوهشی مبنی بر تأثیر این فعالیت بر بهبود تعادل، تعدیل بیومکانیک مفاصل و توسعه عملکرد عضلانی در اندام تحتانی است (۹، ۶، ۵، ۲). در خصوص تأثیر راه رفتن به عقب بر عملکرد تعادلی، پژوهشگران با استفاده از آزمون‌های میدانی و سیستم Biodex نشان دادند که برنامه‌های تمرینی ویژه مبتنی بر راه رفتن به عقب، منجر به بهبود تعادل آزمودنی‌ها می‌گردد (۹، ۲). نتایج بررسی‌های بیومکانیکی نیز نشان می‌دهد که اگرچه سرعت راه رفتن به عقب کمتر از راه رفتن به جلو است، اما تمرینات راه رفتن به عقب، باعث افزایش طول گام و سرعت راه رفتن به جلو در بیماران دچار سکته مغزی می‌شود (۱۱، ۱۰). همچنین، اوج نیروی فشاری (Compressive force) در مفصل پاتلوفمورال حین راه رفتن به عقب، کمتر از راه رفتن به جلو است. از این‌رو، استفاده از برنامه‌های تمرینی راه رفتن به عقب برای کاهش درد در افراد

۱- کارشناس ارشد، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران
۲- استاد، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران
۳- استادیار، گروه فیزیولوژی ورزش، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه الزهرا، تهران، ایران
نویسنده مسؤول: لیلا غزاله
Email: l.ghazaleh@alzahra.ac.ir

مبتلا به سندرم درد پاتلوفمورال (Patellofemoral pain syndrome یا PFPS) مفید می‌باشد (۶).

از میان تحقیقات صورت گرفته که راه رفتن به عقب را مورد تحلیل و بررسی قرار داده‌اند، به عملکرد عضلانی توجه ویژه‌ای شده است (۱۳، ۱۲، ۷، ۵) و به دلیل این که یکی از اهداف اصلی متخصصان توان‌بخشی در استفاده از برنامه‌های تمرینی راه رفتن به عقب، تقویت عضلات در افراد تحت تحت توان‌بخشی می‌باشد (۱۵، ۱۴). از این‌رو، لازم است مستندات علمی نیز تأیید نمایند که تمرینات مبتنی بر راه رفتن به عقب نسبت به راه رفتن به جلو، تأثیر بیشتری در فعال نمودن و تقویت عضلات دارند. از جمله مطالعات انجام شده در این زمینه می‌توان به تحقیق Kachanathu و همکاران اشاره کرد (۱۲). آن‌ها دریافتند که تمرینات راه رفتن به عقب منجر به افزایش قدرت عضلات چهار سرانی و پلانتار فلکسوهای مچ پا می‌شود (۱۲).

جهت بررسی دقیق‌تر عملکرد عضلات، تعدادی از محققان با استفاده از روش‌های آزمایشگاهی و الکترومایوگرافی، عملکرد عضلات اندام تحتانی حین راه رفتن به عقب را بررسی نمودند. در این راستا، Grasso و همکاران تأثیر سرعت‌های متفاوت راه رفتن (۱۳) و Li-Yuan و همکاران تأثیر راه رفتن روی زمین و تردمیل بر فعالیت الکتریکی عضلات افراد سالم حین گام برداشتن به جلو و عقب (۷) را مقایسه کردند. Kim و همکاران نیز فعالیت عضلات را در بیماران مبتلا به فلج مغزی در شیب‌های متفاوت تردمیل حین راه رفتن به جلو و عقب مورد مقایسه قرار دادند (۵). نتایج همه مطالعات مذکور تأییدکننده این مطلب بود که به طور کلی فعالیت عضلات اندام تحتانی حین راه رفتن به عقب بیشتر از راه رفتن به جلو است (۱۳، ۷، ۵).

بررسی دقیق عضلات منتخب در تحقیقات پیشین نشان می‌دهد که در آن‌ها فعالیت دو عضله پهن داخلی (Vastus medialis) و نیم‌وتری (Semitendinosus) مورد ارزیابی قرار نگرفته است. نتایج برخی مطالعات حاکی از آن است که فعالیت عضلات مذکور در عملکرد مفاصل اندام تحتانی به ویژه مفصل زانو بسیار تأثیرگذار است (۱۸-۱۶). عضله پهن داخلی یکی از عضلات گروه چهار سرانی می‌باشد که فعالیت هم‌زمان و متناسب آن با دیگر عضلات گروه چهار س رانی مانند پهن میانی و پهن خارجی، در تثبیت استخوان کشکک حایز اهمیت است. چنانچه فعالیت این عضله نسبت به دیگر عضلات گروه چهار سرانی حین اکستنشن زانو افزایش یابد، جهت‌گیری استخوان کشکک مختل می‌شود و منجر به دردهای پاتلوفمورال می‌گردد (۱۸). نتایج پژوهش‌های دیگر نیز نشان می‌دهد که هماهنگی و میزان فعالیت عضلات گروه همسترینگ (به خصوص نیم‌وتری و دو سرانی) حین انجام حرکت در مفصل زانو بسیار مهم است (۱۷). از این‌رو، جهت اتخاذ تصمیم مناسب در رابطه با اثر راه رفتن به عقب بر عملکرد عضلات، لازم است فعالیت کلیه عضلات تأثیرگذار بر عملکرد مفاصل حین انجام این فعالیت بدنی مورد بررسی قرار گیرد. بنابراین، در تحقیق حاضر تلاش گردید تا علاوه بر عضلات مورد بررسی در تحقیقات پیشین، فعالیت دو عضله پهن داخلی و پهن خارجی نیز حین راه رفتن به عقب مورد ارزیابی قرار گیرد.

موارد بیان شده در خصوص متناسب بودن فعالیت عضلات در گروه‌های عضلانی چهار سر و همسترینگ نشان می‌دهد که توجه به نسبت فعالیت عضلات و هماهنگ بودن عملکرد آن‌ها نیز از موارد مهم می‌باشد. از این‌رو، لازم است علاوه بر سطح فعالیت عضلات، به متغیر مهمی همچون هم‌انقباضی عضلانی هم توجه شود و این موضوع از موارد حایز اهمیتی است که در تحقیقات پیشین مورد بررسی قرار نگرفته است. هم‌انقباضی، مکانیسم عملکردی عضلات آنتاگونیست است که باعث تثبیت مفصل (۱۹) و بهبود تعادل حین اجرای حرکت می‌شود (۲۰). البته لازم به ذکر است به دلیل این که مکانیسم هم‌انقباضی، نیروهای وارد آمده به مفصل را افزایش می‌دهد (۲۱)، چنانچه میزان آن‌ها افزایش یابد، ممکن است منجر به تخریب سطوح مفصلی شود (۲۲، ۱۹). در این زمینه، نتایج پژوهش Hodges و همکاران نشان داد که افزایش بیش از حد هم‌انقباضی باعث افزایش نیروهای تماسی در مفصل زانوی افراد مبتلا به استئوآرتریت و پیشرفت بیماری در آن‌ها می‌گردد (۲۳). برخی تحقیقات هم‌انقباضی عضلات حین راه رفتن به جلو را بررسی نموده‌اند. آن‌ها نتیجه گرفتند که اگرچه افزایش هم‌انقباضی منجر به بهبود تعادل حین راه رفتن می‌شود (۲۴)، اما اگر مقدار هم‌انقباضی‌ها افزایش یابد، سرعت راه رفتن کم می‌شود (۲۵).

