مطالعات طب ورزشی شماره ۱۷، بهار و تابستان ۱۳۹۴، صص ۸۲-۶۹

تأثیر تغییرات ارتفاع پاشنه پا روی فعالیت عضلات منتخب و زاویهٔ مفاصل در حرکت اسکات

مهرداد عنبریان[۱]، محمدجواد رضی[۲]

۱. دانشیار دانشگاه بوعلی سینا همدان *

۲. کارشناس ارشد دانشگاه بوعلی سینا همدان

تاریخ دریافت: ۹۱/۰۶/۰۱ تاریخ پذیرش:۹۲/۱۱/۰۶

چکیده

هدف پژوهش حاضر، بررسی تأثیر تغییر ارتفاع پاشنه پا، روی فعالیت عضلات منتخب (با تاکید بر پدیده هم‌انقباضی) و زاویهٔ مفاصل در حرکت اسکات بود. دامنهٔ حرکتی مفاصل و فعالیت عضلات دوقلوی داخلی، درشت‌نئی قدامی، راست‌رانی، پهن داخلی، پهن خارجی، دو سررانی، نیم‌وتری و بازکنندهٔ ستون فقرات، در ۱۰ مرد فعال، حین اجرای حرکت اسکات در چهار وضعیت ۰، ۲، ۳ و ۵ سانتی‌متری ارتفاع پاشنهٔ پا جمع‌آوری شد. کاهش معناداری در فعالیت عضله درشت‌نئی قدامی با افزایش ارتفاع پاشنه مشاهده گردید، درحالی‌که میزان فعالیت سایر عضلات، با تغییر ارتفاع پاشنه معنادار نبود. همچنین کاهش در هم‌انقباضی عمومی عضلات مفصل مچ پا، در ارتفاع ۳ سانتی‌متری مشاهده شد که می‌تواند نشانه‌ای از کاهش فشار بر مفصل مچ پا در این وضعیت باشد. بنابراین، قرار گرفتن پاشنه پا در ارتفاع ۳ سانتی‌متری، برای اجرای حرکت اسکات با اهداف توان‌بخشی و بدن‌سازی توصیه می‌شود، هرچند نتایج قطعی نیاز به پژوهش‌های بیشتر دارد.

واژگان کلیدی: اسکات، ارتفاع پاشنه، الکترومیوگرافی، دامنهٔ حرکتی مفصل.

*نویسنده مسئول: **Email:** m_anbarian@yahoo.com

پرتال جامع علوم انسانی

مقدمه

حرکت اسکات[1] تمرینی مهم است که مکرر برای تقویت عضلات اندام تحتانی به عنوان حرکت دهنده‌های اصلی و برخی از عضلات پشت و شکم به عنوان ثابت‌کننده‌ها[2]، در برنامه بدن‌سازی رشته‌های ورزشی و بازتوانی مورد استفاده قرار می‌گیرد (رائو و همکاران، ۲۰۰۶، سمی، ۱۹۹۵ و اسکامیلا و همکاران، ۱۹۹۸[3]). اسکات، به عنوان بخشی از فرایند درمان برخی از آسیب‌های لیگامانی زانو (کرولی و همکاران، ۲۰۰۲، دیونی‌سیو و همکاران،[4]۲۰۰۸)، دررفتگی کامل زانو (دیونی‌سیو و همکاران، ۲۰۰۸)، ناپایداری مچ پا (دیونی‌سیو و همکاران، ۲۰۰۸ و هرتل[5]، ۲۰۰۰) و درد کشککی- رانی (کاتری‌سانو[6] و همکاران، ۲۰۰۲) از سوی درمانگران و پژوهشگران مورد استفاده قرار گرفته است. برای مثال، با توجه به طولانی بودن فرایند بازتوانی درد کشککی-رانی بعد از آسیب، استفاده از تمرینات با وزنه مناسب و حرکت اسکات، به عنوان بخش مهمی از آن می‌تواند زمان درمان را کاهش داده و در بهبود عملکرد مؤثر باشد (ویتورو و همکاران، ۲۰۰۰ الف، ویتورو و همکاران، ۲۰۰۴ ب، هینتجس و همکاران، ۲۰۰۳ و بولینگ و همکاران[7]، ۲۰۰۶). در مجموع، بسیاری از متخصصین از حرکت اسکات برای کاهش درد و آتروفی عضلات، تقویت عضلات اندام تحتانی، تعادل و پایداری و همچنین پیشگیری از آسیب-های عضلانی-اسکلتی با هدف کاهش هزینه‌های مربوط به بازتوانی استفاده می‌کنند (ون لینشوتن و همکاران،[8]۲۰۰۶).

پژوهشگران، از الکترومیوگرافی و سیستم‌های آنالیز حرکت، برای مقایسه تفاوت شیوه‌های اجرای اسکات و چگونگی تأثیر نیروها و فعالیت عضلات اندام تحتانی استفاده کرده‌اند (کاتری-سانو و همکاران، ۲۰۰۲، اسکامیلا و همکاران، ۲۰۰۱، فروهم و همکاران، ۲۰۰۷، منابه و همکاران، ۲۰۰۴، الف، منابه و همکاران، ۲۰۰۴، ب، مک‌کاو و مل‌روسف، ۱۹۹۹ و رابرتسون و همکاران، ۲۰۰۸[9]). تاکنون متغیرها و وضعیت‌های مختلفی از حرکت اسکات مورد بررسی قرار گرفته‌اند که برخی از آن‌ها عبارت‌اند از: تفاوت در مکان قرارگیری میله هالتر، تغییر در ارتفاع نشستن، تغییر عرض و چرخش پا، اجرای اسکات روی سطوح پایدار یا ناپایدار و اجرای حرکت

