DOI: 10.22122/jrrs.v15i5.3477 Published by Vesnu Publications

بیومکانیک و عملکرد عضلات در اجرای تکنیک‌های مختلف اسکوات با رویکرد توان‌بخشی و تمرینی: مرور روایی

مصطفی حاج‌لطفعلیان[1]، محمد هادی هنرور[2]، پرستو شمسه کهن[3]

مقاله مروری

چکیده

مقدمه: امروزه استفاده از تمرینات اسکوات در مراکز توان‌بخشی و بازتوانی به منظور گسترش توان و قدرت عضلات رواج زیادی پیدا کرده است. هدف از انجام پژوهش حاضر، یافتن خلأ و کمبودهای موجود در مطالعات گذشته و ارایه روش‌ها و پیشنهادهایی جهت کاربردی و ایمن‌تر کردن تمرینات اسکوات برای اهداف توان‌بخشی و تمرینی بود.

مواد و روش‌ها: برای انجام این تحقیق، مقالات انگلیسی انتشار یافته در زمینه بیومکانیک اسکوات، در بانک‌های اطلاعاتی PubMed، ScienceDirect و Google Scholar جستجو گردید. در این بررسی که محدود به مطالعات سال‌های ۲۰۰۰ تا ۲۰۲۰ بود، از کلید واژه‌های «Squat، Kinematics، Kinetics، Muscle function، Optimization» و ترکیبی از آن‌ها بر اساس سرعنوان‌های موضوعی پزشکی (Medical Subject Headings یا MeSH) استفاده شد و بررسی نهایی روی بیش از ۳۲ مقاله با ارتباط مستقیم انجام گرفت.

یافته‌ها: حرکت اسکوات با اهدافی مانند پیشگیری از آسیب، ارتقای تکنیک و بهبود عملکرد عضلات، به شکل گسترده‌ای مورد بررسی قرار گرفته است. مهم‌ترین شاخص‌های کینماتیکی، کینتیکی و فعالیت عضلات بررسی شده در تحقیقات به دست آمده، دامنه حرکتی مفاصل، بیشینه گشتاور مفاصل به ویژه زانو و فعالیت الکتریکی عضلات چهار سران و همسترینگ بود. در مقابل، بهینه‌سازی الگوی حرکت در روش‌های مختلف اسکوات انجام نشده است و با وجود بررسی عملکرد عضلات در مطالعات متعدد، اطلاعات کافی از عملکرد عضلات عمقی درگیر وجود نداشت.

نتیجه‌گیری: انجام اسکوات با هالتر از عقب با عرض پای مساوی یا بزرگ‌تر از عرض شانه، با موقعیت طبیعی پا و امکان حرکت رو به جلو و آزادانه برای زانو و انجام اسکوات با عمق کامل به شرطی که قوس‌های کمر حفظ شود، روش مناسبی برای اجرای این حرکت است. ضمن این که استفاده از مدل‌های اسکلتی-عضلانی به منظور بهینه‌سازی الگوی حرکت و آگاهی از عملکرد عضلات عمقی، می‌تواند در جهت یافتن استانداردهای طلایی و کاربردی‌تر کردن حرکت اسکوات برای اهداف بالینی و توان‌بخشی مفید باشد.

کلید واژه‌ها: عضله؛ عملکرد؛ بیومکانیک؛ توان‌بخشی

ارجاع: حاج‌لطفعلیان مصطفی، هادی هنرور محمد، شمسه کهن پرستو. **بیومکانیک و عملکرد عضلات در اجرای تکنیک‌های مختلف اسکوات با رویکرد توان‌بخشی و تمرینی: مرور روایی.** پژوهش در علوم توانبخشی ۱۳۹۸؛ ۱۵ (۵): ۳۰۴-۲۹۴.

تاریخ دریافت: ۱۳۹۸/۷/۴ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۸/۸/۱۶ تاریخ چاپ: ۱۳۹۸/۹/۱۵

مقدمه

اسکوات یکی از عمومی‌ترین حرکات برای تقویت عضلات پایین تنه و کمر است که با گسترش توان و قدرت عضلات، به اجرای بهتر مهارت‌های اساسی در رویدادهای ورزشی و انجام فعالیت‌های روزمره کمک می‌کند (۱). امروزه در مراکز درمانی استفاده از این حرکت جهت ترمیم بافت‌های آسیب‌دیده رواج بیشتری یافته است و به عنوان بخشی از درمان مشکلاتی مانند ضایعات لیگامنتی (۲)، تاندینوپاتی کشکک (۴، ۳)، بی‌ثباتی مچ پا (۵) و پس از اعمال جراحی بازسازی رباط متقاطع قدامی (Anterior cruciate ligament یا ACL) (۶) کاربرد دارد. همچنین، حرکت برخاستن از وضعیت نشسته، به کرات در طول روز تکرار می‌شود و پیش‌نیاز مهمی برای کسب توانایی‌های عملکردی است (۷). از نظر بالینی، این حرکت تکلیفی حیاتی در افراد مبتلا به اختلالات حرکتی مانند پارکینسون (۸)، پاراپلژی (۹)، همی‌پلژی (۱۰) و فلج مغزی (۷) می‌باشد. علاوه بر این، اسکوات اولین حرکت از مجموع سه حرکت لیفت در رشته ورزشی پاورلیفتینگ است و در تست‌های سنجش قدرت عضلات پایین تنه با حداکثر