با توجه به موارد مذکور، می‌توان گفت که میزان هم‌انقباضی عضلات تأثیرات متفاوتی بر پایداری سیستم حرکتی و نیروهای وارد به مفاصل دارد. بنابراین، چنانچه عملکرد مفاصل و عضلات حین راه رفتن به عقب با استفاده از هم‌انقباضی‌های عضلانی مورد بررسی قرار گیرد، اطلاعات جامع‌تری در اختیار متخصصان توان‌بخشی جهت ارایه برنامه تمرینی به بیماران و افراد آسیب دیده قرار خواهد گرفت. اگرچه تحقیقات گذشته نکات مثبتی برای راه رفتن به عقب مطرح را نموده‌اند، اما مشخص نیست آیا این حرکت به لحاظ هم‌انقباضی‌های عضلانی نیز می‌تواند نسبت به راه رفتن به جلو برتری داشته باشد یا خیر؟ از این‌رو، مطالعه حاضر با هدف مقایسه فعالیت و هم‌انقباضی عضلات در مفاصل زانو و مچ پا حین راه رفتن به جلو و عقب در افراد سالم انجام گرفت.

مواد و روش‌ها

این تحقیق از نوع نیمه‌تجربی و کاربردی بود. نرم‌افزار G*Power نشان داد که جهت دستیابی به یک اندازه اثر برابر با ۰/۸ در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ و توان آماری ۰/۸، نیاز به حداقل نمونه ۹ نفری می‌باشد (۲۶). از این‌رو، از جامعه در دسترس دانشجویان ۱۸ تا ۲۸ سال، ۱۰ مرد سالم به صورت تصادفی انتخاب شدند و داوطلبانه در تحقیق حاضر شرکت نمودند (۲۷). با توجه به این که هدف پژوهش مقایسه عملکرد عضلانی در راه رفتن به جلو با عملکرد عضلانی در راه رفتن به عقب بود و همچنین، برای حذف اثر هر نوع ناهنجاری، از افراد سالم و بزرگسال استفاده گردید. معیارهای ورود آزمودنی‌ها شامل عدم ابتلا به ناهنجاری اسکلتی و بیماری‌های عصبی- عضلانی (۱۹) بود. داشتن سابقه جراحی در اندام تحتانی (۲۸، ۴) نیز به عنوان معیارهای خروج در نظر گرفته شد. کلیه اطلاعات و داده‌های تحقیق در آزمایشگاه بیومکانیک دانشگاه بوعلی سینا جمع‌آوری شد. لازم به ذکر است که مطالعه حاضر با کد IR.SSRI.REC.1397.264 توسط کمیته اخلاق در پژوهش پژوهشگاه علوم ورزشی وزارت علوم، تحقیقات و فن‌آوری مورد تأیید قرار گرفت.

از سیستم آنالیز حرکت Vicon (Oxford Metrics, Oxford، انگلستان) با چهار دوربین پرسرعت سری T (۱۰۰ هرتز) جهت تشخیص شروع و پایان حرکت گام برداشتن و از یک دستگاه الکترومیوگرافی سطحی ۱۶ کاناله (BTS FREEEMG 300, BTS Bioengineering، ایتالیا) برای اندازه‌گیری فعالیت الکتریکی عضلات استفاده گردید. این دو دستگاه با استفاده از یک

http://jrrs.mui.ac.ir

سیستم پردازنده MX Giganet هم‌زمان‌سازی شد؛ به طوری که هر دو دستگاه هم‌زمان با یک نرم‌افزار شروع به کار کرد.

ابتدا برای شناسایی اندام تحتانی در تصاویر دوربین، از ۱۶ عدد نشانگر پلاستیکی کروی به قطر ۱۵ میلی‌متر که با کاغذ شبرنگ منعکس‌کننده نور پوشانده شده بود، استفاده گردید. این نشانگرها مطابق با مدل بیومکانیکی Plug-in Gait که توسط Kadaba و همکاران ارایه (۲۹) و در نرم‌افزار Nexus گنجانده شده است، به طور قرینه در دو سمت چپ و راست بر روی نقاط آناتومیکی اندام‌ها قرار داده شد. این نقاط شامل خار خاصره قدامی فوقانی، خار خاصره خلفی فوقانی، یک سوم فوقانی ران، اپی‌کندیل خارجی ران، یک سوم فوقانی ساق، قوزک خارجی، پاشنه و سر متاتارس دوم بود (۲۹). داده‌های کینماتیکی با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰ هرتز جمع‌آوری و سپس با استفاده از فیلتر پایین‌گذر Butterworth (مرتبه ۴) و نقطه برش ۱۰ فیلتر گردید (۳۰). به منظور تحلیل اطلاعات کینماتیکی، سیستم آنالیز حرکتی Vicon Nexus 1.6.1 (https://www.vicon.com/products/software/nexus) مورد استفاده قرار گرفت.

فعالیت الکتریکی عضلات با استفاده از با ۸ جفت الکترود دو قطبی سطحی Ag/AgCl (ساخت کره جنوبی) و دارای ژل هادی یک‌بار مصرف با قطر ۱۲ میلی‌متر انجام شد. فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز، مقاومت ورودی ۱۰۰ مگا اهم و Common mode rejection ratio (CMRR) بیشتر از ۱۱۰ دسی‌بل بود. الکترودها بر روی ۸ عضله راست رانی (Rectus femoris یا RF)، پهن داخلی (Vastus medialis یا VM)، پهن خارجی (Vastus lateralis یا VL)، نیم‌وتری (Semitendinosus یا ST)، دو سررانی (Biceps femoris یا BF)، دو قلوی داخلی (Gastrocnemius medialis یا GM)، دو قلوی خارجی (Gastrocnemius lateralis یا GL) و ساقی قدامی (Tibialis anterior یا TA) قرار داده شد. جهت کاهش مقاومت پوست، ابتدا در موضع‌های الکترودگذاری موها از روی پوست زدوده شد و سپس سطح پوست با استفاده از الکل و پنبه تمیز گردید. الکترودگذاری بر اساس روش استاندارد SENIAM انجام گرفت (۳۱). جفت الکترودها با فاصله مرکز تا مرکز ۲ سانتی‌متر در جهت تارهای عضلانی بر روی عضلات منتخب قرار گرفتند. جهت کاهش آرتی‌فکت‌های حرکتی، سیم‌ها با استفاده از چسب بر روی پوست محکم گردید (۳۱).

