تحقیقی

عملکرد عضلات اطراف زانو هنگام حرکت فرود تک پا از ارتفاعات مختلف در مردان دارای زانوی پرانتزی و طبیعی

سیدکاظم موسوی*[۱]، مریم السادات هاشمی تکلیمی[۲]، دکتر امیر حسین براتی[۳]، دکتر آقاعلی قاسم‌نیان[٤]

۱-کارشناس ارشد تربیت بدنی و علوم ورزشی، گروه آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران. ۲- کارشناس ارشد تربیت بدنی و علوم ورزشی، عضو هیأت علمی دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران. ۳- استادیار، گروه فیزیولوژی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه شهید رجایی، تهران، ایران. ٤- استادیار، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم انسانی، دانشگاه زنجان، زنجان، ایران.

چکیده

زمینه و هدف : *زانوی پرانتزی یکی از عوامل خطر برای بروز آرتروز است. این مطالعه به منظور مقایسه عملکرد عضلات اطراف زانو هنگام حرکت فرود تک پا از ارتفاعات مختلف در مردان دارای زانوی پرانتزی و طبیعی انجام شد.*

روش بررسی : *این مطالعه مورد –شاهدی روی دانشجویان مرد سالم با زانوی پرانتزی (۲۰ نفر) و دارای زانوی طبیعی (۲۰ نفر) انجام شد. ناهنجاری زانوی پرانتزی با استفاده از کولیس و گونیامتر اندازه‌گیری شد. فعالیت عضلات اندام تحتانی با دستگاه الکترومایوگرافی ثبت گردید.*

یافته ها : *در فعالیت عضلات دوقلوی داخلی، نازک نی بلند، دوسررانی و سرینی میانی تفاوت آماری معنی‌داری مشاهده شد (P<۰/۰۵) و در فعالیت بقیه عضلات تفاوت آماری معنی‌داری یافت نشد.*

نتیجه‌گیری : *افزایش فعالیت عضلانی در سمت خارج زنجیره اندام تحتانی افراد مبتلا به ناهنجاری زانوی پرانتزی برای کاهش استرس واروس ناشی از فرود است؛ اما تحت تاثیر قرارگرفتن فعالیت عضلات سمت خارج می‌تواند احتمال آسیب را افزایش دهد.*

کلید واژه‌ها : *عملکرد عضلات ، فرود تک پا ، زانوی پرانتزی*

* نویسنده مسؤول : سیدکاظم موسوی ، پست الکترونیکی kazem_mosavi6486@yahoo.com

نشانی : زنجان، دانشگاه زنجان، دانشکده علوم انسانی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، کدپستی۴۵۳۷۱۳۸۷۹۱، تلفن و نمابر ۳۳۰۵٤۱۰۵-۰۲٤

وصول مقاله : ۱۳۹٤/۱/۱٦ ، اصلاح نهایی : ۱۳۹٤/۵/۲٦ ، پذیرش مقاله : ۱۳۹٤/۵/۲۸

مقدمه

فرود از جمله حرکات ورزشی متداول است که می‌تواند نیروی برخوردی به بزرگی ۲ تا ۱۲ برابر وزن بدن ایجاد نماید (۱). در حرکت پرش- فرود، مرحله فرود نسبت به مرحله پرش به مراتب فشار بیشتری وارد می‌کند (۲). بیشتر آسیب‌های غیربرخوردی رباط صلیبی قدامی (ACL) در طول فعالیت‌های ورزشی توام با فرود تک پا انجام می‌گیرند (۳). خطر آسیب غیربرخوردی ACL در فرود تک پا نسبت به فرود دو پا بیشتر است (۴و۵). یکی از عوامل موثر در بروز آسیب، میزان نیروهای وارده به مفاصل اندام تحتانی است (۶) که مقدار این نیروها با افزایش ارتفاع فرود افزایش می‌یابند (۴و۷و۸).

تحقیقات گذشته نمایانگر نقش حیاتی عضلات در تأمین ثبات مفاصل هستند که این امر برای مفاصل اندام تحتانی از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. در نتیجه حضور هرچه موثرتر عضلات در تأمین ثبات دینامیکی مفاصل اندام تحتانی طی فعالیت‌های عملکردی روزمره امری ضروری است (۹). شواهد حاکی از این است که در زمان وقوع ناهنجاری‌های اسکلتی-عضلانی در یکی از مفاصل، عضلات و لیگامنت‌های سمت تقعر کوتاه و عضلات و لیگامنت‌های سمت تحدب کشیده می‌شوند (۱۰) و منجر به اختلال در عملکرد طبیعی عضلات می‌شود. در این حالت مفاصل و عضلات دیگر برای جبران این اختلال، فعالیت‌های جبرانی در حین انجام فعالیت‌های ورزشی و روزمره انجام می‌دهند. بنابراین منطقی است که کوچک‌ترین تغییر بیومکانیکی در سطح اتکا بر کنترل پاسچر و فعالیت عضلات تأثیر بگذارد (۱۱).

راستای اندام تحتانی مسؤول اصلی توانایی بدن در جذب فشار در حین تماس با زمین در فعالیت‌های توام با تحمل وزن (مانند فرود آمدن) بوده و میزان بار را تعدیل می‌بخشد (۱۲). از جمله ناهنجاری های زانو در صفحه فرونتال، ناهنجاری زانوی پرانتزی

(Genu Varum) است که شیوع آن در میان ورزشکاران و غیرورزشکاران کشور بالا است (۱۳و۱۴). ۷۳ درصد از بازیکنان فوتبال به ناهنجاری زانوی پرانتزی دچار هستند (۱۵) و بین فوتبالیست‌های ۱۶ تا ۱۸ ساله، در مقایسه با بازیکنان سایر رشته‌ها به‌طور معنی‌داری درجه بالاتری از زانوی پرانتزی مشاهده شده است. لذا رابطه معنی‌داری بین شرکت در بازی فوتبال و درجه زانوی پرانتزی از سن ۱۶ سالگی گزارش شده است (۱۶). Arnold و همکاران عقیده دارند زانوی پرانتزی و چرخش درشت نی بر اجرای فوتبالیست‌ها اثرگذار است (۱۷) و ناهنجاری زانوی پرانتزی می‌تواند باعث تضعیف اجرا گردد (۱۸).