۱- دکتری تخصصی، هسته علمی سامانه‌های پشتیبان در توسعه سلامت، دانشگاه یزد، یزد، ایران
۲- استادیار، گروه مهندسی مکانیک، دانشکده فنی و مهندسی و هسته علمی سامانه‌های پشتیبان در توسعه سلامت، دانشگاه یزد، یزد، ایران
۳- استادیار، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد اصفهان (خوراسگان)، اصفهان، ایران
نویسنده مسؤول: پرستو شمسه‌کهن؛ استادیار، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد اصفهان (خوراسگان)، اصفهان، ایران
Email: parastooshams@yahoo.com

توان کاربرد دارد. یک حرکت اسکوات استاندارد از حالت نزدیک با اکستنشن کامل مفاصل ران و زانو آغاز می‌شود و فرد باید آن‌قدر به سمت پایین حرکت کند تا استخوان ران به موازات زمین قرار گیرد. سپس در ادامه حرکت به موقعیت اولیه خود بازگردد (۱۱).

در اجرای حرکت اسکوات با اهداف تمرینی و توان‌بخشی، نوع وسیله به کار گرفته شده (هالتر، دمبل، دستگاه اسمیت)، محل اعمال بار بر روی بدن (سینه، پشت، پهلو)، شدت بار و نحوه قرارگیری اندام‌های بدن (عرض پا، عمق اسکوات، زاویه پا، ارتفاع پاشنه)، روش‌های انجام این حرکت را بسیار متنوع کرده است (۱۲). بنابراین، بسته به نوع اجرا، می‌توان میزان درگیری عضلات و گشتاور ایجاد شده در مفاصل را در جریان حرکت تغییر داد و هم‌زمان با تقویت عضلات مورد نظر، احتمال بروز آسیب را به حداقل رساند (۱). اگرچه به نظر می‌رسد که امکان بروز آسیب در این حرکت چندان قابل توجه نباشد، اما استفاده از تکنیک‌های غلط در اجرای آن به ویژه در زمان حمل بارهای سنگین، می‌تواند نیروها و گشتاورهای نامتعارفی را به بدن فرد وارد کند و خطر آسیب را افزایش دهد (۱۳). لازم به ذکر است که تاکنون تلاش‌هایی مبنی بر بهینه‌سازی حرکت اسکوات به منظور ایمن‌تر کردن و افزایش بازدهی آن صورت گرفته است (۱۴) تا دو هدف عمده و اصلی دانش بیومکانیک (بهبود تکنیک و پیشگیری از بروز آسیب) را محقق کند.

از آن‌جایی که شناخت پروتکل‌های تمرینی ایمن و مؤثر جهت توان‌بخشی و جلوگیری از بروز آسیب، اهمیت ویژه‌ای برای درمانگر و مربی دارد و با توجه به این که روش‌های اجرای حرکت اسکوات بسیار متنوع است (۱۲)، تلاش گردید تا با مرور اطلاعات موجود در زمینه بیومکانیک و عملکرد عضلات دخیل در روش‌های مختلف اجرای حرکت اسکوات، مشخص شود در بررسی اسکوات با رویکرد توان‌بخشی (Rehabilitative) و تمرینی (Training)، چه شاخص‌هایی از اهمیت بیشتری برخوردار است و چه شاخص‌های مهمی کمتر مورد توجه قرار گرفته است. بر اساس نتایج پژوهش حاضر، می‌توان کمبودهای موجود در مطالعات گذشته را شناسایی نمود و پیشنهادهایی جهت تحقیقات آینده و نیز اجرای کاربردی‌تر و ایمن‌تر این حرکت برای اهداف توان‌بخشی و تمرینی ارایه داد.

مواد و روش‌ها

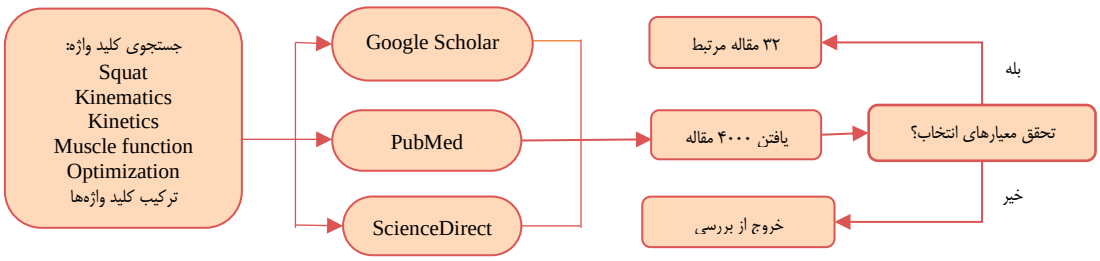
برای انجام این پژوهش، مقالات چاپ شده در زمینه بیومکانیک حرکت اسکوات، در بانک‌های اطلاعاتی PubMed و ScienceDirect جستجو شد. همچنین، از موتور جستجوی Google Scholar استفاده گردید. در این جستجو که محدود به مطالعات سال‌های ۲۰۰۰ تا ۲۰۲۰ بود، از کلید واژه‌های اسکوات (Squat)، کینماتیک (Kinematics)، کینتیک (Kinetics)، عملکرد عضلات (Muscle Function)، بهینه‌سازی (Optimization) و ترکیبی از آن‌ها بر اساس واژگان کلیدی Medical Subject Headings (MeSH) استفاده گردید.