پس از نصب نشانگرها و الکترودها بر روی بدن آزمودنی‌ها و آشنا شدن آن‌ها با مسیر در نظر گرفته شده برای راه رفتن، اجرای آزمون آغاز شد. هر آزمودنی باید در یک مسیر ۱۰ متری (طول آزمایشگاه) با سرعت دلخواه، معمولی و بدون کفش ابتدا به جلو و سپس به عقب راه می‌رفت. استفاده از سرعت دلخواه و معمولی به جهت پیشگیری از بروز اختلال در کنترل حرکتی هنگام مواجهه با یک الگوی راه رفتن جدید بود. در این مسیر، آزمودنی بین ۱۵ تا ۱۸ گام برمی‌داشت. گام‌های مورد استفاده برای تحلیل از گام هفتم به بعد بود تا راه رفتن فرد کاملاً تثبیت شده باشد. هر فعالیت شش بار تکرار می‌شد و آزمودنی پس از هر تکرار، ۲ دقیقه استراحت می‌کرد. برای هر تکرار میزان، Root mean square (RMS) ثبت و میانگین مقادیر RMS شش تکرار در محاسبات آماری استفاده شد.

پس از اجرای آزمون‌ها، اطلاعات مربوط به حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی (Maximum voluntary isometric contraction یا MVIC) برای نرمال‌سازی داده‌های الکترومایوگرافی بر اساس روش Murley و Bird جمع‌آوری گردید (۳۲). آزمون MVIC برای عضلات منتخب اجرا شد که در ادامه به تفصیل آمده است.

RF، VM و VL: آزمودنی بر روی صندلی می‌نشست. نحوه نشستن آزمودنی بر روی صندلی به نحوی بود که مفاصل زانو و ران او در وضعیت فلکشن ۹۰ قرار داشت. پس از اعمال مقاومت از سوی آزمونگر بر روی ساق، آزمودنی حداکثر تلاش خود را برای انجام اکستنشن زانو انجام می‌داد.

BF و ST: آزمودنی دمر بر روی تخت دراز می‌کشید؛ در حالی که زانو در وضعیت فلکشن ۷۰ درجه قرار داشت. سپس حداکثر تلاش خود را برای افزایش فلکشن زانو در برابر مقاومت انجام می‌داد.

GM و GL: آزمودنی بر روی صندلی می‌نشست و کف پای خود را با دیوار مماس می‌کرد؛ به طوری که زاویه بین پا و ساق ۹۰ درجه بود. سپس در حالی که آزمونگر پشت صندلی را محکم نگه می‌داشت، آزمودنی باید حداکثر تلاش خود را برای انجام حرکت پلانتار فلکشن انجام می‌داد.

TA: آزمودنی در وضعیت ایستاده قرار می‌گرفت و تلاش می‌کرد حرکت دورسی فلکشن مچ پا را در برابر مقاومت انجام دهد (۳۲).

مدت زمان هر آزمون MVIC، ۵ ثانیه و تعداد تکرارها ۲ مرتبه بود. بالاترین مقدار RMS بین این دو تکرار به عنوان مرجع برای محاسبه درصد MVIC استفاده شد. برای پیشگیری از خستگی، یک دقیقه استراحت بین تکرارهای MVIC در نظر گرفته شد.

به منظور پردازش سیگنال‌های خام الکترومایوگرافی و حذف نویز، از فیلتر میان‌گذر Butterworth ۱۰ تا ۵۰۰ هرتز و از شاخص RMS برای برآورد دامنه فعالیت هر عضله استفاده گردید. برای نرمال‌سازی داده‌ها، مقادیر RMS به دست آمده مربوط به هر عضله طی هر فاز از سیکل راه رفتن (استقرار و نوسان) بر RMS حاصل از MVIC همان عضله تقسیم و سپس در عدد ۱۰۰ ضرب گردید.

هم‌انقباضی عضلات با استفاده از رابطه ۱ محاسبه شد (۳۳) که در آن از میانگین RMS عضلات هر گروه استفاده می‌گردد.

$$\text{هم‌انقباضی} = 1 - \frac{\text{میانگین فعالیت عضلات آنتاگونیست}}{\text{میانگین فعالیت عضلات آگونیست}} \qquad \text{رابطه ۱}$$

در مفصل زانو هم‌انقباضی فلکسورها (GM، GL، BF و ST) و اکستنسورها (RF، VM و VL)، هم‌انقباضی عضلات داخلی (ST، VM و GM) و خارجی (BF، VL و GL) و همچنین، هم‌انقباضی دو عضله پهن داخلی و خارجی مورد بررسی قرار گرفت. در مفصل مچ پا نیز هم‌انقباضی عضلات ساقی قدامی و دوقلو محاسبه گردید.

داده‌ها با استفاده از آزمون‌های Shapiro-Wilk و Repeated measures ANOVA در نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۶ (version 16, SPSS Inc., Chicago, IL) مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. $P < ۰/۰۵۰$ به عنوان سطح معنی‌داری در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

۱۰ آزمودنی در مطالعه حاضر شرکت نمودند. میانگین سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی مشارکت‌کنندگان به ترتیب ۳/۹ ± ۲۲/۶ سال، ۱۰/۲ ± ۱۷۸/۶ سانتی‌متر، ۷/۸ ± ۷۱/۸ کیلوگرم و ۱/۶ ± ۱۹/۵ کیلوگرم بر مترمربع بود.

http://jrrs.mui.ac.ir

جدول ۱. میزان Root mean square (RMS) عضلات عمل‌کننده بر زانو و مچ پا در فاز استقرار حین راه رفتن به جلو و عقب [بر حسب مربع میکروولت و درصد Maximum voluntary isometric contraction (MVIC)]

