مقایسه فعالیت عصبی– عضلانی و زمان‌بندی عضلات منتخب اندام تحتانی در ورزشکاران مبتلا به ژنوواروم و طبیعی حین دویدن: مطالعه مورد– شاهدی

حسین تاجدینی کاکاوندی[۱]، حیدر صادقی[۲]، علی عباسی[۳]

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: راستای نامناسب اندام تحتانی به ویژه زانو، به دلیل تأثیر بر عملکرد عضلات، می‌تواند منجر به وقوع آسیب شود. از این‌رو، هدف از انجام مطالعه حاضر، مقایسه فعالیت عصبی- عضلانی و زمان‌بندی عضلات منتخب اندام تحتانی در ورزشکاران مبتلابه ژنوواروم و طبیعی حین دویدن بود.

مواد و روش‌ها: در این مطالعه نیمه تجربی، ۳۰ ورزشکار مرد با دامنه سنی ۲۰ تا ۲۵ سال در دو گروه ژنوواروم و طبیعی مورد بررسی قرار گرفتند. با استفاده از اطلاعات حاصل از دستگاه الکترومایوگرافی (Electromyography یا EMG)، میزان و زمان شروع فعالیت عضلات محاسبه شد. جهت بررسی اختلافات بین گروهی از آزمون MANOVA و برای بررسی اختلافات درون گروهی از آزمون Paired t در سطح معنی‌داری $P < ۰/۰۵$ استفاده گردید. داده‌ها در نرم‌افزار MATLAB و SPSS مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.

یافته‌ها: عضله گلوتئوس مدیوس در گروه ورزشکاران دارای ژنوواروم به طور معنی‌داری میزان فعالیت بیشتری نسبت به گروه طبیعی در اندام برتر ($P = ۰/۰۳۲$) و غیر برتر ($P = ۰/۰۳۹$) داشت، اما میزان فعالیت عضلات رکتوس فموریس و گاستروکنمیوس داخلی بین دو گروه تفاوت معنی‌داری را نشان نداد ($P > ۰/۰۵۰$). همچنین، بین زمان شروع فعالیت عضلات اختلاف معنی‌داری مشاهده نشد ($P > ۰/۰۵۰$). در میزان و زمان شروع فعالیت عضلات بین اندام‌های برتر و غیر برتر تفاوت معنی‌داری وجود نداشت ($P > ۰/۰۵۰$).

نتیجه‌گیری: نتایج مطالعه حاضر نشان داد که افراد دارای ناهنجاری ژنوواروم، فعالیت بیشتری در عضله گلوتئوس مدیوس نسبت به افراد طبیعی دارند و این افزایش فعالیت می‌تواند با افزایش نیروهای فشاری و بارهای مفصلی همراه باشد که در طولانی مدت باعث بروز بیماری‌های تخریب مفصلی مانند استئوآرتریت مفصل ران می‌شود.

کلید واژه‌ها: ژنوواروم، دویدن، پاسخ‌های عصبی- عضلانی

ارجاع: تاجدینی کاکاوندی حسین، صادقی حیدر، عباسی علی. **مقایسه فعالیت عصبی- عضلانی و زمان‌بندی عضلات منتخب اندام تحتانی در ورزشکاران مبتلا به ژنوواروم و طبیعی حین دویدن: مطالعه مورد- شاهدی.** پژوهش در علوم توانبخشی ۱۳۹۵؛ ۱۲ (۵): ۲۸۲-۲۷۴

تاریخ دریافت: ۱۳۹۵/۵/۲۱ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۵/۸/۲۳

مقدمه

دویدن از جمله وظایف اصلی و عمده اندام تحتانی است که با انجام اعمال جذب نیروهای حاصل از برخورد پا با سطح زمین، حفظ تعادل و تولید نیروهای جلو برنده، در ایجاد الگوی یکپارچه و هماهنگ صحیح دویدن، اصلی‌ترین نقش را دارد (۱). مفصل زانو به عنوان رابط بین قسمت‌های بالاتر و پایین‌تر از خود، نقش بسیار مهمی در حمایت بدن و انتقال وزن آن در حین فعالیت‌های استاتیک و دینامیک ایفا می‌کند. نیروهای فشاری و کششی زیادی حین فعالیت‌های مختلف به مفصل زانو وارد می‌شود، اما حمایت و ثبات آن بیشتر از طریق عضلات و لیگامنت‌های اطراف تأمین می‌گردد و می‌توان گفت هیچ عامل استخوانی در ایجاد ثبات آن نقش ندارد. بنابراین، مفصل زانو یکی از آسیب‌پذیرترین مفاصل بدن به شمار می‌رود (۲). از آن‌جا که دستگاه اسکلتی- عضلانی بدن مجموعه به هم پیوسته‌ای است، هرگونه تغییر در بخشی از آن، می‌تواند بر سایر قسمت‌ها اثر بگذارد و ویژگی‌های بیومکانیکی عملکرد حرکتی افراد را تحت تأثیر قرار دهد (۳). راستای اندام تحتانی با وقوع برخی آسیب‌های اندام تحتانی در ارتباط است (۴) و از علل احتمالی این ارتباط می‌توان به تغییر نیروهای وارد آمده بر سگمان‌ها به علت تغییرات بیومکانیکی در محور مفصل اشاره کرد (۵).

ژنوواروم (Genu varum) یکی از ناهنجاری‌های شایع راستای اندام تحتانی

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۲- استاد، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۳- استادیار، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
نویسنده مسؤول: حسین تاجدینی کاکاوندی
Email: h_tajdini@yahoo.com

است که در آن کندیل‌های داخلی استخوان فمور از هم فاصله می‌گیرند. تغییر شکل‌های همراه و جبرانی که به دنبال این ناهنجاری در مفاصل لگن و مچ پا ایجاد می‌شود (۶)، تغییراتی که در بیومکانیک این مفاصل رخ می‌دهند (۷) و همچنین، تغییر خط کشش عضلات در اثر تغییر راستای اندام و تغییر سیگنال‌هایی که از گیرنده‌های مکانیکی آن‌ها به سمت سیستم عصبی مرکزی می‌روند (۸)، همگی می‌توانند در تغییر عملکرد عضلات اندام تحتانی در افراد مبتلابه ژنوواروم نقش داشته باشند. نتایج مطالعه Stief و همکاران نشان داد که در صفحه فرونتال، حداکثر گشتاورهای اداکشن زانو در مراحل میداستانس و ترمینال استانس راه رفتن حدود ۳۲ درصد و حداکثر گشتاور ابداکشن ران در مرحله انتقال وزن در گروه مبتلا به ژنوواروم در مقایسه با افراد طبیعی بیشتر است و میزان گشتاور چرخشی داخلی زانو و گشتاور چرخش خارجی ران در صفحه عرضی افراد دارای ناهنجاری ژنوواروم، افزایش یافت (۹).

