

اثر موقعیت‌های مختلف ایستادن بر فعالیت عضلات منتخب اندام تحتانی در مردان دارای زانوی پرانتری و نرمال

چکیده

امیرحسین براتی^{۱*}،
سیدکاظم موسوی^۲

۱. گروه آسیب شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تربیت دبیر شهید رجایی، تهران، ایران.
۲. گروه آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران.

دریافت: ۱۳۹۳/۸/۲۵ پذیرش: ۱۳۹۳/۱۰/۲۶

هدف: زانوی پرانتری ریسک فاکتوری برای بروز استئوآرتریت زانو است. درک تغییر فعالیت عضلات در موقعیت های مختلف ایستادن افراد دارای زانوی پرانتری، بیش خوبی برای پیشگیری از بروز استئوآرتریت زانو در این افراد خواهد داد. هدف تحقیق حاضر، مقایسه فعالیت عضلات در موقعیت های مختلف ایستادن مردان جوان سالم و مبتلا به زانوی پرانتری بود.

روش‌ها: ۸۰ نفر دانشجوی مرد سالم، شامل ۴۰ نفر دارای زانوی پرانتری و ۴۰ نفر دارای زانوی طبیعی در این تحقیق شرکت کردند. ناهنجاری زانوی پرانتری با استفاده از کولیس و گونیامتر اندازه گیری شد. هر آزمودنی در پنج موقعیت ایستادن قرار گرفت و فعالیت عضلات اندام تحتانی با دستگاه الکترومایوگرافی ثبت گردید. داده ها با استفاده از نرم افزار Matlab پردازش شدند و برای مقایسه آماری از آزمون تحلیل واریانس مختلط (Mixed ANOVA) در محیط نرم افزاری SPSS و با سطح معناداری $P \leq 0/05$ استفاده گردید.

یافته‌ها: تفاوت معناداری بین دو گروه در فعالیت کشنده پهن نیام (تک پا چشم بسته)، عضلات نازک نی طرفی و سرینی میانی (در موقعیت های تک پا چشم بسته و سربالا) مشاهده گردید ($P \leq 0/05$) و در فعالیت بقیه عضلات تفاوت معناداری مشاهده نشد.

نتیجه گیری: پرانتری بودن مفصل زانو با افزایش فعالیت عضلات همراه است. احتمالاً یک دلیل بالاتر بودن خطر آسیب دیدگی و ابتلا به استئوآرتریت زانو در این افراد با افزایش فعالیت عضلات اندام تحتانی هنگام ایستادن مرتبط است و پیشنهاد می شود برای کاهش این خطرات بر تمرینات اصلاحی تمرکز شود.

کلید واژگان: فعالیت عضلات، موقعیت های مختلف ایستادن، مردان سالم، زانوی پرانتری.

* نویسنده مسئول: گروه آسیب شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تربیت دبیر شهید رجایی، تهران، ایران.

تلفن: ۰۹۱۲۱۹۳۰۸۱۱

Email: ahbarati20@gmail.com

مقدمه

ناهنجاری های جسمانی پیامدهایی از قبیل خستگی عضلانی (۲)، آسیب های مختلف (۳)، برهم خوردن تعادل بیومکانیکی (۴)، تغییر در تحرک پذیری مفاصل (۲)، تغییر فعالیت های عصبی - عضلانی (۵-۷) و در نهایت مشکلات روانی و اجتماعی را به دلیل عدم تناسب اندام (۸) برای افراد به وجود می آورد. ورودی های حسی کنترل پاسچر و سیستم های حرکتی از نیازهای اساسی حفظ پاسچر می باشند (۹). از این رو کاهش بازخورد آوران

انجام فعالیت های روزمره و ورزشی نیازمند کنترل پاسچر می باشد که از آن به عنوان توانائی نگهداری تعادل و جهت گیری بدن در محیط یاد می شود (۱). اختلال در تعادل می تواند منجر به افزایش ریسک بروز آسیب دیدگی هنگام فعالیت های ورزشی گردد. آگاهی افراد جامعه از وضعیت جسمانی خود امر ضروری است، چرا که

عضلات و کنترل پاسچر تأثیرگذار باشد (۱۵).

با توجه به این که پا محل تقابل بدن با زمین است، انحرافات ساختاری اندام تحتانی خصوصاً زانو احتمال آسیب دیدگی در ورزشکاران را افزایش داده و ممکن است مانعی برای شرکت افراد در فعالیت‌ها گردد (۱۷). از جمله ناهنجاری‌های زانو در صفحه فرونتال، ناهنجاری زانوی پراترتزی می‌باشد که شیوع آن در میان ورزشکاران و غیرورزشکاران کشور بالا است (۱۸). زانوی پراترتزی با تخریب غضروف مفصلی در بخش داخلی مفصل رانی-درشت نی زانو و بروز آرتروز در ارتباط است (۱۹). دفورمیتی زانوی پراترتزی با تغییر کیفیت کنترل پاسچر (۲۰)، بر هم زدن خط جاذبه (Line of gravity) نسبت به سطح اتکا (Base of support) (۱) و تغییر مسیر خط جاذبه از مرکز زانو به قسمت داخلی آن (۲۱) باعث اختلال در تحمل وزن و بی‌ثباتی در وضعیت بدنی می‌گردد. با تغییر در راستای بدن رابطه زوج نیروها در اطراف مفاصل که وظیفه اصلی را در حفظ ثبات مفصلی به عهده دارند، مختل می‌شود و در عین حال به دلیل عدم تعادل عضلانی ناشی از اختلال راستایی رابطه طول-تنش عضلات نیز با مشکل مواجه خواهد شد و به تبع این چرخه معیوب، تعادل فرد نیز بهم می‌خورد. روابط پاتومکانیکی فوق به ویژه در زانو که اختلال در راستایی آن موجب عدم تعادل می‌شود حائز اهمیت است (۲۲).