	عضلات	راه رفتن به جلو	راه رفتن به عقب	آماره F	مقدار P
ران	راست رانی	۳۰/۲۰ ± ۳۱/۲۶	۳۱/۵۵ ± ۴۲/۶۹	-۲/۲۲	۰/۰۵۰
	پهن داخلی	۱۷/۷۶ ± ۳۲/۸۱	۱۷/۲۴ ± ۳۲/۴۵	۰/۱۱	۰/۹۱۰
	پهن خارجی	۳۳/۶۱ ± ۴۴/۷۱	۳۰/۶۲ ± ۴۰/۶۸	۰/۴۵	۰/۶۶۰
	دو سررانی	۳۰/۹۶ ± ۴۴/۹۴	۲۶/۴۰ ± ۴۴/۸۳	۰/۰۲	۰/۹۸۰
	نیم‌وتری	۱۸/۷۰ ± ۳۲/۵۴	۲۸/۷۰ ± ۴۲/۸۹	-۲/۰۸	۰/۰۶۰
ساق	ساقی قدامی	۶/۰۳ ± ۳۰/۷۷	۹/۸۰ ± ۴۲/۷۰	-۵/۱۹	۰/۰۰۱*
	دو قلوی داخلی	۱۷/۷۵ ± ۴۵/۹۱	۱۰/۲۷ ± ۳۵/۸۰	۲/۱۵	۰/۰۶۰
	راست رانی	۱۰/۸۷ ± ۳۵/۲۵	۱۱/۴۰ ± ۳۱/۰۹	۱/۴۷	۰/۱۸۰

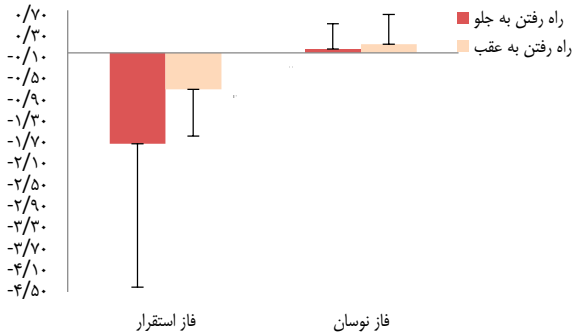
*P < ۰/۰۵ فعالیت عضله در راه رفتن به عقب در مقایسه با راه رفتن به جلو

نتایج مربوط به RMS عضلات منتخب عمل‌کننده بر مفاصل زانو و مچ پا در مرحله استقرار پا بر روی زمین (Stance phase) حین راه رفتن به جلو و عقب در جدول ۱ ارایه شده است. فعالیت عضلات راست رانی و نیم‌وتری در راه رفتن به عقب بیشتر از راه رفتن به جلو بود، اما این اختلاف معنی‌دار نبود. در فاز استقرار حین راه رفتن به عقب، فعالیت عضله ساقی قدامی به میزان ۱۲ درصد بیشتر از راه رفتن به جلو بود (P < ۰/۰۰۱).

نتایج مربوط به RMS عضلات منتخب عمل‌کننده بر مفاصل زانو و مچ پا در فاز نوسان (Swing phase) حین راه رفتن به جلو و عقب در جدول ۲ آمده است. فعالیت عضلات پهن خارجی، دو سررانی، دو قلوی داخلی و دو قلوی خارجی در فاز نوسان حین راه رفتن به عقب نسبت به راه رفتن به جلو بیشتر بود، اما این افزایش تنها در عضله دو قلوی خارجی به لحاظ آماری معنی‌دار بود (P = ۰/۰۲۰).

نتایج مربوط به هم‌انقباضی عضلات فلکسور و اکستنسور مفصل زانو در مراحل استقرار و نوسان حین راه رفتن به جلو و عقب، در شکل ۱ آمده است. اختلاف معنی‌داری بین میانگین هم‌انقباضی عضلات فلکسور و اکستنسور مفصل زانو در مراحل استقرار و نوسان حین راه رفتن به جلو و عقب مشاهده نشد.

مقادیر مربوط به هم‌انقباضی عضلات پهن داخلی و پهن خارجی مفصل زانو در مراحل استقرار و نوسان حین راه رفتن به جلو و عقب در شکل ۲ نشان داده شده است. میزان هم‌انقباضی عضلات پهن داخلی و پهن خارجی در فاز نوسان حین راه رفتن به عقب نسبت به راه رفتن به جلو کاهش معنی‌داری یافت (P = ۰/۰۲۰). لازم به ذکر است که کاهش مذکور در فاز استقرار نیز مشاهده شد، اما به لحاظ آماری معنی‌دار نبود.



شکل ۱. هم‌انقباضی عضلات فلکسور و اکستنسور مفصل زانو حین راه رفتن به جلو و عقب در فاز استقرار و نوسان

نتایج این بخش با یافته‌های جدول ۲ همسو بود. بر این اساس، میانگین RMS عضله پهن داخلی در فاز نوسان حین راه رفتن به عقب نسبت به راه رفتن به جلو کاهش داشت؛ در حالی که عضله پهن خارجی در راه رفتن به عقب فعالیت بیشتری را نشان داد.

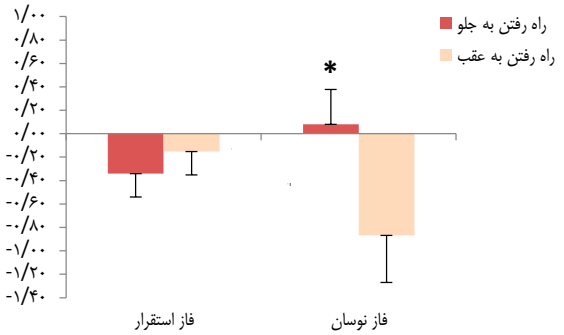
جدول ۲. میزان Root mean square (RMS) عضلات عمل‌کننده بر زانو و مچ پا در فاز نوسان حین راه رفتن به جلو و عقب [بر حسب مربع میکروولت و درصد Maximum voluntary isometric contraction (MVIC)]

	عضلات	راه رفتن به جلو	راه رفتن به عقب	آماره F	مقدار P
ران	راست رانی	۲۹/۷۳ ± ۴۰/۷۱	۲۴/۳۸ ± ۳۱/۷۲	۰/۵۳	۰/۶۱۰
	پهن داخلی	۲۲/۰۰ ± ۲۹/۹۰	۱۶/۹۳ ± ۲۵/۴۹	۰/۱۱	۰/۹۱۰
	پهن خارجی	۲۷/۸۷ ± ۲۹/۵۰	۳۰/۰۶ ± ۴۰/۶۴	-۱/۵۲	۰/۱۶۰
	دو سررانی	۲۸/۱۰ ± ۳۸/۱۰	۳۴/۸۶ ± ۴۰/۰۴	۰/۰۲	۰/۹۸۰
	نیم‌وتری	۱۸/۴۸ ± ۲۶/۴۳	۱۸/۱۱ ± ۲۲/۷۳	۰/۹۱	۰/۳۸۰
ساق	ساقی قدامی	۶/۰۰ ± ۱۸/۲۲	۵/۴۵ ± ۱۵/۶۰	۱/۴۶	۰/۱۸۰
	دو قلوی داخلی	۹/۳۶ ± ۲۲/۱۵	۱۴/۹۹ ± ۳۰/۱۰	-۱/۵۳	۰/۱۶۰
	راست رانی	۴/۴۹ ± ۱۵/۹۳	۱۶/۸۸ ± ۳۰/۹۰	-۲/۷۶	۰/۰۲۰*