تغییر بیومکانیکی در راستای اندام تحتانی با تأثیر بر فعالیت عضلات، باعث تغییر در عملکرد و کاهش کارایی آن‌ها می‌شود (۱۰). سیستم عصبی- عضلانی نقش بسیار تعیین کننده‌ای در پیشگیری از بروز آسیب دارد. این سیستم به وسیله به کارگیری دو مکانیسم فیدفورواردی (Feedforward) و فیدبکی (Feedback)، عضلات را فعال می‌کند. مکانیسم فیدفورواردی بدین صورت است که طی آن سیستم عصبی- عضلانی، عضلات را قبل از وارد شدن محرک فعال می‌نماید. در واقع، سیستم عصبی بر اساس تجربیات قبلی خود، عضلات را از قبل فعال می‌کند و از بر هم خوردن تعادل و ایجاد آسیب جلوگیری می‌نماید (۱۱). فراخوانی و زمان‌بندی مناسب عضلات، نقش قابل توجهی در ایجاد ثبات مفاصل بر عهده دارند (۱۲). فعالیت عضلانی مقدماتی (Preparatory)، منجر به تعدیلات وضعیتی پیش‌بین می‌شود (۱۲). تعدیلات وضعیتی پیش‌بین، ثبات پروگزیمال را برای حرکات دیستال فراهم می‌کنند و بدین ترتیب فعالیت‌های عضلانی با تولید گشتاورهای عکس‌العمل، نیروها و بارهای وارد آمده بر مفاصل را کنترل می‌کنند (۱۳). فعالیت عضلات باید به گونه‌ای تنظیم شود که بتوانند به صورت هماهنگ، در زمان و مدت مناسب و با ترکیب درستی از نیروها وارد عمل شوند (۱۲). الگوهای فراخوانی عصبی- عضلانی عضلات مسؤول فراهم کردن سفتی و ثبات دینامیک مفاصل در طی حرکت می‌باشند (۱۴). اختلال ثبات مفصل در سه صفحه حرکتی، در طول زنجیره حرکتی اندام تحتانی و تنه به علت نقص در کنترل عصبی- عضلانی پویا و همچنین، زمان‌بندی و فراخوانی (Recruitment) نادرست و غیر طبیعی در عضلات زانو حین انجام مانورهای ورزشی در اندام تحتانی، از علل اصلی آسیب رباطی در مفصل زانو معرفی شده است (۱۵).

مطالعات اندکی بر روی زمان‌بندی عضلات مبتلا به ژنوواروم انجام شده است و در بررسی فعالیت عضلات، اغلب تغییرات ساختاری و عملکردی عضله چهارسر ران به خصوص وستوس‌ها مورد مطالعه قرار گرفته‌اند که نیاز به انجام مطالعات بیشتر بر روی بقیه عضلات احساس می‌شود (۱۶). از طرف دیگر، آگاهی از عدم توازن‌های عضلانی بین پای برتر و غیر برتر به عنوان عاملی خطرآفرین و آسیب‌زا برای ورزشکاران در حرکاتی مانند دویدن که از هر دو پا به طور یکسان استفاده می‌شود، بسیار مهم است. بنابراین، با توجه به شیوع ناهنجاری ژنوواروم و مطالعات اندک و ناقص در زمینه بررسی متغیرهای الکترومایوگرافی (Electromyography یا EMG) بین افراد مبتلابه ژنوواروم و طبیعی، درک این موضوع که وجود این ناهنجاری تا چه میزان متغیرهای الکترومایوگرافی را حین دویدن دستخوش تغییر می‌سازد، پتانسیل کشف این عوامل را ضرورت می‌بخشد. از این‌رو، در مطالعه حاضر تلاش شد تا به این پرسش پاسخ داده شود که آیا بین زمان‌بندی و میزان فعالیت عضلات پای برتر و غیر برتر حین دویدن در ورزشکاران طبیعی و مبتلا به ژنوواروم تفاوت وجود دارد؟

مواد و روش‌ها

جامعه آماری این تحقیق نیمه تجربی را کلیه دانشجویان ورزشکار پسر ۲۰ تا ۲۵ ساله دانشگاه خوارزمی که در طول ۱/۵ تا ۳ سال گذشته حداقل هفته‌ای سه جلسه و هر جلسه حداقل به مدت ۱/۵ ساعت فعالیت بدنی منظم داشتند، تشکیل داد. از کل جامعه آماری، ۳۰ آزمودنی به صورت هدفمند و در دسترس، بر حسب وضعیت زانوی خود در دو گروه مبتلا به ژنوواروم (۱۵ نفر) و طبیعی (۱۵ نفر) قرار گرفتند. نمونه‌ها بر اساس معیارهای ورود و خروج (به ویژه ورزشکاران مبتلا به ژنوواروم) انتخاب و به آزمایشگاه بیومکانیک و حرکات اصلاحی دعوت شدند (کلیه اطلاعات آزمودنی‌ها به درستی ثبت شد و ریزشی صورت نگرفت). تلاش بر این بود که آزمودنی‌ها از لحاظ قد، وزن و سن در محدوده نزدیک به هم باشند. میزان، نوع و مدت فعالیت ورزشی آزمودنی‌ها نیز در سطح یکسانی قرار داشت و فعالیت ورزشی آن‌ها شامل دویدن نرم، انجام حرکات نرمشی و تمرینات با وزنه جهت حفظ تندرستی و تناسب اندام بود.

معیارهای ورود و خروج به طور دقیق توسط نویسندگان بررسی شد. ابتدا یک غربالگری کلی انجام گرفت. مشخصات و ویژگی آزمودنی‌ها از طریق پرسش‌نامه و مصاحبه شفاهی ثبت گردید. با توجه به مشخصات نمونه‌ها، از آن‌ها دعوت به ادامه مراحل تحقیق شد و دوباره اندازه‌گیری‌های لازم در دو مرحله دیگر انجام و میانگین سه مرحله اندازه‌گیری ثبت شد. معیارهای خروج افراد از تحقیق حاضر شامل بی‌ثباتی و شلی (Laxity) در مفصل زانو، سابقه جراحی و آسیب دیدگی در اندام‌های تحتانی و کمر، محدودیت فعالیت بنا به دستور پزشک، عفونت مفصلی مزمن، نداشتن قدرت طبیعی و دامنه حرکتی کامل در مفاصل اندام تحتانی، استئوآرتریت زانو، معلولیت ناشی از اختلالات عصبی- عضلانی، اختلاف طول حقیقی پا بیشتر از یک سانتی‌متر از طریق معاینه آزمودنی‌ها و ابتلا به ناهنجاری‌های دیگر مانند کف پای صاف، گود و... بود. آزمون شاخص افتادگی ناوی (Navicular dome) برای اطمینان از عدم وجود ناهنجاری در پا مورد استفاده قرار گرفت. هدف و روند انجام تست برای آزمودنی‌ها شرح داده شد و قبل از اندازه‌گیری، فرم رضایت‌نامه کتبی آزمودنی‌ها برای شرکت در مطالعه و اطلاعات شخصی آن‌ها شامل سن، سابقه ورزشی، تعداد جلسات ورزشی در هفته، سابقه بیماری و آسیب دیدگی جمع‌آوری گردید.