معیار ورود مقالات به مطالعه شامل مقالات معتبر نمایه شده در بانک‌های اطلاعاتی مذکور بود که بیومکانیک اسکوات را برای رسیدن به اهداف تمرینی و توان‌بخشی مورد بررسی قرار داده بودند. در تحقیق حاضر تلاش شد تا مباحثی که در پژوهش‌های پیشین تأکید زیادی روی آن‌ها بوده است، مرور گردد و از تکرار مباحثی که در مطالعات مروری گذشته بررسی شده است و رابطه زیادی نیز با هدف تحقیق حاضر نداشت، اجتناب شود (شکل ۱). هدف، بازیابی کلیه پژوهش‌ها به جزء مطالعات کیفی و مرور روایی بود. منابع مورد استفاده در تمام تحقیقات و پژوهش‌های کیفی و مرور نظام‌مند با روش Cross-reference بررسی گردید.

یافته‌ها

در نتیجه جستجو بر اساس استراتژی‌های مطالعه، نزدیک به ۴ هزار مقاله در پایگاه‌های ذکر شده یافت گردید که با توجه به عنوان و چکیده مقالات و با در نظر گرفتن معیارهای ورود و خروج، بعد از کنار گذاشتن مقالات تکراری و غیر مرتبط، نزدیک به ۵۰ مقاله برای بررسی متن کامل انتخاب شد. در نهایت، نتایج ۳۲ مقاله هم‌راستا با هدف تحقیق بود. بر اساس این گروه از پژوهش‌ها، مشخص می‌شود افراد در طی فرایندهای تمرینی و با تمرین درمانی در طی فرایندهای توان‌بخشی و یا به دنبال مداخلات درمانی، تا چه میزان می‌توانند به ویژگی‌های ظاهری و عملکردی حرکت، مشابه آنچه افراد سالم اجرا می‌کنند، دست یابند.

مطالعات یافت شده در سه حیطه کلی مورد بررسی و مرور قرار گرفت. بیومکانیک اسکوات که شامل تحقیقاتی بود که در آن‌ها شاخص‌های کینماتیکی و کینتیکی اسکوات بررسی گردید. در مجموع، ۲۰ مقاله در این حیطه مورد بررسی قرار گرفت که ۴ مورد آن در رابطه با کینماتیک و ۱۶ مورد در ارتباط با کینتیک اسکوات بود. بررسی عملکرد عضلات در تکنیک‌های مختلف اسکوات، حیطه دیگری بود که به منظور استفاده در پروتکل‌های تمرینی و توان‌بخشی مرور گردید. ۱۷ مقاله معتبر نیز در این حیطه مورد بررسی قرار گرفت که ۹ مورد آن با مقالات بررسی شده در کینماتیک و کینتیک اسکوات هم‌پوشانی داشت. علاوه بر این، در رابطه با بهینه‌سازی الگوی حرکتی اسکوات، ۴ مقاله مرتبط یافت شد که مورد بررسی قرار گرفت. اطلاعات کلی پژوهش‌هایی که در نهایت بررسی گردید، در جدول ۱ ارایه شده است.



شکل ۱. شیوه انتخاب مقالات

http://jrrs.mui.ac.ir

جدول ۱. مطالعات بررسی شده در زمینه کینماتیک، کینتیک و عملکرد عضلات در اجرای روش‌های مختلف اسکوات