*P < ۰/۰۵ فعالیت عضله در راه رفتن به عقب در مقایسه با راه رفتن به جلو

http://jrrs.mui.ac.ir

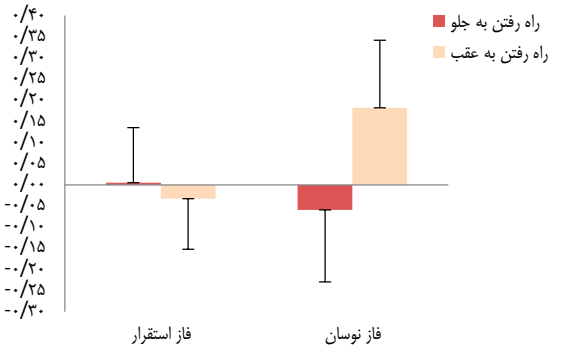
مقایسه مقادیر نشان داد که میانگین RMS عضله پهن داخلی در راه رفتن به جلو، ۲۹/۹۰ و در راه رفتن به عقب، ۲۵/۴۹ بود؛ در حالی که مقدار RMS عضله پهن خارجی در راه رفتن به جلو و راه رفتن به عقب به ترتیب ۲۹/۵۰ و ۴۰/۶۴ به دست آمد.



شکل ۲. هم‌انقباضی عضلات پهن داخلی و پهن خارجی مفصل زانو حین راه رفتن به جلو و عقب در فاز استقرار و نوسان

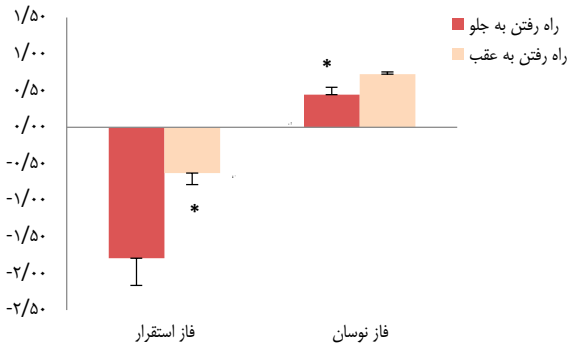
*وجود تفاوت معنی‌دار در سطح ۰/۰۵

میانگین هم‌انقباضی عضلات داخلی و خارجی زانو در مراحل استقرار و نوسان حین راه رفتن به جلو و عقب در شکل ۳ ارایه شده است. تفاوت معنی‌داری بین هم‌انقباضی عضلات داخلی و خارجی زانو حین راه رفتن به جلو و عقب در مراحل استقرار و نوسان وجود نداشت.



شکل ۳. هم‌انقباضی عضلات داخلی و خارجی مفصل زانو حین راه رفتن به جلو و عقب در فاز استقرار و نوسان

داده‌های مربوط به هم‌انقباضی عضلات دورسی فلکسور و پلانتار فلکسور مچ پا در مراحل استقرار و نوسان حین راه رفتن به جلو و عقب، در شکل ۴ ارایه شده است. هم‌انقباضی عضلات دورسی فلکسور و پلانتار فلکسور مچ پا در فاز استقرار حین راه رفتن به عقب نسبت به راه رفتن به جلو به طور معنی‌داری افزایش یافت ($P < ۰/۰۰۱$). همچنین، هم‌انقباضی عضلات دورسی فلکسور و پلانتار فلکسور در فاز نوسان حین راه رفتن به عقب نسبت به راه رفتن به جلو کاهش یافت ($P = ۰/۰۴۰$).



شکل ۴. هم‌انقباضی عضلات دورسی فلکسور و پلانتار فلکسور مفصل مچ پا حین راه رفتن به جلو و عقب در فاز استقرار و نوسان

*وجود تفاوت معنی‌دار در سطح ۰/۰۵.

بحث

نتایج تحقیق حاضر نشان داد که فعالیت دو عضله ساقی قدامی و دو قلوی خارجی به ترتیب در مراحل استقرار و نوسان حین راه رفتن به عقب بیشتر از راه رفتن به جلو بود. در زانو، هم‌انقباضی عضلات پهن خارجی و پهن داخلی در فاز نوسان حین راه رفتن به جلو کمتر از راه رفتن به عقب مشاهده شد. در مچ پا، هم‌انقباضی عضلات دورسی فلکسور و پلانتار فلکسور در فاز استقرار راه رفتن به عقب نسبت به راه رفتن به جلو افزایش یافت. در فاز نوسان نیز هم‌انقباضی عضلات دورسی فلکسور و پلانتار فلکسور حین راه رفتن به عقب کمتر از راه رفتن به جلو گزارش گردید.

هدف از انجام پژوهش حاضر، بررسی فعالیت و هم‌انقباضی عضلات منتخب عمل‌کننده در مفاصل زانو و مچ پا حین راه رفتن به جلو و عقب در افراد سالم بود. یافته‌های مربوط به فعالیت عضلات حاکی از آن بود که از میان هشت عضله منتخب، فعالیت دو عضله ساقی قدامی و دو قلوی خارجی به ترتیب در فاز استقرار و نوسان حین راه رفتن به عقب نسبت به راه رفتن به جلو افزایش معنی‌داری یافت. بر اساس بررسی‌های به عمل آمده، در دو مطالعه تا حدودی مشابه، فعالیت عضلات حین راه رفتن به جلو و عقب با استفاده از الکترومایوگرافی مورد مقایسه قرار گرفت. Joshi و همکاران (۸) و Li-Yuan و همکاران (۷) فعالیت برخی از عضلات منتخب را در افراد سالم حین راه رفتن به جلو و عقب، به ترتیب در سرعت‌های متفاوت راه رفتن و شیب‌های مختلف تریدمیل مقایسه کردند. آن‌ها در بخش گزارش نتایج مربوط به شرایط عادی (سرعت معمولی و سطح بدون شیب)، بدون اشاره به مقادیر دقیق و نام هر عضله، به طور کلی عنوان کردند که فعالیت عضلانی در راه رفتن به عقب بیشتر از راه رفتن به جلو است (۸، ۷)، اما Kim و همکاران با بررسی بیماران دچار فلج مغزی، به طور دقیق بیان نمودند که از بین چهار عضله منتخب، فعالیت عضله راست رانی حین راه رفتن به عقب بیشتر از راه رفتن به جلو است (۵). بنابراین، با توجه به نتایج پژوهش‌های پیشین و یافته‌های بررسی حاضر در این بخش، می‌توان گفت که حین راه رفتن به عقب نه تنها فعالیت هیچ عضله‌ای نسبت به راه رفتن به جلو کاهش معنی‌داری ندارد، بلکه فعالیت برخی از عضلات به صورت معنی‌داری افزایش می‌یابد. از این‌رو، می‌توان گفت که راه رفتن به عقب فعالیت حرکتی است که نسبت به راه رفتن به جلو عضلات اندام تحتانی را بیشتر