با توجه به بالا بودن ریسک آسیب‌های ورزشی در جوانان مبتلا به اختلالات راستای اندام تحتانی و به تبع آن اختلال در الگوی فعالیت عضلانی و لزوم توجه به عوامل جلوگیری‌کننده از آسیب‌های ورزشی (۲۳) و تحقیقات محدودی که در خصوص تأثیر دفورمیتی زانوی پراترتزی بر فعالیت عضلات اندام تحتانی در حالات مختلف ایستادن در دست است، هدف از انجام این تحقیق، مقایسه فعالیت برخی از عضلات اندام تحتانی در پنج موقعیت مختلف ایستادن در مردان جوان دارای دفورمیتی زانوی پراترتزی و طبیعی بود.

روش شناسی

جامعه آماری این تحقیق نیمه تجربی را دانشجویان مرد دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی تشکیل دادند. ارزیابی اولیه‌ای از مفصل زانو با کولیس تغییر شکل یافته با دقت ۱/۱ سانتی‌متر ساخت شرکت Ltd کشور ژاپن از اعضای جامعه آماری انجام گرفت. معیارهای

و یا نقص در قدرت مکانیکی هر مفصل می‌تواند تعادل را مختل کند (۹). محدود کردن آوران‌های یک حس می‌تواند در برآورد اهمیت آن اطلاعات برای کنترل قامت و این که دستگاه عصبی مرکزی چگونه خود را با این شرایط تنظیم می‌کند، سودمند باشد (۱۰). بنابراین می‌توان هنگام کنترل قامت با موقعیت‌های مختلف ایستادن هر کدام از این حواس را دستکاری کرد. در ایستادن معمولی با چشمان باز، شخص با کمک هر سه سیستم بینایی، دهلیزی و حسی-پیکری، تعادل خود را حفظ می‌کند؛ ولی هنگام ایستادن با چشمان بسته، شخص جهت حفظ تعادل، به ورودی‌های سیستم دهلیزی و حسی پیکری متکی می‌شود (۱۱). همچنین تغییر وضعیت سر باعث فعال شدن سیستم دهلیزی شده و توزیع تون پاسچر را در گردن و اندام‌ها تغییر می‌دهد که تحت تأثیر رفلکس‌های دهلیزی-نخاعی و رفلکس دهلیزی-چشمی است (۱۱). بنابراین با گرفتن سر رو به بالا می‌توان از میان سیستم‌های آوران جهت حفظ تعادل سیستم دهلیزی را دستکاری کرد. وضعیت‌های ایستا نسبت به وضعیت‌های پویا اهمیت بیشتری دارند، زیرا که این وضعیت را می‌توان مبدأ حرکت بسیاری از الگوهای وضعیتی در نظر گرفت (۱۲). حالت ایستادن به صورت دو یا تک پا از عوامل مؤثر در تعادل ایستا می‌باشند (۱۳).

عملکرد اندام تحتانی در تعامل با راستای اندام تحتانی، میزان مصرف انرژی و خستگی است. بنابراین فعالیت عضلانی اندام تحتانی ممکن است ارتباط پیچیده‌ای با آسیب‌های پرکاری داشته باشد (۱۴). هماهنگی و موفقیت عضلات در تأمین چنین ثباتی مدیون کارایی سیستم کنترل‌کننده عصبی-عضلانی است (۱۵). شواهد حاکی از این است که در زمان وقوع ناهنجاری اسکلتی و عضلانی در یکی از مفاصل، عضلات و لیگامنت‌های سمت تقعر کوتاه و عضلات و لیگامنت‌های سمت تحدب کشیده می‌شوند (۱۶)، بنابراین منطقی به نظر می‌رسد کوچک‌ترین تغییر بیومکانیکی بر کنترل پاسچر و فعالیت عضلات تأثیرگذار باشد (۱۵).

شواهد حاکی از این است که در ناهنجاری اسکلتی-عضلانی، عضلات و لیگامنت‌های سمت تقعر کوتاه و عضلات و لیگامنت‌های سمت تحدب کشیده می‌شوند (۲). در نتیجه احتمالاً فعالیت عضلات نسبت به افراد نرمال تغییر می‌کند. در این حالت مفاصل و عضلات دیگر جهت جبران این اختلال، فعالیت‌های جبرانی در حین انجام فعالیت‌های ورزشی و روزمره انجام می‌دهند، بنابراین منطقی به نظر می‌رسد کوچک‌ترین تغییر بیومکانیکی در سطح اتکا بر فعالیت