منابع	حیطه	نوع تکلیف	نتایج
Toutoungi و همکاران (۲)	کینتیک	اسکوات بدون بار خارجی	ایمنی بیشتر تمرینات اسکوات نسبت به تمرینات زنجیره باز
Escamilla و همکاران (۱۲)	کینماتیک و کینتیک	اسکوات و پرس پا	در اسکوات نیروی کمتری به ACL وارد می‌شود و این حرکت برای بازتوانی مناسب‌تر است.
Escamilla و همکاران (۱۱)	کینتیک	اسکوات با عرض‌های مختلف پا	اسکوات با عرض پای متوسط و زیاد، در توان‌بخشی عضلات ران، زانو و مچ تأثیرگذارتر است.
Caterisano و همکاران (۱۵)	کینتیک و عملکرد عضلات	اسکوات از پشت در عمق‌های مختلف	افزایش عمق اسکوات، درگیری اکستنسورهای هیپ را افزایش می‌دهد.
Anderson و Behm (۱۶)	کینتیک و نیروی عضلات	اسکوات با وزنه آزاد و دستگاه اسمیت	وزنه آزاد در مقایسه با دستگاه اسمیت عضلات را بیشتر تقویت می‌کند.
Cotterman و همکاران (۱۷)	کینتیک و نیروی عضلات	اسکوات با وزنه آزاد و دستگاه اسمیت	استفاده از دستگاه اسمیت در مراحل اولیه بازتوانی بهتر از وزنه آزاد است.
Hemmerich و همکاران (۱۸)	کینماتیک	اسکوات بدون بار خارجی	گزارش دامنه حرکتی مفاصل پایین تنه
Gullett و همکاران (۱۹)	کینتیک و نیروی عضلات	اسکوات با هالتر از عقب و جلو	برای اهداف توان‌بخشی، اسکوات با هالتر از جلو مناسب‌تر از روش دیگر است.
Pereira و همکاران (۲۰)	کینتیک و عملکرد عضلات	مقایسه اسکوات با زوایای مختلف چرخش خارجی هیپ	چرخش خارجی هیپ تا ۳۰ درجه می‌تواند درگیری اداکتورهای ران را در حرکت اسکوات بیشتر کند.
McBride و همکاران (۲۱)	کینتیک و عملکرد عضلات	اسکوات معمولی و اسکوات روی صندلی	وجود چرخه کشیدگی- کوتاهی در اسکوات معمولی به تولید نیروی بیشتر در عضلات کمک می‌کند و برای مراحل پیشرفته توان‌بخشی مفید است.
Schoenfeld (۲۲)	کینماتیک و کینتیک	اسکوات بدون بار خارجی	شناسایی حرکات زانو در فازهای مختلف اسکوات در صفحه افقی
Lamontagne و همکاران (۲۳)	کینماتیک	اسکوات کامل بدون بار خارجی	اثرگذاری اسکوات به عنوان تست سنجش عملکرد در دوره بازتوانی
Cotterman و همکاران (۱۷)	کینتیک	اسکوات سنتی و پاورلیفتینگی	روش پاورلیفتینگی کارایی بیشتری در تقویت عضلات ران دارد؛ در حالی که روش سنتی در توان‌بخشی عضلات مچ و ستون فقرات کاراتر است.
Drinkwater و همکاران (۲۴)	کینتیک	اسکوات کامل و Semi	در اسکوات Semi دامنه حرکتی کم مفاصل نمی‌تواند در مراحل پیشرفته توان‌بخشی مناسب باشد.
Lorenzetti و همکاران (۲۵)	کینتیک	اسکوات با و بدون محدودیت حرکت رو به جلوی زانو	برای توان‌بخشی عضله چهار سر ران، از روش زانوی آزاد استفاده شود؛ چرا که بار بیشتری به زانو وارد می‌کند و به کمر کمتر فشار می‌آورد.
Fry و همکاران (۲۶)	کینتیک	اسکوات با و بدون محدودیت حرکت رو به جلوی زانو	برای اهداف توان‌بخشی، مقدار اندک حرکت زانو به سمت جلو لازم است.
Aspe و Swinton (۲۷)	کینتیک و نیروی عضلات	اسکوات با هالتر از عقب و هالتر بالای سر	برای اهداف توان‌بخشی، اسکوات با هالتر از پشت مناسب‌تر از روش دیگر است.
Comfort و همکاران (۱۴)	کینماتیک، کینتیک و عضله	مرور روش‌های مختلف اسکوات	ارایه پر بازده‌ترین روش اجرای اسکوات برای توان‌بخشی و بازتوانی
Demers و همکاران (۲۸)	کینماتیک	اسکوات با عرض‌های مختلف پا	اسکوات با عرض پای زیاد برای افراد با محدودیت در دورسی فلکشن مچ و دارای طول پایین تنه زیاد، مناسب‌تر است.
Lee و همکاران (۲۹)	کینماتیک و عملکرد عضلات	تغییر ارتفاع پاشنه در اسکوات با هالتر از عقب	تغییر ارتفاع پاشنه تأثیری بر سینماتیک تنه و زانو و عملکرد عضلات اکستنسور زانو و پشتی- کمری ندارد.

ACL: Anterior cruciate ligament

بحث

حرکت اسکوات با اهداف مختلفی مانند بازتوانی (۲۷-۲۵، ۱۴، ۲)، پیشگیری از بروز آسیب (۲۶)، ارتقای تکنیک (۱۴) و بهبود عملکرد عضلات (۱۷، ۲۰، ۱۵) به شکل گسترده‌ای مورد بررسی قرار گرفته است. در بیشتر این مطالعات، چند روش مختلف اجرای اسکوات از جنبه‌های متفاوتی مانند کاهش نیروهای وارد آمده بر اندام (۱۷) و لیگامنت‌ها (۱۲، ۲)، کاهش گشتاور اعمالی بر مفاصل (۱۷)،

http://jrrs.mui.ac.ir

افزایش رکورد (۲۳) و تقویت گروه‌های عضلانی مد نظر (۱۶)، مقایسه شده و بهینه‌ترین روش معرفی گردیده است.