فعال می‌کند و چنانچه هدف متخصصان توان‌بخشی فقط تقویت عضلات بیماران است، می‌توانند از آن به عنوان یک فعالیت بدنی مناسب استفاده نمایند.

بخش دیگری از نتایج تحقیق حاضر نشان داد که هم‌انقباضی دو عضله پهن داخلی و پهن خارجی در فاز نوسان حین راه رفتن به عقب نسبت به راه رفتن به جلو کاهش می‌یابد. در فاز نوسان، فعالیت عضله پهن خارجی حین راه رفتن به عقب نسبت به راه رفتن به جلو افزایش می‌یابد. پس می‌توان گفت که کاهش هم‌انقباضی دو عضله پهن داخلی و خارجی حین راه رفتن به عقب، به دلیل افزایش فعالیت پهن خارجی است. به دلیل این که تاکنون تحقیقی در رابطه با هم‌انقباضی عضلات حین راه رفتن به عقب انجام نشده است، امکان مقایسه نتایج در این بخش با مطالعات دیگر وجود ندارد، اما تحقیقات متعددی در رابطه با عمل هماهنگ دو عضله پهن خارجی و پهن داخلی حین حرکت در مفصل زانو انجام شده است (۳۴، ۱۸). به طوری که پژوهشگران اذعان دارند که عمل هماهنگ دو عضله پهن خارجی و پهن داخلی (به عنوان دو عضله از گروه عضلات چهار سرانی) هنگام فلکشن و اکستنشن مفصل زانو، در جهت‌گیری (Orientation) استخوان کشکک در سطح فرونتال بسیار مهم است (۱۸) و چنانچه نسبت فعالیت دو عضله مذکور هنگام حرکت در مفصل زانو نامتعادل گردد، استخوان کشکک به طرف داخل و یا خارج منحرف می‌شود و زمینه برای ایجاد دردهای کشککی فراهم می‌گردد (۳۴). با توجه به نتایج به دست آمده از تحقیق حاضر در این بخش و با استفاده از یافته‌های مطالعات دیگر در خصوص انحراف استخوان کشکک در صورت نامتعادل شدن فعالیت دو عضله پهن خارجی و پهن داخلی (۳۴) و عوارض این پدیده (۳۶، ۳۵)، می‌توان گفت که در فاز نوسان راه رفتن به عقب، احتمال انحراف استخوان کشکک به طرف خارج و نامتعادل شدن وضعیت آن در سطح فرونتال وجود دارد که می‌تواند زمینه‌ساز بروز درد در مفصل زانو گردد (۳۴). بنابراین، نتایج حاصل از این بخش نشان می‌دهد که هم‌انقباضی عضلات عمل‌کننده بر مفصل زانو حین راه رفتن به عقب، منجر به اعمال نیروهای نامتعادل در این مفصل می‌شود. از این‌رو، اگرچه آزمودنی‌های مورد مطالعه تحقیق حاضر را افراد سالم تشکیل دادند، اما به نظر می‌رسد که هنگام استفاده از تمرینات مبتنی بر راه رفتن به عقب در افراد دارای آسیب‌دیدگی در مفصل زانو باید با احتیاط عمل نمود. با این حال، لازم به ذکر است که جهت تصمیم‌گیری مناسب‌تر در این خصوص، به انجام تحقیقات تکمیلی و کلینیکی نیاز می‌باشد.

نتایج مربوط به هم‌انقباضی عضلات در مفصل مچ پا نیز حاکی از آن بود که هم‌انقباضی عضلات دورسی فلکسور و پلانتار فلکسور در فاز استقرار راه رفتن به عقب نسبت به راه رفتن به جلو افزایش و در فاز نوسان راه رفتن به عقب نسبت به راه‌رفتن به جلو، کاهش می‌یابد. همان‌گونه که در بخش قبلی عنوان شد، از آن‌جایی که تاکنون تحقیقی در رابطه با هم‌انقباضی عضلات حین راه رفتن به عقب صورت نگرفته است، امکان مقایسه یافته‌های این بخش با تحقیقات دیگر وجود ندارد، اما نتیجه به دست آمده می‌تواند با نتایج مطالعات انجام شده در خصوص تأثیر تمرینات راه رفتن به عقب بر کنترل تعادل (۳، ۲) همسو باشد. پژوهشگران با استفاده از آزمون‌های میدانی (۲) و سیستم Biodex (۳) نتیجه‌گیری کردند که تمرینات راه رفتن به عقب، منجر به بهبود تعادل آزمودنی‌ها می‌شود. از آن‌جایی که افزایش هم‌انقباضی باعث تثبیت مفصل حین اجرای حرکت می‌شود (۱۹)، می‌توان گفت که افزایش هم‌انقباضی در فاز استقرار راه رفتن به عقب که وزن کل بدن بر روی یک پا قرار می‌گیرد، به کنترل وضعیت و حفظ تعادل کمک می‌نماید. کاهش هم‌انقباضی عضلات مچ پا در فاز نوسان راه رفتن به عقب نسبت به راه رفتن به جلو نیز می‌تواند یکی دیگر از مزایای راه رفتن به عقب باشد؛ چرا که کاهش هم‌انقباضی عضلات، سبب کاهش نیروهای فشاری در سطوح مفصلی می‌گردد (۱۴). بنابراین، نتایج تحقیق حاضر در این بخش حاکی از آن بود که فعالیت بدنی راه رفتن به عقب نسبت به راه رفتن به جلو به لحاظ هم‌انقباضی عضلات در مفصل مچ پا دارای برتری است.