شکل ۱. موقعیت ایستادن دو پا با چشمان باز

واحد فرستنده که به صورت کمربند دور کمر آزمودنی قرار می‌گیرد، قابلیت ارسال امواج به وسیله آنتن و به روش بی‌سیم تا فاصله ۱۰۰ متری از واحد گیرنده را دارد. سیگنال‌ها با استفاده از الکترودهای یک بار مصرف از جنس آلیاژ نقره با کلرید نقره با قطر یک سانتی‌متر اندازه‌گیری شدند که به پری آمپلی‌فایرهای با بهره ۴۰۰۰، پهنای باند ۳۲ کیلوهرتز، نسبت حذف سیگنال‌های مشترک ۱۰۸ دسی بل و مقاومت ورودی ۱۰۸ اهم وصل بودند. فاصله مرکز تا مرکز الکترودها ۲۰ میلی‌متر بود. داده‌های الکترومایوگرافی در فرکانس ۱۰۰۰ هرتز و با استفاده از فیلتر پایین‌گذر ۶ هرتز و نرم افزار Myo-Dat ثبت و روی کامپیوتر ذخیره شدند (شکل ۱).

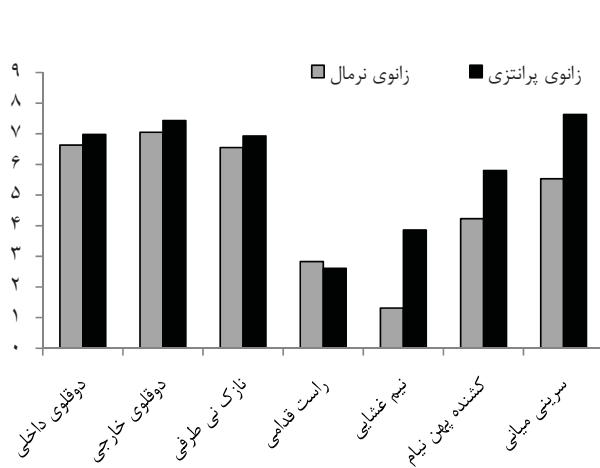
در ابتدا پوست محل الکتروگذاری، از موهای زائد پاک شده و سپس توسط الکل و سنباده نرم جهت کاهش مقاومت، تمیز گردید. سپس جفت الکترودها در امتداد راستای عضلات قرار داده شدند. الکترودها و کابل‌ها روی پوست ثابت گردید تا در حرکت آزمودنی اختلال ایجاد نکنند و برای جلوگیری از احتمال حرکت آنها و ایجاد اغتشاش، با باندکشی ثابت شدند. فاصله مرکز به مرکز الکترودها ۲ سانتی‌متر بود و الکتروثبت‌کننده EMG مطابق توصیه‌های (پروتکل) SENIAM قرار گرفت. الکترودها روی بطن عضلات و در راستای تارهای عضلانی قرار گرفتند (۲۷، ۲۶). با استفاده از نرم‌افزار Matlab

خروج افراد از تحقیق شامل: ورزشکار حرفه‌ای بودن، آسیب دیدگی سر در ۶ ماه گذشته، سابقه جراحی و آسیب دیدگی در کمر و اندام تحتانی، استئوآرتریت زانو، محدودیت فعالیت بنا به دستور پزشک، اختلاف طول حقیقی دو پا بیشتر از یک سانتی‌متر، داشتن سایر ناهنجاری‌های وضعیتی مثل کف پای صاف، کف پای گود، زانوی ضربدری، ژنوکورواتوم بودند. زاویه Q پای برتر آزمودنی‌های واجد شرایط برای انجام آزمون، با گونیامتر (Lafayette Instruments, Lafayette, IN) اندازه‌گیری شد. اگر این زاویه کمتر از ۸ درجه بود، به عنوان ناهنجاری زانوی پرانتزی و در صورتی که این مقدار بین ۸ تا ۱۰ بود، به عنوان زانوی نرمال در نظر گرفته شد (۲۴). در نهایت ۸۰ آزمودنی (۴۰ نفر دارای زانوی پرانتزی و ۴۰ نفر دارای زانوی نرمال) به روش نمونه‌گیری در دسترس انتخاب شدند، که از نظر سن و وزن همسان بودند. پای برتر پایایی تعریف شد که آزمودنی توپ را با آن شوت می‌کرد (۲۵). پس از شرح کامل تحقیق برای آزمودنی‌ها، رضایتشان برای شرکت در تحقیق و اطلاعات شخصی آنها شامل سن، سابقه ورزشی و تعداد جلسات ورزشی در هفته جمع‌آوری شد.

در این تحقیق، ۲ متغیر مستقل یعنی گروه با دو سطح معناداری (نرمال و زانوی پرانتزی) و موقعیت‌های ایستادن با پنج سطح معناداری (موقعیت‌های ایستادن دو پا با چشمان باز، ایستادن دو پا با چشمان بسته، ایستادن با پای برتر (تک پا) با چشمان باز، ایستادن با پای برتر (تک پا) با چشمان بسته، ایستادن تک پا با چشمان باز و سر رو به بالا) وجود داشت. در آزمون‌های با چشم باز، آزمودنی یک نقطه خاص را که روی دیوار روبروی آزمودنی مشخص شده بود، نگاه می‌کرد. هر تست به مدت ۳۰ ثانیه طول کشید و زمان استراحت بین هر تست ۶۰ ثانیه اتخاذ گردید. در هنگام آزمون، دست‌ها به روی کمر قرار گرفته و در تست‌های تک پا، زاویه فلکشن زانوی پای غیربرتر ۹۰ درجه بود. ترتیب اجرای تست‌ها به صورت تصادفی انتخاب گردید تا اثر یادگیری از بین برود. هر کدام از موقعیت‌ها پنج بار تکرار شد و میانگین پنج تکرار برای تحلیل‌های بعدی به کار گرفته شد.