1.Squat
2.Stabilizer
3.Rao, Cemy and Escamilla
4.Cerulli, Dionisio
5.Hertel
6.Caterisano
7.Witvrouw, Heintjes, Boling
8.van Linschoten
9.Frohm, Manabe, McCaw and Melrose, Robertson

در وضعیت‌های متفاوت فلکشن زانو همچون ۴۰ درجه، ۷۰-۱۰۰ درجه و بیش از ۱۰۰ درجه (دیونی‌سیو و همکاران، ۲۰۰۸، اسکامیلا و همکاران، ۲۰۰۱). پژوهش‌های پیشین نشان داده‌اند که تغییر در هرکدام از این متغیرها، الگوی فعالیت عضلات خاصی را سبب شده و در نتیجه، اثربخشی ویژه و متفاوتی را در ارتباط با اهداف تعیین‌شده در تمرینات کار با وزنه یا بازتوانی به دست خواهد داد.

در بین پژوهش‌های صورت گرفته مرتبط با حرکت اسکات در هر دو حوزهٔ ورزشی و توان‌بخشی، توجه به عضلات چهارسر و همسترینگ، به عنوان مهم‌ترین متغیر از جایگاه ویژه‌ای برخوردار است. برای نمونه، پژوهش‌های متعددی روی هم‌انقباضی عضلات اطراف مفصل زانو، با این هدف که چرا هم‌انقباضی موجب پایداری مفصل و شناسایی سازوکار پیش‌گیری یا بهبود سریع‌تر آسیب‌های عضلانی خواهد شد، انجام شده است (ویلک و همکاران، ۱۹۹۶، استین‌کمپ و همکاران، ۱۹۹۳، میلر و همکاران، ۱۹۹۷[1]). هم‌زمانی انقباض عضلات موافق[2] و مخالف[3] اطراف مفصل، برای حفظ موقعیت و ثبات مفصل از اهمیت بیومکانیکی زیادی برخوردار است. به‌طورکلی دو نوع هم‌انقباضی شامل هم‌انقباضی عمومی[4] و هم‌انقباضی جهت‌دار[5] وجود دارد (کانگسگارد و همکاران، ۲۰۰۶[6]). در هم‌انقباضی عمومی، همهٔ عضلات موافق و مخالف اطراف مفصل، با هم به طور برابر فعال می‌شوند، درحالی‌که در هم‌انقباضی جهت‌دار از نسبت فعالیت عضلات مخالف به موافق محاسبه می‌شود. در هم‌انقباضی جهت‌دار، عضلات مخالف و موافق مفصل با هم فعال می‌شوند تا با حمایت مفصل نسبت به گشتاورهای اضافی، باعث پایداری و ثبات مفصل در وضعیت‌های ایستا یا پویا شوند (آلوز و همکاران، ۲۰۰۹[7]).

هم‌انقباضی جهت‌دار= ۱- (میانگین فعالیت عضلات مخالف/میانگین فعالیت عضلات موافق)

دیونی‌سیو و همکاران در سال ۲۰۰۸ متغیرهای کینتیکی، کینماتیکی و الکترومیوگرافیکی برخی عضلات اندام تحتانی را، در حرکت اسکات بررسی و نتیجه گرفتند که فعالیت عضلات چهار سررانی، در مرحلهٔ آخر پایین آمدن از اسکات افزایش قابل‌توجهی می‌یابد. آن‌ها همچنین افزایش ۳۰ درصدی فعالیت عضلهٔ پهن داخلی نسبت به پهن خارجی را گزارش کردند. رائو و

1. Wilk, Steinkamp, Miller
2. Agonist
3. Antagonist
4. General co-contraction
5. Directed co-contraction
6. Kongsgaard et al.
7. Alvez et al

همکاران در سال ۲۰۰۹ تأثیر بار اضافی روی گشتاور گروه عضلات موافق و مخالف مفصل زانو را، حین اجرای حرکت اسکات بررسی و چنین گزارش کردند که با افزایش بار، گشتاور گروه عضلات فلکسور و اکستنسور به طور معناداری متفاوت هستند. آن‌ها با افزایش بار، تفاوت معناداری در میزان هم‌انقباضی عضلات مشاهده نکردند. با مراجعه به پیشینهٔ پژوهش، به پژوهش‌های اندکی مرتبط با اثر تغییرات ارتفاع پاشنهٔ پا در حرکت اسکات مواجه خواهیم شد. در یکی از این پژوهش‌ها که توسط کنگسگارد و همکاران در سال ۲۰۰۶ انجام گرفت، فعالیت عضلانی در دو شیوهٔ مختلف اسکاتهٔ شامل روش استاندارد و با استفاده از شیب ۲۵ درجه در زیر پا بررسی شد. آن‌ها افزایش فعالیت عضلانی را در اکستنسورهای زانو در روش شیب ۲۵ درجه زیر پا مشاهده کردند ولی در عضلات همسترینگ و ساق تفاوت معناداری مشاهده نکردند. برای شروع حرکت اسکات، ابتدا لازم است بدن از وضعیت ایستایی خارج و با ایجاد دورسی فلکشن مچ پا و فلکشن در مفاصل زانو و ران، حرکت پایین اسکات را آغاز کند. بنابراین برای شروع حرکت، عضلات همسترینگ میانی غیرفعال شده و عضلهٔ درشت‌نئی قدامی، بر اساس پاسخ‌های از پیش تعیین شدهٔ مغز، حتی زودتر از شروع حرکت، فعالیت خود را آغاز می-کند (رائو و همکاران، ۲۰۰۶). با توجه به اینکه تعیین استراتژی سیستم عصبی مرکزی (سیستم عصبی مرکزی چه عضلاتی را با چه زمان‌بندی به کار می‌گیرد و این‌که کدام قسمت سیستم عصبی مرکزی، اجرای این حرکت را کنترل می‌کند) برای اجرای اسکات و پاسخ الگوهای فعالیت عضلانی در وضعیت‌های متفاوت ارتفاع پاشنهٔ پا در اجرای حرکت، هنوز به طور کامل مشخص نیست، نیاز به مطالعات دقیق‌تر در این زمینه احساس می‌شود. هدف پژوهش حاضر، بررسی تأثیر تغییر ارتفاع پاشنهٔ پا بر سطح فعالیت الکترومیوگرافیکی منتخبی از عضلات (با تأکید بر هم‌انقباضی عضلات) و زاویهٔ مفاصل زانو و مچ پا می‌باشد.

