مقایسه فعالیت عضلات اطراف زانو هنگام راه رفتن و دویدن در افراد با ناهنجاری واروس زانو و گروه شاهد

مهرداد عنبریان*، حامد اسماعیلی[1]، سید اسماعیل حسینی‌نژاد[2]، محمد ربیعی[2]، حجت بینابا‌جی[2]

چکیده

مقدمه: تغییرات وضعیتی اندام تحتانی با اختلال عملکرد حرکتی و به ویژه راه رفتن همراه است. باوجود این که واروس زانو یکی از ناهنجاری‌های شایع اندام تحتانی است، اثر آن بر عملکرد حرکتی کمتر مورد توجه قرار گرفته است. هدف پژوهش حاضر، مقایسه فعالیت الکترومایوگرافی عضلات اطراف زانو (با تأکید بر پدیده هم انقباضی بین عضلات آگونیست و آنتاگونیست) هنگام راه رفتن و دویدن در افراد دارای واروس زانو در مقایسه با گروه همسالان نرمال بود.

مواد و روش‌ها: این پژوهش یک مطالعه شبه تجربی با گروه‌های آزمون و شاهد بود. تعداد ۱۶ دانش‌آموز پسر با میانگین سن ۰/۶ ± ۱۵/۵ سال، به طور در دسترس در دو گروه همسان شده واروس زانو و شاهد به طور مساوی تقسیم شدند. میزان هم انقباضی عمومی و هم انقباضی جهت‌دار عضلات مفصل زانو طی مراحل مختلف راه رفتن (مرحله انتقال وزن و مرحله مید استانس/ پروپالشن) و مرحله استانس دویدن از طریق فعالیت الکترومایوگرافی عضلات ناحیه مفصل زانو بررسی شد.

یافته‌ها: فعالیت الکترومایوگرافی عضلات ناحیه مفصل زانو در مرحله انتقال وزن هنگام راه رفتن حدود ۱۸ درصد و طی مرحله استانس دویدن حدود ۳۱ درصد در افراد دارای واروس زانو در مقایسه با گروه شاهد بیشتر بود، اما از لحاظ آماری اختلاف معنی‌دار نبود (به ترتیب P = ۰/۵۲ و P = ۰/۵۵). آزمودنی‌های گروه واروس زانو در مرحله انتقال وزن راه رفتن و مرحله استانس دویدن میزان هم انقباضی جهت‌دار بیش‌تری را در عضلات ناحیه خارجی مفصل زانو نسبت به عضلات ناحیه داخلی نشان دادند. این در حالی بود که بر عکس افراد گروه شاهد از هم انقباضی بیشتر عضلات ناحیه داخلی برخوردار بودند.

نتیجه‌گیری: این نتایج تفاوت معنی‌داری از لحاظ آماری در میزان هم انقباضی عضلات بین افراد با واروس زانو و گروه شاهد در هنگام راه رفتن و دویدن نشان نداد. اما به نظر می‌رسد وجود تفاوت موجود در فعالیت الکترومایوگرافی برخی عضلات اندام تحتانی بین افراد مبتلا به ناهنجاری واروس زانو و گروه شاهد هنگام راه رفتن و دویدن کاربردهای کلینیکی داشته باشد.

کلید واژه‌ها: واروس زانو، راه رفتن، دویدن، الکترومایوگرافی

تاریخ دریافت: ۹۰/۱۰/۸
تاریخ پذیرش: ۹۱/۳/۲۵

مقدمه

راه رفتن یکی از فعالیت‌های ضروری در زندگی روزمره است. در سال‌های اخیر مطالعات متعددی به بررسی اثر عواملی نظیر سرعت راه رفتن، سن و ناهنجاری‌های قامتی بر پارامترهای راه رفتن (Gait analysis) پرداخته‌اند (۵-۱). ناهنجاری‌های عضلانی- اسکلتی اندام تحتانی به ویژه ساختارهای غیر

* دکترای بیومکانیک ورزشی، دانشیار، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران
Email: m_anbarian@yahoo.com
۱- دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران
۲- کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران

www.mui.ac.ir

طبیعی کف پایی نظیر کف پای صاف و اثر آن بر الگوی راه رفتن مورد توجه محققین قرار گرفته است. اما ناهنجاری‌های عضلانی- اسکلتی زانو به عنوان مفصلی مهم در راه رفتن، کمتر مورد توجه بوده است. مفصل زانو، نیروهای گشتاوری بزرگی را طی اجرای فعالیت‌های حرکتی نظیر راه رفتن تحمل می‌کند. نیروی عکس‌العمل زمین گشتاور اداکشنی را در صفحه فرونتال بر مفصل زانو در مرحله استانس راه رفتن تحمیل می‌کند (۶). میزان این گشتاور اداکشنی در افراد با واروس زانو افزایش می‌یابد و در نتیجه می‌تواند عاملی در تخریب بافت‌های داخلی مفصل زانو شود و در نهایت در استئوآرتریت کمپارتمان داخلی مفصل زانو مؤثر باشد (۷). استئوآرتریت زانو یکی از علل اصلی ناتوانی در سنین کهنسالی به شمار می‌آید که بر پارامترهای راه رفتن اثرگذار است (۱۱-۸). غالب مطالعات انجام شده بر روی الگوی راه رفتن افراد مبتلا به استئوآرتریت زانو نشان داده است که افراد مبتلا به استئوآرتریت زانو با سرعت و آهنگ گام برداری (Cadence) آرام‌تر راه می‌روند. در آنالیز راه رفتن، این افراد همچنین دارای نسبت استانس (Stance) بزرگ‌تر، طول گام (Stride) کوتاه‌تر، مدت زمان استانس و حمایت دوگانه (Double support time) طولانی‌تر در مقایسه با الگوی طبیعی راه رفتن هستند (۱۶-۱۲، ۱). برخی دیگر از مطالعات نیز نشان داده است که افراد مبتلا به استئوآرتریت زانو دارای دامنه حرکتی کم‌تری در مفصل زانو طی مرحله استانس در یک سیکل راه رفتن هستند (۱۸، ۱۷).

در بررسی فعالیت عضلانی هنگام راه رفتن مبتلایان به استئوآرتریت زانو، فعالیت برخی عضلات مانند عضلات همسترینگ، مدت زمان فعالیت عضلات در فاز استانس و میزان هم انقباضی عضلات آگونیست و آنتاگونیست در این افراد افزایش می‌یابد (۲۱-۱۹). همزمانی انقباض عضلات موافق و مخالف اطراف مفصل برای حفظ موقعیت و ثبات مفصل از اهمیت بیومکانیکی زیادی برخوردار است. به طور کلی دو نوع هم انقباضی شامل هم انقباضی عمومی (General co-contraction) و هم انقباضی جهت‌دار (Directed co-contraction) وجود دارد (۲۲). هم انقباضی جهت‌دار که از نسبت فعالیت عضلات مخالف (Antagonist) به موافق (Agonist) محاسبه می‌شود، عامل مهمی در ثبات مفصل و بارهای وارده بر مفصل در وضعیت‌های استاتیک یا دینامیک مانند راه رفتن و دویدن به شمار می‌رود (۲۳).