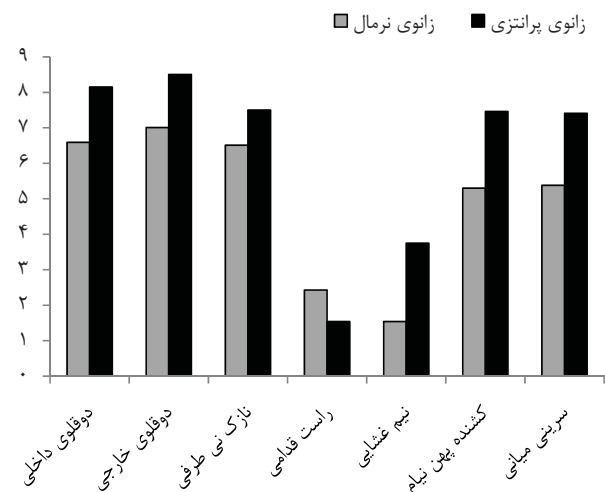
در تحقیق حاضر از دستگاه الکترومایوگرافی هشت کاناله مدل MIE ساخت انگلیس برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات استفاده شد. پهنای باند دستگاه الکترومایوگرافی ۸ کاناله مورد نظر ۲۰ الی ۱۰۰۰ هرتز بوده و شامل واحدهای فرستنده و گیرنده می‌باشد.

سطح معنی‌داری از ۰/۰۵ بیشتر بود. با توجه به نرمال بودن توزیع داده‌ها، از آزمون‌های پارامتریک برای تحلیل استنباطی داده‌ها استفاده شد. با توجه به این که در این تحقیق ۲ متغیر مستقل گروه (با ۲ سطح معناداری نرمال و زانوی پرانرژی) و موقعیت‌های ایستادن (با ۵ سطح معناداری) وجود داشت، از روش آماری تحلیل واریانس مختلط (Mixed ANOVA) استفاده گردید. برای مقایسه بین گروهی از روش آماری تی مستقل و برای مقایسه درون گروهی از آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری تکراری با آزمون تعقیبی بونفرونی استفاده شد. تمام تجزیه تحلیل‌های آماری با نرم افزار SPSS نسخه ۲۱ و سطح معناداری $P < 0.05$ انجام شد.

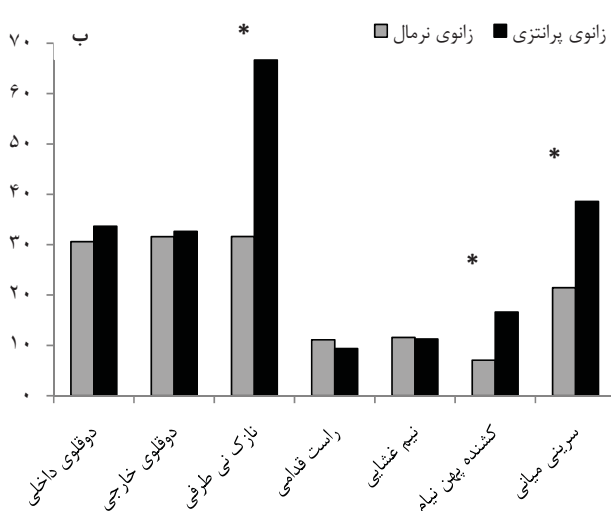


نسخه R2009a سطح فعالیت عضلات (RMS) دوقلوی داخلی، دوقلوی خارجی، نازک نی طرفی، راست قدامی، کشنده پهن نیام و نیم غشایی و سربینی میانی محاسبه شد. برای نرمال کردن سیگنال‌های EMG از حداکثر انقباضات ایزومتریک ارادی (MVICs) استفاده شد (۱۴، ۲۶). مقدار RMS داده‌ها را بر RMS حداکثر انقباضات ایزومتریک ارادی تقسیم و در عدد ۱۰۰ ضرب شد (۱۴).

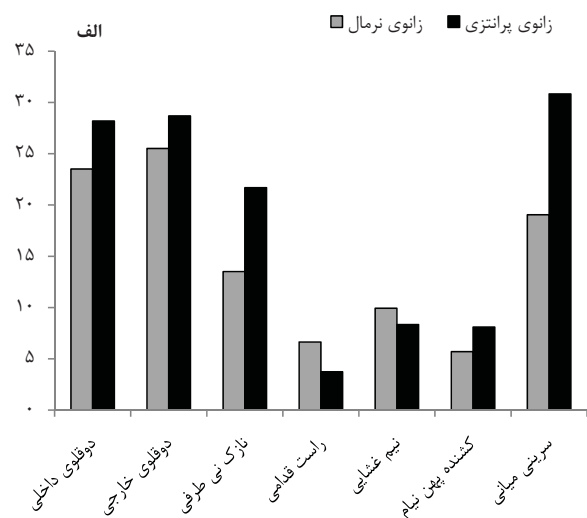
از آمار توصیفی برای محاسبه میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای تحقیق استفاده شد. برای تعیین نرمال بودن توزیع نمرات از آزمون آماری شاپیرو-ویلک (Shapiro-Wilk test) استفاده شد. با انجام آزمون مورد نظر روی نمرات متغیرهای وابسته، در همه نمرات میزان