بررسی بیومکانیک اسکوات در جهت توان‌بخشی: با توجه به تنوع روش‌های اجرا و کاربرد بی‌شمار حرکت اسکوات در ورزش و بازتوانی، این حرکت از جنبه‌های بیومکانیکی متعددی مورد بررسی و تحلیل قرار گرفته است (۲۹-۱۴، ۲). تحلیل کینماتیکی این تکنیک، یکی از این جنبه‌ها می‌باشد که به بررسی حرکات مفاصل درگیر و توالی و زمان‌بندی حرکت آن‌ها می‌پردازد. در واقع، منظور از انجام یک تحلیل کینماتیکی، بررسی جابه‌جایی زاویه‌ای، سرعت زاویه‌ای و شتاب زاویه‌ای مفاصل و جابه‌جایی، سرعت و شتاب خطی مرکز ثقل اندام‌ها است که می‌توان در هر مطالعه‌ای به فراخور، تمامی این شاخص‌ها یا بخشی از آن‌ها را گزارش کرد. به طور کلی، در حرکت اسکوات، ورزشکار از وضعیت ایستاده حرکت خود را آغاز می‌کند و بسته به عمق اسکوات، به مفاصل ران، زانو و مچ فلکشن می‌دهد و سپس به وضعیت اولیه بازمی‌گردد (۳۰). بررسی کینماتیک اسکوات می‌تواند به عنوان یک تست سنجش عملکرد اندام تحتانی قبل و بعد از جراحی یا یک دوره تمرینی و توان‌بخشی مورد استفاده قرار گیرد. با توجه به نقش سرعت حرکت و بار اعمالی در مقدار شاخص‌های کینماتیکی و گستردگی روش‌های اجرای اسکوات و توجه بیشتر به کینتیک حرکت اسکوات، محققان اندکی به طور خاص این شاخص‌ها را برای اهداف تمرینی و توان‌بخشی مورد تحلیل قرار داده (۲۹، ۲۸، ۲۳، ۱۸) و بیشتر به بیان زاویه مفاصل و اندام‌ها در صفحات مختلف و دامنه حرکتی آن‌ها پرداخته‌اند (۲۹، ۱۸). Hemmerich و همکاران میانگین دامنه حرکتی مفصل ران و زانو را در فلکشن به ترتیب ۲۷ ± ۹۵ و ۱۱ ± ۱۵۲ درجه و دورسی فلکشن مچ را ۵/۵ ± ۳۵/۴ درجه گزارش و بیان کردند که انجام حرکت اسکوات بدون بلند شدن پاشنه، نیازمند حداقل ۵/۵ ± ۳۸/۰ درجه دورسی فلکشن در مچ است (۱۸). همچنین، حین فلکشن و اکستنشن زانو در حرکت اسکوات، به ترتیب چرخش خارجی و داخلی در استخوان ران رخ می‌دهد (۱۸).

زمینه دیگر در بررسی بیومکانیکی یک حرکت، تحلیل کینتیکی آن است که به بررسی نیروها و گشتاورهایی که از طرف اجسام خارجی مانند زمین، هالتر یا دمبل به ورزشکار وارد می‌شود و همچنین، نیروها و گشتاورهای داخلی که در مفاصل و توسط عضلات برای ایجاد حرکت یا مقاومت در برابر حرکت تولید می‌شود، می‌پردازد. در روند دینامیک معکوس، لازمه انجام یک تحلیل کینتیکی، بررسی اطلاعات کینماتیکی حرکت در ثبت هم‌زمان با نیروهای واکنش زمین (Ground reaction forces یا GRF) می‌باشد و بیشتر پژوهشگران از این روند برای محاسبه گشتاور و نیروهای وارد شده بر مفاصل، اندام‌ها و لیگامنت‌ها استفاده کرده‌اند (۲۷-۱۵). محققان زیادی با اهداف مختلف، شاخص‌های کینتیکی حرکت اسکوات را مورد بررسی قرار داده‌اند (۲۶-۲۴، ۱۷، ۱۱، ۲). برخی پژوهش‌ها نیروهای کششی، برشی و فشاری وارد شده بر لیگامنت‌ها و مفاصل را حین اسکوات با هدف آسیب‌شناسی و بازتوانی بررسی کرده‌اند (۲۷-۲۵، ۱۴، ۱۲، ۲). Toutoungi و همکاران با مقایسه روش‌های مختلف بازتوانی زانو در میزان تنش وارد بر لیگامنت‌های صلیبی، انجام حرکت اسکوات برای توان‌بخشی عضلات چهار سر ران، در افراد مبتلا به آسیب ACL را مناسب‌تر و ایمن‌تر از تمرینات زنجیره باز دانستند (۲). در مطالعه دیگری، Escamilla و همکاران با مقایسه اسکوات و پرس پا بیان کردند که در حرکت اسکوات، عضلات اطراف زانو فعالیت بیشتری دارند و با توجه به نیروی کمتر وارد بر ACL در اسکوات، می‌توان از این حرکت در تمرینات بازتوانی بهره برد (۱۲).

