بررسی تاثیر وضعیت مفصل ران بر فعالیت الکتریکی برخی از عضلات زانو و ران در حین چمباتمه زدن

زهره ریحانی I
***دکتر فرید بحرپیما** II
دکتر حسین باقری III

چکیده

زمینه و هدف: امروزه در فیزیوتراپی، توجه خاصی به تمرینات در زنجیره حرکتی بسته معطوف شده است. یکی از این تمرینات، چمباتمه زدن یا اسکات می‌باشد. علی‌رغم اتفاق نظر در مورد فعال شدن طیف وسیعی از دستجات عضلانی در حین انجام اسکات، مطالعات اندکی در رابطه با بررسی الگوی فعالیت عضلات اندام تحتانی در طی حرکت اسکات موجود است. در این رابطه، نظراتی در مورد تأثیر تغییر وضعیت اندام تحتانی جهت ایزوله کردن و فعّال کردن برخی از عضلات اندام تحتانی مطرح است. هدف از این مطالعه، بررسی تأثیر وضعیت اندام تحتانی در حین اسکات پارالل بر روی فعالیّت الکتریکی عضلات واستوس مدیالیس، واستوس لاترالیس، اداکتورماگنوس و دو سرران بود.

روش بررسی: این مطالعه از نوع توصیفی ـ تجربی(Experimental-Descriptive) بود که در آن ۲۰ زن داوطلب سالم غیرورزشکار شرکت کردند. از افراد خواسته شد در سه وضعیت ابداکشن و چرخش خارجی رانها، اداکشن و چرخش داخلی رانها و حالت عادی، حرکت اسکات پارالل را انجام دهند. در حین انجام حرکت، از عضلات مذکور، ثبت EMG(Electromyography) بعمل آمد و پارامترهای استخراج شده از سیگنال‌های ثبت شده، نرمالیزه گشته و به وسیله آزمون آنالیز واریانس(اندازه گیری مکرر) مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفتند.

یافته‌ها: نتایج بدست آمده، حاکی از این بودند که تغییر وضعیت اندام تحتانی، تأثیر معنی‌داری بر فعالیت عضلات مورد مطالعه در حین اسکات ندارد.

نتیجه‌گیری: با توجه به یافته‌های فوق می‌توان نتیجه گرفت که در برنامه‌های تقویتی که در توانبخشی استفاده می‌شوند، تغییر وضعیت مفصل ران، تاثیری بر تقویت اختصاصی هیچ کدام از عضلات مورد آزمایش نداشته و تمام آنها به طور یکسان تقویت می‌گردند.

کلیدواژه‌ها: ۱ – الکترومیوگرافی ۲ – اسکات ۳ – تقویت عضلانی ۴ – تمرینات زنجیره حرکتی بسته

تاریخ دریافت: ۸٤/۲/۱۷، تاریخ پذیرش: ۸۵/٤/۲٦

مقدمه

استفاده از تمرینات زنجیره حرکتی بسته، یک روش شناخته شده جهت درمان دردهای قدام زانو است. این تمرینات سبب بکارگیری همزمان عضلات شده و باعث تقویت آنها می‌گردند و در مفاصل، ثبات ایجاد می‌کنند.[۱]

تراکنیگ غیرطبیعی پاتلا، یکی از عوامل پیدایش دردهای قدام زانو است. سندرم درد پاتلوفمورال یک عارضه چند علتی است که عوامل زیر می‌توانند مستعد کننده آن باشند:

I) کارشناس ارشد فیزیوتراپی.
II) استادیار فیزیوتراپی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران(*مؤلف مسؤول).
III) دانشیار فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی ـ درمانی ایران، تهران، ایران.

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-11-17]

۱- تغییر غیرطبیعی در بیومکانیک مفصل نظیر افزایش زاویه Q و آنتی ورژن سرفمور.

۲- سفتی بافتهای نرم اطراف زانو نظیر ریتناکولوم خارجی و ایلیوتیبیال باند.

۳- ایمبالانس عضلانی نظیر عدم هماهنگی در قدرت عضلات واستوس مدیالیس و واستوس لاترالیس.

٤- آموزش نامناسب و عادتهای غلط مثل تغییر نوع کفش.

٥- mal alignment پاتلا نظیر پاتلاوارا یا والگا.[۱]

تمام این عوامل می‌توانند در حین عمل خم شدن زانو باعث عدم تراکنیگ صحیح پاتلا گشته و درد قدام مفصل زانو را پدید آورند. در همین راستا، تقویت قسمتهای مختلف عضله چهار سر ران می‌تواند نقش تعیین کننده‌ای در تراکنیگ پاتلا داشته باشد.[۱] همچنین عضلات همسترینگ، بخصوص دو سر رانی هم به علت اتصالاتی که به کپسول مفصل زانو دارند، می‌توانند نقش موثری در تراکینگ صحیح پاتلا ایفا نمایند.[۲]

یکی از روشهای تقویتی در زنجیره حرکتی بسته، برای اندام تحتانی، حرکت اسکات(Squating) است. در حرکت اسکات، مفاصل ران، زانو و مچ پا درگیر هستند. اسکات، در برنامه‌های تمرین با وزنه، جهت بهبود عملکرد عضلات چهار سررانی، همسترینگ‌ها، سه سر ساق، اداکتورها و ابداکتورهای مفصل ران و عضلات پاراورتبرال و گلوتیال استفاده می‌شود.[۳] در ورزش اسکات به منظور اهداف آموزشی، به فرد گفته می‌شود که در طول دامنه حرکتی به گونه‌ای بنشیند که رانها موازی افق قرار گیرند. ولی اعتقاد بر این است که انجام اسکات در کل دامنهٔ حرکتی کامل، سبب افزایش انعطاف پذیری و بهبود عملکرد می‌شود.[٤]