شکل ۱. مقادیر میانگین فعالیت عضلات در موقعیت‌های دو پا چشم باز (الف) و دو پا چشم بسته (ب) در دو گروه زانوی پرانرژی و نرمال



شکل ۲. مقادیر میانگین فعالیت عضلات در موقعیت‌های تک پا چشم باز (سمت راست) و تک پا چشم بسته (سمت چپ) در دو گروه زانوی پرانرژی و نرمال



نتایج

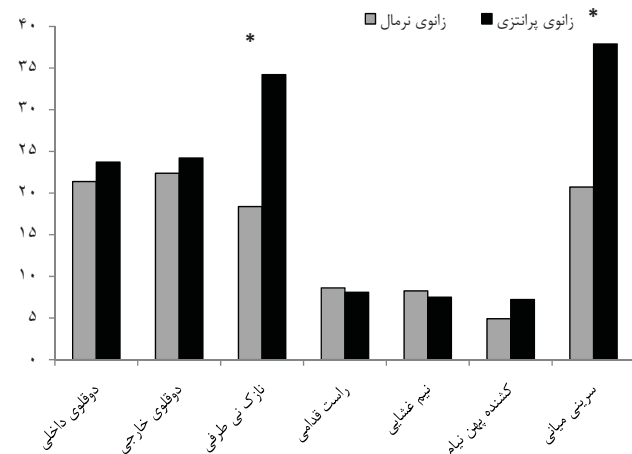
عضله راست قدامی در موقعیت‌های مختلف در گروه زانوی پرنانتری، بزرگ‌تر از گروه زانوی نرمال بود. همچنین موقعیت‌های دو پا چشم باز، دو پا چشم بسته، تک پا چشم باز، تک پا سربالا و تک پا چشم بسته به ترتیب بیشترین مقدار فعالیت عضلات را داشتند. تفاوت معناداری در فعالیت عضلات نازک نی طرفی و سرینی میانی (در موقعیت‌های تک پا چشم بسته و تک پا سربالا) و فعالیت عضله کشنده پهن نیام (در موقعیت تک پا چشم بسته) بین دو گروه پرنانتری و نرمال مشاهده گردید.

با توجه به نتایج به دست می‌توان این نکته را ذکر کرد که در همه موقعیت‌های ایستادن، افراد دارای زانوی پرنانتری، فعالیت عضلانی بیشتر و در نتیجه صرف انرژی بیشتری نسبت به افراد دارای زانوی نرمال داشتند. اما فعالیت عضله راست رانی در افراد دارای زانوی پرنانتری به دلیل تغییر در خط کشش و اعمال نیرو به سمت داخل عضله در صفحه سهمی و نیز از آنجا که در افراد با زانوی Q افزایش یافته آنتی ورژن فمور وجود دارد، کمتر از افراد با زاویه Q نرمال است. همچنین در دو گروه در موقعیت‌های تک و دو پا چشم بسته، میزان فعالیت عضلات به ترتیب نسبت به موقعیت‌های تک و دو پا چشم باز افزایش داشت که این افزایش در موقعیت تک پا بیشتر مشاهده شد. با حذف بازخورد بینایی در موقعیت تک پا، میزان فعالیت عضلات در دو گروه افزایش یافت، ولی این افزایش در افراد دارای زانوی پرنانتری بیشتر بود. علت این امر را می‌توان در افزایش اغتشاش وضعیت زانوی پرنانتری نسبت به نرمال بیان نمود. افزایش فعالیت عضلات اطراف زانو باعث تغییر در میزان پایداری و افزایش بارهای مفصلی در این مفصل می‌شود (۲۸) که این افزایش فشار سبب تخریب بافت‌ها می‌گردد که احتمال دارد در طولانی مدت منجر به ابتلای فرد به استئوآرتریت جانب داخلی زانو گردد. تغییر در راستای نرمال موجب تغییر در ارتباط طول و تنش می‌گردد که در ناهنجاری زانوی پرنانتری، عضلات جانب داخلی مفصل زانو 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 (۲۹).

بر اساس نظریه سیستم‌ها، حفظ تعادل و متعاقب آن ایجاد حرکت، مستلزم تلفیق (Integration) داده‌های حسی و توانایی سیستم عضلانی-اسکلتی برای اعمال نیروی مناسب می‌باشد. با توجه به این که تعادل در زنجیره حرکتی بسته حفظ می‌شود و بر هماهنگی

در این تحقیق گروه زانوی پرنانتری و نرمال به ترتیب دارای میانگین سنی $1/13 \pm 21/77$ و $21/43 \pm 0/71$ سال، میانگین وزنی $8/38 \pm 66/4$ و $68/7 \pm 5/76$ کیلوگرم، میانگین فاصله بین دو کندیل داخلی زانو $0/8 \pm 5/55$ و $0/99 \pm 1/35$ سانتی متر و زاویه $Q 0/8 \pm 5/45$ و $0/86 \pm 8/79$ درجه بودند.