روش پژوهش

تعداد ۱۰ نفر از دانشجویان فعّال دانشگاه بوعلی سینا (میانگین و انحراف استاندارد سن: ۳±۲۵/۵ سال، قد: ۳/۵± ۱۷۶/۵ سانتی‌متر و وزن: ۷/۲۳±۷۸/۵ کیلوگرم) که سه جلسه در هفته به تمرین با وزنه می‌پرداختند، از بین افراد در دسترس انتخاب و در این پژوهش شرکت کردند. آزمودنی‌ها فاقد هرگونه سابقهٔ آسیب زانو، جراحی و بدشکلی در اندام تحتانی بوده و با شیوهٔ انجام حرکت اسکات به طور کامل آشنا بودند. در این پژوهش، اسکات در زاویهٔ ۹۰ درجه که با گونیامتر کنترل می‌شد، از حالت ایستاده درحالی‌که پاهای آزمودنی به اندازهٔ عرض شانه از یکدیگر فاصله داشت انجام شد. حرکت اسکات در حالی اجرا می‌شد که وزنه‌ای برابر ۳۰ درصد یک تکرار بیشینهٔ هر آزمودنی، با استفاده از میلهٔ هالتر استاندارد، بر روی شانهٔ وی

مطابق شکل ۱ (الف) قرار داشت. قدرت بیشینهٔ آزمودنی‌ها ۷۲ ساعت قبل از گردآوری داده‌های پژوهش، با استفاده از میلهٔ هالتر و صفحه‌های وزنه، مطابق با پروتکل هافمن ارزیابی شد (ریبیرو و همکاران[1]، ۲۰۰۷).

برای محاسبهٔ زاویهٔ مفاصل در حرکت اسکات، از سیستم آنالیز حرکت[2] با سه دوربین پرسرعت فالکان استفاده شد. به این منظور تعداد ۹ مارکر کروی منعکس‌کنندهٔ نور بر روی نقاط آناتومیکی سمت راست بدن آزمودنی‌ها (که اندام غالب هم بود) شامل: مارکرهای ۱ و ۲ روی جانب خارجی پا (سر دیستال متاتارسال پنجم و پاشنه)، مارکرهای ۳ و ۴ روی ساق (قوزک خارجی و انتهای بالایی نازک‌نی)، مارکرهای ۵ و ۶ روی ران (اپی‌کندیل خارجی - تروکانتر بزرگ)، ۳ مارکر هم روی مهرهٔ اول خاجی، مهرهٔ سوم کمری و مهرهٔ دوازدهم پشتی نصب شدند. در این پژوهش، زاویهٔ مچ پا از زاویهٔ تشکیل شده بین کف پا (مارکرهای ۱ و ۲) و ساق پا (مارکرهای ۳ و ۴)، زاویهٔ زانو از زاویهٔ بین ساق (مارکرهای ۳ و ۴) با ران (مارکرهای ۵ و ۶)، زاویهٔ مفصل ران از زاویهٔ بین لگن و ران و زاویهٔ کمر از زاویهٔ حاصل از خط اتصال یافتهٔ مارکرهای مهرهٔ دوازدهم پشتی به مهرهٔ سوم کمری و خط حاصل از اتصال مارکر مهرهٔ سوم کمری به مهرهٔ اول خاجی در نظر و محاسبه گردید (شکل ۱، الف). دوربین‌ها، حرکات مارکرها را با فرکانس ۱۰۰ هرتز ثبت کردند. برای کاهش پارازیت و هموارسازی منحنی داده‌ها، از فیلتر نرم‌افزار اوا[3] با فرکانس برشی ۷ استفاده شد. نحوهٔ قرارگیری مجموعه دوربین‌ها برای پوشش تمام محوطهٔ آزمایش، در شکل ۲ نشان داده شده است. چیدمان دوربین‌ها طوری بود که هر مارکر در هر فریم، حداقل توسط دو دوربین قابل‌رؤیت باشد.

الکترومیوگرافی سطحی عضلات، با استفاده از سیستم ۱۶ کانالهٔ ام.ای[4] ۶۰۰۰ ساخت کشور فنلاند انجام شد. پس از تراشیدن موها و تمیز کردن با الکل، الکترودهای چسبنده یک‌بارمصرف بر روی عضلات دوقلوی داخلی، درشت‌نئی قدامی، راست رانی، پهن داخلی، پهن خارجی، دو سررانی، نیم وتری، راست داخلی و راست کننده ستون فقرات، بر اساس پروتکل اروپایی سنیام[5] بر روی عضلات (هرمنز و همکاران[6]، ۱۹۹۹) نصب شد (شکل ۱ (ب)). فرکانس نمونه‌برداری ۲۰۰۰ هرتز و با نسبت سیگنال به نویز ۹۰ دسی‌بل تعیین گردید. فیلتر میان‌گذر ۱۰ تا ۴۵۰

1.Ribeiro et al.
2.Motion Analysis System (Motion Analysis Corporation, California, USA)
3.Eva
4.ME6000
5.SENIAM
6.Hermens et al.