راستای غیرطبیعی اندام تحتانی در صفحه فرونتال یک عامل خطر برای ایجاد و توسعه استئوآرتریت زانو به شمار می‌رود (۱۹). در این بین، انحراف اضافی واروس زانو با اضافه بار بیش از حد معمول کمپارتمان داخلی زانو و شیوع استئوآرتریت در ارتباط است (۲۰). دلیل این مسأله بیشتر بودن گشتاور نزدیک کنندگی زانو در راه رفتن و دیگر تکالیف همراه با تحمل وزن در زانوی پرانتزی است (۲۱). این ناهنجاری افراد مبتلا را در معرض عوارض زیادی نظیر اعمال میزان بار بیشتر به ساختار داخلی زانو نسبت به ساختار خارجی زانو (۲۲)، افزایش خطر آسیب مفصل پاتلوفمورال (۲۳)، کاهش تعادل، افزایش خطر افتادن (۲۴)، ایجاد تغییر شکل‌های جبرانی در مفاصل مچ پا، پا و افزایش خطر شکستگی‌های استرسی تیبیا (۲۳) قرار می‌دهد. تحقیق Puckree و همکاران نشان داد عملکرد عصبی-عضلانی در مفصل زانوی ورزشکاران مبتلا به ناهنجاری اندام تحتانی متفاوت از ورزشکاران سالم است (۲۵). Pefanis و همکاران نیز زانوی پرانتزی را به عنوان عامل خطرزای داخلی بالقوه در آسیب دونده‌ها گزارش کردند (۲۶). با توجه به این که در هنگام فرود عضلات اکستنسور زانو جذب کننده اولیه شوک و عضلات اکستنسور ران و پلنتارفلکسور مچ پا جذب کننده ثانویه شوک توصیف شده‌اند و نیز این عضلات مهم‌ترین عضلات تامین‌کننده ثبات دینامیک زانو و لگن هستند و هرگونه انحراف از راستای طبیعی عضلات بر عملکرد عصبی-عضلانی، رابطه طول-تنش و درنهایت آرتروکنماتیک مفصل تاثیر منفی گذاشته و منجر به آسیب خواهند شد (۲۷و۲۸)؛ لذا اندازه‌گیری و مقایسه فعالیت عضلات موردنظر در دو گروه دارای زانوی پرانتزی و طبیعی از اهمیت به‌سزایی برخوردار است. این مطالعه به منظور مقایسه عملکرد عضلات اطراف زانو هنگام حرکت فرود تک‌پا از ارتفاعات مختلف در مردان با زانوی پرانتزی و طبیعی انجام شد.

روش بررسی

این مطالعه مورد- شاهدی روی دانشجویان مرد سالم دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی تهران طی سال تحصیلی ۹۳-۱۳۹۲ انجام شد.

در ابتدا با کولیس ارزیابی اولیه‌ای از مفصل زانوی دانشجویان انجام شد. از بین آنان ۱۵۰ نفر (۴۰ نفر دارای زانوی پرانتزی و ۶۰ نفر دارای زانوی طبیعی) به صورت دقیق‌تر مورد ارزیابی قرار گرفتند.

معیارهای ورود به مطالعه شامل داشتن قدرت طبیعی و دامنه حرکتی کامل در مفاصل اندام تحتانی، اختلاف طول حقیقی پا کمتر از یک سانتی‌متر از طریق معاینه آزمودنی‌ها بود. معیارهای عدم ورود به مطالعه شامل عدم ورزش حرفه‌ای، عدم آسیب‌دیدگی سر در شش ماه گذشته، عدم سابقه جراحی و آسیب‌دیدگی در کمر و اندام تحتانی و نداشتن سایر ناهنجاری‌های وضعیتی مثل کف پای صاف و گود بود.

آزمودنی‌های واجد شرایط به آزمایشگاه حرکات اصلاحی و بیومکانیک دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی تهران دعوت شدند. برای تعیین ناهنجاری زانوی پرانتزی، زاویه Q پای برتر با گونیامتر اندازه‌گیری شد. پای برتر، پایی تعریف شد که فرد ۲ فرود از ۳ فرود خود را با آن پا انجام داد (۱۲). اگر زاویه Q کمتر از ۸ درجه بود؛ به عنوان ناهنجاری زانوی پرانتزی و در صورتی که این میزان بین ۸ تا ۱۰ بود؛ به عنوان زانوی طبیعی در نظر گرفته شد (۲۹). در نهایت از بین داوطلبان واجد شرایط، ۴۰ آزمودنی (۲۰ نفر دارای زانوی پرانتزی و ۲۰ نفر دارای زانوی طبیعی) به صورت نمونه‌گیری تصادفی انتخاب شدند.

پس از شرح کامل تحقیق برای آزمودنی‌ها، رضایت آنان برای شرکت در تحقیق و اطلاعات شخصی آنها شامل سن، سابقه ورزشی و تعداد جلسات ورزشی در هفته جمع‌آوری شد.