همان گونه که در شکل‌های ۱، ۲ و ۳ نشان داده شده است، میانگین فعالیت کل عضلات به جز عضله راست قدامی در موقعیت‌های مختلف در گروه زانوی پرنانتری بزرگ‌تر از گروه زانوی نرمال بود. همچنین موقعیت‌های دو پا چشم باز، دو پا چشم بسته، تک پا چشم باز، تک پا سربالا و تک پا چشم بسته به ترتیب (صعودی)، مقادیر فعالیت عضلات را داشتند. تفاوت معناداری در فعالیت عضلات نازک نی طرفی و سرینی میانی (در موقعیت‌های تک پا، چشم بسته و تک پا، سربالا) و فعالیت عضله کشنده پهن نیام (در موقعیت تک پا چشم بسته) بین دو گروه پرنانتری و نرمال مشاهده گردید ($p \leq 0/05$).



شکل ۳. مقادیر میانگین فعالیت عضلات در موقعیت‌های تک پا سربالا در دو گروه زانوی پرنانتری و نرمال * معناداری در سطح ۰/۰۵

بحث

هدف از انجام تحقیق حاضر، مقایسه فعالیت برخی از عضلات اندام تحتانی در موقعیت‌های مختلف ایستادن مردان جوان دارای زانوی نرمال و زانوی پرنانتری بود. میانگین فعالیت کل عضلات به جز

نتیجه گیری نهایی

سه عضله نازک نی طرفی، کشنده پهن نیام و سرینی میانی با بیشترین میزان فعالیت خود در این تحقیق، سعی در حفظ ثبات در صفحه فرونتال از طریق ایجاد یک گشتاور اداکشنی جهت حفظ مرکز ثقل در محدوده سطح اتکا در افراد مبتلا به زانوی پرانتری را داشتند. این فعالیت زمانی تشدید می‌شد که میزان اغتشاش در تعادل با بستن چشم‌ها افزایش می‌یافت. به نظر می‌رسد به لحاظ این که زاویه عملکرد عضلات نازک نی طرفی و سرینی میانی از نظر آناتومیک نسبت به عضله کشنده پهن نیام، بیشتر در صفحه فرونتال قرار می‌گیرد و این در حالی است که زاویه عملکرد عضله کشنده پهن نیام بیشتر در صفحه ساجیتال می‌باشد، فعالیت دو عضله فوق (نازک نی طرفی و سرینی میانی) بیشتر از عضله کشنده پهن نیام باشد. بنابراین پیشنهاد می‌شود که افراد دارای زانوی پرانتری جهت کاهش گشتاور نزدیک کننده بر مفصل زانو و همچنین کاهش مجموع فعالیت عضلات اطراف مفصل زانو که در افزایش بارهای مفصلی و در نتیجه تخریب بافت‌های مفصل زانو مؤثر هستند، از تمرینات اصلاحی جهت جلوگیری از پیشرفت ناهنجاری و بهبود عملکرد عضلانی استفاده نمایند.

با توجه نتایج بدست آمده در این تحقیق، پیشنهاد می‌شود برای درک بهتر تفاوت‌های فعالیت عضلات، تحقیقی مشابه در جامعه‌ای بزرگتر، خصوصاً افراد مسن و در سایر ناهنجاری اندام تحتانی، نظیر زانوی ضربداری انجام گیرد.

تشکر و قدردانی

بدین وسیله نویسندگان مراتب قدردانی و تشکر خود را از تمام مسئولین آزمایشگاه دانشکده تربیت بدنی دانشگاه خوارزمی تهران و دانشجویان شرکت‌کننده در این تحقیق اعلام می‌دارند.

References

1. Hrysomallis C, McLaughlin P, Goodman C. Balance and injury in elite Australian footballers. *Int J Sports Med* 2007;28:844-847.
2. Hunt AE, Smith RM. Mechanics and control of the flat versus normal foot during the stance phase of walking. *J Clin Biomech* 2004;19:391-7.
3. Milgrom C, Radeva-Petrova DR, Finestone A, Nyska M, Men

delson S, Benjuya N, Simkin A, Burr D. The effect of muscle fatigue on in vivo tibial strains. *J Biomech* 2007;40:845-50.

بنابراین تعادل می‌تواند با نقص در بازخورد آوران (دستگاه بینایی، دهلیزی و حسی-پیکری) یا نقص در قدرت و پایداری مکانیکی هر مفصل دچار اختلال گردد (۳۰). هر گونه تغییر در موقعیت مفصل باعث تغییرات فاحش در شاخص تعادل فرد می‌شود (۱).

با توجه به تغییر راستای تاندون عضله چهارسر (Quadriceps Tendon) در افراد دارای زانوی پرانتری، این عضله دچار کاهش عملکرد شده (۳۱) و نیروی وزن به سمت بخش داخلی زانو منتقل شده و نیروهای فشاری را در این قسمت افزایش می‌دهد (۲۱، ۳۲). در تحقیق حاضر نیز عضله راست قدامی در گروه زانوی پرانتری نسبت به گروه نرمال فعالیت کمتری داشت. Haim و همکاران نشان دادند ناهنجاری زانو می‌تواند توزیع متقارن وزن را در این مفصل تغییر دهد (۳۳) که این توزیع غیرمتقارن وزن در صفحه فرونتال خود می‌تواند عامل افزایش نوسانات پاسچر گردد (۳۲). برخی از تحقیقات انقباض عضلات را باعث کنترل گشتاور خارجی وارد بر مفصل و در نتیجه مانع بلند شدن کندیل‌ها و سبب کاهش تمرکز بارهای مفصلی بر روی کمپارتمان جانب داخلی مفصل زانو بیان نموده اند (۳۴).