علاوه بر این، تحقیقات بسیاری به مقایسه شاخص‌های کینتیکی به ویژه بیشینه گشتاور، در روش‌های مختلف اجرای حرکت اسکوات پرداخته‌اند (۲۷، ۱۹، ۱۶). در اسکوات از بالای سر، در فاز نشستن عضلات جلوی تنه و در اسکوات از پشت، عضلات پشت تنه و پایین تنه در فاز برخاستن، بیشتر فعالیت می‌کنند. بنابراین، به نظر می‌رسد جهت توان‌بخشی عضلات پایین تنه، انجام اسکوات از عقب مناسب‌تر از اسکوات بالای سر می‌باشد (۲۷). اسکوات از عقب باعث افزایش نیروی فشاری و گشتاور اکستنسوری زانو می‌شود و در این مانور، موقعیت بار تأثیری بر نیروی برشی زانو و فعالیت عضلات ندارد. هرچند فعالیت عضلات حین برخاستن، بیشتر از نشستن است. به همین دلیل، اسکوات از جلو به علت اعمال نیروی کمتر به مفاصل زانو و ستون فقرات، روش مناسب‌تری برای تمرینات بازتوانی محسوب می‌شود (۱۹). در مطالعه دیگری برای تقویت عضلات ثبات دهنده تنه، مشخص شد که انجام اسکوات با وزنه آزاد و در حالت بی‌ثبات مفیدتر از انجام این حرکت با دستگاه اسمیت بود. به عبارت دیگر، عضلات در شرایط بی‌ثبات بیشتر منقبض می‌شوند (۱۶). هرچند انجام اسکوات با دستگاه اسمیت در مقایسه با وزنه آزاد، نیاز کمتری به حفظ تعادل دارد و ایمنی بیشتری را در بازتوانی افراد آسیب دیده فراهم می‌کند (۱۷)، اما از آن‌جا که در استفاده از وزنه آزاد، تعداد بیشتری عضله تقویت می‌شوند (۱۶)، می‌توان گفت که در افراد دارای آسیب اندام تحتانی، بهتر است در مراحل اولیه توان‌بخشی، از اسکوات جلو با دستگاه اسمیت استفاده شود و در ادامه، جهت تقویت تعداد بیشتری عضله، وزنه آزاد به کار رود.

یکی از عوامل مؤثر بر کینماتیک و کینتیک اسکوات، موقعیت قرار گرفتن اندام‌های بدن در حین اسکوات نسب به همدیگر است. در رابطه با عرض پا و دامنه حرکتی و موقعیت قرارگیری اندام‌ها حین اسکوات نیز مطالعات متعددی صورت گرفته است (۲۷-۲۴، ۲۱-۱۹، ۱۷، ۱۵، ۱۲، ۱۱). در این راستا، Escamilla و همکاران، گشتاور ایجاد شده در مفاصل را در عرض‌های مختلف پا مورد بررسی قرار دادند. آن‌ها از معدود محققانی بودند که مقدار گشتاور مفصل مچ را علاوه بر سایر مفاصل محاسبه کردند و به این نتیجه رسیدند که انجام اسکوات با عرض پای متوسط و زیاد، در توان‌بخشی عضلات ران، زانو و دورسی فلکسور مچ تأثیرگذارتر است (۱۱). Demers و همکاران تأثیر عرض گام را در دامنه حرکتی مفاصل و اثرگذاری آن در تدوین پروتکل‌های بازتوانی بررسی کردند و دریافتند که اجرای اسکوات با عرض پای زیاد برای افراد با محدودیت در دورسی فلکشن مچ و دارای طول پایین تنه زیاد، مناسب‌تر است (۲۸). Lee و همکاران در پژوهش خود تأثیر تغییر ارتفاع پاشنه را حین اسکوات از پشت بررسی کردند و عدم تأثیر آن را بر کینماتیک تنه و زانو و عملکرد عضلات اکستنسور زانو و پشتی- کمری مشاهده کردند (۲۹).

Aspe و Swinton، سه نوع اسکوات سنتی (فاصله عرضی کم پاها)، پاورلیفتینگی (فاصله عرضی زیاد پاها) و صندلی (نشستن روی صندلی و سپس برخاستن) را از منظر شاخص‌های بیومکانیکی در بارهای مختلف مورد مقایسه قرار دادند و مقدار ماکزیمم گشتاور را در حالت‌های مختلف گزارش نمودند. بر این اساس، می‌توان گفت که روش پاورلیفتینگی کارایی بیشتری در تقویت عضلات ران دارد؛ در حالی که روش سنتی در توان‌بخشی عضلات مچ و ستون فقرات کاراتر می‌باشد (۲۷). McBride و همکاران، شاخص‌های کینتیکی و عملکرد عضلات را در دو حالت اسکوات و اسکوات روی جعبه با هدف بررسی

http://jrrs.mui.ac.ir

چرخه کشیدگی- کوتاهی عضلات در فاز برخاستن از اسکوات مقایسه کردند و به این نتیجه رسیدند که عملکرد عضلات در اسکوات بیشتر از اسکوات روی صندلی بود و انجام اسکوات معمولی که همراه با چرخه کشیدگی- کوتاهی است، می‌تواند برای اهداف توان‌بخشی مفیدتر باشد (۲۱). Drinkwater و همکاران، اسکوات کامل و جزیی (Partial) را در بارهای مختلف از منظر شاخص‌های کینتیکی مقایسه و بیان کردند که با وجود اهمیت انجام اسکوات جزیی با بار متوسط برای اهداف بازتوانی، دامنه اندک مفاصل حین انجام اسکوات جزیی، نمی‌تواند هدف پروتکل‌های تمرینی و مقاومتی را برآورده کند (۲۴). همچنین، Caterisano و همکاران دریافتند که افزایش دامنه اسکوات، درگیری عضله گلوتئوس ماکزیموس را افزایش می‌دهد و باعث مشارکت بیشتر این عضله می‌شود (۱۵). نتایج تحقیق Pereira و همکاران نشان داد که با ایجاد ۳۰ درجه چرخش خارجی در ران، می‌توان درگیری عضلات اداکتور ران را در حرکت اسکوات افزایش داد تا موقعیت اندام‌ها برای تقویت این گروه از عضلات بهینه‌سازی شود (۲۰). Lorenzetti و همکاران، گشتاور و زوایای مفاصل را حین اسکوات با حرکت آزاد زانو و اسکوات با محدودیت حرکت این مفصل مقایسه کردند و به این نتیجه رسیدند که در اسکوات با حرکت آزاد زانو، گشتاور زانو افزایش و گشتاور ران کاهش می‌یابد و زاویه فلکشن زانو در حالت نشسته، بیشتر از حالت دیگر است. بنابراین، برای توان‌بخشی عضله چهار سر ران، استفاده از روش زانوی آزاد ارجحیت دارد؛ چرا که بار بیشتری به زانو وارد و فشار کمتری به کمر تحمیل می شود (۲۵). در یک پژوهش با پروتکل مشابه، تأثیر جابه‌جایی قدامی مفصل زانو حین اسکوات با هالتر در میزان گشتاور زانو و هیپ سنجیده شد و نتایج نشان داد که جلوگیری از حرکت رو به جلوی زانو با وجود کاهش گشتاور وارد بر مفصل زانو، گشتاور اعمالی به مفاصل هیپ و کمر را افزایش می‌دهد و جهت انجام یک اسکوات ایمن و مناسب برای اهداف توان‌بخشی، مقدار اندک حرکت زانو به سمت جلو لازم است (۲۶).