بررسی و مشخص کردن علل و عوامل استئوآرتریت زانو و پیش‌گیری از وقوع آن به ویژه در سنین نوجوانی، سبب صرف هزینه درمانی کمتر و همچنین کارایی بالاتر فرد در انجام فعالیت‌های روزانه می‌شود. واروس زانو یکی از علل اصلی ابتلا به استئوآرتریت کمپارتمان داخلی زانو به شمار می‌رود. بنابراین مطالعه دقیق متغیرهای بیومکانیکی نظیر بررسی الگوی سینماتیکی، سینتیکی و فعالیت الکترومایوگرافی عضلات افراد دارای واروس زانو در طی راه رفتن و مقایسه آن با افراد نرمال در سنین نوجوانی به متخصصان در شناخت دقیق‌تر و ارایه راهکار برای بهبود و یا جلوگیری از پیشرفت سایر آسیب‌ها در این مفصل، کمک شایانی خواهد نمود. پژوهش‌های اندکی به آنالیز راه رفتن در افراد دارای واروس زانو در سنین نوجوانی پرداخته‌اند. Stief و همکاران ویژگی‌های سینماتیکی و سینتیکی الگوی راه رفتن در دو گروه از نوجوانان و جوانان دارای واروس زانو و نرمال را مقایسه کردند (۴). آن‌ها گزارش کردند که میزان اکستنشن زانو و همچنین حداکثر گشتاور اکستنشن زانو در افراد دارای واروس زانو در مرحله پایانی استانس نسبت به افراد نرمال کمتر است. به علاوه آن‌ها مشاهده کردند که حداکثر گشتاور اداکشن زانو در مرحله میانی و پایانی استانس و حداکثر گشتاور ابداکشن ران در مرحله انتقال وزن (Loading response phase) در افراد با واروس زانو نسبت به افراد نرمال به طور معنی‌داری بیشتر است.

با وجود معدود مطالعات بیومکانیکی راه رفتن در افراد جوان، پژوهشی که میزان فعالیت الکترومایوگرافی عضلات طی راه رفتن در نوجوانان دارای واروس زانو را با افرد نرمال مقایسه کند، وجود نداشت. هدف پژوهش حاضر، مقایسه فعالیت الکترومایوگرافی عضلات اطراف زانو (با تأکید بر پدیده هم انقباضی بین عضلات آگونیست و آنتاگونیست) طی فازهای مختلف سیکل راه رفتن و فاز استانس دویدن در افراد دارای

www.mui.ac.ir

واروس زانو در مقایسه با گروه همسالان نرمال بود.

مواد و روش‌ها

پژوهش حاضر یک مطالعه شبه تجربی با گروه‌های آزمون و شاهد بود. جامعه آماری این تحقیق را دانش‌آموزان پسر مدارس مقطع متوسطه ناحیه ۲ که در سال تحصیلی ۹۰-۸۹ در شهر همدان مشغول به تحصیل بودند، تشکیل داد. از بین مدارس، تعداد ۵ مدرسه به طور تصادفی انتخاب گردید. در هر مدرسه، یک کلاس از هر پایه به صورت تصادفی ساده انتخاب شد. پس از غربال‌گری اولیه از بین دانش‌آموزانی که تمایل به همکاری داشتند، از تعداد ۲۰ دانش‌آموز دارای واروس زانو پس از هماهنگی‌های لازم درخواست شد برای بررسی‌های دقیق‌تر به آزمایشگاه بیومکانیک اندام تحتانی دانشگاه بوعلی سینا مراجعه کنند. پس از انجام معاینات دقیق‌تر و در نظر گرفتن معیارهای مطالعه حاضر، در نهایت تعداد ۸ دانش‌آموز که دارای واروس زانوی بیش از هنجار جامعه تحقیق بودند به عنوان گروه واروس زانو وارد تحقیق شدند. از همین جامعه آماری، تعداد ۸ دانش‌آموز فاقد واروس زانو به عنوان گروه شاهد نیز به شکلی انتخاب شدند که به لحاظ برخی مشخصه‌های دموگرافیکی با گروه واروس زانو همسان باشند. ویژگی‌های فردی آزمودنی‌ها در جدول ۱ آورده شده است.

معیارهای ورود به گروه شاهد شامل عدم سابقه جراحی، صدمات شدید در اندام فوقانی، تحتانی و به ویژه ناحیه زانو بود. علاوه بر آن، آزمودنی‌ها با تست‌هایی نظیر تست Adams، استفاده از شاقول و صفحه شطرنجی، اندازه‌گیری فاصله دو قوزک و دو اپی‌کندیل داخلی ران مورد ارزیابی قرار گرفتند. ناهنجاری‌های اندام تحتانی نظیر وجود زاویه کوچک‌تر (کوکسا وارا) و یا بزرگ‌تر (کوکسا والگا) بین گردن و تنه استخوان فمور از حد طبیعی و یا ساختار غیر طبیعی پا می‌تواند بر روی زانو مؤثر باشد. بنابراین با استفاده از دستگاه فوت اسکن ساختار کف پایی آزمودنی‌ها اندازه‌گیری شد که هر دو گروه دارای ساختار طبیعی در پا بودند، اما از اندازه‌گیری کوکسا وارا و والگا به دلیل نیاز به انجام تست رادیوگرافی و به منظور رعایت اصول اخلاق پژوهش صرف‌نظر شد که به عنوان یکی از محدودیت‌های این تحقیق قابل ذکر است. دانش‌آموزانی که فاقد هر گونه ناهنجاری قامتی بودند به عنوان گروه شاهد انتخاب شدند. افراد گروه واروس زانو ضمن برخورداری از معیارها و ویژگی‌های گروه شاهد تنها در ناحیه زانو دارای ناهنجاری واروس بودند. جهت تعیین شدت ناهنجاری در زانوی دانش‌آموزان، فاصله بین دو اپی‌کندیل داخلی ران در حالت ایستاده، در حالی که فرد بدون هیچ گونه فشاری دو قوزک داخلی پا را به هم چسبانده بود، توسط کولیس اندازه‌گیری شد. افرادی که دارای واروس زانو با فاصله بیشتر از شش سانتی‌متر بودند، در گروه تجربی جای گرفتند (۲۴).