برای تشخیص ژنوواروم، فاصله بین دو کندیل داخلی استخوان فمور در برجسته‌ترین نقطه با استفاده از کولیس صنعتی تغییر شکل یافته با دقت ۱/۱۰ میلی‌متر (شرکت LLD، ژاپن) اندازه‌گیری و ثبت شد. Ravaud و همکاران، پایایی (Reliability) کولیس را برای اندازه‌گیری ناهنجاری‌های زانو حدود ۰/۹۸-۰/۹۵ گزارش نمودند (۱۷). جهت انجام تست، آزمودنی‌ها با پای برهنه در حالی که زانوها، ران و مچ پاها نمایان بود، در مقابل آزمونگر به صورت راحت و بدون انقباض غیر طبیعی در عضلات اندام تحتانی ایستادند. از آزمودنی‌ها درخواست شد در حالی که پشت به دیوار ایستاده‌اند و ناحیه پشت سر، ستون فقرات پشتی، باسن و پاشنه در تماس با دیوار قرار دارد، پاهای خود را به صورت جفت در کنار هم نگهدارند. در صورت وجود فاصله بیش از سه سانتی‌متر بین دو کندیل داخلی فمور، فرد در گروه افراد مبتلابه ژنوواروم قرار می‌گرفت (۱۸).

www.mui.ac.ir

جدول ۱. میانگین و انحراف معیار دموگرافیک آزمودنی‌ها

گروه	سن (سال) (میانگین ± انحراف معیار)	وزن (کیلوگرم) (میانگین ± انحراف معیار)	قد (سانتی‌متر) (میانگین ± انحراف معیار)	فاصله بین دو اپی‌کندیل داخلی استخوان فمور (سانتی‌متر) (میانگین ± انحراف معیار)
طبیعی	۲۲/۵۳±۱/۵۹	۷۴/۶۶±۶/۷۶	۱۷۶/۱۳±۵/۳۵	۰/۷۸±۰/۶۵
ژنوواروم	۲۲/۸۰±۱/۵۶	۷۲/۷۳±۶/۵۲	۱۷۸/۲۶±۴/۷۵	۵/۶۸±۰/۷۸
P	۰/۶۵۷	۰/۴۳۳	۰/۲۵۹	< ۰/۰۰۱*

P < ۰/۰۵۰*

معیار تشخیص پای برتر به وسیله ترجیح آزمودنی برای انتخاب یک پا برای شوت کردن توپ صورت گرفت. قبل از انجام آزمون، آزمودنی به مدت ۵ دقیقه عمل گرم کردن را به منظور آشنایی با آزمون و احساس راحتی در اجرای آن انجام داد. به منظور نزدیک کردن آزمون به شرایط طبیعی و پیشگیری از تغییر احتمالی الگوی دویدن در اثر تمرکز روی سرعت دویدن، از آزمودنی‌ها درخواست گردید که مسیر ۱۰ متری را با سرعت انتخابی دلخواه و با پای برهنه بدوند (سه مرتبه برای آشنایی با مسیر) (۱۹). البته برای کنترل اثر احتمالی سرعت دویدن در طول مسیر، سرعت دویدن فرد با سرعت‌سنج کنترل شد. سرعت هر کوشش نباید از ۵ ± درصد سرعت متوسط گرم کردن تجاوز می‌کرد (۱۹).

از دو صفحه نیرو (Force plate) سه محوره (مدل BERTEC، ۷ × ۶۰ × ۴۰، آمریکا) که در مرکز Walkway جاسازی شده بود، برای مشخص نمودن لحظه تماس آغازین پا با زمین استفاده شد. برای بررسی الگو و میزان فعالیت عضلات نیز از دستگاه الکترومایوگرافی سطحی هشت کاناله (مدل MT8، شرکت MIE، انگلستان) که با دو دستگاه صفحه نیرو هماهنگ شده بود، استفاده گردید. این دستگاه الکترومایوگرافی قابلیت ثبت داده‌ها را تا دامنه فرکانس ۵۰۰۰ هرتز داشت. داده‌های الکترومایوگرافی با فرکانس ۱۰۲۴ هرتز جمع‌آوری شد. برای فیلتر کردن داده‌های الکترومایوگرافی، روش Butterworth باندگذر با فرکانس قطع ۱۳ تا ۴۳۰ هرتز مورد استفاده قرار گرفت (۲۰). سیگنال‌ها با استفاده از الکترودهای یک‌بار مصرف (مدل SKINTACT، استرالیا) با قطر ۱ سانتی‌متر اندازه‌گیری شد. پس از تراشیدن کامل موهای زاید و تمیز کردن پوست با پنبه و الکل، الکترودها روی عضلات مورد نظر پای برتر و غیر برتر نصب گردید. محل نصب الکترودها در عضلات گلوتئوس مدیوس (وسط فاصله میان تروکانتر بزرگ ران و خارجی‌ترین وجه ستیغ ایلیاک)، رکتوس فموریس (فاصله ۵۰ درصدی خار خاصره قدامی فوقانی تا لبه فوقانی کشکک) و گاستروکنمیوس داخلی (بالک اصلی عضله در قسمت داخل) بر اساس پروتکل اروپایی (SENIAM) Surface EMG for Non-Invasive Assessment of Muscles انجام شد. برای محاسبه میزان فعالیت الکترومایوگرافی عضلات طی فاز استانس دویدن، از شاخص ریشه میانگین مربعات (Root mean square یا RMS) فعالیت استفاده شد. برای نرمال کردن داده‌ها و امکان مقایسه بین آزمودنی‌ها، مقادیر به دست آمده RMS به مقادیر حاصل از حداکثر انقباض ارادی (Maximum voluntary contraction) هر عضله تقسیم و به صورت درصدی از حداکثر انقباض ارادی در نظر گرفته شد. برای محاسبه زمان شروع فعالیت عضلات در مرحله استانس، در ابتدا امواج یک سویه شده و سه برابر انحراف استاندارد میانگین میزان فعالیت الکتریکی عضلات در خط زمینه، به عنوان آستانه آغاز فعالیت در نظر گرفته شد. بر طبق قرارداد، هنگامی‌که فعالیت عضله به آستانه می‌رسد و حداقل به مدت ۲۵ میلی‌ثانیه بالای سطح آستانه باقی می‌ماند، این نقطه به عنوان زمان آغاز فعالیت در نظر گرفته می‌شود (۲۰). داده‌های مربوط به میزان و زمان شروع فعالیت عضلات با استفاده از نرم‌افزار MATLAB (R2015a, Mathworks Co, USA) محاسبه شد.

از میانگین و انحراف استاندارد برای توصیف متغیرها، آزمون Shapiro-Wilk جهت تعیین طبیعی بودن توزیع داده‌ها، آزمون Levene برای بررسی همگن بودن واریانس داده‌ها، آزمون Independent t جهت بررسی وجود اختلاف در مشخصات فیزیکی بین دو گروه، آزمون Paired t جهت بررسی اختلاف درون‌گروهی (اندام برتر و غیر برتر) و آزمون MANOVA برای مقایسه میزان و زمان شروع فعالیت عضلات بین دو گروه در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ استفاده گردید. در نهایت، داده‌ها در نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۲ (version 22, IBM Corporation, Armonk, NY) مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.

یافته‌ها

ویژگی‌های فردی آزمودنی‌های دو گروه ژنوواروم و طبیعی به تفکیک سن، وزن، قد و میزان فاصله بین دو اپی‌کندیل داخلی زانو در جدول ۱ ارایه شده است.

نتایج آزمون MANOVA نشان داد که تفاوت معنی‌داری بین میزان فعالیت عضلات دو گروه ژنوواروم و طبیعی وجود داشت (P < ۰/۰۰۱)، اما در زمان شروع فعالیت، بین دو گروه تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد (P = ۰/۰۵۴) (جدول ۲).