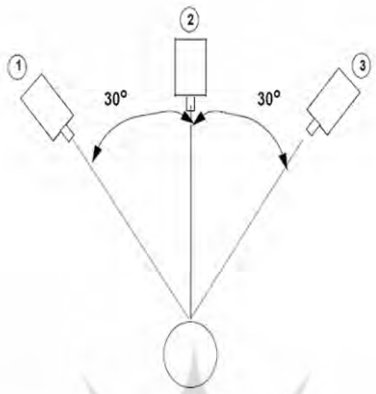
هرتز برای فیلتر داده‌ها استفاده شد. برای نرمال‌سازی سیگنال‌های الکترومیوگرافی، اطلاعات ریشهٔ مجذور میانگین خطای[1] هر عضله، طی اجرای هر بار تکرار مهارت، به مقدار حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک[2] آن عضله تقسیم و سپس در عدد صد ضرب گردید.

(ب) (الف)

شکل ۱. نحوهٔ اجرای اسکات (الف) و نصب الکترودهای سطحی و مارکرها بر روی اندام سمت راست آزمودنی‌ها (ب).

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی

1.Root Mean Square (RMS)
2.Maximum Voluntary Isometric Contraction (MVIC)



شکل ۲. نحوهٔ چیدمان دوربین‌ها.

فعالیت الکترومیوگرافی عضله و اطلاعات کینماتیکی جمع‌آوری‌شده با دوربین‌ها، در یک سیکل کامل اسکات از شروع تا پایان، مورد تجزیه‌وتحلیل و مطالعه قرار گرفت. آزمودنی‌ها پنج تکرار از حرکت اسکات را برای هر یک از وضعیت‌های چهارگانه ارتفاع پاشنه انجام دادند. این وضعیت‌ها عبارت بودند از؛ قرار گرفتن کف پا به صورت صاف روی زمین، قرار گرفتن پاشنه به میزان ۲، ۳ و ۵ سانتی‌متر بالاتر از سطح زمین، با استفاده از مکعب‌های چوبی. برای کم کردن اثر خستگی، متغیر ارتفاع پاشنه به صورت تصادفی ارائه می‌شد. میزان بار تعیین‌شده برای هر حالت نیز به میزان ۳۰ درصد یک تکرار بیشینهٔ هر آزمودنی انتخاب شد.

داده‌های آماری با آنالیز واریانس با اندازه‌های مکرر، در سطح معناداری ۰/۰۵ تجزیه‌وتحلیل شدند.

نتایج

جدول ۱، میانگین و انحراف استاندارد تغییرات فعالیت الکترومیوگرافی عضلات مورد مطالعه را، در وضعیت‌های مختلف ارتفاع پاشنه نشان داده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود، با افزایش ارتفاع پاشنهٔ پا، فعالیت عضلهٔ درشت‌نئی قدامی (مقدار فعالیت عضلانی در طول حرکت در یک سیکل کامل از لحظه شروع تا برگشت به وضعیت اولیه) در ارتفاع سه سانتی‌متری پاشنه (p=۰/۰۱۳) و پنج سانتی‌متری پاشنه (p=۰/۰۱۲) به طور معناداری کاهش یافته است.

جدول ۱. میانگین و انحراف استاندارد میزان فعالیت عضلات مورد مطالعه (درصد حداکثر انقباض ارادی) با تغییر ارتفاع پاشنه پا.

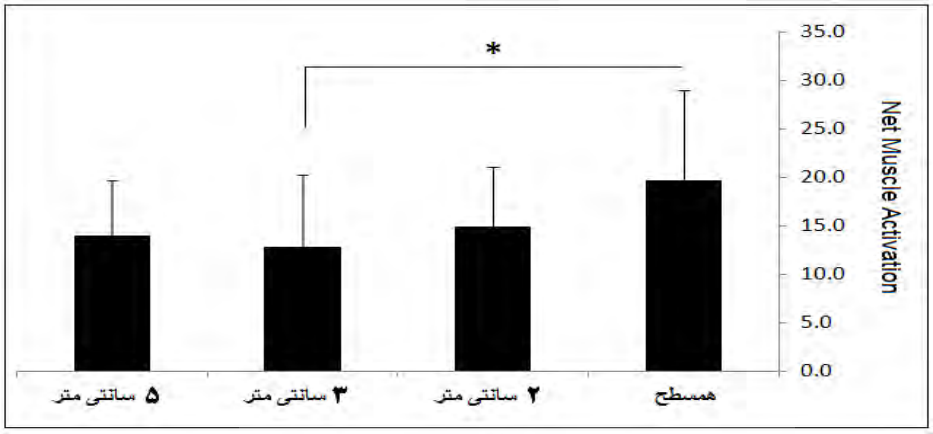
عضلات	ارتفاع پاشنه			
	هم‌سطح	۲ سانتی‌متری	۳ سانتی‌متری	۵ سانتی‌متری
درشت‌نئی قدامی	۸/۵ ± ۱۴/۲*	۵/۵ ± ۸/۲	۵/۵ ± ۶/۳*	۴/۵± ۶
دوقلوی داخلی	۲/۵ ± ۵/۴	۲/۶ ± ۶/۷	۳ ± ۶/۵	۳/۳ ± ۸
پهن خارجی	۶/۲ ± ۱۸/۱	۷/۵± ۱۸/۱	۶/۱± ۱۶/۵	۸/۱± ۱۸/۶
پهن داخلی	۵± ۲۲/۵	۵/۵± ۲۱/۷	۶± ۲۰/۳	۸/۱± ۱۸/۶
راست رانی	۶± ۱۴/۴	۸/۶± ۱۵/۳	۸/۲± ۱۴/۱	۸/۲± ۱۶
دو سررانی	۳/۶± ۴/۶	۳/۳± ۴/۵	۲/۸± ۴/۲	۳/۱± ۴/۴
نیم وتری	۲/۴± ۳/۶	۱/۴± ۲/۶	۱/۴± ۲/۹	۱/۲± ۲/۶
راست داخلی	۱/۹± ۳	۱/۷± ۳	۱/۷± ۲/۸	۲/۱± ۳
بازکنندهٔ ستون فقرات	۷/۵± ۱۷/۸	۸/۹± ۱۶/۳	۶/۹± ۱۷	۸/۴± ۱۷/۵