در این رابطه، اسکامیلا نشان داده که با افزایش زاویه فلکشن زانو، میزان فعالیت عضله چهار سر افزایش می‌یابد و در زوایای بیش‌تر از ۸۰ تا ۹۰ درجه، فعالیت آن ثابت باقی می‌ماند. همچنین فعالیت عضلات واستوس، بیش‌تر از رکتوس فموریس است.[٥] فعالیت عضلات همسترنیگ نیز در فاز بالا آمدن اسکات، بیش‌تر می‌شود و فعالیت عضله دو سر رانی، بیش‌تر از عضلات همسترنیگ داخلی است.[٥]

در رابطه با ایزوله کردن گروه‌های عضلانی خاص برای تقویت قسمتهای ویژه‌ای از عضلات در حین انجام عمل اسکات نیز مسایلی مطرح شده است مبنی بر اینکه در حین انجام ابداکشن یا اداکشن، فشار وارده روی گروه‌های ابداکتور یا اداکتور، بیش‌تر می‌شود که این خود می‌تواند باعث تقویت بیش‌تر هر کدام از این عضلات گردد. در این خصوص پژوهش‌هایی نیز صورت گرفته است که هر کدام نتایج متفاوتی را گزارش کرده‌اند.

مک کاو، مدعی شده است که اگر پاها بیش‌تر از عرض شانه‌ها باز باشند و ساق نسبت به سطح ساجیتال، چرخش خارجی داشته باشد، عضلات ران بهتر فعال می‌شوند.[۳] در عین حال، وی هیچ تفاوتی بین فعالیت EMG(Electromyography) عضلات در رابطه با وضعیت رانها پیدا نکرد. وی همچنین گزارش نمود که نسبت فعالیت عضلات درفاز بالا رو و پایین رو اسکات در وضعیت‌های پا باز(abducted) و پا بسته(adducted) با هم متفاوت است.[۳]

در همین رابطه، سیگنوریل، تفاوتی را در فعالیت EMG عضلات ران در حین اسکات با چرخش داخلی و خارجی ران مشاهده نکرد.[٦]

نینوس، به بررسی EMG عضلات واستوس لاترالیس، واستوس مدیالیس، نیمه‌غشایی، نیمه‌وتری و دو سررانی در حین عمل اسکات در حالت پنجه‌ها نرمال و ۳۰ درجه چرخش خارجی پرداخت و نشان داد که تغییر وضعیت مفصل ران، تأثیری در وضعیت عضلات ندارد.[۷]

دالوین هم نشان داد که اثر بیوفیدبک EMG به همراه تغییر وضعیت ران، تأثیری روی نسبت فعالیت واستوس مدیالیس و واستوس لاترالیس ندارد، ولی با انجام تقویت توسط بیوفیدبک، تنها این نسبت افزایش می‌یابد.[۸]

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-11-17]

علی‌رغم تمام بررسی‌هایی که در مورد میزان فعالیت عضلات مختلف در حین اسکات با وضعیت‌های متفاوت مفصل ران صورت گرفته است، میزان فعالیت عضلات اداکتور ران و تأثیر وضعیت‌های مفصل ران در حین عمل اسکات بر آن، مورد بررسی قرار نگرفته است.

نقش عضلات اداکتور ران به عنوان یکی از مبادی اتصالی الیاف مایل واستوس مدیالیس که می‌تواند در اثر تغییر رابطه طول تنش، در بکارگیری عضله واستوس مدیالیس بخصوص الیاف مایل آن نقش مؤثری داشته باشد، مسأله‌ای است که تعدادی از محققین بدان اشاره کرده‌اند.[۹]

بدین علت و به منظور روشن شدن نقش عضلات اداکتور ران در حین عمل اسکات، مطالعه‌ای ترتیب داده شد تا اولاً، تأثیر وضعیت‌های مختلف مفصل ران بر روی فعالیت این عضلات مشخص گردد، ثانیاً، نسبت فعالیت این عضلات به فعالیت سایر گروه‌های عضلانی مشخص گردد و ثالثاً، چگونگی فعالیت عضلات در طی فازهای بالا رو و پایین رو اسکات معلوم شود.

روش بررسی

این مطالعه از نوع توصیفی ـ تجربی بود که در آن، برای انجام آزمایشات، ۲۰ زن سالم غیرورزشکار در طرح شرکت کردند. دامنهٔ سنی آزمودنی‌ها بین ۲۰ تا ۳۵ سال با میانگین ۲۳/٤ سال و انحراف معیار ۳± سال بود.

برای مشخص شدن عدم وجود هر گونه عارضهٔ ماسکولواسکلتال، افراد ابتدا مورد معاینات بالینی قرار گرفتند و در این رابطه، برای هر کدام از آنان پرسشنامه‌ای تکمیل گردید. در صورت وجود علایمی دال بر هر گونه مشکل، افراد از مطالعه خارج می‌شدند.

برای ثبت سیگنال EMG عضلات، از دستگاه تقویت کننده Toennis مدل neuroscreen plus که دارای بورد A/D دوازده بیتی بود، استفاده گردید.

برای حذف نویز فیلترهای بالا گذر و پایین‌گذر، دستگاه روی ۲۰ هرتز و ۲ کیلو هرتز تنظیم شد. همچنین برای حذف فرکانس برق شهر، از فیلتر میان‌نگذر ۵۰ هرتز استفاده گردید.

به منظور اجتناب از خطای نمونه‌برداری، فرکانس نمونه برداری، ۱۰۲٤ هرتز انتخاب گردید.