برای رعایت اصول اخلاقی و اطمینان از مضر نبودن فرود تک پا از ارتفاعات مختلف، برای افراد دارای زانوی پرانتزی پیش از اجرای هرگونه آزمونی با متخصص طب ورزشی در این مورد مشورت گردید. سپس حداکثر انقباض ارادی (MVC) عضلات انجام شد. ابتدا پوست محل الکترودگذاری از موهای زاید پاک شد و برای کاهش مقاومت، توسط الکل و سنباده تمیز گردید و در ادامه جفت الکترودها در امتداد راستای عضلات قرار داده شدند. الکترودها (SKINTACT، F521، ساخت کشور اتریش) و کابل‌ها روی پوست ثابت شدند تا در حرکت آزمودنی اختلال ایجاد نکنند و برای جلوگیری از احتمال حرکت آنها و ایجاد اغتشاش، توسط باندکشی ثابت شدند. با توجه به این که در هنگام فرود عضلات اکستنسور زانو جذب کننده اولیه شوک و عضلات اکستنسور ران و پلنتار فلکسور مچ پا جذب کننده ثانویه شوک توصیف شده‌اند (۲۸و۲۹)؛ لذا الکترودگذاری برای عضلات دوقلوی داخلی، نازک‌نی بلند، درشت‌نی قدامی، راست قدامی، نیم غشایی،

دوسررانی و سرینی میانی براساس پروتکل اروپایی SENIAM انجام شد (۳۰). پیش از انجام آزمون مربوط به حداکثر انقباض ارادی، افراد عضلات را چند مرتبه منقبض کردند تا از درستی انجام آزمون حداکثر انقباض ارادی اطمینان حاصل شد. در هر آزمون ضمن ثبت سیگنال الکترومایوگرافی افراد حداکثر انقباض ارادی را به اندازه ۵ ثانیه انجام دادند.

پس از اجرای آزمون‌های حداکثر انقباض ارادی و استراحت ۳۰ دقیقه‌ای، از آزمودنی تست حرکت فرود تک پا به‌عمل آمد. هنگام اجرای آزمون حرکت فرود تک پا، داده‌های مربوط به نیروی عمودی عکس‌العمل زمین با دستگاه صفحه نیرو و داده‌های مربوط به سطح فعالیت عضلات با دستگاه الکترومایوگرافی به صورت همزمان ثبت شدند. قبل از اجرای آزمون، آزمودنی ۵ دقیقه به انجام حرکات کششی و گرم کردن عضلات اندام تحتانی پرداخت و سپس ۴ تا ۵ دقیقه به منظور آشنایی با آزمون و احساس راحتی در اجرای آن، حرکت فرود تک پا را انجام داد و پیش از شروع آزمون‌های اصلی ۵ دقیقه استراحت کرد. روش اجرای آزمون به این صورت بود که در ابتدا آزمودنی روی سکویی به ارتفاع ۲۰سانتی‌متر به گونه‌ای که روی دو پا ایستاده بود و دست‌هایش روی لگن بود؛ قرار گرفت. سپس فرد با پای برتر (برهنه) از روی سکو که لبه جلویی آن از صفحه نیرو ۱۵ سانتی‌متر فاصله داشت؛ به مرکز صفحه نیرو فرود آمد. فرود قابل قبول شامل تماس سینه پا در ابتدا، حفظ تعادل، توانایی فرودآمدن بدون جهش و زاویه فلکشن زانو بیش از ۹۰ درجه بود (۱۲). آزمودنی‌ها از سه ارتفاع ۲۰، ۴۰ و ۶۰ سانتی‌متری پرش را انجام دادند.

از صفحه نیروی سه محوره (مدل BERTEC، ۷×۶۰×۴۰ سانتی‌متر، ساخت آمریکا) که در واک‌وی جاسازی شده بود؛ برای تعیین زمان تماس آغازین پا استفاده شد و از دستگاه الکترومایوگرافی سطحی دارای واحدهای فرستنده و گیرنده (MT Model, MIE Medical Research Ltd, UK) ۸ کاناله با پهنای باند ۲۰ الی ۱۰۰۰ هرتز برای ثبت فعالیت عضلات استفاده شد. واحد فرستنده که به صورت کمربند دور کمر آزمودنی قرار گرفت؛ قابلیت ارسال امواج به‌وسیله آنتن و به روش بی‌سیم تا فاصله ۱۰۰ متری از واحد گیرنده را داشت. سیگنال‌ها با استفاده از الکترودهای یک بار مصرف از جنس آلیاژ نقره با کلرید نقره با قطر یک سانتی‌متر اندازه‌گیری شدند که به پری آمپلی‌فایرهایی (با بهره ۴۰۰۰، پهنای باند ۳۲ کیلوهرتز، نسبت حذف سیگنال‌های مشترک ۱۰۸ دسی‌بل و مقاومت ورودی ۱۰۸ اهم) وصل بودند. فاصله مرکز تا مرکز الکترودها ۲۰ میلی‌متر بود. داده‌های الکترومایوگرافی در فرکانس ۱۰۰۰ هرتز و نرم افزار Myo-Dat ثبت و روی کامپیوتر ذخیره شدند. فیلترینگ سیگنال‌های الکترومایوگرافی (EMG) در دامنه ۵۰۰-۱۰ هرتز انجام شد.

داده‌های مربوط به دستگاه الکترومایوگرافی با داده‌های دستگاه صفحه نیرو هم‌زمان (Synchronization) شده بود. زمان تماس آغازین پا با زمین لحظه‌ای در نظر گرفته شد که میزان نیروی عمودی عکس‌العمل زمین (FZ) از ۱۰ نیوتن فراتر می‌رفت (۳۱).

با استفاده از نرم‌افزار Matlab نسخه R2009a، لحظه تماس پا به دست آمد و با توجه به این که بررسی تکرارپذیری دستگاه ممکن نبود؛ لذا میانگین داده‌های به دست آمده از پنج فرود موفق برای هر ارتفاع، برای محاسبه این متغیرها مورد استفاده قرار گرفت. همچنین ترتیب حرکت فرود از ارتفاع‌های مختلف به صورت تصادفی انتخاب گردید تا اثر یادگیری از بین برود.