با توجه به معنی‌دار بودن آزمون MANOVA در میزان فعالیت عضلات، نتایج آزمون‌های بین گروهی نشان داد که بین میزان فعالیت عضله گلوتئوس مدیوس دو گروه در اندام برتر (P = ۰/۰۳۲) و غیر برتر (P = ۰/۰۳۹) اختلاف معنی‌داری وجود داشت و گروه ژنوواروم نسبت به گروه طبیعی، فعالیت بیشتری را به ثبت رساند. در میزان فعالیت عضلات رکتوس فموریس و گاستروکنمیوس داخلی نیز بین دو گروه اختلاف معنی‌داری مشاهده نشد (P > ۰/۰۵۰) (جدول ۳).

جدول ۲. نتایج آزمون MANOVA جهت مقایسه میزان و زمان شروع فعالیت عضلات دو گروه ژنوواروم و طبیعی

متغیر	Wilks' lambda	F	P	مجذور اتا
میزان فعالیت	۰/۱۶۳	۱۹/۷۲۹	< ۰/۰۰۱*	۰/۸۳۷
زمان شروع فعالیت	۰/۶۰۸	۲/۴۷۲	۰/۰۵۴	۰/۳۹۲

P < ۰/۰۵۰*

www.mui.ac.ir

جدول ۳. میزان فعالیت عضلات و تفاوت‌های بین گروهی، بین دو گروه طبیعی و دارای ژنوواروم

متغیر	اندام	عضله	گروه	میانگین ± انحراف معیار	درجه آزادی	F	P	Partial Eta Squared
میزان فعالیت عضلات	برتر	گاستروکنمیوس داخلی	طبیعی	۵۰/۸۶ ± ۹/۸۳	۱	۰/۶۴۹	۰/۴۲۷	۰/۰۲۳
			ژنوواروم	۴۸/۳۶ ± ۶/۸۹				
		رکتوس فموریس	طبیعی	۳۲/۹۸ ± ۸/۷۵	۱	۱/۳۴۹	۰/۲۵۵	۰/۰۴۶
			ژنوواروم	۲۹/۷۰ ± ۶/۵۶				
		گلوتئوس مدیوس	طبیعی	۵۰/۸۳ ± ۱۲/۹۱	۱	۵/۰۷۱	۰/۰۳۲*	۰/۱۵۳
			ژنوواروم	۶۱/۲۵ ± ۱۲/۴۱				
	غیر برتر	گاستروکنمیوس داخلی	طبیعی	۵۱/۷۳ ± ۷/۸۲	۱	۰/۹۴۸	۰/۳۳۹	۰/۰۳۳
			ژنوواروم	۴۸/۹۶ ± ۷/۸۰				
		رکتوس فموریس	طبیعی	۳۴/۵۶ ± ۹/۱۰	۱	۲/۶۸۳	۰/۱۱۳	۰/۰۸۷
			ژنوواروم	۲۹/۵۵ ± ۷/۵۹				
		گلوتئوس مدیوس	طبیعی	۵۱/۳۶ ± ۱۳/۱۶	۱	۴/۶۹۶	۰/۰۳۹*	۰/۱۴۴
			ژنوواروم	۶۲/۰۹ ± ۱۳/۹۲				

*P < ۰/۰۵۰

بین اندام برتر و غیر برتر در میزان فعالیت عضلات مورد نظر تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد (P > ۰/۰۵۰) (جدول ۴).

در متغیر زمان شروع فعالیت نیز بین اندام برتر و غیر برتر تفاوت معنی‌داری وجود نداشت (P > ۰/۰۵۰) (جدول ۵).

بحث

در مطالعه حاضر، الگو و میزان فعالیت الکترومایوگرافی عضلات منتخب اندام تحتانی در ورزشکاران با و بدون اختلال ژنوواروم طی فاز استانس دویدن مورد مقایسه و بررسی قرار گرفت. نتایج تحقیق نشان داد که اختلاف معنی‌داری در زمان شروع فعالیت عضلات گلوتئوس مدیوس، رکتوس فموریس و گاستروکنمیوس داخلی حین دویدن بین دو گروه ژنوواروم و طبیعی در اندام برتر و غیر برتر وجود ندارد. الگوهای فعال شدن عصبی- عضلانی، یکی از حیطه‌های تحقیق در زمینه آسیب دیدگی به شمار می‌رود. کنترل عصبی- عضلانی، تحت عنوان تنظیم فعال شدن عضلانی از طریق سیستم عصبی و عوامل مرتبط با اجرای فعالیت ورزشی تعریف می‌شود (۲۱). سفتی دینامیک ناشی از عضلات، نیازمند پیش‌بینی و واکنش نسبت به بارهای اعمال شده بر مفاصل در حین حرکت است و کنترل عصبی- عضلانی کارامد که در نتیجه زمان‌بندی مناسب عضلانی و تولید نیروی مناسب حاصل می‌شود، برای ثبات‌دهی محافظتی ضروری است (۱۴). هر عاملی که منجر به تأخیر و مهار عملکرد عوامل ثبات دهنده مفاصل شود، در درجه اول بی‌ثباتی مفصل و در درجه بعدی آسیب‌هایی را به دنبال خواهد داشت (۱۴). چگونگی و زمان فعال شدن عضلات، بر توانایی مفصل در بهینه کردن سفتی، جذب و پراکنده کردن نیروها تأثیر می‌گذارد و می‌تواند از آسیب‌های احتمالی جلوگیری نماید. اولین و مهم‌ترین قربانی زمان‌بندی نامناسب فعالیت عضلات اطراف مفاصل، ثبات دینامیک مفاصل می‌باشد.

جدول ۴. نتایج آزمون Paired t برای مقایسه میزان فعالیت عضلات در اندام برتر و غیر برتر افراد

متغیر	گروه	عضله	اندام	میانگین ± انحراف معیار	t	P
میزان فعالیت عضلات	نرمال	گاستروکنمیوس داخلی	برتر	۵۰/۸۶ ± ۹/۸۳	-۰/۷۶۰	۰/۴۶۰
			غیر برتر	۵۱/۷۳ ± ۷/۸۲		
		رکتوس فموریس	برتر	۳۲/۹۸ ± ۸/۷۵	-۱/۶۱۲	۰/۱۲۹
			غیر برتر	۳۴/۵۶ ± ۹/۱۰		
		گلوتئوس مدیوس	برتر	۵۰/۸۳ ± ۱۲/۹۱	-۰/۳۴۱	۰/۷۳۸
			غیر برتر	۵۱/۳۶ ± ۱۳/۱۶		
	ژنوواروم	گاستروکنمیوس داخلی	برتر	۴۸/۳۶ ± ۶/۸۹	-۰/۵۵۸	۰/۵۸۵
			غیر برتر	۴۸/۹۶ ± ۷/۸۰		
		رکتوس فموریس	برتر	۲۹/۷۰ ± ۶/۵۶	-۰/۱۳۲	۰/۸۹۷
			غیر برتر	۲۹/۵۵ ± ۷/۵۹		
		گلوتئوس مدیوس	برتر	۶۱/۲۵ ± ۱۲/۴۱	-۰/۵۵۵	۰/۵۸۷
			غیر برتر	۶۲/۰۹ ± ۱۳/۹۲		

www.mui.ac.ir

جدول ۵. نتایج آزمون Paired t برای مقایسه زمان شروع فعالیت عضلات در اندام برتر و غیر برتر افراد (میلی‌ثانیه)