امّا برای بخش داخلی عضلهٔ دوقلو، به دنبال افزایش ارتفاع پاشنه، فعالیت عضله افزایش یافت. هرچند این افزایش به لحاظ آماری معنادار نبود.

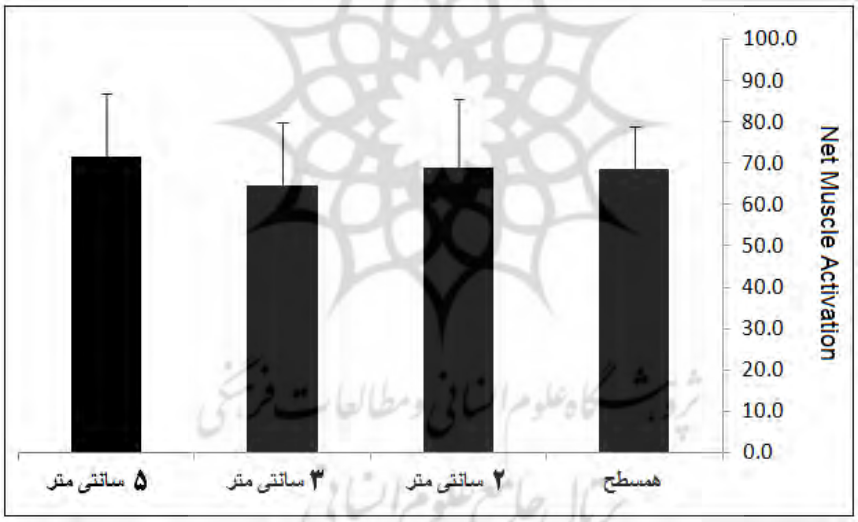
در عضلات پهن داخلی، پهن خارجی و راست‌رانی از مجموعه عضلات چهارسرران، تفاوت معناداری با تغییر ارتفاع پاشنه مشاهده نشد. البته در ارتفاع ۳ سانتی‌متری کاهش فعّالیت مشاهده شد، ولی از نظر آماری معنادار نبود.

همچنین، در عضلات راست داخلی، بازکنندهٔ ستون فقرات، نیمه‌وتری و دوسررانی نیز تفاوت معناداری با ارتفاع پاشنه مشاهده نشد.

نتایج بررسی میزان هم‌انقباضی عمومی عضلات در مفاصل مچ پا و زانو نشان داد که در پدیدهٔ هم‌انقباضی عمومی مچ پا در ارتفاع ۳ سانتی‌متری پاشنه، اختلاف معنادار است (p=۰/۰۲)، به این معنی که مجموع فعالیت الکترومیوگرافی عضلات اطراف مفصل مچ پا که برای حفظ موقعیت و ثبات مفصل از اهمیّت بیومکانیکی زیادی برخوردار است، در ارتفاع ۳ سانتی‌متری کاهش دارد (نمودار ۱). اما با افزایش ارتفاع پاشنه، در هم‌انقباضی عمومی مفصل زانو تغییری دیده نشد (نمودار ۲).



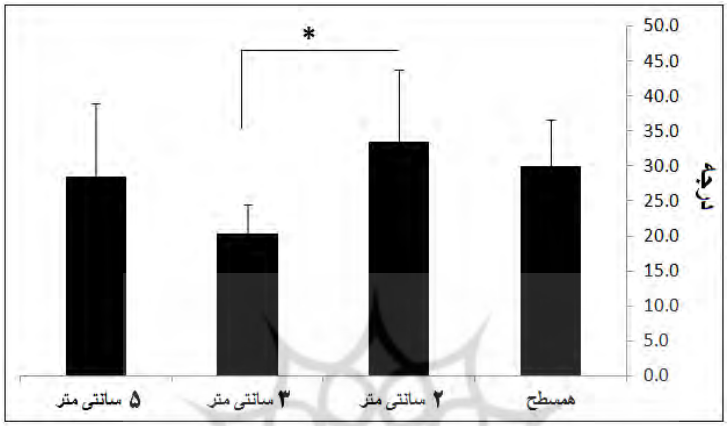
شکل ۱. میانگین و انحراف استاندارد تغییر در هم‌انقباضی عمومی مفصل مچ پا در وضعیت‌های مختلف ارتفاع پاشنه



شکل ۲- میانگین و انحراف استاندارد تغییر در هم‌انقباضی عمومی مفصل زانو در وضعیت‌های مختلف ارتفاع پاشنه

با تغییر ارتفاع پاشنه، تغییر معنادار در دامنهٔ حرکتی مفصل مچ پا (تغییر زاویه‌ای در هر مفصل در طول اجرای حرکت موردنظر بود و از تفاضل حداکثر تغییر زاویه‌ای از حداقل مقدار آن به دست آمد) در ارتفاع ۳ سانتی‌متری دیده شد (p=۰/۰۳). به این شکل که با تغییر ارتفاع پاشنه به ۳ سانتی‌متر، کاهش زاویه در مچ پا به وجود آمد (نمودار ۳)، درحالی‌که در سایر مفاصل

(زانو، ران و تنه) تغییر معنادار آماری مشاهده نگردید. اما کاهش معنادار در مفصل مچ پا، در حالتی که ارتفاع پاشنه ۳ سانتی‌متر بود به دست آمد (P=۰/۰۳).