برای نرمال‌سازی داده‌های مربوط به سطح فعالیت عضلات، داده‌های هرعضله بر MVC محاسبه شده آن عضله تقسیم و در عدد ۱۰۰ ضرب شد و بدین ترتیب سطح فعالیت عضلات بر حسب RMS و براساس درصدی از MVC به دست آمد.

داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار آماری SPSS-21 در سطح معنی‌داری کمتر از ۰/۰۵ تجزیه و تحلیل شدند. 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 توجه به نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون‌های پارامتریک برای تحلیل استنباطی داده‌ها استفاده گردید. با توجه به این که در این تحقیق دو متغیر مستقل گروه (با دو سطح معنی داری زانوی پرانتزی و طبیعی) و ارتفاع (با سه سطح معنی‌داری ۲۰، ۴۰ و ۶۰ سانتی‌متری) وجود داشت؛ از روش آماری تحلیل واریانس مختلط (Mixed ANOVA) استفاده گردید. برای مقایسه بین‌گروهی از روش آماری تی مستقل و برای مقایسه درون‌گروهی از آزمون تعقیبی بونفرونی استفاده شد.

یافته‌ها

شاخص‌های توصیفی دو گروه از نظر متغیرهای سن، وزن، قد، شاخص توده بدنی، میزان فاصله بین دو اپی‌کندیل داخلی مفصل زانو و زاویه Q در جدول یک آمده است.

در همه متغیرهای مورد مطالعه تعامل معنی‌داری بین گروه و ارتفاع‌های فرود مشاهده نشد؛ ولی ارتفاع فرود تفاوت آماری معنی‌داری در هر دو گروه نشان داد (P<۰/۰۵) (جدول ۲).

در دو گروه افراد با و بدون زانتوی پرانتزی، هر ده متغیر وابسته مورد مطالعه در هر سه ارتفاع تفاوت آماری معنی‌داری با هم نشان دادند (P<۰/۰۵). به طور مثال فعالیت عضله دوقلوی داخلی در سه ارتفاع ۲۰، ۴۰ و ۶۰ سانتی‌متری باهم تفاوت آماری معنی‌داری داشتند. یعنی ارتفاع ۲۰ سانتی متر با ارتفاعات ۴۰ و ۶۰ سانتی‌متری و نیز ارتفاع ۴۰ با ۶۰ سانتی‌متری تفاوت آماری معنی‌داری داشتند

جدول ۱ : ویژگی‌های دموگرافیک آزمودنی‌های دو گروه زانوی پرانتزی و طبیعی

متغیر	گروه‌ها	میانگین و انحراف معیار	p-value
سن (سال)	زانوی پرانتزی	۲۱/۷۷± ۱/۱۳	۰/۰۸۲
	زانوی طبیعی	۲۱/۴۳± ۰/۷۱	
وزن (کیلوگرم)	زانوی پرانتزی	۶۸/۴±۵/۳۸	۰/۷۳۷
	زانوی طبیعی	۶۸/۷±۵/۷۶	
قد (سانتی‌متر)	زانوی پرانتزی	۱۷۴/۸۱±۳/۵۵	۰/۸۳۲
	زانوی طبیعی	۱۷۴/۵۶±۳/۸۱	
شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر مجذور متر)	زانوی پرانتزی	۲۲/۳۷± ۰/۸۰	۰/۵۱۶
	زانوی طبیعی	۲۲/۵۴± ۰/۸۴	
فاصله بین دو کندیل داخلی مفصل زانو (سانتی‌متر)	زانوی پرانتزی	۵/۵۵± ۰/۸۰	۰/۰۰۱ *
	زانوی طبیعی	۱/۳۵± ۰/۹۹	
زاویه Q (درجه)	زانوی پرانتزی	۵/۴۵± ۰/۸۱	۰/۰۰۱ *
	زانوی طبیعی	۸/۸۶± ۰/۷۹	

P< ۰/۰۵ *

جدول ۲ : میانگین و انحراف استاندارد فعالیت عضلات آزمودنی‌های دو گروه زانوی پرانتزی و طبیعی در پرش از سه ارتفاع ۲۰، ۴۰ و ۶۰ سانتی‌متری