فرایند معاینات توسط متخصص طب فیزیکی انجام گرفت. قبل از اجرای آزمایشات، رضایت آزمودنی‌ها و والدین آن‌ها برای شرکت در آزمون اخذ شد. سیگنال‌های EMG (Electromyography) سطحی با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی بی‌سیم ۱۶ کاناله ساخت کشور فنلاند (Biomonitor ME6000 T16, Mega Electronics Ltd., Kuopio, Finland) جمع‌آوری گردید. الکترودهای مورد استفاده از نوع الکترودهای چسبنده یکبار مصرف

جدول ۱. ویژگی‌های آزمودنی‌ها

گروه	سن (سال)	قد (سانتی‌متر)	وزن (کیلوگرم)	فاصله بین دو اپی‌کندیل داخلی ران (سانتی‌متر)
واروس زانو	۱۵/۶۱ ± ۰/۷	۱۶۷/۷۵ ± ۵/۳۹	۵۴/۳۷ ± ۶/۹۸	۶/۹ ± ۱/۵۱
نرمال	۱۵/۴ ± ۰/۶	۱۶۴/۳۷ ± ۴/۹۲	۵۷/۳۷ ± ۵/۹۹	صفر

www.mui.ac.ir

Ag-AgCl بود. پس از تراشیدن کامل موهای زاید و تمیز کردن پوست با پنبه و الکل طبی، الکترودها روی عضلات مورد نظر پای راست نصب گردید. محل نصب الکترودها در بخش خارجی و داخلی عضله گاستروکنیمیوس، پرونئوس لانگوس، تیبیالیس انتریور، واستوس مدیالیس، واستوس لترالیس، بای‌سپس فموریس، سمی تندینوسوس و تنسور فاسیالاتا بر اساس پروتکل اروپایی SENIAM انجام شد (۲۵). الکترودها در حد فاصل مرکز عصب‌دهی عضله و تاندون انتهایی قرار داده می‌شدند. الکترود زمین روی استخوان تیبیا قرار داده شد. فاصله مرکز تا مرکز الکترودها ۲۰ میلی‌متر بود. سپس کابل‌ها به دستگاه انتقال دهنده و الکترودها متصل شد. الکترودها و کابل‌ها بر روی پوست ثابت گردید تا در حرکات آزمودنی اختلال ایجاد نکنند. سپس حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک (Maximum voluntary isometric contraction یا MVIC) عضلات با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی نمونه‌برداری شد و برای نرمالایز کردن داده‌ها مورد استفاده قرار گرفت. تکرارهای MVIC در عضله واستوس مدیالیس، رکتوس فموریس و واستوس لترالیس در وضعیت فلکشن ۹۰ درجه مفصل ران و فلکشن ۹۰ درجه مفصل زانو و حین اجرای حرکت اکستنشن زانو در حالت نشسته (بر روی ماشین بدنسازی مخصوص تقویت عضلات ران) و در دو عضله بای‌سپس فموریس و سمی ممبر نئوس در همان وضعیت قبلی مفصل ران و زانو و در خلال اجرای حرکت فلکشن انجام شد (۲۶). تکرارهای MVIC به ترتیب در بخش داخلی و خارجی عضله گاستروکنیمیوس، تیبیالیس انتریور و پرونئوس لانگوس در حالت اکستنشن کامل زانو و مچ در زاویه ۹۰ درجه در برابر مقاومت ثابت دستگاه و طی اجرای حرکات پلانتار فلکشن، دورسی فلکشن و اورژن ثبت گردید (۲۷). آزمودنی‌ها ۲ تکرار ۳ ثانیه‌ای MVIC، برای هر عضله یا گروه عضلانی و به صورت تصادفی اجرا نمودند و بین هر تکرار حدود یک دقیقه استراحت به آزمودنی‌ها داده شد.

به منظور مشخص نمودن لحظه تماس پاشنه با زمین، تماس انگشت شست پا با زمین، بلند شدن پاشنه از سطح زمین (Heel off) و بلند شدن شست از روی زمین (Toe off) دو عدد فوت سویچ (حسگرهای حساس به نیرو، دایره‌ای شکل و با قطر ۱۳ میلی‌متر) در زیر مفصل Interphalangeal انگشت شست پا و در خلفی‌ترین بخش کف پایی استخوان پاشنه نصب گردید (۲۳). به دلیل نزدیک کردن آزمایش به شرایط طبیعی و پیش‌گیری از تغییر احتمالی الگوی راه رفتن آزمودنی در اثر تمرکز روی سرعت راه رفتن (۲۷)، از آزمودنی‌ها خواسته شد تا با سرعت خود انتخابی مسیر ده متری را طی کنند (سه مرتبه برای آشنایی با مسیر). البته برای مقایسه اثر احتمالی سرعت راه رفتن و کنترل آن در تجزیه و تحلیل اطلاعات در طول مسیر، سرعت راه رفتن فرد با سرعت‌سنج کنترل گردید. لازم به توضیح است که به دلیل خود انتخابی بودن سرعت راه رفتن، تغییر قابل توجه در سرعت افراد در تکرارهای مختلف دیده نشد. آنگاه آزمودنی‌ها در آزمایش اصلی، مسیر ده متری را سه مرتبه دیگر طی نمودند و فعالیت الکترومایوگرافی عضلات ثبت شد. برای تجزیه و تحلیل اطلاعات خام به دست آمده از الکترودهای سطحی، از نرم‌افزار Mega win ۳.۰.۱ و فیلتر میان گذر ۸ تا ۴۵۰ هرتز استفاده گردید. فرکانس نمونه‌برداری برابر ۲۰۰۰ هرتز و نسبت سیگنال به نویز برابر ۹۰ دسی‌بل بود. فاز استانس از طریق سنسورهای فوت سویچ مشخص می‌شد. به این ترتیب که فاصله زمانی بین برخورد پاشنه پای راست بر روی زمین و جدا شدن پنجه از روی زمین به عنوان مرحله استانس در نظر گرفته می‌شد. برای نرمالایز کردن سیگنال‌های الکترومایوگرافی میزان فعالیت عضله با شاخص ریشه میانگین مجذور خطا (Root mean square یا RMS) در طی فازهای مختلف کل سیکل راه رفتن (شامل مرحله انتقال وزن و مرحله مید استانس/ پروپالشن) بر مقادیر MVIC همان عضله تقسیم و در عدد ۱۰۰ ضرب شد (۳). در پژوهش حاضر میزان هم انقباضی عمومی (General co-contraction) از حاصل جمع فعالیت الکترومایوگرافی تمام عضلات مفصل زانو محاسبه شد (۲۳). میزان هم انقباضی جهت‌دار (Directed co-contraction) یعنی بین عضلات جانب داخلی و خارجی و هچنین بین عضلات تاکننده و باز کننده مفصل زانو از طریق رابطه زیر محاسبه شد (۲۳).

www.mui.ac.ir

(میانگین فعالیت عضلات آگونیست/ میانگین فعالیت عضلات آنتاگونیست) – ۱ = هم انقباضی جهت‌دار