عضلات مورد بررسی در این آزمایش عبارت بودند از: واستوس مدیالیس، واستوس لاترالیس، اداکتورمگنوس و بای‌سپس فموریس.

پس از حضور آزمودنی‌ها در آزمایشگاه، قد و وزن افراد اندازه‌گیری شد. میزان وزنه‌ای که فرد می‌بایست در حین عمل اسکات بلند کند، ۱۵٪ وزن افراد بود. علت انتخاب این مقدار وزنه، این بود که بدون ایجاد خستگی یا آسیبی به فرد، سطحی از مقاومت جهت عمل اسکات پدید آید.[۷]

عرض شانه افراد به وسیله اندازه‌گیری فاصله قدامی بین لبه خارجی اکرومیون چپ تا راست توسط یک متر نواری تعیین گردید. به کمک کالیپر، میزان چربی زیرپوست در نواحی ران، سوپراایلیوم و تری‌سپس اندازه‌گیری شد و میزان چربی کل بدن آنها، بر طبق جدول Astrand محاسبه شد.[۱۰] در صورتی که میزان چربی افراد، بیش‌تر از ۲٤٪ بود، جزء افراد چاق محسوب شده و از مطالعه کنار گذاشته می‌شدند، زیرا وجود بافت چربی زیرپوستی میزان اخذ و دریافت سیگنال EMG را کاهش می‌دهد. الکترودهای مورد استفاده از نوع الکترودهای چسبنده یکبار مصرف با قطر یک سانتی‌متر از جنس ژل نقره ـ کلرید نقره بودند. اتصال الکترودها بر روی عضلات، به گونه‌ای بود که فاصله مرکز به مرکز دو الکترود، ۲ سانتی‌متر بود. برای تعیین محل الکترودها از روش ارایه شده توسط باسماجیان، بر اساس راستای فیبرهای عضلانی، استفاده گردید.[۱۱و ۱۲]

در ابتدا، پس از اندازه‌گیری‌های مورد نظر، توضیحات لازم در خصوص نحوه انجام حرکت به فرد داده می‌شد و از او خواسته می‌شد که حرکت را ابتدا بدون وزنه، چند بار تکرار نماید تا روش صحیح انجام عمل اسکات را فرا بگیرد. همچنین به فرد تذکر داده می‌شد تا در حین انجام

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-11-17]

حرکت، با سرعت عادی عمل اسکات را انجام دهد و به وسیله یک مترونوم، سرعت انجام حرکت تعیین می‌گردید تا در حین انجام حرکات در دفعات مکرر، سرعت انجام حرکت، ثابت باقی بماند و حرکت را با سرعت ثابتی انجام دهد.

در تمام افراد، ثبت سیگنال EMG از اندام تحتانی غالب صورت گرفت. پس از نصب الکترودها، فرد بدون کفش در حالت ایستاده قرار می‌گرفت. در این حالت پاها در وضعیت عادی قرار داشتند و فاصله آنها از هم به اندازه عرض شانه بود. سپس هالتری که مجموع وزن میله و وزنه‌های آن، ۱۵٪ وزن فرد بود، توسط دو نفر بر روی شانه‌های آزمودنی قرار می‌گرفت. در این حالت از وی خواسته می‌شد عمل اسکات را تا جایی انجام دهد که رانها موازی افق شوند.

در مرحله بعد، پس از ۵ دقیقه استراحت، آزمایش مجدداً در حالت ابداکشن و چرخش خارجی مفصل ران تکرار می‌شد. میزان ابداکشن ران به حدی بود که فاصله پاها از هم، ۲۵٪ بیش‌تر از عرض شانه افراد بود[۳] و برای چرخش خارجی، زوایه پاها با خط ساجیتال ۳۰ درجه به سمت خارج قرار می‌گرفت.[۶و ۷]

پس از ۵ دقیقه استراحت، مجدداً انجام عمل اسکات با اداکشن و روتاسیون داخلی مفصل ران همراه می‌شد. در این حالت فاصلهٔ پاها از هم، ۲۵٪ کمتر از عرض شانه فرد بود[۳] و پاها نسبت به خط ساجیتال، ۳۰ درجه به سمت داخل قرار داشتند.[۶و ۷]

طبق بررسی‌های مقدماتی بعمل آمده، زمان انجام حرکت اسکات با سرعت عادی، حدود ۵ ثانیه بود ولی برای از دست ندادن هر گونه سیگنال، یک ثانیه قبل از شروع حرکت و یک ثانیه پس از خاتمه حرکت نیز، سیگنال عضلات ثبت گردید؛ لذا کل زمان ثبت سیگنال ۷ ثانیه در نظر گرفته شد.

همچنین به منظور تعیین زمان شروع و خاتمه عمل اسکات و نیز جدا کردن دو فاز پایین‌رو و بالارو از هم، از تصویربرداری در حین انجام اسکات استفاده شد. بدین منظور یک دوربین هندی‌کم روی یک پایه با فاصلهٔ ۱ متر از آزمایش شونده و در ارتفاع سطح لگن افراد قرار می‌گرفت. فرکانس تصویربرداری دوربین، ۲۵ هرتز بود؛ به عبارت دیگر در فیلم تهیه شده، تصاویری با فریم ۴۰ میلی ثانیه‌ای وجود داشتند.

از آنجایی که فرکانس نمونه‌برداری، ۱۰۲۴ هرتز بود؛ لذا به ازای هر فریم تصویری، ۵۰ داده ثبت شده در EMG وجود داشت. به عبارت دیگر هر ۵۰ داده EMG، بیانگر یک فریم تصویری بود. از این طریق می‌شد زمان‌های مورد نیاز را روی سیگنال EMG مشخص نمود.