متغیر	گروه	عضله	اندام	میانگین ± انحراف معیار	t	P
زمان شروع فعالیت عضلات	نرمال	گاستروکنمیوس داخلی	برتر	-۱۳۷/۷۳ ± ۳۵/۸۵	۰/۸۰۲	۰/۴۳۶
			غیر برتر	-۱۲۶/۱۳ ± ۳۲/۸۲		
		رکتوس فموریس	برتر	-۱۴۸/۴۶ ± ۲۹/۹۴	۱/۶۷۸	۰/۱۱۶
			غیر برتر	-۱۲۹/۳۳ ± ۲۸/۵۷		
		گلوتئوس مدیوس	برتر	-۱۷۲/۵۲ ± ۵۳/۴۱	۰/۵۴۹	۰/۵۹۲
			غیر برتر	-۱۶۲/۳۳ ± ۴۲/۷۶		
	ژنوواروم	گاستروکنمیوس داخلی	برتر	-۱۱۹/۶۰ ± ۳۰/۷۰	۱/۰۷۶	۰/۳۰۰
			غیر برتر	-۱۰۵/۲۰ ± ۴۰/۸۷		
		رکتوس فموریس	برتر	-۱۶۱/۰۲ ± ۳۱/۷۳	۱/۶۲۲	۰/۱۲۷
			غیر برتر	-۱۳۵/۷۳ ± ۴۶/۳۵		
		گلوتئوس مدیوس	برتر	-۱۴۸/۰۳ ± ۴۷/۳۱	۰/۳۲۱	۰/۷۵۳
			غیر برتر	-۱۴۲/۰۰ ± ۴۶/۶۰		

زمان‌بندی مناسب فعالیت عضلات اطراف مفصل، الگوهای فیدفورواری مناسب را برای کنترل حرکت و وضعیت مفصل در مانورهای آسیب‌زا فراخوانی می‌کند و در صورت نبود زمان‌بندی مناسب شروع فعالیت عضله، مفصل در معرض صدمه قرار می‌گیرد. از طرف دیگر، برای فایق آمدن بر حرکات کنترل نشده‌ای مانند واروس و والگوس زانو حین فعالیت‌های ورزشی، نیاز است که الگوهای فیدفورواردی در زمان مناسب وارد عمل شوند تا جلوی این حرکات را بگیرند.

نتایج تحقیق Patrek و همکاران گزارش کرد که بعد از خستگی عضلات ابداکتور ران، تغییری در کینماتیک فرود مشاهده نشد، اما زمان تأخیر عضلات گلوتئوس مدیوس افزایش یافت. آن‌ها عنوان کردند که زمان تأخیر بیشتر در عضله گلوتئوس مدیوس، برابر با کاهش فعالیت پیش‌بین این عضله می‌باشد. کاهش در فعالیت پیش‌بین و یا قدرت عضلات ابداکتور ران، سفتی ران را در صفحه فرونتال کاهش می‌دهد. همچنین، کاهش فعالیت پیش‌بین، در کاهش گشتاور مفصلی و کاهش گشتاور اداکتوری خارجی ران نقش دارد (۲۲). Russell و همکاران در مطالعه خود بیان کردند که زمان فعالیت عضله گلوتئوس مدیوس، مهم‌تر از میزان فعالیت این عضله است (۲۳).

پژوهشی در زمینه زمان شروع فعالیت عضلات در افراد مبتلابه ژنوواروم و همچنین، در دویدن یافت نشد. تحقیقات انجام شده در خصوص زمان فعالیت عضلات، بیشتر به آسیب‌های زانو مانند آرتروز و بازسازی رباط صلیبی قدامی مربوط می‌شوند و گزارش کرده‌اند که آسیب‌ها در زانو می‌تواند زمان فعال‌سازی عضلات را تغییر دهد (۲۵، ۲۴). تحقیقات Park و همکاران زمان شروع عضلات پهن داخلی و خارجی را در افراد مبتلا به ژنوواروم و طبیعی با هم مقایسه کردند و به این نتیجه رسیدند که هیچ تفاوتی در عضلات پهن خارجی و داخلی از لحاظ زمان شروع فعالیت در گروه ژنوواروم و طبیعی وجود ندارد (۲۶، ۲۰). نتایج مطالعات آن‌ها به لحاظ این که بین عضلات افراد دارای ژنوواروم و طبیعی تفاوتی وجود ندارد (۲۶، ۲۰)، با تحقیق حاضر همخوانی داشت. در تحقیق دیگری، جاودانه و همکاران نتیجه‌گیری کردند که اختلاف معنی‌داری در عضله گاستروکنمیوس داخلی و گلوتئوس مدیوس بین دو گروه مردان ورزشکار دارای پرونیشن پا و افراد عادی وجود ندارد (۲۷) که با نتایج بررسی حاضر همسو بود. پژوهش Beckman و Buchanan به بررسی زمان شروع فعالیت عضلات گلوتئوس مدیوس پرداخت. آن‌ها در تحقیق خود، زمان شروع فعالیت عضله گلوتئوس مدیوس را در فعالیت چرخش داخلی مچ پای افرادی که دارای دامنه حرکتی بیش از حد بودند، اندازه‌گیری و گزارش کردند افرادی که دامنه حرکتی بیش از اندازه دارند، دارای تأخیر در فعال‌سازی عضله گلوتئوس مدیوس خود نسبت به افراد سالم می‌باشند (۲۸). از علل ناهمخوانی نتایج پژوهش حاضر با مطالعه Beckman و Buchanan (۲۸)، می‌توان به نوع طبقه‌بندی ناهنجاری، سن آزمودنی‌ها [با افزایش سن، به کارگیری الگوی فعالیت عضلات تغییر می‌کند (۲۹)]، نوع فعالیت تحقیق و سطح فعالیت ورزشی آزمودنی‌ها [نوع و نحوه به کارگیری عضلات می‌تواند در افراد ورزشکار با افراد معمولی متفاوت باشد (۲۸)] اشاره نمود. از آن‌جایی که الگوی فعال‌سازی عضلات بین افراد مبتلابه ناهنجاری ژنوواروم و سالم تفاوت معنی‌داری را نشان نداد، به نظر می‌رسد ناهنجاری ژنوواروم عامل مهمی در افزایش زمان شروع فعالیت عضلات مورد نظر نباشد و از این نظر بررسی عوامل کینتیکی و کینیماتیکی تأثیرگذار دیگر و تعیین علل آسیب در افراد مبتلا به ژنوواروم، ضروری به نظر می‌رسد.