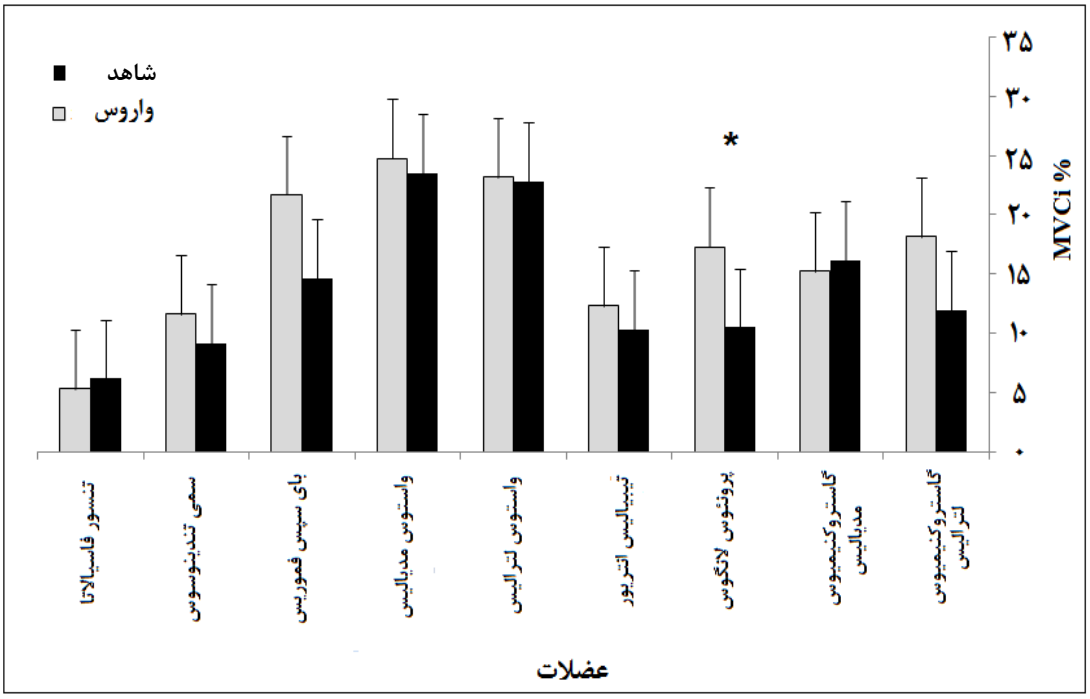
در رابطه فوق، هر چه عدد حاصله به صفر نزدیک‌تر باشد، میزان هم انقباضی بیشتر و هر چه عدد حاصله به ۱ و ۱- نزدیک‌تر شود میزان هم انقباضی کمتر خواهد بود. تجزیه و تحلیل داده‌ها به وسیله نرم‌افزار $SPSS_{۱۸}$ صورت گرفت. برای بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون Shapiro-Wilk و برای تجزیه و تحلیل‌های آماری از Independent t استفاده گردید. سطح معنی‌داری در این پژوهش $P \leq ۰/۰۵$ در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

میزان فعالیت الکترومایوگرافی عضلات طی مرحله انتقال وزن (۱۵ درصد ابتدایی مرحله استانس) و مرحله مید استانس و پروپالشن (۴۵ درصد انتهایی دوره استانس) هنگام راه رفتن در دو گروه به ترتیب در نمودار ۱ و جدول ۲ آورده شده است.

همان طور که در نمودار ۱ مشاهده می‌شود، میزان فعالیت عضلات دوسر رانی، دو قلوی خارجی و پرونئوس لانگوس حدود ۷ درصد طی مرحله انتقال وزن در افراد دارای واروس زانو نسبت به افراد نرمال بیشتر است و این اختلاف در عضله پرونئوس لانگوس معنی‌دار می‌باشد (P = ۰/۰۴۳). میزان فعالیت عضلات در دو گروه، طی مرحله مید استانس و پروپالشن هیچ گونه اختلاف معنی‌داری را نشان نداد (جدول ۲).

میزان فعالیت الکترومایوگرافی عضلات طی فاز استانس دویدن در دو گروه در نمودار ۲ نشان داده شده است. میزان فعالیت عضله واستوس لترالیس، بای‌سپس فموریس و گاستروکنیمیوس لترالیس (به ترتیب به میزان ۱۸، ۱۱ و ۱۱ درصد MVIC) طی فاز استانس دویدن، در افراد دارای واروس زانو نسبت به افراد نرمال بیشتر بود. فعالیت عضله واستوس مدیالیس به میزان ۱۰ درصد MVIC در افراد نرمال نسبت به گروه دیگر بیشتر بود، اما هیچ کدام از این اختلاف‌ها از لحاظ آماری معنی‌دار نبود.



نمودار ۱. میزان فعالیت الکترومایوگرافی عضلات طی مرحله انتقال وزن در گروه‌های واروس زانو و شاهد هنگام راه رفتن

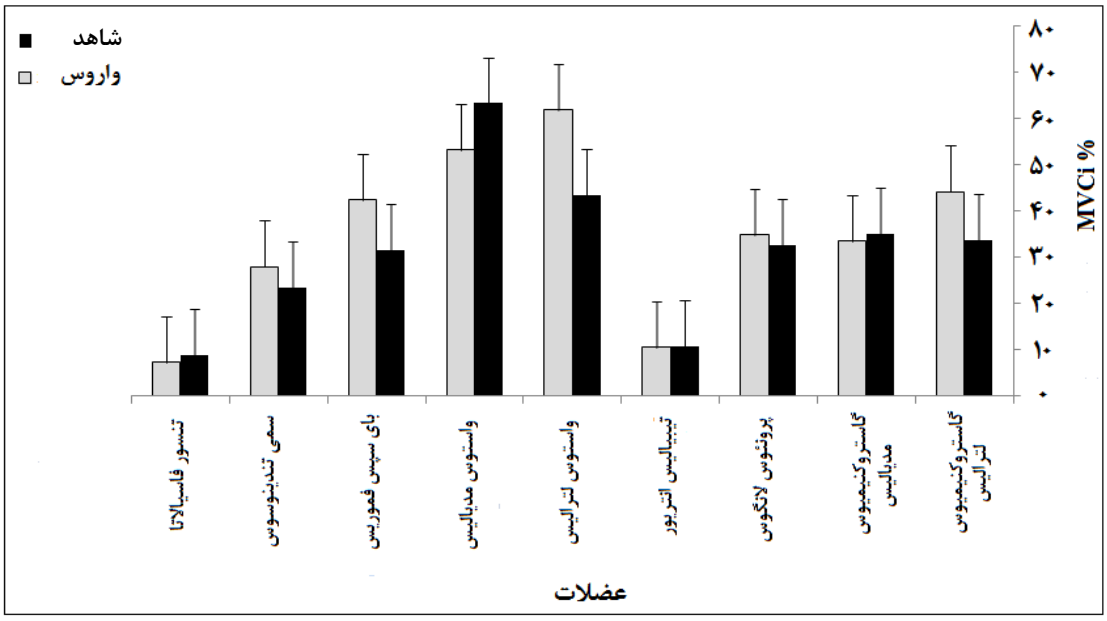
* P = ۰/۰۴۳

www.mui.ac.ir

جدول ۲. فعالیت الکترومایوگرافی عضلات در مرحله مید استانس و پروپالشن گروه‌های واروس زانو و شاهد هنگام راه رفتن

عضلات	شاهد	واروس زانو
گاستروکنیمیوس لترالیس	۱۰/۷۸ ± ۴/۳۱	۸/۸۳ ± ۲/۹۷
گاستروکنیمیوس مدیالیس	۱۲/۰۵ ± ۴/۴۲	۱۰/۷۳ ± ۳/۸۹
پرونئوس لانگوس	۱۰/۵۷ ± ۲/۳۵	۱۰/۹۸ ± ۵/۱۵
تیبیالیس انتریور	۳/۳۰ ± ۲/۰۵	۲/۷۳ ± ۰/۸۹
واستوس لترالیس	۷/۸۰ ± ۵/۴۱	۹/۵۵ ± ۵/۱۵
واستوس مدیالیس	۱۴/۳۲ ± ۹/۹۹	۱۴/۱۲ ± ۱۲/۲۴
بای‌سپس فموریس	۵/۵۹ ± ۴/۹۱	۸/۱۷ ± ۵/۱۹
سمی تندینوسوس	۶/۸۷ ± ۵/۶۶	۷/۴۰ ± ۶/۱۳
تنسور فاسیالاتا	۲/۲۷ ± ۱/۱۰	۲/۲۳ ± ۱/۸۵