پس از اخذ سیگنال‌ها،عمل نرمالیزاسیون انجام می‌شد و میانگین قدر مطلق آنها (Integrated absolute value=IAV) توسط برنامه‌ای در بسته نرم افزاری MATLAB محاسبه می‌شد. روش انجام محاسبات بدین صورت بود که هر ثانیه به ۴ پنجره زمانی ۲۵۰ میلی ثانیه‌ای تقسیم شد و متوسط IAVها برای هر عضله در هر ثانیه محاسبه گشت. با متمایز کردن دو فاز حرکت از یکدیگر، IAV عضلات در حین فاز بالارو و پایین رو در هر یک از تمرینات به طور مجزا مشخص گردید. نتیجه این محاسبه پارامتر، شاخص فعالیت عضله قلمداد گردید و در آزمون‌های آماری، مورد بررسی قرار گرفت.

جهت اطمینان از صحت سیگنال EMG، منحنی FFT (Fast fourier transform) مربوط به هر کدام از سیگنال‌های اخذ شده نیز مورد بررسی قرار گرفت و در صورت صحت سیگنال، نتایج حاصل از آن در آزمون‌های آماری گنجانده شد. نتایج حاصل از IAV سیگنال EMG عضلات مورد ثبت، توسط نرم افزار SPSS مورد بررسی‌های آماری قرار گرفت. جهت انطباق داده‌ها با توزیع نرمال، ابتدا آزمون کولموگروف ـ اسمیرنف روی داده‌ها انجام شد. نتایج نشان دادند که کلیه متغیرها دارای توزیع نرمال می‌باشند.

بنابراین جهت مقایسه فعالیت عضلات در سه وضعیت اندام تحتانی در حین اسکات، از آزمون آنالیز واریانس (اندازه‌گیری مکرر) استفاده گردید.

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-11-17]

یافته‌ها

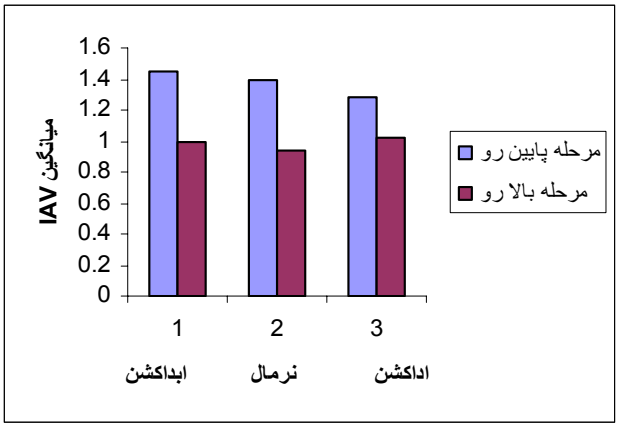
نتایج حاصل از تجزیه و تحلیل آماری نشان داد که با تغییر وضعیت رانها در حین عمل اسکات، تغییر معنی‌داری در میزان فعالیت هیچ کدام از چهار عضله مورد بررسی پدید نیامد(جدول شماره ۱).

جدول شماره ۱- میانگین IAV عضلات واستوس مدیالیس، واستوس لاترالیس، اداکتور مگنوس و دو سر رانی در حالات ابداکشن نرمال و اداکشن

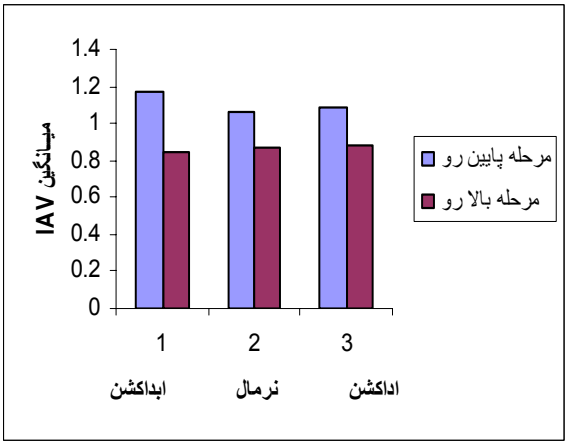
	ابداکشن	نرمال	اداکشن
واستوس مدیالیس	۰/۹۹۸	۰/۹٤۳	۰/۹٥٤
واستوس لاترالیس	۱/۲۱٥	۱/۱۳۳	۱/۱۲٥
اداکتور مگنوس	۰/۳۷۳	۰/۳٦۲	۰/٤۱۳
دو سر رانی	۰/٥۳۹	۰/٥۲۱	۰/٤۹٥

بعلاوه اختلاف معنی‌داری بین فازهای پایین‌رو و بالارو در وضعیت‌های مختلف انجام عمل اسکات، در عضلات مورد بررسی وجود نداشت.

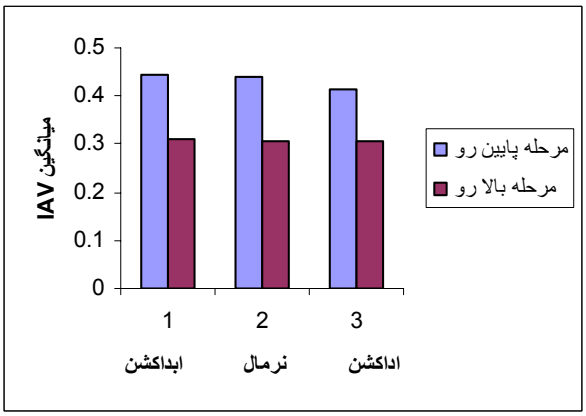
در عین حال، علی‌رغم عدم وجود اختلاف معنی‌دار آماری، عضلات در وضعیت ابداکشن، فعالیت بیش‌تری را نسبت به سایر حالات از خود نشان دادند. همچنین فعالیت الکتریکی هر چهار عضله در فاز پایین‌رو، بیش‌تر از فاز بالارو بود(نمودارهای شماره ٤-۱).