محدودیت‌ها

عدم دسترسی به اطلاعات کینتیکی و نیروی عکس‌العمل زمین جهت تفسیر جامع‌تر نتایج، از جمله محدودیت‌های مطالعه حاضر می‌باشد.

پیشنهادها

پیشنهاد می‌شود گروه‌هایی متشکل از افراد دارای آسیب‌های مفصلی در اندام تحتانی، با استفاده از تمرینات مبتنی بر راه رفتن به عقب، تحت توان‌بخشی قرار گیرند تا با اطمینان بیشتری بتوان در مورد نتایج آزمایشگاهی پژوهش حاضر تصمیم‌گیری نمود.

نتیجه‌گیری

بر اساس نتایج به دست آمده، فعالیت عضلات اندام تحتانی حین راه رفتن به عقب بیشتر از راه رفتن به جلو بود. نتایج مربوط به هم‌انقباضی عضلات نیز نشان داد که هم‌انقباضی عضلات اندام تحتانی حین راه رفتن به عقب نسبت به راه رفتن به جلو می‌تواند اثرات زیانباری بر مفصل زانو و اثرات مفیدی بر مفصل مچ پا داشته باشد.

تشکر و قدردانی

مطالعه حاضر برگرفته از پایان‌نامه مقطع کارشناسی ارشد رشته بیومکانیک ورزشی با شماره ۲۲۸۹۶۸۱، مصوب دانشگاه بوعلی‌سینا می‌باشد که با کد اخلاق IR.SSRI.REC.1397.264 به تأیید کمیته اخلاق در پژوهش پژوهشگاه علوم ورزشی وزارت علوم، تحقیقات و فن‌آوری رسیده است. بدین وسیله نویسندگان از تمام دانشجویانی که در اجرای این تحقیق مشارکت نمودند، تشکر و قدردانی به عمل می‌آورند.

نقش نویسندگان

ندا عصری، فراهم نمودن نمونه‌های مطالعه، اجرای تحقیق،جمع آوری و تحلیل داده‌ها، لیلا غزاله، ایده پردازی، نگارش و تنظیم تخصصی دست نوشته از نظر مفاهیم علمی، تحلیل آماری و تفسیر نتایج، تأیید نهایی دست‌نوشته جهت ارسال به دفتر مجله و پاسخگویی به نظرات داوران، نادر فرهپور، ایده پردازی، اجرای تحقیق و جمع‌آوری داده‌ها، نظارت تخصصی و علمی بر اجرای تحقیق، تفسیر نتایج، تدوین و نگارش دست‌نوشته را بر عهده داشتند.

منابع مالی

پژوهش حاضر بر اساس تحلیل بخشی از اطلاعات مستخرج از پایان‌نامه مقطع کارشناسی ارشد رشته بیومکانیک ورزشی با شماره ۲۲۸۹۶۸۱، مصوب دانشگاه بوعلی‌سینا و با حمایت مالی این دانشگاه انجام شد. همچنین، این تحقیق توسط

کمیته اخلاق در پژوهش پژوهشگاه علوم ورزشی وزارت علوم، تحقیقات و فن‌آوری با کد IR.SSRI.REC.1397.264، مورد تأیید قرار گرفت.

تعارض منافع

هیچ یک از نویسندگان دارای تعارض منافع نمی‌باشند. ندا عصری، از سال ۱۳۹۲ تا ۱۳۹۴ به عنوان دانشجوی مقطع کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی در دانشگاه بوعلی سینا به تحصیل اشتغال داشت. لیلا غزاله، استادیار بیومکانیک ورزشی است که از سال ۱۳۹۵ تاکنون در دانشگاه الزهرا (س) مشغول به فعالیت می‌باشد. نادر فرهپور به عنوان استاد از سال ۱۳۷۸ تاکنون در دانشگاه بوعلی سینا به فعالیت مشغول است.

References

1. Morris JN, Hardman AE. Walking to health. Sports Med 1997; 23(5): 306-32.
2. Hemmasian Etefagh, Jamshidi A, Nickjoo A. walking backwards improves high school female athletes' balance. J Res Med Dent Sci 2017; 5(1): 46-8.
3. Amini HA, Fazel Kalkhoran J, Salehi M, Jazini F. Effect of backward walking training on improves postural stability in children with down syndrome. Int J Pediatr 2016; 4(7): 2171-81.
4. Song DV, Silvernail JF, Tandy RD, Lee S, Dufek JS. Effects of slope on backward locomotion. EC Orthopaedics 2018; 9(2): 34-41.
5. Kim WH, Kim WB, Yun CK. The effects of forward and backward walking according to treadmill inclination in children with cerebral palsy. J Phys Ther Sci 2016; 28(5): 1569-73.
6. Roos PE, Barton N, van Deursen RW. Patellofemoral joint compression forces in backward and forward running. J Biomech 2012; 45(9): 1656-60.
7. Li-Yuan C, Fong-Chin S, Ping-Yen C. Kinematic and EMG analysis of backward walking on treadmill. 2000 p. 825-7.
8. Joshi S, Vij JS, Singh SK. Retrowalking: A new concept in physiotherapy and rehabilitation. Int J Recent Sci Res 2015; 4(10: 152-6.
9. Hao WY, Chen Y. Backward walking training improves balance in school-aged boys. Sports Med Arthrosc Rehabil Ther Technol 2011; 3: 24.
10. 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. Clin Rehabil 2005; 19(3): 264-73.
11. Takami A, Wakayama S. Effects of partial body weight support while training acute stroke patients to walk backwards on a treadmill -a controlled clinical trial using randomized allocation. J Phys Ther Sci 2010; 22(2): 177-87.
12. Kachanathu SJ, Hafez AR, Zakaria AR. EFFICACY of backward versus forward walking on hamstring strain rehabilitation. International Journal of Therapies and Rehabilitation Research 2013; 2(1): 8-14.
13. Grasso R, Bianchi L, Lacquaniti F. Motor patterns for human gait: Backward versus forward locomotion. J Neurophysiol 1998; 80(4): 1868-85.
14. Kuma DM, Shina WS. Effect of backward walking training using an underwater treadmill on muscle strength, proprioception and gait ability in persons with stroke. J Phys Ther Sci 2017; 6: 120-6.
15. Kim YS, Park J, Shim JK. Effects of aquatic backward locomotion exercise and progressive resistance exercise on lumbar extension strength in patients who have undergone lumbar diskectomy. Arch Phys Med Rehabil 2010; 91(2): 208-14.
16. Kim HJ, Lee JH, Ahn SE, Park MJ, Lee DH. Influence of anterior cruciate ligament tear on thigh muscle strength and hamstring-to-quadriceps ratio: A meta-analysis. PLoS One 2016; 11(1): e0146234.
17. Schuermans J, Van Tiggelen D, Danneels L, Witvrouw E. Biceps femoris and semitendinosus--teammates or competitors? New insights into hamstring injury mechanisms in male football players: a muscle functional MRI study. Br J Sports Med 2014; 48(22): 1599-606.
18. Oatis CA. Kinesiology: The mechanics and pathomechanics of human movement. Philadelphia, PA: Lippincott Williams and Wilkins; 2004.
19. Knarr BA, Zeni JA, Jr., Higginson JS. Comparison of electromyography and joint moment as indicators of co-contraction. J Electromyogr Kinesiol 2012; 22(4): 607-11.
20. Craig CE, Calvert GHM, Doumas M. Effects of the availability of accurate proprioceptive information on older adults' postural sway and muscle co-contraction. Eur J Neurosci 2017; 46(10): 2548-56.
21. Tsai LC, McLean S, Colletti PM, Powers CM. Greater muscle co-contraction results in increased tibiofemoral compressive forces in females who have undergone anterior cruciate ligament reconstruction. J Orthop Res 2012; 30(12): 2007-14.
22. Richards C, Higginson JS. Knee contact force in subjects with symmetrical OA grades: differences between OA severities. J Biomech 2010; 43(13): 2595-600.
23. Hodges PW, van den Hoorn W, Wrigley TV, Hinman RS, Bowles KA, Cicuttini F, et al. Increased duration of co-contraction of medial knee muscles is associated with greater progression of knee osteoarthritis. Man Ther 2016; 21: 151-8.
24. Detrembleur C, Dierick F, Stoquart G, Chantraine F, Lejeune T. Energy cost, mechanical work, and efficiency of hemiparetic walking. Gait Posture 2003; 18(2): 47-55.
25. Peterson DS, Martin PE. Effects of age and walking speed on coactivation and cost of walking in healthy adults. Gait Posture 2010; 31(3): 355-9.