سطح فعالیت عضلات بر حسب درصدی از ماکزیمم انقباض ارادی ایزومتریک (MVIC یا Maximum voluntary isometric contraction)



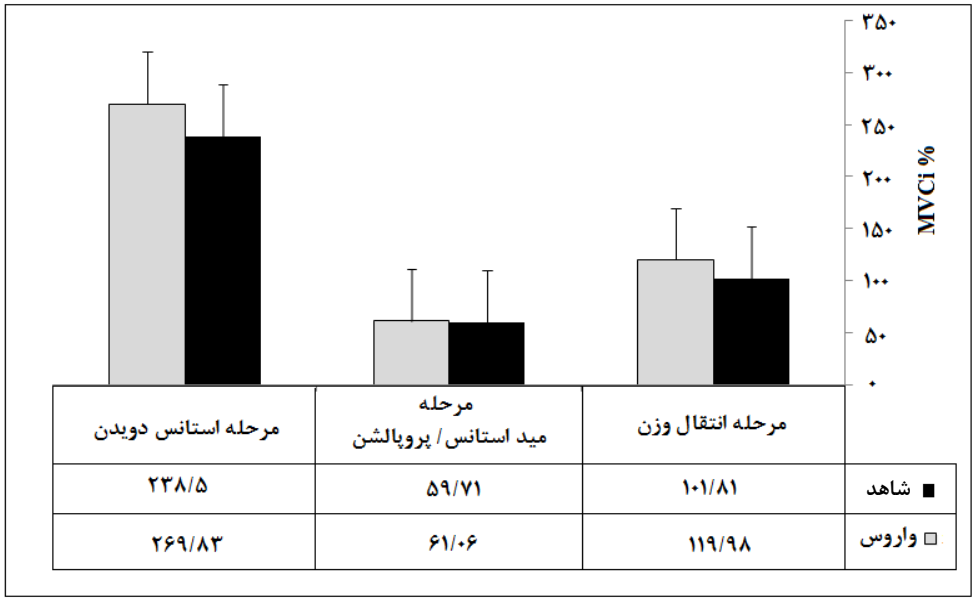
نمودار ۲. میزان فعالیت الکترومایوگرافی عضلات طی مرحله استانس دویدن در گروه‌های واروس زانو و شاهد

مجموع فعالیت الکترومایوگرافی عضلات (Net muscle activation) مفصل زانو طی مرحله انتقال وزن و مرحله مید استانس/ پروپالشن راه رفتن و همچنین فاز استانس دویدن دو گروه در نمودار ۳ آورده شده است. مجموع فعالیت الکترومایوگرافی عضلات طی مرحله انتقال وزن حدود ۱۸ درصد (P = ۰/۵۲) و طی فاز استانس دویدن حدود ۳۱ درصد در افراد دارای واروس زانو نسبت به گروه همسالان نرمال بیشتر بود (P = ۰/۵۵).

میزان هم انقباضی جهت‌دار بین عضلات داخلی و خارجی مفصل زانو نشان داد که طی مرحله انتقال وزن (هنگام راه رفتن) و مرحله استانس دویدن، میزان هم انقباضی عضلات خارجی مفصل زانو در افراد با واروس زانو نسبت به هم انقباضی عضلات داخلی بیشتر است، در حالی که در افراد نرمال عکس این قضیه صادق می‌باشد (نمودار ۴) (P = ۰/۲۹). میزان هم انقباضی عضلات داخلی طی مرحله مید استانس و پروپالشن (هنگام راه رفتن) نسبت به هم انقباضی عضلات خارجی در دو

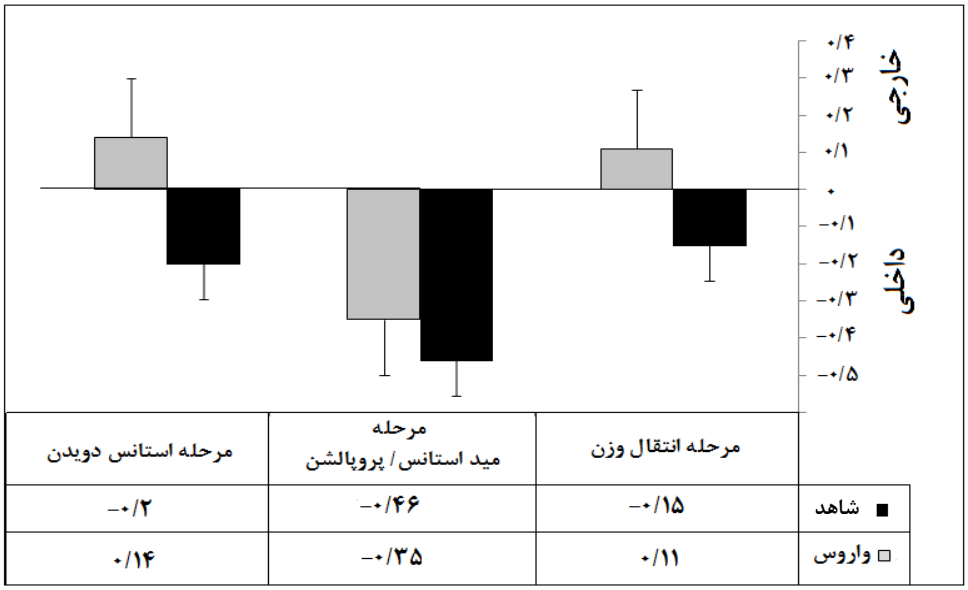
www.mui.ac.ir

گروه بیشتر بود. همچنین مقدار این هم انقباضی در افراد دارای واروس زانو نسبت به گروه شاهد بیشتر بود (P = ۰/۷۳). میزان هم انقباضی بین عضلات تاکننده و باز کننده مفصل زانو در نمودار ۵ قابل مشاهده است. سطح معنی‌داری اختلاف بین دو گروه در هم انقباضی عضلات تاکننده و باز کننده طی مراحل انتقال وزن و مید استانس/ پروپالشن راه رفتن به ترتیب برابر P = ۰/۲۹ و P = ۰/۵۷ و طی فاز استانس دویدن برابر P = ۰/۳۸ بود.