در صورتی که بخواهیم جمع‌بندی مناسبی از مطالعات ذکر شده در جهت یافتن مناسب‌ترین روش اجرای اسکوات از نظر عرض، دامنه و موقعیت قرارگیری پاها، برای کاربردهای کلینیکی و توان‌بخشی داشته باشیم، می‌توان به نتایج به دست آمده از تحقیق Comfort و همکاران (۱۴) مراجعه کرد. آن‌ها با بازنگری در دیگر پژوهش خود، در مطالعه‌ای با رویکرد آسیب‌شناسانه و مرور تحقیقاتی که تأثیر عمق اسکوات و موقعیت قرارگیری اندام را بر نیروی اعمالی بر مفاصل و عملکرد عضلات بررسی کرده بودند، اسکوات با عرض پای مساوی یا بزرگ‌تر از عرض شانه با موقعیت طبیعی پا و امکان حرکت رو به جلو و آزادانه برای زانو و انجام اسکوات با عمق کامل به شرطی که قوس‌های کمر حفظ شوند را روش بهینه انجام این حرکت معرفی کردند (۱۴).

در جمع‌بندی مباحث این بخش می‌توان گفت که شاخص‌های کینماتیکی کمتر برای انتخاب مناسب‌ترین روش از بین روش‌های بررسی شده، به عنوان هدف محقق در نظر گرفته شد (۲۹، ۲۸، ۲۳، ۱۸) و توابع معیار اغلب شاخص‌های کینتیکی مانند حداقل گشتاور و نیروی وارد بر مفاصل و اندام‌ها و میزان فعالیت و عملکرد عضلات بود (۲۷-۱۵). به عبارت دیگر، بیشتر محققان الگو و روش اجرای حرکت (کینماتیک) را تغییر دادند تا مناسب‌ترین روش برای تحقق هدفشان که بیشتر شامل شاخص‌های کینتیکی بود را بیابند. همچنین، می‌توان این استنباط را داشت که هدف بیشتر پژوهشگرانی که شاخص‌هایی مانند نیرو و گشتاور وارد بر اندام و مفاصل را مورد بررسی قرار دادند، بررسی شاخص‌های آسیب و انتخاب مناسب‌ترین تکنیک از نظر ایمنی و کارایی بود تا در تمرینات توان‌بخشی مورد استفاده قرار گیرد (۲۸-۲۵، ۱۴، ۲). رویکرد اصلی در مطالعاتی که عملکرد عضلات بررسی گردید، افزایش بازدهی حرکت اسکوات و بهینه‌سازی حرکت برای تقویت عضلات مورد نظر برای اهداف توان‌بخشی و بازتوانی بود (۲۱-۱۹، ۱۷، ۱۶).

عملکرد عضلات: عضله تنها عامل انقباضی و به وجود آورنده حرکت در اندام می‌باشد و بررسی نقش آن در پدید آمدن مهارت‌های مختلف ورزشی از اهمیت خاصی برخوردار است. از آن جهت که حین انجام حرکت اسکوات، بیش از ۲۰۰ عضله بدن فعال می‌شود، این حرکت به عنوان تمرین مناسبی برای توان‌بخشی و افزایش قدرت شناخته می‌شود (۳۱). رویکرد اصلی در تحقیقاتی که عملکرد عضلات بررسی گردید (۳۸-۳۲، ۲۷، ۲۱-۱۹، ۱۶، ۱)، افزایش بازدهی حرکت اسکوات و بهینه‌سازی حرکت برای تقویت عضلات مورد نظر جهت اهداف توان‌بخشی و بازتوانی بود. یکی از رایج‌ترین روش‌ها به منظور بررسی عملکرد عضلات در مهارت‌های ورزشی، الکترومایوگرافی می‌باشد که جهت توصیف نقش و سطح فعالیت عضله صورت می‌گیرد. پژوهشگران زیادی به این طریق عملکرد عضلات مختلف بدن را حین اجرای روش‌های مختلف اسکوات مورد بررسی و مقایسه قرار داده‌اند. خلاصه‌ای از تحقیقات مذکور در جدول ۲ ارایه شده است.