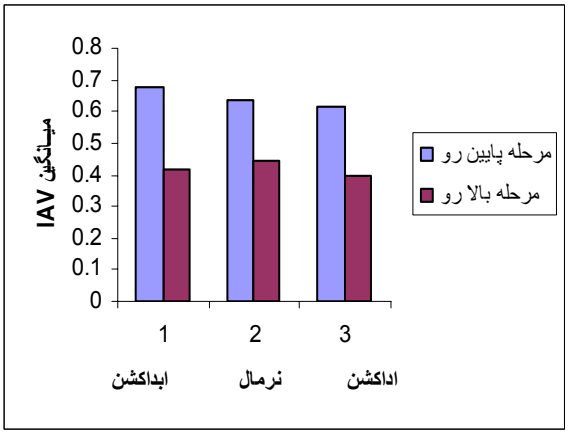
نمودار شماره ۱- مقایسه میانگین IAV عضله واستوس لاترالیس در فازهای بالارو و پایین‌رو در حالات ابداکشن، نرمال و اداکشن



نمودار شماره ۲- مقایسه میانگین IAV عضله واستوس مدیالیس در فازهای بالارو و پایین‌رو در حالات ابداکشن، نرمال و اداکشن



نمودار شماره ۳- مقایسه میانگین IAV عضله اداکتور مگنوس در فازهای بالارو و پایین‌رو در حالات ابداکشن، نرمال و اداکشن



نمودار شماره ۴- مقایسه میانگین IAV عضله دوسر رانی در فازهای بالارو و پایین‌رو در حالات ابداکشن، نرمال و اداکشن

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-11-17]

بحث

تمرین اسکات دینامیک یکی از عمده‌ترین برنامه‌های آموزشی در ورزش‌هایی است که نیازمند سطح بالایی از قدرت و توان است. از آنجایی که اسکات دینامیک جزء تمرینات زنجیره حرکتی بسته نیز می‌باشد، از آن در برنامه‌های توانبخشی زانو نیز استفاده می‌شود.

در راستای استفاده از گروه‌های مختلف عضلانی در حین اسکات، به نظر می‌رسد که جهت تسهیل کنترل دامنه‌های حرکتی در چندین جهت، کل عضلات درگیر در این حرکت، توسط سیستم اعصاب مرکزی با هم و به عنوان یک واحد عملکردی فراخوانده می‌شوند. به عبارت دیگر سیستم عصبی مرکزی، تمام عضلات درگیر در انجام حرکت اسکات را با هم فعال می‌نماید؛ زیرا در انجام یک مهارت، عضلات به صورت مجزا کنترل نمی‌شوند بلکه به صورت دستجات عملکردی و با هم منقبض می‌گردند که به این دستجات، سینرژی گفته می‌شود. بنابراین اصطلاح سینرژی‌ها، به مفهوم عملکرد منسجم یک گروه از عضلات است. مشخص گردیده که پاسخ عضلات پوسچرال و سینرژی‌ها به تغییر حالت، یک پاسخ ثابت و غیرقابل تغییر نیست، بلکه بر اساس تجارب قبلی و نوع تغییر حالت، این پاسخ می‌تواند عوض شود؛ به عبارت دیگر، عضلات درگیر در یک سینرژی به شکل قابل انعطافی تغییر می‌کنند.[۱۳]

هنـری و همکـاران، نشان داده‌انـد که تغییر جهت حرکت، بر روی زمان تأخیر عضلات Tensor facia late، Rectus Abdominis و Erector spinae اثـر دارد، ولی زمان تأخیـر عضـلات اداکتور، Vastus medialis، Peroneus longus، Semimembraneus و Soleus تغییر معنی‌داری پیدا نکرده است؛ یعنی این عضلات از نظر الگوهای زمانی و مکانی، ثابت عمل می‌کنند و در زمانهای مختلف، پاسخ‌های یکسانی دارند. آنان نتیجه گرفتند که عضلاتی که به عنوان ثبات دهنده‌های مفصل عمل می‌کنند، نسبت به تغییر سطح و اغتشاش، پاسخ یکسانی دارند.[۱۳] از آنجایی که عضله واستوس مدیالیس ابلیک به عقیده تعداد زیادی از محققین، ثبات دهندهٔ دینامیک داخلی مفصل پاتلوفمورال است، به نظر می‌رسد که سطح فعالیت این عضله مستقل از جهت و محل اعمال اغتشاش باشد؛ به عبارت دیگر تغییر نوع حرکت، در میزان فعالیت آن، اثری ندارد.

صالحی نیز، در تحقیق خود نشان داد که نسبت فعالیت واستوس مدیالیس به واستوس لاترالیس در افراد سالم، به جهت و محل اغتشاش و نوع انجام مهارت، بستگی ندارد.[۱۴] Hung و Gross نیز، نشان داده بودند که تغییر وضعیت پاها و ایجاد چرخش در پا در حین اسکات، اثری بر فعالیت واستوس مدیالیس ندارد.[۱۵] در حالی که Signorile و همکارانش، گزارش کردند که در زنجیره حرکتی باز و در ۱۰ درجه فلکشن زانو، با انجام چرخش داخلی، فعالیت این عضله زیاد می‌شود.[۱۶]