با توجه به مقایسه کنترل پاسچر دو گروه در اکثر تحقیقات، تحقیق مشابهی جهت مقایسه با نتایج تحقیق حاضر یافت نشد. در این راستا، نتایج تحقیق حاضر با نتایج تحقیقات Mahaki و همکاران (۳۵)، Nyland و همکاران (۱۳) و Anbarian و همکاران (۳۶) هم‌خوان می‌باشد که به ترتیب فعالیت عضلات در حرکات فرود تک پا، ایستادن تک پا، راه رفتن و دویدن را در دو گروه زانوی پرانتری و نرمال مورد مقایسه قرار داده بودند.

در این تحقیق وضعیت روحی آزمودنی‌ها، ساعت خواب آزمودنی‌ها در شب قبل از اجرای آزمون مورد نظر، تفاوت سطح انگیزش آزمودنی‌ها خارج از کنترل محققان بودند.

4. Hertel J, Gay MR, Denegar CR. Differences in postural control during single-leg stance among healthy individuals with different foot types. *J Athl Training* 2002;37(2):129-32.
5. 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. *J Gait Posture* 2009;29:172-187.
6. Murley GS, Menz HB, Landorf KB. Foot posture influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *J Foot Ankle Res* 2009;2:35.
7. Wang R, Gutierrez-Farewik EM. The effect of subtalar inversion/eversion on the dynamic function of the tibialis anterior, soleus, and gastrocnemius during the stance phase of gait. *J Gait Posture* 2011;34:29-34.
8. Sokhanguei Y, et al. Effect of corrective exercises on chest expansion in kyphotic girls, aged 11-15. *J Rehabil Res* 2009;9(1):33-6.
9. Wikstrom EA, Powers ME, Tillman MD. Dynamic stabilization time after isokinetic and functional fatigue. *J Athl Train* 2004; 39(3):247-253.
10. Vuillerme N, Danion F, Marin L, Boyadjian A, Prieur JM, Weise L, Nougier V. The effect of expertise in gymnastics on postural control. *Neurosci Lett* 2001;303(2):83-86.
11. Nasher L. Adaptation of human movement to altered environments. *Trends Neurosci* 1982; 5: 385-361.
12. Alizadeh H, ghrakhanlou R, deneshmandi H. Corrective Exercise. *Samt* 2004;8:11-22.
13. Nyland J, Smith S, Beickman K, Armsey T, Caborn DNM. Frontal plane knee angle affects dynamic postural control strategy during unilateral stance. *Med Sci Sports Exerc* 2002;34(7):1150.
14. 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. *J Gait Posture* 2009;29:172-187.
15. Williams GN, Barrance PJ, Snyder-Mackler L, Axe MJ, Buchanan TS. Specificity of muscle action after anterior cruciate ligament injury *J Orthop Res* 2003;21(6):1131-7.
16. Hunt AE, Smith RM. Mechanics and control of the flat versus normal foot during the stance phase of walking. *J ClinBiomech* 2004;19:391-7.
17. Williams DS, Mcclay IS, Hamill J, Buchanan TS. Lower extremity kinematics and kinetics differences in runners with high and low arches. *J Appl Biomech* 2001;17:153-163.
18. Hadadnezhad M, Letafatkar A. The relationship between genu varum abnormality and lower extremity's performance and strength in teenage footballers. *J Rehabil Sci*. 2011;7(2):188-96.
19. Sharma L, Song J, Dunlop D, Felson D, Lewis CE, Segal N, et al. Varus and valgus alignment and incident and progressive knee osteoarthritis. *Ann Rheum Dis* 2010; 69(11):1940-1945.
20. Van GB, Kirby KA, Hagman F. Effects of simulated genu valgum and genu varum on ground reaction forces and subtalar joint function during gait. *Am Podiatric Med Assoc* 2005;95(6):531.
21. Levangie PK, Norkin CC. Joint structure & function. F.A Davis Company. 2005;4.
22. Samaei A, Bakhtiary AH, Elham F, Rezasoltani A. Effects of genu varum deformity on postural stability. *Sports Med* 2012;33(6):469-473.
23. Emery C, Tyreman H. Sport participation, sport injury, risk factors and sport safety practices in Calgary and area junior high schools. *Paediatr Child Health* 2009;14:439-444.
24. Smith O Toby, Hunt J Nathan, Donell T Simon. The reliability and validity of the Q-angle: a systematic review. *Knee Surg Sports Tr A* 2008;16:1068-1079.
25. Hreljac A, Marshall RN, Hume PA. Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners. *J Med Sci Sports Exercise* 2000;32:1635-41.
26. Peter K. The ABC of EMG. Noraxon INC. USA, Version 1.0. 2005.
27. Pallvi K, Appor G, Zutchi K. Balance deficits and recovery time line after different fatigue Protocols. *Indian J physiother occup ther* 2009;2(3).
28. Hubble-Kozey C, Deluzio K, Dunbar M. Muscle co-activation patterns during walking in those with severe knee osteoarthritis. *Clin Biomech* 2008;23(1):71-80.
29. Heiden TL, Lloyd DG, Ackland TR. Knee joint kinematics, kinetics and muscle co-contraction in knee osteoarthritis patient gait. *Clin Biomech* 2009;24(10):833-41.
30. Barrett RS, Lichtwark GA. Effect of altering neural, muscular and tendinous factors associated with aging on balance recovery using the ankle strategy: a simulation study. *J Theor Biol* 2008; 254: 546-554.
31. Junge A, Dvorak J. Soccer injuries: a review on incidence and prevention. *Sports Med* 2004; 34(13):929-938.
32. Anker LC, Weerdesteyn V, van Nes IJ, Nienhuis B, Straatman H, Geurts AC. The relation between postural stability and weight distribution in healthy subjects. *Gait Posture* 2008;27:471-477.
33. Haim A, Rozen N, Dekel S, Halperin N, Wolf A. Control of knee coronal plane moment via modulation of center of pressure: a prospective gait analysis study. *J Biomech* 2008;41:3010-3016.
34. Schipplein OD, Andriacchi TP. Interaction between active and passive knee stabilizers during level walking. *J Orthop Res* 1991;9(1):113-9.
35. Mahaki M.R, Shojaedin S.S, Mimar R, Khaleghi M. The Comparison of electromyography leg muscles and Maximum Vertical Ground Reaction Force loading during single leg drop landing between men with genu varum deformity and normal knee. *Sports Med* 2012;9:87-106.
36. Anbarian M, Esmailie H, Hosseini Nejad SE, Rabiei M, Binabaji H. Comparison of knee joint muscles activity between subjects with genu varum and controls during walking and running. *J Rehabil Sci* 2012;2:1-12.