	مرحله انتقال وزن	مرحله مید استانس / پروپالشن	مرحله استانس دویدن
■ شاهد	۱۰۱/۸۱	۵۹/۷۱	۲۳۸/۵
□ واروس	۱۱۹/۹۸	۶۱/۰۶	۲۶۹/۸۳

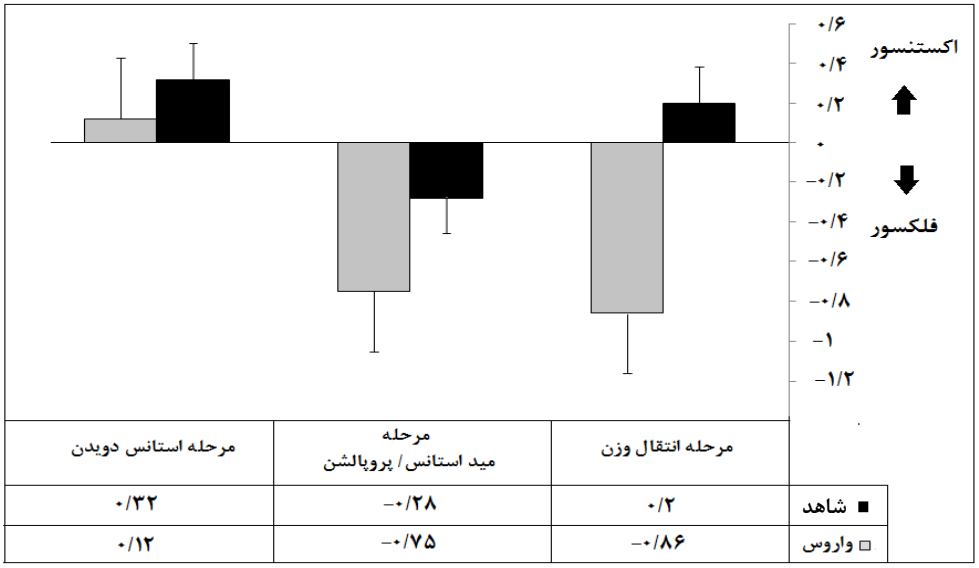
نمودار ۳. مجموع فعالیت عضلات اطراف مفصل زانو (Net muscle activation) در مراحل انتقال وزن، مید استانس/ پروپالشن راه رفتن و مرحله استانس دویدن در گروه‌های تحقیق



	مرحله انتقال وزن	مرحله مید استانس / پروپالشن	مرحله استانس دویدن
■ شاهد	-۰/۱۵	-۰/۴۶	-۰/۲
□ واروس	۰/۱۱	-۰/۳۵	۰/۱۴

نمودار ۴. میزان هم انقباضی بین عضلات خارجی و داخلی زانو در گروه‌های واروس زانو و شاهد

www.mui.ac.ir



	مرحله انتقال وزن	مرحله مید استانس / پروپالشن	مرحله استانس دویدن
■ شاهد	۰/۲	-۰/۲۸	۰/۳۲
□ واروس	-۰/۸۶	-۰/۷۵	۰/۱۲

نمودار ۵. هم انقباضی بین اکستنسورها و فلکسورهای زانو در گروه‌های واروس زانو و شاهد

بحث

هدف پژوهش حاضر، مقایسه فعالیت الکترومایوگرافی عضلات اطراف زانو طی مراحل مختلف سیکل راه رفتن و مرحله استانس دویدن در افراد با ناهنجاری واروس زانو در مقایسه با گروه همسالان نرمال با تأکید بر پدیده هم انقباضی بین عضلات آگونیست و آنتاگونیست بود. همان طور که در نمودارهای ۱ و ۳ و نیز جدول ۲ مشاهده می‌شود، از لحاظ آماری تنها میزان فعالیت عضله پرونئوس لانگوس طی مرحله انتقال وزن هنگام راه رفتن، بین دو گروه معنی‌دار است. هر چند فعالیت سایر عضلات طی فاز استانس راه رفتن و دویدن از لحاظ آماری اختلاف معنی‌داری را نشان نداد، اما میزان فعالیت عضله سمی تندینوسوس، بای‌سپس فموریس، گاستروکنیمیوس لترالیس و عضله پرونئوس لانگوس (هر کدام حدود ۷ درصد) طی مرحله انتقال وزن هنگام راه رفتن و میزان فعالیت عضله واستوس لترالیس، بای‌سپس فموریس و گاستروکنیمیوس لترالیس (به ترتیب به میزان ۱۸، ۱۱ و ۱۱ درصد MVIC) طی فاز استانس دویدن در افراد با واروس زانو نسبت به افراد نرمال بیشتر بود. از سوی دیگر افزایش در میزان فعالیت عضله واستوس مدیالیس به میزان ۱۰ درصد MVIC در افراد نرمال نسبت به گروه مبتلا به واروس زانو مشاهده شد. با توجه به نتایج حاصله می‌توان این نکته را بیان کرد که افراد با واروس زانو در مرحله استانس راه رفتن و دویدن فعالیت عضلانی بیشتر و در نتیجه صرف انرژی بیشتری نسبت به افراد نرمال دارند. نکته جالب در میزان فعالیت الکترومایوگرافی عضلات دو گروه آزمودنی، افزایش قابل توجه فعالیت عضلات طی مرحله استانس دویدن در مقایسه با استانس راه رفتن در افراد دارای واروس زانو بود. به بیان دیگر هر چه به سرعت حرکت افزوده می‌شود (دویدن در مقابل راه رفتن)، فعالیت عضلانی افراد با واروس زانو هم به همان نسبت در مقایسه با گروه شاهد بیشتر می‌شود. هم انقباضی عضلات مفصل زانو سبب تغییر در میزان پایداری و بارهای مفصلی (Articular loading) در این مفصل می‌شود (۲۸). همان طور که در نمودار ۳ مشاهده می‌شود، مجموع فعالیت الکترومایوگرافی عضلات (هم انقباضی عمومی) طی مرحله انتقال وزن حدود ۱۸ درصد و طی مرحله استانس دویدن حدود ۳۱ درصد در افراد با واروس زانو نسبت به گروه همسالان نرمال بیشتر است. از آن جایی که افزایش هم انقباضی عمومی اغلب سبب افزایش بارهای مفصلی می‌شود (۳۰، ۲۹، ۲۲)، بنابراین بیشتر بودن میزان هم انقباضی عمومی طی مرحله انتقال وزن (هنگام راه رفتن) و همچنین

www.mui.ac.ir

در مرحله استانس دویدن سبب افزایش فشار بر روی بافت‌های مفصلی و سبب تخریب بافت‌ها می‌گردد که احتمال دارد در طولانی مدت منجر به ابتلای فرد به استئوآرتریت جانب داخلی شود.

هم انقباضی جهت‌دار عضلات آگونیست و آنتاگونیست جانب داخلی مفصل زانو نیز به منظور خنثی کردن گشتاور ابداکشن ایجاد شده بر مفصل زانو فعال می‌شوند و عضلات خارجی مفصل زانو فعال می‌گردند تا گشتاور اداکشن وارد بر مفصل زانو را خنثی نمایند (۲۳). برخی از مطالعات انجام شده بیان نموده‌اند که هم انقباضی جهت‌دار سبب کنترل گشتاور خارجی وارد بر مفصل می‌شود و در نتیجه مانع بلند شدن کندیل‌ها و سبب کاهش تمرکز بارهای مفصلی بر روی کمپارتمان جانب داخلی مفصل زانو می‌شوند (۳۱).