تحقیقات زیادی مؤید این مطلب هستند که در زنجیره حرکتی بسته، تغییر وضعیت اندام تحتانی، تغییری در فعالیت واستوس مدیالیس پدید نمی‌آورد که عمدتاً می‌توان آن را به دلیل ثبات دهندگی و تک مفصلی بودن عضله نسبت داد.[۳، ۷و ۱۶-۱۸]

ولی از آنجایی که تعدادی از الیاف واستوس مدیالیس از عضلات اداکتور منشاء می‌گیرند، احتمالاً تحت کشش قراردادن عضلات اداکتور باید نقشی در تغییر طول واستوس مدیالیس داشته باشد. در این مطالعه اگر چه افزایش فعالیت واستوس مدیالیس در حالت ابداکشن رانها معنی‌دار نبود ولی شاید بتوان استدلال کرد که افزایش طول عضله که ناشی از تغییر طول عضلات اداکتور است، سبب افزایش کارآیی این عضله و افزایش فعالیت آن شده است. چون حداکثر تنشن عضله در ۱۲۵٪ طول استراحت آن است.[۱۹]

از آنجایـی کـه طول عضله در این تحقیق کم نشده است، شاید بتوان ادعا نمود که با یک ارزیابی دقیق‌تر، با افزایش میزان ابداکشن و چرخش خارجی ران، می‌توان عضله را به یک طول مناسب جهت افزایش تنشن رساند. در این جهت، انجام مطالعات تکمیلی و دقیق‌تر، ضروری به نظر می‌رسد.

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-11-17]

با توجه به نتایج بدست آمده، اگر چه فعالیت اداکتور مگنوس در ابداکشن، بیش‌تر از سایر حالات بود، ولی از نظر آماری، اختلاف معنی‌داری بین وضعیت‌های مختلف مشاهده نشد. در این رابطه، گزارشی مبنی بر بررسی فعالیت عضله اداکتور مگنوس توسط نویسندگان یافت نشد، ولی در بررسی‌های مشابهی، Mc Cow، رابطهٔ فعالیت الکتریکی اداکتورلانگوس را با تغییر عرض پا بررسی کرد که نتایج آن با نتایج این پژوهش همسو بود.[۳] بعلاوه، Tesch با استفاده از MRI(Magnetic resonance imaging) به ارزیابی فعالیت عضلات در حین اسکات پرداخت و گزارش کرد که با افزایش فاصله پاها از هم، فعالیت عضلات اداکتور افزایش می‌یابد.[۲۰]

در مطالعاتی که توسط Earl و همکاران[۲۱] و سپس به وسیله Coqueiro و همکاران[۲۲] صورت گرفت، نشان داده شد که عمل اسکات اگر همراه با اداکشن ایزومتریک باشد، میزان فعالیت واستوس مدیالیس و واستوس لاترالیس به طور معنی‌داری افزایش پیدا می‌کند و بدون اداکشن ایزومتریک، میزان انقباض بسیار کمتر است. بعلاوه Carerisano و همکارانش[۲۳] نشان دادند که در انجام اسکات با عمقهای مختلف هم، هیچ تفاوت معنی‌داری میان فعالیت عضلات دوسررانی، واستوس مدیالیس و واستوس لاترالیس وجود ندارد. همان گونه که مشاهده می‌شود، نتایج این تحقیقات موید یافته‌های مطالعه حاضر می‌باشند. در واقع با توجه یافته های این محققین و این مطالعه، می‌توان ادعا کرد که فعالیت عضلات واستوس مدیالیس و واستوس لاترالیس تنها در صورتی افزایش می‌یابد که اداکشن ایزومتریک با اسکات همراه شود. در حرکت اسکات به علت ماهیت حرکت، هیچ گونه اداکشن خالصی در مفصل هیپ پدید نمی‌آید؛ در عین حال چون مفصل، در حال تغییر وضعیت است، نمی‌توان ادعا نمود که نیروی ایزومتریک اداکتوری پدید آمده است، ولی در عین حال اندکی افزایش فعالیت اداکتوری وجود دارد که می‌توان گفت به اندازه ای نیست که بتواند سبب بیش‌تر شدن فعالیت عضلات واستوس مدیالیس و واستوس لاترالیس شود.

در این تحقیق اگر چه افزایش فعالیت عضله اداکتورمگنوس از لحاظ آماری معنی‌دار نبوده است، ولی نکته‌ای که باید بدان اشاره شود، این است که فعالیت عضلات اداکتور در فاز پایین رو جهت جلوگیری از ابداکشن بیش از حد و در فاز بالارو جهت بدست آوردن اداکشن در پاها، بیش‌تر از سایر حالات است. به عبارتی، زمانی که اندام تحتانی در ابداکشن قرار می‌گیرد، جاذبه تمایل دارد که در فاز پایین رو، پاها را به ابداکشن بیش‌تری ببرد، از این رو عضلات اداکتور جهت مقابله با ابدکشن بیش از حد، مجبور به افزایش فعالیت هستند. از طرفی دیگر، در فاز بالارو، جهت برگشتن به حالت اولیه، عضلات اداکتور باید فعالیت بیش‌تری از خود نشان دهند. در وزنه بردارانی که اسکات را با ابداکشن پاها انجام می‌دهند، در عضلات داخل ران احساس سوزش گزارش شده است، که این را می‌توان به افزایش فعالیت اداکتورها نسبت داد.[۳]

از آنجایی که عضله واستوس لاترالیس، یک عضله تک مفصلی است و با توجه به خط کشش آن، می‌توان گفت که این عضله یک ثبات دهنده دینامیک خارجی است؛ لذا نتایج بدست آمده در مورد این عضله، مبنی بر عدم وجود اختلاف معنی‌دار بین فعالیت عضله در وضعیت‌های مختلف مفصل ران را، می‌توان پذیرفت. در این مورد، نتایج مشابهی توسط تعدادی از محققین گزارش شده است.[۳، ۷و ۱۸-۱۶]