The Effect of Various Standing Positions in Muscles Activity between Healthy Young Men and those with Genu Varum

Amir Hossein Barati^{1*},
Seyyed Kazem Mosavi²

1. Department of Physical Education and Sport Sciences, Rajaee University of Tehran, Tehran, Iran.

2. Department of Sports Injury and Corrective Exercises, School of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University of Tehran, Tehran, Iran.

* Corresponding author:
Department of Physical Education and Sport Sciences, Rajaee University of Tehran, Tehran, Iran.
Tel: 09121930811
Email: ahbarati20@gmail.com

Abstract

Received: Nov. 16, 2014 Accepted: Jan. 16, 2015

Objective: Genu varum is considered a risk factor for knee osteoarthritis. Being aware of the changes in muscles activity in various standing positions among genu varum patients, can provide insight for preventing osteoarthritis in this population. This study is undertaken to compare muscles activity in various standing positions between young healthy and genu varum male individuals.

Methods: 80 healthy male university students, 40 normal and 40 subjects with genu varum deformity, participated in this study. Deformity of genu varum was assessed with caliper and Goniometer. Each subject stood in five different positions and muscles activity was recorded with EMG device. For data analysis, Matlab and SPSS software were employed and Mixed variance analysis test (Mixed ANOVA) was run to compare the dependent variables at a significance level of $P \leq 0.05$.

Results: Significant differences were observed between the two groups for muscles activity of the tensor fascia latae (at single leg with closed eye position), tertius fibulae and gluteus medius muscles (at single leg with closed eye and upward head postions) ($p \leq 0.05$); while no significant differences were observed in other muscles.

Conclusion: According to the obtained results, it can be suggested that frontal knee angle may affect muscles activity. Perhaps one of the reasons for higher injury risk and knee osteoarthritis in genu varum population is the increase in muscles activity. Therefor, It is proposed that focusing on corrective exercises can reduce these risks.

Keywords: Muscles activity, Various standing positions, Healthy male, Genu varum.

آقای سیدکاظم موسوی - دانشگاه خوارزمی
تهران، دانشکده تربیت بدنی و علوم
ورزشی کارشناس ارشد، گروه آسیب شناسی
ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده
تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی
تهران. دارای ۴ مقاله علمی پژوهشی.



آقای دکتر امیرحسین براتی فارغ التحصیل
رشته تربیت بدنی و پزشکی دارای بورس تخصص
پزشکی ورزشی از دانشگاه علوم پزشکی و
خدمات بهداشتی درمانی ایران بوده و سال
۱۳۸۹ از دانشگاه مزبور فارغ التحصیل شده‌اند.
ایشان علاوه بر دروس تئوری صاحب تدریس



و تالیف در دروس تخصصی کشتی و شنا بوده و در حال حاضر علاوه
بر راهنمایی دانشجویان تحصیلات تکمیلی در دو حوزه فیزیولوژی
ورزشی و حرکات اصلاحی به تدریس دروس فوق نیز مشغول می‌باشند.
نامبرده دارای سی مقاله علمی و پژوهشی و در حال حاضر مدرس
دروس بازتوانی آسیب شناسی ورزشی، پاتو کینزیولوژی پاتوفیزیولوژی
پاتومکانیک آسیب‌های اندام فوقانی و تحتانی در دانشگاه‌های تهران،
خوارزمی، کرمان، پردیس بین الملل کیش، خوارزمی و البرز هستند.