یافته‌های تحقیق حاضر نشان داد که در مرحله انتقال وزن سیکل راه رفتن و مرحله استانس دویدن، میزان هم انقباضی عضلات خارجی مفصل زانو در افراد با واروس زانو نسبت به هم انقباضی عضلات داخلی بیشتر است، در حالی که در افراد نرمال، عکس این قضیه صادق بود (نمودار ۴). به نظر می‌رسد که افزایش هم انقباضی خارجی طی فاز استانس دویدن و مرحله انتقال وزن راه رفتن، در افراد با واروس زانو، یک مکانیزم پیش‌گیری کننده در برابر افزایش گشتاور نزدیک کننده در مرحله استانس است که سبب وارد آمدن فشار کمتر بر کمپارتمان داخلی مفصل زانو می‌شود و از سوی دیگر از بلند شدن کندیل خارجی ران جلوگیری می‌کند (۳۱، ۴). Stief و همکاران بیان نمودند که حداکثر گشتاور اکستنشن زانو در افراد دارای واروس زانو در مرحله پایانی استانس نسبت به همسالان نرمال کاهش می‌یابد. آن‌ها علت این کاهش را حداکثر زاویه اکستنشن زانو در مرحله پایانی استانس بیان نموده‌اند (۴). نتایج این تحقیق در مورد هم انقباضی داخلی با آن چه Lewek و همکاران گزارش کردند همسو نمی‌باشد. آن‌ها در مطالعه خویش، هم انقباضی عضلات داخلی و خارجی زانو را در ۱۲ بیمار ۳۹ تا ۶۴ ساله مبتلا به استئوآرتریت کمپارتمان داخلی زانو در مقایسه با ۱۲ نفر از گروه همسال سالم هنگام راه رفتن بررسی کردند (۳۲). تفاوت نتایج تحقیق حاضر با یافته‌های Lewek و همکاران (۳۲) را می‌توان مربوط به چند عامل دانست. اول این که آزمودنی‌های تحقیق حاضر نوجوان و فاقد هر گونه بیماری بودند و تنها گروه مواجه دارای اختلال در راستای طبیعی زانو بود (واروس زانو)، در حالی که شرکت کنندگان در مطالعه Lewek و همکاران (۳۲) افراد میانسال و سالمند مبتلا به بیماری استئوآرتریت بودند. دوم این که روش محاسبه هم انقباضی در این دو مقاله متفاوت است. نتایج پژوهش حاضر نشان داد که هنگام راه رفتن، میزان هم انقباضی عضلات فلکسور زانو در افراد گروه واروس زانو نسبت به گروه شاهد در مرحله انتقال وزن بیشتر است، در حالی که طی مرحله مید استانس و پروپالشن در هر دو گروه، میزان هم انقباضی در عضلات فلکسور نسبت به عضلات اکستنسور زانو بیشتر می‌شود. البته میزان هم انقباضی در افراد با واروس زانو نسبت به افراد نرمال کمتر بود. شاید یکی از دلایل این موضوع، کاهش حداکثر زاویه اکستنشن زانو در افراد با واروس زانو می‌باشد که نیازمند هم انقباضی کمتر است. با توجه به نتایج حاصله، میزان هم انقباضی طی مرحله استانس دویدن در هر دو گروه در عضلات اکستنسور زانو نسبت به عضلات فلکسور بیشتر بود. توضیح این که، این افزایش هم انقباضی در افراد دارای واروس زانو نسبت به افراد نرمال بیشتر بود.

نتیجه‌گیری

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که افراد دارای واروس زانو برای پایدار کردن مفصل و مقابله با گشتاور نزدیک کننده بزرگ‌تری که بر کمپارتمان داخلی مفصل زانو طی مرحله استانس راه رفتن (۲۳، ۷، ۶) و دویدن تحمیل می‌شود، از میزان فعالیت الکترومایوگرافی و همچنین هم انقباضی بیش‌تری در ناحیه خارجی مفصل زانو استفاده می‌کنند. هر چند بسیاری از تفاوت‌های ذکر شده در میزان فعالیت الکترومایوگرافی و هم انقباضی عضلات بین دو گروه از لحاظ آماری معنی‌دار نبود، اما مورد توجه قرار دادن نتایج حاصل با توجه به سن پایین آزمودنی‌ها ضروری به نظر می‌رسد؛ چرا که نتایج این پژوهش می‌تواند در پیش‌گیری از

www.mui.ac.ir

ابتلای افراد با واروس زانو به استئوآرتریت در سنین بزرگسالی اهمیت داشته باشد. بنابراین توصیه می‌شود که این افراد جهت کاهش گشتاور نزدیک کننده بر مفصل زانو و همچنین کاهش مجموع فعالیت عضلات (Net muscle activation) اطراف مفصل زانو که در افزایش بارهای مفصلی و در نتیجه تخریب بافت‌های مفصل زانو مؤثر هستند، از شیوه‌های پیش‌گیری کننده نظیر استفاده از بریس (۳۳)، کفش‌های مناسب (۳۴)، تمرین‌های راه رفتن (۳۵) و مقاومتی فزاینده (۳۶) برای بهبود عملکرد عضلانی استفاده نمایند.

References

1. Andriacchi TP, Ogle JA, Galante JO. Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements. J Biomech 1977; 10(4): 261-8.
2. Berenbaum F. Osteoarthritis: epidemiology, pathology, and pathogenesis. In: Klippel JH, Weyand CM, Stone JH, Editors. Primer on the rheumatic diseases.Philadelphia, PA: Arthritis Foundation; 2001. p. 285-9.
3. Rutherford DJ, Hubley-Kozey CL, Stanish WD. The neuromuscular demands of altering foot progression angle during gait in asymptomatic individuals and those with knee osteoarthritis. Osteoarthritis Cartilage 2010; 18(5): 654-61.
4. Stief F, Bohm H, Schwirtz A, Dussa CU, Doderlein L. Dynamic loading of the knee and hip joint and compensatory strategies in children and adolescents with varus malalignment. Gait Posture 2011; 33(3): 490-5.
5. Murley GS, Landorf KB, Menz HB. Do foot orthoses change lower limb muscle activity in flat-arched feet towards a pattern observed in normal-arched feet? Clin Biomech (Bristol, Avon) 2010; 25(7): 728-36.
6. Hunt MA, Birmingham TB, Giffin JR, Jenkyn TR. Associations among knee adduction moment, frontal plane ground reaction force, and lever arm during walking in patients with knee osteoarthritis. J Biomech 2006; 39(12): 2213-20.
7. Oatis CA. Kinesiology: the mechanics and pathomechanics of human movement. 2nd ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins; 2009.
8. Rudolph KS, Schmitt LC, Lewek MD. Age-related changes in strength, joint laxity, and walking patterns: are they related to knee osteoarthritis? Phys Ther 2007; 87(11): 1422-32.
9. Ettinger WH, Afable RF. Physical disability from knee osteoarthritis: the role of exercise as an intervention. Med Sci Sports Exerc 1994; 26(12): 1435-40.
10. Kiss RM. Effect of severity of knee osteoarthritis on the variability of gait parameters. J Electromyogr Kinesiol 2011; 21(5): 695-703.
11. Lawrence RC, Helmick CG, Arnett FC, Deyo RA, Felson DT, Giannini EH, et al. Estimates of the prevalence of arthritis and selected musculoskeletal disorders in the United States. Arthritis Rheum 1998; 41(5): 778-99.
12. Baliunas AJ, Hurwitz DE, Ryals AB, Karrar A, Case JP, Block JA, et al. Increased knee joint loads during walking are present in subjects with knee osteoarthritis. Osteoarthritis Cartilage 2002; 10(7): 573-9.
13. Kaufman KR, Hughes C, Morrey BF, Morrey M, An KN. Gait characteristics of patients with knee osteoarthritis. J Biomech 2001; 34(7): 907-15.
14. Teixeira LF, Olney SJ. Relationship between alignment and kinematic and kinetic measures of the knee of osteoarthritic elderly subjects in level walking. Clin Biomech (Bristol, Avon) 1996; 11(3): 126-34.
15. Chen CP, Chen MJ, Pei YC, Lew HL, Wong PY, Tang SF. Sagittal plane loading response during gait in different age groups and in people with knee osteoarthritis. Am J Phys Med Rehabil 2003; 82(4): 307-12.
16. Smith AJ, Lloyd DG, Wood DJ. Pre-surgery knee joint loading patterns during walking predict the presence and severity of anterior knee pain after total knee arthroplasty. J Orthop Res 2004; 22(2): 260-6.
17. Schnitzer TJ, Popovich JM, Andersson GB, Andriacchi TP. Effect of piroxicam on gait in patients with osteoarthritis of the knee. Arthritis Rheum 1993; 36(9): 1207-13.
18. Stauffer RN, Chao EY, Gyory AN. Biomechanical gait analysis of the diseased knee joint. Clin Orthop Relat Res 1977; (126): 246-55.
19. Hortobagyi T, Westerkamp L, Beam S, Moody J, Garry J, Holbert D, et al. Altered hamstring-quadriceps muscle balance in patients with knee osteoarthritis. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2005; 20(1): 97-104.
20. Childs JD, Sparto PJ, Fitzgerald GK, Bizzini M, Irrgang JJ. Alterations in lower extremity movement and muscle activation patterns in individuals with knee osteoarthritis. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2004; 19(1): 44-9.