متغیر	گروه‌ها	۲۰ سانتی‌متری	۴۰ سانتی‌متری	۶۰ سانتی‌متری	p-value
فعالیت عضله دوقلوی داخلی (RMS)	زانوی پرانتزی	۴۸/۳۴± ۱۴/۷۸	۵۷/۶۳± ۱۵/۳۷	۶۸/۷۷± ۱۵/۳۱	۰/۰۰۱ *
	زانوی طبیعی	۵۵/۵۸± ۱۸/۷۱	۶۸/۷۴± ۱۷/۷۵	۷۹/۴۲± ۱۷/۶۵	۰/۰۰۱ *
	آزمون بین‌گروهی	۰/۰۲۹ *	۰/۰۰۱ *	۰/۰۰۱ *	–
فعالیت عضله نازک‌نی بلند (RMS)	زانوی پرانتزی	۴۱/۳۹± ۱۶/۱۶	۶۲/۱۴± ۱۸/۱۵	۸۵/۸۶± ۱۰/۶۳	۰/۰۰۱ *
	زانوی طبیعی	۳۹/۱۸± ۱۴/۰۶	۵۸/۱۶± ۱۵/۹۵	۷۴/۷۴± ۱۱/۰۲	۰/۰۰۱ *
	آزمون بین‌گروهی	۰/۵۶۲	۰/۲۳۶	۰/۰۰۱ *	–
فعالیت عضله درشت‌نی قدامی (RMS)	زانوی پرانتزی	۲۳/۵۷± ۱۳/۱۹	۴۱/۴۳± ۱۶/۲۳	۴۷/۸۳± ۱۳/۱۸	۰/۰۰۱ *
	زانوی طبیعی	۲۴/۰۳± ۱۱/۳۱	۴۳/۰۲± ۱۳/۸۷	۴۹/۱۸± ۱۴/۰۶	۰/۰۰۱ *
	آزمون بین‌گروهی	۰/۳۴۱	۰/۲۱۸	۰/۱۳۹	–
فعالیت عضله راست قدامی (RMS)	زانوی پرانتزی	۱۱/۴۵± ۹/۰۹	۱۸/۵۹± ۱۰/۵۶	۲۸/۹۲± ۱۱/۱۶	۰/۰۰۱ *
	زانوی طبیعی	۱۲/۱۸± ۸/۰۴	۱۹/۱۴± ۹/۱۳	۳۰/۲۱± ۱۲/۲۹	۰/۰۰۱ *
	آزمون بین‌گروهی	۰/۷۹۲	۰/۵۱۲	۰/۳۸۷	–
فعالیت عضله نیم‌غشایی (RMS)	زانوی پرانتزی	۱۸/۳۹± ۱۰/۱۳	۲۶/۵۲± ۱۴/۲۳	۴۱/۸۹± ۱۲/۱۴	۰/۰۰۱ *
	زانوی طبیعی	۱۹/۱۳± ۹/۳۱	۲۸/۲۶± ۱۳/۱۷	۴۳/۱۸± ۱۳/۲۳	۰/۰۰۱ *
	آزمون بین‌گروهی	۰/۸۴۳	۰/۶۹۴	۰/۸۱۷	–
فعالیت عضله دوسررانی (RMS)	زانوی پرانتزی	۳۷/۰۲± ۱۶/۵۱	۴۹/۰۹± ۱۷/۴۹	۶۴/۱۳± ۱۸/۹۸	۰/۰۰۱ *
	زانوی طبیعی	۳۵/۶۴± ۱۵/۳۷	۴۰/۷۴± ۱۵/۶۳	۵۲/۲۱± ۱۶/۲۹	۰/۰۰۱ *
	آزمون بین‌گروهی	۰/۳۴۱	۰/۰۰۲ *	۰/۰۰۱ *	–
فعالیت سرینی میانی (RMS)	زانوی پرانتزی	۴۴/۴۷± ۱۷/۰۳	۵۱/۱۲± ۱۵/۳۲	۶۹/۶۳± ۱۷/۷۲	۰/۰۰۱ *
	زانوی طبیعی	۳۱/۷۳± ۱۴/۶۲	۳۸/۸۵± ۱۶/۰۲	۵۳/۷۲± ۱۴/۸۵	۰/۰۰۱ *
	آزمون بین‌گروهی	۰/۰۰۳ *	۰/۰۰۲ *	۰/۰۰۱ *	–

P< ۰/۰۵ *

(P<۰/۰۵).

با توجه به جدول ۲ در فعالیت عضلات دوقلوی داخلی، نازک‌نی بلند، دوسررانی و سرینی میانی بین دو گروه تفاوت معنی‌داری دیده شد (P<۰/۰۵)؛ اما مقایسه فعالیت عضلات درشت‌نی قدامی، راست قدامی و نیم‌غشایی بین دو گروه در هر سه ارتفاع تفاوت آماری معنی‌داری نشان نداد.

بحث

در این تحقیق تفاوت معنی‌داری در میزان فعالیت عضله دوقلوی داخلی در ارتفاعات مختلف دو گروه به‌دست آمد که این میزان در افراد دارای زانوی پرانتزی کمتر بود. لذا بر اساس یافته‌های تحقیق حاضر زانوی پرانتزی بر فعالیت عضله دوقلوی داخلی تاثیر داشته و با افزایش ارتفاع، فعالیت این عضله در دو گروه افزایش معنی‌داری یافت. این یافته‌ها با نتایج برخی از تحقیقات هم‌خوان (۳۴-۳۲) و با برخی دیگر (۵و۳۵) ناهم‌خوان بود. علت ناهم‌خوانی ساختاری نتایج تحقیق حاضر با نتایج تحقیقات Niu و همکاران (۳۵) و Kellis و Kouvelioti (۵) را می‌توان به تفاوت‌های جنسیتی و اعمال خستگی قبل از انجام حرکت فرود تک پا نسبت داد؛ اما بدیهی است برای فرود موفق، سیستم حرکتی باید ویژگی‌های نیروی عکس‌العمل

زمین را پیش‌بینی کرده و مقدار و سرعت چرخش مفصل در اندام تحتانی را با فعال‌سازی مکانیسم‌های جذب انرژی کنترل کند که این کار توسط عضلات تحقق می‌یابد (۳۴). لازم به‌ذکر است که مقادیر فعالیت عضلات قبل و بعد فرود با ارتفاع فرود درجه‌بندی و تنظیم می‌شوند و این دو مقدار از نظر کنترل حرکتی مجزا نیستند (۳۴). عضلات بازکننده ران و زانو احتمالاً جذب انرژی کمتری را داشته و و بیشتر برای کمک به کنترل پاسچر به بخش‌های پروگزیمال‌تر منقبض می‌شوند. در حالی که عضلات بخش‌های دیستال (مانند دوقلو و نعلی) نیروهای عکس‌العمل عمودی زمین را کاهش می‌دهند (۳۶). زانوی پرانتزی از جمله ناهنجاری‌های زانو محسوب می‌شود که منجر به تغییر زاویه رانی - درشت‌نی در صفحه فرونتال می‌شود (۳۷) و احتمالاً موجب وارد شدن نیروی بیشتری به عضله دوقلوی داخلی می‌شود؛ اما با توجه به نتایج مطالعات دیگر می‌توان عنوان کرد میزان فعالیت عضلات ممکن است به عواملی نظیر تصور فرد از میزان نزدیک شدن به سطح فرود (۶)، نحوه فرود (ناگهانی یا قابل انتظار) (۳۵)، مهارت (۳۸) و حس عمقی مفصل مچ پا (۳۹) بستگی داشته باشد.