26. Faul F, Erdfelder E, Lang AG, Buchner A. G*Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. Behav Res Methods 2007; 39(2): 175-91.
27. Fischer SL, Grewal TJ, Wells R, Dickerson CR. Effect of bilateral versus unilateral exertion tests on maximum voluntary activity and within-participant reproducibility in the shoulder. J Electromyogr Kinesiol 2011; 21(2): 311-7.
28. Flynn TW, Soutas-Little RW. Patellofemoral joint compressive forces in forward and backward running. J Orthop Sports Phys Ther 1995; 21(5): 277-82.
29. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. J Orthop Res 1990; 8(3): 383-92.
30. Krkeljas Z, Moss SJ. Relationship between gait kinematics and walking energy expenditure during pregnancy in South African women. BMC Sports Sci Med Rehabil 2018; 10: 11.
31. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. J Electromyogr Kinesiol 2000; 10(5): 361-74.
32. Murley GS, Bird AR. The effect of three levels of foot orthotic wedging on the surface electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2006; 21(10): 1074-80.
33. Heiden TL, Lloyd DG, Ackland TR. Knee joint kinematics, kinetics and muscle co-contraction in knee osteoarthritis patient gait. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2009; 24(10): 833-41.
34. Pal S, Besier TF, Draper CE, Fredericson M, Gold GE, Beaupre GS, et al. Patellar tilt correlates with vastus lateralis: Vastus medialis activation ratio in maltracking patellofemoral pain patients. J Orthop Res 2012; 30(6): 927-33.
35. Waryasz GR, McDermott AY. Patellofemoral pain syndrome (PFPS): A systematic review of anatomy and potential risk factors. Dyn Med 2008; 7: 9.
36. Dutton RA, Khadavi MJ, Fredericson M. Update on rehabilitation of patellofemoral pain. Curr Sports Med Rep 2014; 13(3): 172-8.

DOI: 10.22122/jrrs.v13i6.3109 Published by Vesnu Publications

Assessment of Muscle Activity and Co-contraction in Knee and Ankle Joints during Forward and Backward Walking in Healthy Individuals

Neda Asri[1], Nader Farahpour[2], Leila Ghazaleh[3]

Original Article

Abstract

Introduction: Backward walking trainings are recommended to improve lower limb muscle performance in patients with joint injuries. The purpose of this study was to investigate muscles activity and co-contraction in ankle and knee joints during forward walking (FW) and backward walking (BW) in healthy individuals.

Materials and Methods: Ten healthy men aged between 18-28 years participated in this study. The activity and co-contraction of selected muscles (rectus femoris, vastus lateralis, vastus medialis, semitendinosus, biceps femoris, gastrocnemius medialis, gastrocnemius lateralis, and tibialis anterior) were detected using electromyography (EMG) during stance and swing phases of FW and BW. To identify beginning and end of movement, 4 cameras of motion analysis system were synchronously used with EMG. The data statistical analysis was done using repeated measures ANOVA test via SPSS software.

Results: The activity of tibialis anterior ($P < 0.001$) and gastrocnemius lateralis ($P = 0.02$) increased respectively at stance and swing phases of BW in comparison to FW. In knee joint, co-contraction of vastus lateralis and vastus medialis at swing phase of BW increased in comparison to FW ($P = 0.02$). In the ankle joint, co-contraction of dorsiflexor and plantar flexor muscles at stance phase of BW increased in comparison to FW ($P < 0.001$). At swing phase, co-contraction of dorsiflexor and plantar flexor muscles decreased during BW in comparison to FW ($P = 0.04$).

Conclusion: The results of the current study suggest that activity of the lower limb muscles increased during BW in comparison to FW. In addition, co-contraction of lower limb muscles can have mal-effect on knee joint, but useful effect on ankle joint during BW in comparison to FW.

Keywords: Walking, Electromyography, Muscle co-contraction

Citation: Asri N, Farahpour N, Ghazaleh L. **Assessment of Muscle Activity and Co-contraction in Knee and Ankle Joints during Forward and Backward Walking in Healthy Individuals.** J Res Rehabil Sci 2017; 13(6): 309-17.

Received date: 30.11.2017 Accept date: 10.01.2018

1- Department of Biomechanics, School of Sport Sciences, Bu-Ali Sina University, Hamadan, Iran
2- Professor, Department of Biomechanics, School of Sport Sciences, Bu-Ali Sina University, Hamadan, Iran
3- Assistant Professor, Department of Sport Physiology, School of Physical Education and Sport Sciences, Alzahra University, Tehran, Iran
Corresponding Author: Leila Ghazaleh, Email: l.ghazaleh@alzahra.ac.ir