شکل ۳. میانگین و انحراف استاندارد تأثیر تغییر ارتفاع پاشنه بر تغییرات زاویه‌ای مچ پا در وضعیت‌های مختلف ارتفاع پاشنه

نتایج

این پژوهش با هدف مقایسهٔ چند الگوی حرکتی در مهارت اسکات، از طریق تغییر ارتفاع پاشنهٔ پا و تأثیر آن بر سطح فعالیت الکترومیوگرافی عضلات، هم‌انقباضی عمومی و دامنهٔ حرکتی مفاصل زانو و مچ پا، برای به دست آوردن یک الگوی حرکتی مناسب در این مهارت انجام شد. نتایج نشان داد که فعالیت عضلهٔ درشت‌نئی‌قدامی با افزایش ارتفاع پاشنه، به طور معناداری کاهش یافت (جدول ۱). این نتایج با مطالعه‌ای که توسط آلوز و همکاران (۲۰۰۹) و کانگسگارد و همکاران (۲۰۰۶) صورت گرفت و در آن اجرای حرکت اسکات را روی سطح گوه‌ای با شیب ۲۵ درجه که زیر پا قرار دادند انجام می‌شد، همسو نبود. این احتمال وجود دارد که روش آن‌ها در تغییر ارتفاع پاشنه (استفاده از گوه با زاویهٔ ۲۵ درجه)، قادر به تغییر وضعیت مچ پا در حدی نبوده که بتواند روی فعالیت عضلات مچ پا به خصوص عضلهٔ درشت‌نئی قدامی تأثیرگذار باشد (کانگسگارد و همکاران، ۲۰۰۶). اما در پژوهش حاضر، به دلیل تغییر در وضعیت مچ پا از طریق بالاتر قراردادن پاشنهٔ پا از سطح زمین، احتمال انتقال مرکز جرم بدن به جلو و در نتیجه تأثیر روی فعالیت عضلهٔ درشت‌نئی قدامی وجود دارد که به نوبه خود می‌تواند موجب بر هم خوردن تعادل در حین انجام حرکت اسکات شود. بنابراین به نظر می‌رسد فعالیت این عضله از طریق

سیستم عصبی مرکزی کاهش می‌یابد تا مرکز جرم در محدودهٔ مناسبی میان سطح اتکاء قرار گرفته و از به هم خوردن تعادل در حین انجام حرکت جلوگیری به عمل آید. به‌عبارت‌دیگر، برای برگردانیدن مرکز جرم به عقب، نیاز به فعالیت بیشتر عضلات ضد جاذبه، به‌ویژه عضلات پشتی ساق وجود دارد. بنابراین انتظار می‌رفت با افزایش ارتفاع پاشنه که منجر به پلانتار فلکشن غیرفعال مچ پا می‌شود، فعالیت عضلهٔ دوقلو به طور معناداری بیشتر شود، اما علیرغم افزایش در فعالیت این عضله، تغییرات معنادار و در حد انتظار نبود. احتمال دارد تغییرات ارتفاع پاشنه که در این پژوهش ایجاد شد، در حدی نبوده که طول بهینهٔ عضله را دستخوش تغییر کند و در نتیجه فعالیت در این عضله تأثیر معناداری نداشت. این احتمال نیز وجود دارد که سیستم‌های کنترل‌کنندهٔ تعادل برای تصحیح وضعیت جدید (در این پژوهش تغییر ارتفاع پاشنه پا) که خود عاملی برای آشفتگی تعادل بدن محسوب می‌شود، با تغییر در الگوی فعالیت عضلانی و یا با به‌کارگیری عضلات دیگر (سینرژی‌های عضلانی)، سعی در حفظ تعادل در شرایط جدید کرده باشند. برای مثال، شاید فعالیت عضله نعلی و یا درشت‌نئی خلفی، توانسته در حفظ تعادل بدن کمک‌کننده بوده باشد که یکی از محدودیت‌های این پژوهش بود. ارزیابی فعالیت این عضلات، قادر خواهد بود تفسیر نتایج را دقیق‌تر نماید. این یافته‌ها، با پژوهش آلوز و همکاران (۲۰۰۹)، کانگسگارد و همکاران (۲۰۰۶) و ریبیرو و همکاران[1] (۲۰۰۷) همسو بود.