بر اساس نتایج تحقیق حاضر، اختلاف معنی‌داری در فعالیت عضله گلوتئوس مدیوس در هر دو اندام برتر و غیر برتر بین گروه ژنوواروم و طبیعی مشاهده شد. همچنین، در عضلات رکتوس فموریس و گاستروکنمیوس داخلی اختلاف معنی‌داری بین دو گروه وجود نداشت، اما فعالیت الکتریکی این دو عضله در گروه ژنوواروم نسبت به گروه طبیعی کمتر بود. نتایج پژوهش حاضر با نتایج مطالعات براتی و موسوی (۳۰)، عنبریان و همکاران (۳۱)، Heiden و همکاران (۳۲) و Tsakoniti و همکاران (۳۳) همخوانی داشت و با نتایج تحقیقات مهکی و همکاران (۳۴) و موسوی و همکاران (۳۵) مشابه نبود. علت ناهمخوانی را می‌توان به تفاوت موجود در الگوی تماس پا با زمین (پاشنه و پنجه) در حین دو تکلیف دویدن و فرود و به دنبال آن، تفاوت در الگوی به کارگیری عضلات و جذب شوک نسبت داد. عضله گلوتئوس مدیوس، ثبات دهنده لگن و دور کننده ران است. فعالیت این عضله با سخت‌تر شدن تکلیف، افزایش پیدا می‌کند. مرکز ثقل بدن حین دویدن و تحمل وزن روی یک پا، داخل سطح اتکا قرار می‌گیرد و وزن بدن گشتاوری خارجی و نزدیک کننده را (که نیرویی بر هم زننده پایداری است) ایجاد می‌کند. این نیرو، ران را به اداکشن، لگن مقابل را پایین و زانو را به والگوس

www.mui.ac.ir

می‌برد. از آن‌جایی که بین شروع فعالیت الکتریکی عضله و ایجاد نیرو در آن وقفه وجود دارد، عضلات ابداکتور باید قبل از نیروی بر هم زننده پایداری، وارد عمل شوند تا اثرگذار باشند؛ به این صورت که سیستم عصبی مرکزی زمان این نیروی بر هم زننده را پیش‌بینی می‌نماید و این عضلات را با استراتژی‌های عضلانی پیش‌بین منقبض می‌کند (۳۶).

طبق نتایج تحقیق حاضر، فعالیت عضله گلوتئوس مدیوس در افراد دارای ژنوواروم بیشتر از افراد سالم بود. از علل احتمالی مشاهده چنین نتیجه‌ای می‌توان به این نکته اشاره کرد که در افراد مبتلابه ژنوواروم، اغلب کوکسا والگا (Coxa valga) نیز مشاهده می‌شود (۳۷) و از آن‌جایی که در کوکسا والگا ران‌ها در وضعیت ابداکشن قرار می‌گیرند و زانوها را به واروس می‌برد، بازوی محرک عضلات دور کننده ران کاهش می‌یابد. به علت این عدم مزیت مکانیکی، عضلات دور کننده در جبران باید بیشتر فعال شوند تا بتوانند لگن را حین تحمل وزن در سطح افقی نگهدارند (۳۸). با فعال شدن بیش از حد این عضلات، نیروهای فشاری در سر استخوان ران افزایش می‌یابد و فرد را مستعد استئوآرتریت مفصل ران می‌کند (۲۲). هنگامی که عضله‌ای ضعیف است، سیستم عصبی مرکزی با افزایش سطح تحریک عصبی (Neural drive)، این ضعف را جبران می‌کند تا به نیروی مشابهی دست یابد و در نتیجه، فعالیت عضله بیشتر می‌شود (۳۷).

با وجود این که بین فعالیت عضله رکتوس فموریس و گاستروکنمیوس داخلی دو گروه ژنوواروم و طبیعی اختلاف معنی‌داری وجود نداشت، اما گروه ژنووراوم فعالیت کمتری را در این دو عضله به ثبت رساند. کاهش عملکرد رکتوس فموریس در افراد دارای ژنوواروم را می‌توان به دلیل تغییر در خط کشش و راستای تاندون عضله چهارسر و انتقال نیرو به سمت داخل عضله در صفحه سهمی دانست (۳۹). نتایج مطالعه Tsakoniti و همکاران نیز تفاوت معنی‌داری را بین دو گروه در مورد عضله رکتوس فموریس نشان نداد و دلیل این مشاهده را دو مفصله بودن این عضله دانستند که این عضله بیشتر از این که عضله صاف کننده زانو باشد، به خم کردن مفصل ران کمک می‌کند (۳۳). کاهش فعالیت عضله گاستروکنمیوس داخلی در گروه ژنوواروم را می‌توان به تغییرات ثانویه این ناهنجاری در اندام تحتانی نسبت داد که سبب ایجاد چرخش داخلی درشت‌نئی و تغییر در وضعیت مچ پا در حین تحمل وزن می‌شود (۴۰).

نتایج تحقیق حاضر نشان داد که اختلاف معنی‌داری در میزان و زمان شروع فعالیت عضلات گلوتئوس مدیوس، رکتوس فموریس و گاستروکنمیوس داخلی بین اندام برتر و غیر برتر هر دو گروه وجود ندارد. عدم توازن بین دو اندام تحتانی ممکن است عاملی خطرآفرین و آسیب‌زا برای ورزشکاران باشد و آگاهی از عدم توازن‌های عضلانی بین پای برتر و غیر برتر بسیار مهم است (۴۱). به نظر می‌رسد افرادی که به طور مساوی از هر دو پا در ورزش خود استفاده می‌کنند، تفاوتی در عملکرد عضلانی بین پای برتر و غیر برتر ندارند و تفاوت بیشتر در ورزشکارانی مشاهده می‌شود که در ورزش مربوط به آن‌ها از یک‌پا به مراتب بیشتر استفاده می‌گردد.

در فعالیت‌هایی مانند دویدن که پا با زمین برخورد می‌کند، شوک حاصل از این برخورد به اندام‌های تحتانی منتقل می‌شود و ممکن است در صورت واروس زانو، به اعمال نیروی نامناسب منجر شود. چنانچه انقباض مناسبی در مقدار و زمان شروع فعالیت وجود نداشته باشد، نیروی عکس‌العمل زمین بار بیش از حدی را در تمام صفحات به قسمت‌های مختلف وارد می‌کند که می‌تواند باعث افزایش نیروهای فشاری به کمپارتمان‌ها و مفاصل شود و در نهایت، آسیب‌هایی را به دنبال داشته باشد. بنابراین، تغییرات بیومکانیکی ناشی از واروس زانو و ناهنجاری‌های جبرانی مانند پرونیشن مچ پا و کوکسا والگا، می‌تواند بر بارهای مفصلی، بازده مکانیکی عضلات و بازخورد و جهت‌یابی حسی عمقی تأثیر بگذارد و به دنبال آن، تغییر عملکرد عضلانی را در پی دارد که اثرات مخرب خود را در آینده بر جای خواهد گذاشت. بنابراین، می‌توان تفاوت در فعالیت عضله گلوتئوس مدیوس تحقیق حاضر را در پاسخ به این تغییرات دانست.

محدودیت‌ها

حجم نمونه کم و تحت کنترل نبودن مواردی مانند وضعیت روحی و سطح انگیزش آزمودنی‌ها، از جمله محدودیت‌های مطالعه حاضر بود.

پیشنهادها

انجام مطالعه‌ای مشابه به همراه ارزیابی کینتیکی و کینماتیکی، می‌تواند جهت شناخت مکانیسم‌های آسیب، پیامدهای ثانویه و پیشگیری از آن‌ها مهم باشد. همچنین، پیشنهاد می‌شود که تحقیق با نمونه‌های بیشتر و با طیف سنی وسیع‌تری انجام گیرد تا بتوان یافته‌های حاصل از آن را به گروه‌های بیشتری تعمیم داد و اظهار نظر دقیق‌تری ارایه نمود.