همچنین در این مطالعه با افزایش ارتفاع فرود، فعالیت عضلات افزایش یافت و در فرود از ارتفاعات ۶۰، ۴۰ و ۲۰ سانتی‌متری به‌ترتیب بیشترین مقدار فعالیت عضلات مشاهده شد و تفاوت معنی‌داری در فعالیت عضلات نازک‌نی بلند، دوسررانی و سرینی میانی بین دو گروه در حرکت فرود مشاهده گردید و افراد دارای زانوی پرانتزی فعالیت بیشتری در این عضلات داشتند. در این راستا نتایج تحقیق حاضر با نتایج برخی از مطالعات (۵و۳۲و۳۳و۳۵) هم‌خوان بود.

بر اساس یافته‌ها، در فرود تک پا در مقایسه با فرود دو پا، زانو بیشترین مقدار دامنه حرکتی، گشتاور و جذب انرژی را در صفحه فرونتال از خود نشان می‌دهد و تغییر در زاویه مفصل زانو در صفحه فرونتال بر فعالیت عضلانی ،گشتاورها و نیروهای مفصلی در مفاصل زانو و مچ پا تاثیر می‌گذارد (۴۰و۴۱). وجود ناهنجاری زانوی پرانتزی این متغیرهای بیومکانیکی را در حین فرود دستخوش تغییر ساخته و در افراد دارای این ناهنجاری در مقایسه با افراد با زانوی طبیعی سه عضله نازک‌نی بلند، دوسررانی و سرینی میانی با بیشترین میزان فعالیت خود سعی در حفظ ثبات در صفحه فرونتال از طریق ایجاد یک گشتاور اداکسیونی برای حفظ مرکز ثقل در محدوده سطح اتکا دارند. این فعالیت زمانی تشدید می‌شود که ارتفاع فرود افزایش می‌یابد. به نظر می‌رسد به لحاظ این که زاویه عملکرد عضلات نازک‌نی بلند و سرینی میانی از نظر آناتومیک نسبت به عضله دوسررانی بیشتر در صفحه فرونتال قرار می‌گیرد و این در حالی است که زاویه عملکرد عضله دوسررانی بیشتر در صفحه ساژیتال است؛ فعالیت دو عضله نازک‌نی بلند و سرینی میانی، بیشتر از عضله دوسررانی باشد.

نتایج مطالعه حاضر در مورد فرود، با نتایج برخی از مطالعات (۴و۴۲) ناهم‌خوان بود. دلیل احتمالی ناهم‌خوانی نتایج تحقیق حاضر با نتایج مطالعات فوق می‌تواند به خاطر مقایسه پای چپ و راست آزمودنی‌ها باشد و Gage (۴۲) نیز اثر تمرین را ارزیابی نموده بود.

در مطالعه ما عضلات سمت خارج (نازک‌نی بلند، دوسررانی و سرینی میانی) فعالیت بیشتر و عضلات سمت داخل (دوقلوی داخلی، نیم‌غشایی و درشت‌نی قدامی) فعالیت کمتری در گروه زانوی پرانتزی نسبت به گروه دارای زانوی طبیعی داشتند که با نتایج برخی از مطالعات (۱۱و۳۳و۳۴) هم‌خوانی داشت. در زمان وقوع ناهنجاری‌های اسکلتی-عضلانی در یکی از مفاصل، عضلات و لیگامنت‌های سمت تقعر کوتاه و عضلات و لیگامنت‌های سمت تحدب کشیده می‌شوند (۱۰و۱۱)؛ لذا به نظر می‌رسد افزایش فعالیت عضلانی در سمت خارج زنجیره اندام تحتانی برای کاهش استرس واروس ناشی از فرود زانو، مکانیسم دفاعی طبیعی عضلات در حین فرود در افراد مبتلا به زانوی پرانتزی است. اگرچه این مکانیسم طبیعی برای کاهش صدمه ضروری به‌نظر می‌رسد؛ اما در زمینه یک فعالیت مداوم مانند ورزش الگوهای غیرطبیعی واردآمده بر سطوح مفصلی زمینه را برای تغییرات استئوآرتریت فراهم می‌کند.

با توجه به محدودیت‌های مطالعه حاضر، برای رسیدن به نتایج کاربردی‌تر، پیشنهاد می‌گردد در تحقیقات آینده از حرکات ورزشی نظیر حرکات برشی، فرود دو پا و فرود با استفاده از کفش بهره گرفته شود تا نتایج قابلیت تعمیم‌پذیری بیشتری داشته باشند.

لازم به‌ذکر است وضعیت روحی آزمودنی‌ها، ساعت خواب در شب قبل از اجرای آزمون و سطح انگیزش آزمودنی‌ها خارج از کنترل محققان بود.

نتیجه‌گیری

نتایج این مطالعه نشان داد که در افراد مبتلا به ناهنجاری زانوی پرانتزی، افزایش فعالیت عضلانی در سمت خارج زنجیره اندام تحتانی برای کاهش استرس واروس ناشی از فرود است؛ اما تحت تاثیر قرارگرفتن فعالیت عضلات سمت خارج می‌تواند احتمال آسیب را افزایش دهد. بنابراین برای کاهش خطر آسیب، توصیه می‌شود تمرینات اصلاحی و تقویت عضلات درگیر انجام گردد.

تشکر و قدردانی

بدین‌وسیله از مسؤولان آزمایشگاه دانشکده تربیت بدنی دانشگاه خوارزمی تهران و نیز دانشجویان شرکت‌کننده در این مطالعه صمیمانه سپاسگزاری می‌نماییم.

References

1. Blackburn JT, Norcross MF, Cannon LN, Zinder SM. Hamstrings stiffness and landing biomechanics linked to anterior cruciate ligament loading. J Athl Train. 2013 Nov-Dec; 48(6): 764-72.