با تغییر در ارتفاع پاشنه در اجرای حرکت اسکات، در مجموعهٔ عضلات چهارسرران تفاوت معناداری مشاهده نشد که این نتایج با یافته‌های برخی پژوهش‌های پیشین همسو نبود (رائو و همکاران، ۲۰۰۹، کانگسگارد و همکاران، ۲۰۰۶، آلوز و همکاران، ۲۰۰۷، ریبیرو و همکاران، ۲۰۰۷). در توجیه این نتیجه دو نکته قابل‌ذکر است؛ یکی این‌که ممکن است تغییرات ایجادشده موردنظر این پژوهش در ارتفاع پاشنه، به‌اندازه‌ای بزرگ نبوده که طول بهینهٔ این عضلات تغییر قابل‌توجهی کرده باشند که البته در برخی پژوهش‌های پیشین نیز این احتمال گزارش شده است (کانگسگارد و همکاران، ۲۰۰۶، ریبیرو و همکاران، ۲۰۰۷). دیگر اینکه به عنوان یک محدودیت این پژوهش، امکان تمایز فازهای درون‌گرا و برونگرا برای ما میسر نبود. شاید در صورت کنترل این عامل، تأثیرات احتمالی مشخص و دقیق‌تر می‌شد. در مورد عضلهٔ راست داخلی، متناسب با انتظار ما تغییری در فعالیت عضله دیده نشد، چراکه فاصلهٔ عرض پاها از یکدیگر در طول وضعیت‌های مختلف، تغییر نکرده و کنترل‌شده بود. عضلات دوسررانی و نیم وتری هم تفاوت معناداری را نشان ندادند. البته این نتیجه با پژوهش اسکامیلا و همکاران

1.Ribeiro et al.

(۲۰۰۱) همسو است. ذکر این نکته نیز لازم به نظر می‌رسد که با توجه به درگیری مجموعه‌ای از عضلات در حرکت اسکات، احتمال دارد فعالیت عضلاتی که در این پژوهش اندازه‌گیری نشدند، توانسته باشد در عدم تغییر فعالیت عضلات مورد بحث مؤثر بوده باشند. این نکته را هم نباید نادیده گرفت که به‌احتمال‌زیاد، تغییرات ارتفاع پاشنه به حدی نبوده که مفاصل و عضلات بالاتر را دچار تغییر کند و شاهد این ادعا هم عدم تغییر در دامنهٔ حرکتی مفاصل زانو و ران در این پژوهش است.

حین انجام حرکت اسکات، به دلیل این‌که نشیمنگاه به سمت عقب حرکت می‌کند، وضعیت اندام تحتانی به‌گونه‌ای است که مرکز جرم بدن تمایل دارد به محدودهٔ خارج از سطح اتکاء حرکت کند که عاملی برای بی‌ثباتی در کنترل تعادل بدن محسوب می‌شود. در حالت عادی، بالاتنه با مکانیسم جبرانی، برای غلبه بر این عدم تعادل، به سمت جلو خم می‌شود که به طور طبیعی فعالیت بیشتر اکستنسور تنه را در پی دارد. اما به دلیل اینکه با افزایش ارتفاع پاشنه، مرکز جرم بدن به سمت جلو متمایل می‌شود، تمایل بالاتنه به خم‌شدن کمتر شده و درنتیجه، فعالیت عضلهٔ بازکنندهٔ ستون فقرات، کمتر از حد معمول می‌شود.

یکی از یافته‌های این پژوهش، کاهش میزان هم‌انقباضی عضلانی مفصل مچ پا بود. افزایش هم-انقباضی عمومی، اغلب سبب افزایش بارهای مفصلی می‌شود (ژانگ و همکاران[1]، ۲۰۰۱)، بنابراین کاهش هم‌انقباضی عمومی در وضعیت ارتفاع ۳ سانتی‌متری پاشنه که از مجموع درصد فعالیت عضلات درشت‌نئی قدامی و دوقلوی داخلی به دست آمد، ممکن است باعث کم شدن بارهای مفصلی شده و احتمال خطر بروز آسیب در زانو را کاهش دهد.

به‌طورکلی، یافته‌های این پژوهش نشان داد که سطح فعالیت عضلات اصلی در حرکت اسکات، به همراه وضعیت زاویه‌ای مفاصل بالاتر از مچ پا، با تغییر ارتفاع پاشنه، تغییر معنادار آماری ندارند. با توجه به یافته‌های این پژوهش، نمی‌توان نظر دقیقی در مورد حد بهینهٔ ارتفاع پاشنه، برای اجرای حرکت اسکات ارائه داد. اما ارتفاع ۳ سانتی‌متری پاشنه هنگام اجرای حرکت اسکات را، به دو دلیل می‌توان برای اهداف بدن‌سازی و توان‌بخشی که در آن‌ها تقویت عضلات بازکنندهٔ زانو، پیشگیری از آسیب و کنترل بارهای غیرمتعارف بر کمر و زانو مدنظر است، توصیه نمود، یکی کاهش نسبی سطح فعالیت الکترومیوگرافیکی عضلات ارزیابی‌شده در این پژوهش که دلیلی بر کارایی بهتر عضلات است و دیگری، کاهش میزان هم‌انقباضی عضلات مچ

1.Zhang et al.

پا که باعث ثبات و کاهش بارهای مفصلی می‌شود. البته اثبات این ادعا نیاز به مطالعات بیشتر دارد.

منابع

1. Alves, FSM, Oliveira, FS, Junqueira CHBF, Azevedo BMS2, Dionísio VC. (2009). Analysis of electromyographic patterns during standard and declined squats. Rev Bras Fisioter. 13 (2): 164-172.

2. Boling, MC, Bolgla, LA., Mattacola, CG, Uhl, TL, Hosey, RG. (2006). Outcomes of a weight-bearing rehabilitation program for patients diagnosed with patellofemoral pain syndrome. Arch Phys Med Rehabil. 87 (11): 1428-1435.

3. Caterisano, A., Moss, RF., Pellinger, TK., Woodruff, K., Lewis, VC., Booth, W., Khadra, T. (2002).The effect of back squat depth on the EMG activity of 4 superficial hip and thigh muscles. J Strength Cond Res.16 (3): 428-432.