در مورد عضله دو سر رانی، مسأله اندکی پیچیده‌تر است. این عضله یک عامل مهم در کنترل چرخش‌های تیبیا است؛ یعنی علاوه بر نقش خم کنندگی زانو، دارای یک نقش ثباتی در مفصل نیز می‌باشد. همچنین این عضله به همراه سایر همسترینگ‌ها، در ایجاد ثبات در لگن و تنه و نیز اکستانسیون مفصل ران در حین عمل اسکات، نقش بسزایی را ایفا می‌نماید. از جانبی دیگر، این عضله دارای دو سر بلند و کوتاه است که سرکوتاه آن، تک مفصلی و سر بلند آن، دو مفصلی است. در این تحقیق با قراردادن الکترود سطحی روی بالک عضله، در واقع به طور همزمان از فعالیت هر دو

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-11-17]

سر عضلـــه، ثبـــت بعمل آمد و تفکیکی میان فعالیت سر بلند و سر کوتاه عضله صورت نگرفت. از آنجایی که در حین عمل اسکات، این عضله Concurrent shift انجام می‌دهد یعنـــی از انتهـــای پایینـــی، انقباض اکسنتریک انجام داده و از سر بلند، انقباض کانسنتریک دارد؛ لذا به نظر می‌رسد انتهای پایینی عضله بـــه همـــراه ســـر کوتاه عضله، بیش‌تر به عنوان ثبات دهنده مفصل زانو عمـــل کرده و انقباض عضله چهار سر را کنترل می‌نماید و ایـــن ســـر دراز است که انقباض دینامیک داشته و لگن را به روتاسیون خلفی می‌برد. بنابراین احتمالاً اگر ثبت، به طور مجزا از سرهای دوگانه این عضله انجام می‌گرفت، نتایج متفاوتـــی از آنچه در این تحقیق بدست آمد، حاصل می‌شد. چنین ثبتی به وسیله الکترودهای سطحی، بسیار مشکل است و نیاز به استفاده از الکترودهای کینزیولوژیک دارد که متأسفانه به علـــت مشکـــلات موجود در این پژوهش از آنها استفاده نشد.

عدم وجود پاسخ معنی‌دار بین فعالیت عضله دو سر رانی در حالت‌های مختلف مفصل ران، شاید به این علت باشد که در این آزمایش، ثبت در وضعیتی و از قسمتی از عضله بعمل آمده است که عمل ثبات دهندگی زانو را انجام می‌داده است. این عضله نقش بسزایی در کنترل واروس و والگوس زانو ایفا می‌نماید و در حالت ابداکشن و اداکشن ران، زانوها تمایل به والگوس و واروس پیدا می‌کنند که می‌تواند نقش ثبات دهندگی عضله را بارزتر کند.

مسأله دیگری که در رابطه با نتایج حاصل از تمامی عضلات، قابل ذکر می‌باشد این است که در افراد ورزشکار، میزان بار بلند شده توسط فرد، بسیار بیش‌تر از مقدار مورد استفاده در این پژوهش است. به عبارت دیگر یکی از دلایل عدم پدید آمدن اختلاف معنی دار بین فعالیت عضلات در حالات مختلف، شاید این باشد که لود وارد بر عضله به حدی نبوده است که باعث تغییر معنی‌دار فعالیت این عضلات در وضعیت‌های مختلف گردد و شاید اگر میزان وزنه بیش‌تر در نظر گرفته می‌شد، باز هم نتایج متفاوتی حاصل می‌گشت.

نتیجه گیری

با توجه به نتایج بدست آمده از این تحقیق، می‌توان گفت که علی‌رغم پاره‌ای از ادعاها که بیش‌تر جنبه نظری داشته و بر پایه پیش فرض‌های کینزیولوژیک مطرح می‌شوند، تغییر وضعیت مفصل ران، از لحاظ آماری، تاثیر معنی‌داری بر میزان فعالیت این چهار عضله درگیر در عمل اسکات با بار کم خارجی ندارد؛ لذا در تقویت عضلات اندام تحتانی به منظور اهداف توانبخشی، وضعیت قرارگیری مفصل ران در حین عمل اسکات، دارای اهمیت چندانی نبوده و می‌توان از آن صرف نظر نمود. در ضمن برای بررسی تاثیر بار زیاد بر فعالیت عضلات در وضعیت‌های مختلف مفصل ران که در ورزشکاران می‌تواند مورد استفاده قرار گیرد، نیاز به پژوهشی جداگانه با نمونه‌هایی مجزا احساس می‌شود.

فهرست منابع

1- Zachazewski JE, Magee DJ. Athletic injuries and rehabilitation. 1st ed. Philadelphia: WB Saunders Company; 1996. p. 624-725.

2- Sheehy P, Burdett RG, Irrgang JJ, Vanswearingen J. An electromyographic study of vastus medialis oblique and vastus lateralis activity while ascending and descending steps. J orthop sport physical ther 1998; 27(6): 433-9.

3- Mc Caw ST, Melrose DR. Stance width and bar load effects on leg muscle activity during the paralle squat. Med Sci in sport exerc 1999; 31(3): 428-36.

4- Salem GJ, Powers CM. Patellofemoral kinematics during squating in Collegiate women athletes. Clin Biomech 2001; 16: 424-30.

5- Escamilla RF, Fleisig GS, Zheng N, Barrentine SW, Wilk KE, Andrews JR. Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. Med sci sport exerc 1998 Apr; 30(4): 556-69.