2. Sigward SM, Pollard CD, Powers CM. The influence of sex and maturation on landing biomechanics: implications for anterior cruciate ligament injury. Scand J Med Sci Sports. 2012 Aug; 22(4):502-9. doi: 10.1111/j.1600-0838.2010.01254.x

3. Paterno MV, Schmitt LC, Ford KR, Rauh MJ, Myer GD, Huang B, et al. Biomechanical measures during landing and postural stability predict second anterior cruciate ligament injury after anterior cruciate ligament reconstruction and return to sport. Am J Sports Med. 2010 Oct; 38(10):1968-78. doi: 10.1177/ 0363546510376053

4. Ball NB, Scurr JC. Bilateral neuromuscular and force differences during a plyometric task. J Strength Cond Res. 2009 Aug; 23(5): 1433-41. doi: 10.1519/JSC.0b013e3181a4e97f

5. Kellis E, Kouvelioti V. Agonist versus antagonist muscle fatigue effects on thigh muscle activity and vertical ground reaction during drop landing. J Electromyogr Kinesiol. 2009 Feb; 19(1):55-64.

6. Chappell JD, Herman DC, Knight BS, Kirkendall DT, Garrett WE, Yu B. Effect of fatigue on knee kinetics and kinematics in stop-jump tasks. Am J Sports Med. 2005 Jul; 33(7):1022-9.

7. Ali N, Robertson DG, Rouhi G. Sagittal plane body kinematics and kinetics during single-leg landing from increasing vertical heights and horizontal distances: implications for risk of non-contact ACL injury. Knee. 2014 Jan; 21(1):38-46. doi: 10.1016/j.knee.2012.12.003

8. Yeow CH, Lee PV, Goh JC. Effect of landing height on frontal plane kinematics, kinetics and energy dissipation at lower extremity joints. J Biomech. 2009 Aug; 42(12):1967-73. doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.05.017

9. Ramsey DK, Snyder-MacklerL, 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 Apr; 57(3): 389–397. doi: 10.1002/art.22608

10. 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 Feb; 29(2):172-87. doi: 10.1016/j.gaitpost.2008.08.015

11. Mosavi SK, Bazvand M, Memar R, Sadeghi H. [Comparison of leg muscles electromyography during gait in pescavus and planus in men aged 20-28 years]. Sci J Kurdistan Univ Med Sci. 2015; 20(1): 71-79. [Article in Persian]

12. Hargrave MD, Carcia CR, Gansneder BM, Shultz SJ. Subtalar pronation does not influence impact forces or rate of loading during a single-leg landing. J Athl Train. 2003 Jan-Mar; 38(1): 18-23.

13. Karimi- Mobarake M, Kashefipour AR, Yousfnejad Z. The prevalence of genu varum and genu valgum in primary school children in Iran 2003-2004. Journal of Medical Sciences. 2005; 5: 52-54. doi: 10.3923/jms.2005.52.54

14. Ghandi AR, Hadi HA, Behruzi AR, Holakooie AR. [The prevalence of genu-varum in students aged 7-16 in Arak city]. J Arak Univ Med Sci. 2012; 15(4): 63-68. [Article in Persian]

15. Chantraine A. Knee joint in soccer players: osteoarthritis and axis deviation. Med Sci Sports Exerc. 1985 Aug; 17(4):434-9.

16. Witvrouw E, Danneels L, Thijs Y, Cambier D, Bellemans J. Does soccer participation lead to genu varum? Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2009 Apr; 17(4):422-7. doi: 10.1007/s00167-008-0710-z

17. Arnold JA, Coker TP, Micheli RP. Anatomical and physiological characteristics to predict football ability at the University of Arkansas. J Ark Med Soc. 1977 Dec; 74(7):253-60.

18. Hadadnezhad M, Letafatkar A. [The relationship between genu varum abnormality and lower extremity's performance and strength in teenage footballers]. Research in Rehabilitation Sciences. 2011; 7(2): 18-26. [Article in Persian]

19. Foroughi N, Smith RM, Lange AK, Singh MA, Vanwanseele B. Progressive resistance training and dynamic alignment in osteoarthritis: A single-blind randomised controlled trial. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2011 Jan; 26(1):71-7. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2010.08.013

20. Miyazaki T, Wada M, Kawahara H, Sato M, Baba H, Shimada S. Dynamic load at baseline can predict radiographic disease progression in medial compartment knee osteoarthritis. Ann Rheum Dis. 2002 Jul; 61(7):617-22.

21. Foroughi N, Smith RM, Lange AK, Baker MK, Fiatarone Singh MA, et al. Lower limb muscle strengthening does not change frontal plane moments in women with knee osteoarthritis: A randomized controlled trial. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2011 Feb; 26(2):167-74. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2010.08.011

22. Yang NH, Nayeb-Hashemi H, Canavan PK, Vaziri A. Effect of frontal plane tibiofemoral angle on the stress and strain at the knee cartilage during the stance phase of gait. J Orthop Res. 2010 Dec; 28(12):1539-47. doi: 10.1002/jor.21174

23. Moisio K, Chang A, Eckstein F, Chmiel JS, Wirth W, Almagor O, et al. Varus-valgus alignment: reduced risk of subsequent cartilage loss in the less loaded compartment. Arthritis Rheum. 2011 Apr; 63(4):1002-9. doi: 10.1002/art.30216

24. Samaei A, Bakhtiary AH, Elham F, Rezasoltani A. Effects of genu varum deformity on postural stability. Int J Sports Med. 2012 Jun; 33(6):469-73. doi: 10.1055/s-0031-1301331

25. Puckree T, Govender A, Naldoo P. The quadriceps angle and the incidence of knee injury in Indian long-distance runners . South African Journal of Sport Medicine. 2007; 19(1): 9-11.