www.mui.ac.ir

21. Schmitt LC, Rudolph KS. Influences on knee movement strategies during walking in persons with medial knee osteoarthritis. Arthritis Rheum 2007; 57(6): 1018-26.
22. Lloyd DG, Buchanan TS. Strategies of muscular support of varus and valgus isometric loads at the human knee. J Biomech 2001; 34(10): 1257-67.
23. 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.
24. Magee DJ. Orthopedic physical assessment. 4th ed. Philadelphia, PA: Saunders Elsevier; 2006. p. 679-81.
25. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R. European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy: Results of the SENIAM Project. Enschede: Roessingh Research and Development; 1999.
26. Mohebbi H, Norasteh A, Farahani H. Comparison of EMG activity of knee extensor and flexor muscles in two different types of squat. Olympic 2009; 17(2): 7-16. [In Persian].
27. Dionisio VC, Almeida GL, Duarte M, Hirata RP. Kinematic, kinetic and EMG patterns during downward squatting. J Electromyogr Kinesiol 2008; 18(1): 134-43.
28. Hubley-Kozey C, Deluzio K, Dunbar M. Muscle co-activation patterns during walking in those with severe knee osteoarthritis. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2008; 23(1): 71-80.
29. Andriacchi TP, Andersson GB, Ortengren R, Mikosz RP. A study of factors influencing muscle activity about the knee joint. J Orthop Res 1984; 1(3): 266-75.
30. Zhang LQ, Xu D, Wang G, Hendrix RW. Muscle strength in knee varus and valgus. Med Sci Sports Exerc 2001; 33(7): 1194-9.
31. Schipplein OD, Andriacchi TP. Interaction between active and passive knee stabilizers during level walking. J Orthop Res 1991; 9(1): 113-9.
32. Lewek MD, Rudolph KS, Snyder-Mackler L. Control of frontal plane knee laxity during gait in patients with medial compartment knee osteoarthritis. Osteoarthritis Cartilage 2004; 12(9): 745-51.
33. Fantini Pagani CH, Potthast W, Bruggemann GP. The effect of valgus bracing on the knee adduction moment during gait and running in male subjects with varus alignment. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2010; 25(1): 70-6.
34. Fisher DS, Mundermann A, Andriacchi TP. Gait adaptions to recent footwear history: implication for the treatment of knee osteoarthritis. Trans Orthop Res Soc 2004; 50-88.
35. Mundermann A, Dyrby CO, Hurwitz DE, Sharma L, Andriacchi TP. Potential strategies to reduce medial compartment loading in patients with knee osteoarthritis of varying severity: reduced walking speed. Arthritis Rheum 2004; 50(4): 1172-8.
36. McQuade KJ, de Oliveira AS. Effects of progressive resistance strength training on knee biomechanics during single leg step-up in persons with mild knee osteoarthritis. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2011; 26(7): 741-8.

www.mui.ac.ir

Comparison of knee joint muscle's activity in subjects with genu varum and the controls during walking and running

Mehrdad Anbarian[*], *Hamed Esmailie*[1], *Sayed Esmail Hosseini Nejad*[2], *Mohammad Rabiei*[2], *Hojat Binabaji*[2]

Received date: 29/12/2011
Accept date: 14/06/2012

Abstract

Introduction: Lower extremity deformities are associated with various dysfunctions especially during the gait. Despite the fact that genu varum is one of the most common lower extremity abnormalities, it remains unclear what influence this deformity has on one's functional performance. This study aimed to compare the muscles activity of knee joint muscles in normal subjects and individuals with genu varum during walking and running.

Materials and Methods: In this quasi experimental study, sixteen male subjects aged 15.5 ± 0.6 years were divided into two matched groups, namely, the patients with genu varum and the controls. General and directed co-contraction of knee muscles was evaluated during various phases of walking (loading response and mid stance/propulsion phases) and the stance phase of running.

Results: Compared to controls, the subjects in genu varum group displayed greater electromyographic activity of the knee muscles during the loading response phase of walking (%18) and the stance phase of running (%31), but these differences were not statistically significant (P = 0.52 and P = 0.55 respectively). Subjects in genu varum group showed a higher magnitude of directed co-activation of the lateral muscle of knee than medial muscles during the loading response phase of walking and the stance phase of running. In contrast, the control group showed higher magnitude of directed co-activation of the medial muscle of knee.

Conclusion: These results demonstrated no significant differences between individuals with genu varum and their control counterparts in the magnitude of muscle co-activation during walking and running. But, it seems that the observed differences in the activation of selected lower extremity muscles between subjects with genu varum and the controls during walking and running may have clinical implications.

Keywords: Genu varum, Walking, Running, Electromyography

* PhD in Sports Biomechanics, Associate Professor, Department of Physical Education and Sport Sciences, Bu Ali Sina University, Hamedan, Iran Email: m_anbarian@yahoo.com
1. MSc Student in Sports Biomechanics, Bu Ali Sina University, Hamedan, Iran
2. MSc in Sports Biomechanics, Bu Ali Sina University, Hamedan, Iran

www.mui.ac.ir