نتیجه‌گیری

نتایج تحقیق حاضر نشان دهنده فعالیت بیشتر عضله گلوتئوس مدیوس در افراد دارای ناهنجاری ژنوواروم بود. با توجه به این که زاویه عملکرد عضله گلوتئوس مدیوس از نظر آناتومیک در صفحه فرونتال قرار دارد، افراد دارای ژنوواروم با فعالیت بیشتر عضله گلوتئوس مدیوس، از طریق ایجاد یک گشتاور اداکشنی، سعی در حفظ ثبات در صفحه فرونتال جهت حفظ مرکز ثقل در محدوده سطح اتکا را دارند. این افزایش فعالیت می‌تواند با افزایش نیروهای فشاری و بارهای مفصلی همراه باشد که در طولانی مدت باعث بروز بیماری‌های تخریب مفصلی مانند استئوآرتریت مفصل ران می‌شود. بهتر است افراد دارای ناهنجاری ژنوواروم جهت کاهش فعالیت گلوتئوس مدیوس، از تمرینات اصلاحی مناسب جهت بهبود عملکرد عضلانی و جلوگیری از آسیب استفاده نمایند.

تشکر و قدردانی

مطالعه حاضر برگرفته از پایان‌نامه مقطع کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی حسین تاجدینی کاکاوندی مصوب دانشگاه خوارزمی تهران می‌باشد. بدین وسیله از آقای مهدی خالقی تازجی که در جمع‌آوری داده‌ها همکاری کردند، سپاسگزاری می‌گردد. همچنین، از مسؤولان آزمایشگاه دانشگاه خوارزمی و همه آزمودنی‌هایی که در انجام این تحقیق مساعدت نمودند، تشکر و قدردانی به عمل می‌آید.

نقش نویسندگان

حسین تاجدینی کاکاوندی، طراحی و ایده‌پردازی مطالعه، فراهم کردن تجهیزات و نمونه‌های مطالعه، جمع‌آوری داده‌ها، تحلیل و تفسیر نتایج، خدمات تخصصی آمار، خدمات پشتیبانی و اجرایی و علمی مطالعه، تنظیم دست‌نوشته، ارزیابی تخصصی دست‌نوشته از نظر مفاهیم علمی، تأیید دست‌نوشته نهایی جهت ارسال به دفتر مجله ومسؤولیت حفظ یکپارچگی فرایند انجام مطالعه از آغاز تا انتشار و

www.mui.ac.ir

پاسخگویی به نظرات داوران، حیدر صادقی طراحی و ایده‌پردازی مطالعه، خدمات پشتیبانی و اجرایی و علمی مطالعه، تنظیم دست نوشته، ارزیابی تخصصی دست نوشته از نظر مفاهیم علمی و تأیید دست‌نوشته نهایی جهت ارسال به دفتر مجله، علی عباسی، خدمات پشتیبانی و اجرایی و علمی مطالعه، تنظیم دست‌نوشته، ارزیابی تخصصی دست‌نوشته از نظر مفاهیم علمی و تأیید دست‌نوشته نهایی جهت ارسال به دفتر مجله را بر عهده داشتند.

منابع مالی

مطالعه حاضر برگرفته از پایان‌نامه مقطع کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی حسین تاجدینی کاکاوندی مصوب دانشگاه خوارزمی تهران می‌باشد.

تعارض منافع

نویسندگان دارای تعارض منافع نمی‌باشند. دکتر حیدر صادقی از سال ۱۳۸۹ به عنوان استاد بیومکانیک ورزشی و علی عباسی از سال ۱۳۹۳ به عنوان استادیار بیومکانیک ورزشی در دانشگاه خوارزمی مشغول به فعالیت می‌باشند. حسین تاجدینی کاکاوندی از سال ۱۳۹۳ دانشجوی مقطع کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی در دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی می‌باشد.

References

1. Lusardi M, Jorge M, Nielsen C. Orthotics and prosthetics in rehabilitation. 3rd ed. Philadelphia, PA: Saunders; 2012. p. 527-41.
2. Levangie PK, Norkin CC. Joint structure and function: A comprehensive analysis. 5th ed. Philadelphia, PA: F.A. Davis; 2011.
3. Twomey D, McIntosh AS, Simon J, Lowe K, Wolf SI. Kinematic differences between normal and low arched feet in children using the Heidelberg foot measurement method. Gait Posture 2010; 32(1): 1-5.
4. Murphy DF, Connolly DA, Beynnon BD. Risk factors for lower extremity injury: a review of the literature. Br J Sports Med 2003; 37(1): 13-29.
5. Chaudhari AM, Andriacchi TP. The mechanical consequences of dynamic frontal plane limb alignment for non-contact ACL injury. J Biomech 2006; 39(2): 330-8.
6. Neely FG. Biomechanical risk factors for exercise-related lower limb injuries. Sports Med 1998; 26(6): 395-413.
7. Van GB, Kirby KA, Hagman F. Effects of simulated genu valgum and genu varum on ground reaction forces and subtalar joint function during gait. J Am Podiatr Med Assoc 2005; 95(6): 531-41.
8. Marks R, Percy JS, Semple J, Kumar S. Quadriceps femoris activation changes in genu varum: a possible biomechanical factor in the pathogenesis of osteoarthrosis. J Theor Biol 1994; 170(3): 283-9.
9. 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.
10. Ramsey DK, Snyder-Mackler L, Lewek M, Newcomb W, Rudolph KS. Effect of anatomic realignment on muscle function during gait in patients with medial compartment knee osteoarthritis. Arthritis Rheum 2007; 57(3): 389-97.
11. Silvers HJ, Mandelbaum BR. ACL Injury Prevention in the Athlete. Sports Orthopaedics and Traumatology 2011; 27(1): 18-26.
12. Borghuis J, Hof AL, Lemmink KA. The importance of sensory-motor control in providing core stability: implications for measurement and training. Sports Med 2008; 38(11): 893-916.
13. Kibler WB, Press J, Sciascia A. The role of core stability in athletic function. Sports Med 2006; 36(3): 189-98.
14. Baratta R, Solomonow M, Zhou BH, Letson D, Chuinard R, D'Ambrosia R. Muscular coactivation. The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. Am J Sports Med 1988; 16(2): 113-22.
15. Hewett TE, Zazulak BT, Myer GD, Ford KR. A review of electromyographic activation levels, timing differences, and increased anterior cruciate ligament injury incidence in female athletes. Br J Sports Med 2005; 39(6): 347-50.
16. Namavarian N, Rezasoltani A, Rekabizadeh M. A study on the function of the knee muscles in genu varum and genu valgum. J Mod Rehabil 2014; 8 (3): 1-9. [In Persian].
17. Ravaud P, Chastang C, Auleley GR, Giraudeau B, Royant V, Amor B, et al. Assessment of joint space width in patients with osteoarthritis of the knee: a comparison of 4 measuring instruments. J Rheumatol 1996; 23(10): 1749-55.
18. Palastangan N, Field D, Soames R. Anatomy and human movement. 6th ed. Philadelphia, PA: Elsevier; 2006.
19. Murley GS, Landorf KB, Menz HB, Bird AR. Effect of foot posture, foot orthoses and footwear on lower limb muscle activity during walking and running: a systematic review. Gait Posture 2009; 29(2): 172-87.
20. Park S, Chung JS, Kong YS, Ko YM, Park JW. Differences in onset time between the vastus medialis and lateralis during stair stepping in individuals with genu varum or valgum. J Phys Ther Sci 2015; 27(9): 2727-30.
21. Riemann BL, Lephart SM. The sensorimotor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability. J Athl Train 2002; 37(1): 71-9.
22. Patrek MF, Kernozek TW, Willson JD, Wright GA, Doberstein ST. Hip-abductor fatigue and single-leg landing mechanics in women athletes. J Athl Train 2011; 46(1): 31-42.
23. Russell KA, Palmieri RM, Zinder SM, Ingersoll CD. Sex differences in valgus knee angle during a single-leg drop jump. J Athl Train 2006; 41(2): 166-71.
24. Cowan SM, Bennell KL, Hodges PW, Crossley KM, McConnell J. Delayed onset of electromyographic activity of vastus medialis obliquus relative to vastus lateralis in subjects with patellofemoral pain syndrome. Arch Phys Med Rehabil 2001; 82(2): 183-9.
25. Hinman RS, Bennell KL, Metcalf BR, Crossley KM. Delayed onset of quadriceps activity and altered knee joint kinematics