26. Pefanis N, Papaharalampous X, Tsiganos G, Papadakou E, Baltopoulos P. The effect of Q angle on ankle sprain occurrence. Foot Ankle Spec. 2009 Feb; 2(1):22-6. doi: 10.1177/ 1938640008330769

27. Zhang SN, Bates BT, Dufek JS. Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landings. Med Sci Sports Exerc. 2000 Apr; 32(4):812-9.

28. Decker MJ, Torry MR, Wyland DJ, Sterett WI, Richard Steadman J. Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2003 Aug; 18(7):662-9.

29. Smith TO, Hunt NJ, Donell ST. The reliability and validity of the Q-angle: a systematic review. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2008 Dec; 16(12):1068-79. doi: 10.1007/s00167-008-0643-6

30. Konrad P. The ABC of EMG. A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography. Version 1.4. Arizona: Noraxon INC. 2005 Mar.

31. Iida Y, Kanehisa H, Inaba Y, Nakazawa K. Activity modulations of trunk and lower limb muscles during impact-absorbing landing. J Electromyogr Kinesiol. 2011 Aug; 21(4):602-

9. doi: 10.1016/j.jelekin.2011.04.001

32. Liebermann DG, Hoffman JR. Timing of preparatory landing responses as a function of availability of optic flow information. J Electromyogr Kinesiol. 2005 Feb; 15(1):120-30.

33. Anbarian M, Esmailie H, Hosseini Nejad SE, Rabiei M, Binabaji H, et al. [Comparison of knee joint muscles' activity in subjects with genu varum and the controls during walking and running]. Journal of Research in Rehabilitation Sciences. 2012; 8(2): 298-309. [Article in Persian]

34. Nyland J, Smith S, Beickman K, Armsey T, Caborn DN. Frontal plane knee angle affects dynamic postural control strategy during unilateral stance. Med Sci Sports Exerc. 2002 Jul; 34(7):1150-7.

35. Niu W, Wang Y, He Y, Fan Y, Zhao Q. Kinematics, kinetics, and electromyogram of ankle during drop landing: a comparison between dominant and non-dominant limb. Hum Mov Sci. 2011 Jun; 30(3):614-23. doi: 10.1016/j.humov.2010.10.010

36. Hoffrén M, Ishikawa M, Komi PV. Age-related neuromuscular function during drop jumps. J Appl Physiol (1985). 2007 Oct; 103(4):1276-83.

37. Bauer JJ, Fuchs RK, Smith GA, Snow CM. Quantifying force magnitude and loading rate from drop landing that induce osteogenesis. J Appl Biomech. 2001; 17(2): 142-52.

38. Nagai T, Sell TC, House AJ, Abt JP, Lephart SM. Knee proprioception and strength and landing kinematics during a single-leg stop-jump task. J Athl Train. 2013 Jan-Feb; 48(1):31-8. doi: 10.4085/1062-6050-48.1.14.

39. McLean SG, Fellin RE, Suedekum N, Calabrese G, Passerallo A, Joy S. Impact of fatigue on gender-based high-risk landing strategies. Med Sci Sports Exerc. 2007 Mar; 39(3):502-14.

40. Yeow CH, Lee PV, Goh JC. An investigation of lower extremity energy dissipation strategies during single-leg and double-leg landing based on sagittal and frontal plane biomechanics. Hum Mov Sci. 2011 Jun; 30(3): 624-35. doi: 10.1016/j.humov.2010.11.010

41. Andriacchi TP. Dynamics of knee malalignment. Orthop Clin North Am. 1994 Jul; 25(3):395-403.

42. Gage MJ. The effects of abdominal training on postural control, lower extremity kinematics, kinetics, and muscle activation. Doctoral Thesis. Department of Exercise Sciences Brigham Young University. 2009.

Original Paper

Knee joint muscles activity during single leg drop landing from different heights among men with genu varum and men with normal knee

Mosavi SK (M.Sc)*[1], Hashemi Taklimi M (M.Sc)[2]
Barati AH (Ph.D)[3], Ghasemnian A (Ph.D)[4]

[1]M.Sc in Physical Education and Sports Science, Department of Sports Injury and Corrective Exercises, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran. [2]M.Sc in Physical Education and Sports Science, Member of Faculty, School of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran. [3]Assistant Professor, Department of Physical Education and Sport Sciences, Rajaee University of Tehran, Tehran, Iran. [4]Assistant Professor, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Humanities, University of Zanjan, Zanjan, Iran.

Abstract

Background and Objective: Genuvarum is considered as one of the risk factors for the incidence of osteoarthritis. This study was done to compare the knee joint muscles activity during single leg drop landing from different heights among men with genu varum and men with normal knee.

Methods: This case – control study was done on 20 male students with genu varum deformity and 20 male students with normal knee. Genu varum deformity was measured by a kolis and goniometer. Muscle activity of lower limb was recorded with electromyography.

Results: There was significant difference in muscles activity of medialis gastrucnemius, peroneus longus, biceps femoris and gluteus medius in cases and controls ($P<0.05$), while no significant difference was observed in other muscles.

Conclusion: The changes in the knee normal structure might affect daily activities and possibly lead to in injuries due to physical training.

Keywords: Muscles activity, Single leg drop landing, Genu varum

*** Corresponding Author: Mosavi SK (M.Sc), E-mail: kazem_mosavi6486@yahoo.com**

Received 5 Apr 2015 **Revised** 17 Aug 2015 **Accepted** 19 Aug 2015

Cite this article as: Mosavi SK, Hashemi Taklimi M, Barati AH, Ghasemnian A. [Knee joint muscles activity during single leg drop landing from different heights among men with genu varum and men with normal knee]. J Gorgan Uni Med Sci. Autumn 2016; 18(3): 71-78. [Article in Persian]