4. Cerny, K. (1995). Vastus medialis oblique/vastus lateralis muscle activityratios for selected exercises in persons with and without patellofemoral pain syndrome. Phys Ther. 75: 672-83.

5. Cerulli, G., Caraffa, A., Ponteggia, F. (2002). Rehabilitation issues in women with anterior cruciate ligament deficiency. Sport Med Arthrosc Rev. 10: 76-82.

6. Dionisio, VC., Almeida, GL., Duarte, M., Hirata, RP. (2008). Kinematic, kinetic and EMG patterns during downward squatting. J Electromyogr Kinesiol. 18 (1): 134-143.

7. Escamilla, RF., Fleisig, GS., Lowry, TM., Barrentine, SW., Andrews, JR. (2001). A three dimensional biomechanical analysis of the squat during varying stance widths. Med Sci Sports Exerc. 33 (6):984-998.

8. Escamilla, RF., Fleisig, GS., Zheng, N., Barrentine, SW., Wilk, KE., Andrews, JR. (1998). Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. Med Sci Sport Exerc. 30 (4): 556-69.

9. Escamilla, RF., Fleisig, GS., Zheng, NQ., Lander, JE., Barrentine, SW., Andrews, JR., Bergmann, BW., Moorman, CT 3rd. (2001). Effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press. Med Sci Sports Exer. 33 (9):1552-1566.

10. Frohm, A., Halvorsen, K., Thorstensson, A. (2007). Patellar tendon load in different types of eccentric squats. Clin Biomech. 22 (6):704-711.

11. Heintjes, E., Berger, MY., Bierma-Zeinstra, SM., Bernsen, R.M.,Verhaar, JA., Koes, BW.(2003). Exercise therapy for patellofemoralpain syndrome. Cochrane Database Syst Rev. (4): CD003472.

12. Hermens, HJ., Freriks, B., Merletti, R., Stegeman, D., Blok, J., Rau, G., Disselhorst-Klug, C., H ¨agg, G. In: SENIAM8-European Recommendations for Surface Electromyography. Roessingh Researchand Development, Enschede, 1999.

13. Hertel, J. (2000). Functional instability following lateral ankle sprain. Sport Med. 29 (5): 361-371.

14. Kongsgaard, M., Aagaard, P., Roikjaer, S., Olsen, D., Jensen, M., Langberg,

H., Magnusson, SP. (2006). Decline eccentric squats increases patellar tendon loading compared to standard eccentric squats. Clin Biomech. 21 (7): 748-754.
15. Manabe, Y., Shimada, K., Ogata, M. (2007). Effect of slow movement and stretch-shortening cycle on lower extremity muscle activity and joint moments during squat. J Sport Med Phys Fitness. 47(1):1-12.
16. Manabe, Y., Yokozawa, T., Ogata, M. (2004). Effect of movement variation on lower limb muscle activity and joint torque during squat. Japanese Journal of Physical Fitness and Sports Medicine. 53 (3):321-336.
17. McCaw, ST., Melrose, DR. (1999). Stance width and bar load effects on leg muscle activity during the paralle squat. Med Sci Sport Exerc. 31(3): 428-436.
18. Miller, JP., Sedory, D., Croce, RV. (1997). Vastus medialis obliquus and vastus lateralis activity in patients with and without patellofemoral pain syndrome. J Sport Rehabil. 6:1˚10.
19. Rao, G., Amarantini, D., Berton, E. (2009). Influence of additional load on the moments of the agonist and antagonist muscle groups at the knee joint during closed chain exercise. J Electromyogr Kinesiol. 19: 459-466.
20. Ribeiro, G., Dionísio, VC., Almeida, GL. (2007). Electromyographic activity during one-legged squatting under different foot positions. Rev Bras Fisioter. 13 (1): 36-39.
21. Robertson, DG., Wilson, JM., ST Pierre, TA. (2008). Lower extremity muscle functions during full squats. J Appl Biomech. 24(4):333-339.
22. Steinkamp, LA., Dillingham, MF., Markel, MD., Hill, JR., Kaufman KR. (1993). Biomechanical considerations in patellofemoral joint rehabilitation. Am J Sports Med. 21(3):438-444.
23. van Linschoten, R., van Middelkoop, M., Berger, MY., Heintjes, EM., Koopmanschap, MA., Verhaar, JA., Koes, BW., Bierma-Zeinstra, SM. (2006). The PEX study - Exercise therapy for patellofemoral painsyndrome: design of a randomized clinical trial in general practice andsports medicine [ISRCTN83938749]. BMC Musculoskelet Disord. 7: 31.
24. Witvrouw, E., Lysens, R., Bellemans, J., Peers, K., Van Derstraeten, G. (a) (2000). Open versus closed kinetic chain exercises for patellofemoralpain. A prospective, randomized study. Am J Sport Med. 28 (5): 687-694.
25. Witvrouw, E., Danneels, L., van Tiggelen, D., Willems, T.M., Cambier,D. (b) (2004). Open versus closed kinetic chain exercises in patellofemoralpain: a 5-year prospective randomized study. Am J Sport Med. 32 (5):1122-1130.
26. Wilk, K., Escamilla, R., Fleisig, G., Barrentine, S., Andrews, J., Boyd, M. (1996). A comparison of tibiofemoral joint forces and electromyographic activity during open and closed kinetic chain exercises. Am J Sports Med. 24 (4): 518-527.
27. Zhang, LQ., Xu, D., Wang, G., Hendrix, RW. (2001). Muscle strength in knee varus and valgus. Med Sci Sports Exerc. 33 (7): 1194˚1199.