during stair stepping in individuals with knee osteoarthritis. Arch Phys Med Rehabil 2002; 83(8): 1080-6.
26. Park S, Kong YS, Ko YM, Jang GU, Park JW. Differences in onset timing between the vastus medialis and lateralis during concentric knee contraction in individuals with genu varum or valgum. J Phys Ther Sci 2015; 27(4): 1207-10.
27. Javdaneh N, Minoonejad H, Shirzad E, Javdaneh N. The investigation of the muscle timing of anterior cruciate ligament agonist and antagonist muscles in athletes with hyper pronated feet. J Mil Med 2016; 17(4): 257-64. [In Persian].
28. Beckman SM, Buchanan TS. Ankle inversion injury and hypermobility: effect on hip and ankle muscle electromyography onset latency. Arch Phys Med Rehabil 1995; 76(12): 1138-43.
29. Arjunan SP, Kumar DK. Age-associated changes in muscle activity during isometric contraction. Muscle Nerve 2013; 47(4): 545-9.
30. Barati A, Mosavi SK. The Effect of various standing positions in muscles activity between healthy young men and those with genu varum. Journal of Sport Biomechanics 2014; 1(1): 53-61. [In Persian].
31. Anbarian M, Esmailie H, Hosseini Nejhad SE, Rabiei M, Binabaji H. Comparison of knee joint muscles' activity in subjects with genu varum and the controls during walking and running. J Res Rehabil Sci 2012; 8(2): 298-309. [In Persian].
32. 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.
33. Tsakoniti AE, Stoupis CA, Athanasopoulos SI. Quadriceps cross-sectional area changes in young healthy men with different magnitude of Q angle. J Appl Physiol (1985) 2008; 105(3): 800-4.
34. Mahaki M, Shojaedin s, Memar R, Khaleghi Nazji M. The comparsion of the electromyography of leg muscles and peak vertical ground reaction forces during single leg drop landing between men with genu varum deformity and normal Knee. Journal of Sport Medicine 2013; 4(2): 87-106. [In Persian]
35. Musavi SK, Shojaedin SS, Memar R. The comparsion of peak vertical ground reaction forces and leg muscles electromyography during single leg drop landing between men with genu varum deformity and normal knee from different height. Journal of Sport Medicine 2014; 6(2): 167-87. [In Persian].
36. Jacobs CA, Uhl TL, Mattacola CG, Shapiro R, Rayens WS. Hip abductor function and lower extremity landing kinematics: sex differences. J Athl Train 2007; 42(1): 76-83.
37. Neumann DA. Kinesiology of the musculoskeletal system: Foundations for rehabilitation. 3rd ed. Philadelphia, PA: Mosby; 2016.
38. Chumanov ES, Wall-Scheffler C, Heiderscheit BC. Gender differences in walking and running on level and inclined surfaces. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2008; 23(10): 1260-8.
39. Junge A, Dvorak J. Soccer injuries: a review on incidence and prevention. Sports Med 2004; 34(13): 929-38.
40. Mann RA, Haskell A. Biomechanics of the foot and ankle. In: Coughlin MJ, Mann RA, Saltzman CL, editors. Surgery of the foot and ankle. 6th ed. Philadelphia. PA: Mosby; 1993. p. 29.
41. Gstottner M, Neher A, Scholtz A, Millonig M, Lembert S, Raschner C. Balance ability and muscle response of the preferred and nonpreferred leg in soccer players. Motor Control 2009; 13(2): 218-31.

The Comparison of the Pattern and Activity of Selected Muscles of the Lower Extremity in Athletes with Genu Varum and Healthy Athletes during Running: A Case-Control Study

Hosein Tajdini–Kakavandi[1], Heidar Sadeghi[2], Ali Abbasi[3]

Original Article

Abstract

Introduction: Malalignment of the lower extremity, especially at the knee, can lead to injury due to its impact on muscle activity. Therefore, the aim of the present study was to compare the pattern and activity of selected muscles of the lower extremity in athletes with genu varum and healthy athletes during running.

Materials and Methods: The present quasi-experimental study was conducted on 30 male athletes (two groups of genu varum and healthy) with the age range of 20-25 years. The amount and the time of onset of muscle activity were calculated using electromyography (EMG). To evaluate differences between and within groups, MANOVA and paired samples t-test were utilized, respectively, at the 0.05 level of significance. Data were analyzed in MATLAB and SPSS software.

Results: The results showed that the gluteus medius muscle in the athletes with genu varum had significantly higher levels of activity compared to the control group in the dominant ($P = 0.032$) and non-dominant limbs ($P = 0.039$). However, the rectus femoris and medial gastrocnemius muscles' activity was not significantly different between the two groups ($P > 0.050$). In addition, there was no significant difference between the groups in terms of onset of muscle activity ($P > 0.050$). Moreover, no significant difference was observed between dominant and non-dominant limbs in the amount and onset of muscle activity ($P > 0.050$).

Conclusion: Based on the results of this study, it can be concluded that the gluteus medius muscle had greater activity in subjects with genu varum deformity than healthy subjects. This increase in activity can be accompanied with increase in compressive forces and articular loads which can cause osteoarthritis in the long run.

Keywords: Genu varum, Running, Neuromuscular responses

Citation: Tajdini-Kakavandi H, Sadeghi H, Abbasi A. **The Comparison of the Pattern and Activity of Selected Muscles of the Lower Extremity in Athletes with Genu Varum and Healthy Athletes during Running: A Case-Control Study.** J Res Rehabil Sci 2016; 12(5): 274-82.

Received date: 11/08/2016 Accept date: 13/11/2016

1- MSc Student, Department of Sport Biomechanics, School of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran
2- Professor, Department of Sport Biomechanics, School of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran
3- Assistant Professor, Department of Sport Biomechanics, School of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran
Corresponding Author: Hosein Tajdini-Kakavandi, Email: h_tajdini@yahoo.com