6- Signorile JF, Caruso JF, Robertson B. Effect of foot position on the electromyographic activity of the superficial quadriceps muscle during the parallel squat and knee extension. J Strength Conditi res 1995; 9: 182-7.

7- Ninos JC, Irrgng JJ, Weiss JR. Electromyograhic analysis of the squat performed in self selected lower extrimity neutral rotation and 30 degree of lower extrimity turn-out from the self selected neutral position. J Orthop sport phys ther 1997; 25(5): 307-15.

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-11-17]

8- Dalvin CD, Holcomb WR, Guandagnoli MA, Worell TW. The effect of hip position and electromyographic biofeedback training on the vastus medialis oblique, Vastus lateralis ratio. J Athletic training 1999; 34(4): 342-9.

9- Powersd CM. Rehabilitation of the patellofemoral joint disorders: A critical review. J orthop sport phys ther 1998; 28(5): 345-54.

10- Pollock ML, Wilmor JH. Exercise in health and disease. 1th ed. Philadelphia: WB Saunders Company; 1990. p. 335-7

11- Basmajian JV, Deluca C. Muscle alive: their function revealed by electromyography. 5th ed. Baltimore: Williams & Wilkins Company; 1985. p. 324-34.

12- Basmajan JV. Biofeedback electrode placement in electromyography feedback. 1th ed. Baltimore: Williams & Wilkins Co; 1986. p. 369-81.

13- Henry SM, Fung J, Horak FB. EMG respons to maintain stance during multidirectional surface translations. J Neurophysiol 1998 oct; 80(4): 1939-50.

۱۴- صالحی رضا، بررسی تأثیر taping کشکک بر نسبت فعالیت الکتریکی عضله پهن داخلی در الگوهای حرکتی فعال و واکنشی در بیماران مبتلا به درد پاتلوفمورال، پایان‌نامه کارشناسی ارشد فیزیوتراپی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، دانشکده توانبخشی، ۱۳۸۱.

15- Hung YJ, Gross MT. Effect of foot position on electromyographic activity of the vastus medialis oblique and vastus lateralis during lower extrimity weight bearing activities. J orthop sport phys ther 1999; 29(2): 93-105.

16- Signorile JF, Kascik D, Perry A, William R. The effect of knee and foot position on the electromyographical activity of the superficial quadriceps. J orthop sport phys ther 1995; 22(1): 2-9.

17- Wilk KW, Eskamilla RF, Fleising GS. A comparison of tibiofemoral joint forces and electromyographic during activity open and closed Kinetic chain exercises. The Am J Sport Med 1996; 24(4): 518-27.

18- Eskamilla RF, Fleising GS, Zheng N. Effect of techique variation on knee biomechanics during the squat and leg press. Med Sci sport exer 2001; 33(9): 1552-66.

19- Soderberg GL. Manual of surface electromyography for use in the occupational settings. 1st ed . Cincinnati: Public Health Services, NIOSH publication; 1989. p. 22-9.

20- Tesch PA, Dudley GA. MRI examines the squat. Muscle fitness 1992; 11(6): 85-92.

21- Earl JE, Schmidz RJ, Arnold BL. Activation of VMO and VL during dynamic minisquat exercises with and without isometric hip adduction. J Electromyogr Kinesiol 2001; 11(6): 381-6.

22- Coqueiro KR, Bevilaqua-Grossi D, Berniz F, Soares AB, Candolo C, Monteiro-Pedro V. Analysis on the activation of VMO and VLL muscles during semisquat exercises with and without hip adduction in individuals with patellofemoral pain syndrome. J Electromyogr Kinesiol 2005; 15(6): 596-603.

23- Caterisano A, Moss RF, Pellinger TK, Woodruff K, Levis VC, Booth W, et al. Effect of back squat depth on the EMG activity of superficial hip and thigh muscles. J Strength Condition Res 2002; 16(3): 428-32.

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-11-17]

The Effect of Hip Position on Electromyographic Activity of some Hip and Knee Muscles while Squatting

Z. Reihani, MS [I] ****F. Bahrpeyma, PhD*** [II] ***H. Bagheri, PhD*** [III]

Abstract

Background & Aim: Closed kinetic chain exercises are the most popular methods of lower limb muscles strengthening both in physical therapy and sports. One of these exercises is squatting. Despite the common idea about the activation of many muscular groups during this exercise, there is little research work on the activation pattern of muscles while squatting. In this regard, some researchers propose that there be different activation patterns while squatting in different hip positions. The purpose of this study was to show whether hip position can alter electromyographic(EMG) activity of vastus medialis, vastus lateralis, adductor magnus , and biceps femoris muscles.

Patients & Method: Twenty non-athletic healthy females participated in this experimental descriptive study. They were asked to make parallel squat moves in three different positions namely abduction, adduction, and neutral. While exercising, EMG signals associated with the above-mentioned muscles were recorded and parameters of normalized EMG were analyzed using ANOVA(repeated measure).

Results: The findings showed that there was no significant difference between EMG patterns recorded in different positions of squatting.

Conclusion: It is concluded that in strengthening programs for rehabilitation purposes, hip position has no specific effect on any of different muscles tested in this study and all are strengthened equally.

Key Words: 1) Electromyography 2) Squatting 3) Strengthening

4) Closed Kinetic Chain Exercise

***I*)** *MS in Physical Therapy.*

***II*)** *Assistant Professor of Physical Therapy. Jalal-e-Al-e-Ahmad Highway, Tarbiat Modarres University of Medical Sciences and Health Services. Tehran, Iran.(*Corresponding Author)*

***III*)** *Associate Professor of Physical Therapy. Faculty of Rehabilitation Sciences. Iran University of Medical Sciences and Health Services. Tehran, Iran.*

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-11-17]