در مطالعات مذکور (۳۸، ۳۷، ۳۵-۳۲، ۲۷، ۲۱-۱۹، ۱۶)، عضلات اندام تحتانی بسیار بیشتر از تنه (۳۶، ۲۷، ۲۱) مورد توجه محققان بوده‌اند. دو گروه عضلات کوادریسپس و همسترینگ به عنوان اصلی‌ترین حرکت دهنده‌های زانو، بیشتر مورد بررسی قرار گرفته‌اند (۳۸، ۳۷، ۳۵-۳۲، ۲۷، ۲۱-۱۹، ۱۶). وستوس مدیالیس (۳۸، ۳۷، ۳۵-۳۲، ۲۷، ۲۱-۱۹، ۱۶) و بایسپس فموریس (۳۷، ۳۴، ۳۲، ۲۷، ۱۹، ۱) نیز در بیشتر تحقیقات ارزیابی شدند. از بین عضلات تنه، عضلات ارکتور اسپاین بیشتر مد نظر قرار گرفت (۳۶، ۲۷، ۲۱). همچنین، در مفصل مچ، بررسی بیشتری روی عضله گسترونمئوس صورت گرفت (۳۸، ۲۷، ۱۶). این عضله با انقباض متوسط، از حرکت رو به جلوی تیبیا زیر فمور جلوگیری می‌کند و با انقباض ایزومتریکی خود، به افزایش ثبات زانو کمک می‌نماید (۲۲). Toutoungi و همکاران بیان کردند که با افزایش فلکشن زانو، از بین عضلات پلانتار فلکسور مچ، عضله سولئوس فعالیت بیشتری دارد (۲). بنابراین، در صورتی که نیاز به تقویت این عضله باشد، انجام اسکوات کامل در مقایسه با اسکوات Semi، ارجحیت دارد. Dionisio و همکاران به این نتیجه رسیدند که در انجام حرکت اسکوات، عضلات تیبیالیس قدامی و گسترونمئوس انقباض هم‌زمانی دارند و انجام تمرینات اسکوات را برای درمان بی‌ثباتی مچ مفید دانستند (۳۹).

مهم‌ترین عضلاتی که در حرکت اسکوات تقویت می‌شوند، عضلات عمل‌کننده روی مفصل زانو می‌باشند. از بین عضلات کوادریسپس، وستوس مدیالیس و لترالیس انقباض یکسان و بالایی را حین اسکوات تجربه می‌کنند (۴۰) و نیروی خروجی آن‌ها حدود دو برابر عضله رکتوس گزارش شده است (۱۲). تقویت این عضلات در تمرینات بازتوانی رباط صلیبی خلفی مفید است و تنش وارد آمده بر رباط را در حرکات مختلف کاهش می‌دهد (۱۲). دیگر عضلات عمل‌کننده بر روی مفصل زانو، گروه همسترینگ می‌باشد. این عضلات بیشترین انقباض خود را در ۱۰ تا ۷۰ درجه فلکشن زانو دارند (۱۲). بنابراین، با انجام اسکوات Semi، می‌توان با تقویت حداکثری گروه عضلات همسترینگ، به بازسازی رباط صلیبی قدامی نیز کمک کرد و به طور کلی ثبات مفصل زانو را افزایش داد.

http://jrrs.mui.ac.ir

جدول ۲. عضلات بررسی شده در پژوهش‌های مختلف انجام شده بر روش‌های مختلف اجرای حرکت اسکوات

منابع	هدف تحقیق	عضلات بررسی شده
McCaw و Melrose (۳۲)	مقایسه سه عرض مختلف پا در ۶۵ و ۷۵ درصد RM	پهن داخلی، پهن خارجی، راست رانی، سرینی بزرگ، سرینی میانی
Zink و همکاران (۳۳)	مقایسه اجرا با کمربند و بدون کمربند در ۹۰ درصد RM	پهن داخلی، دو سر رانی، سرینی بزرگ، سرینی میانی
Caterisano و همکاران (۳۴)	مقایسه سه عرض پای مختلف در صفر تا ۱۲۵ درصد وزن بدن	پهن خارجی، راست رانی، دو سر رانی، سرینی بزرگ، سرینی میانی
Anderson و Behm (۱۶)	مقایسه اسکوات با هالتر آزاد با دستگاه اسمیت	پهن داخلی، دو سر رانی، دو قلو، راست شکمی، ارکتور بالای کمر، ارکتور کمر
McBride و همکاران (۳۵)	مقایسه اسکوات دینامیک باثبات و بی‌ثبات در ۷۰، ۸۰ و ۹۰ درصد RM	پهن داخلی، پهن خارجی
Hamlyn و همکاران (۳۶)	مقایسه اسکوات در صفر و ۸۰ درصد RM با تمرین ایزومتریک تنه	راست شکمی، مورب خارجی ارکتور بالای کمر، ارکتور کمر
Paoli و همکاران (۳۷)	مقایسه سه عرض مختلف پا در سه بار صفر، ۳۰ و ۷۰ درصد RM	پهن داخلی، پهن خارجی، راست رانی، دو سر رانی، نیم وتری، سرینی بزرگ، سرینی میانی، نزدیک‌کننده بزرگ
Schwanbeck و همکاران (۳۸)	مقایسه اسکوات با هالتر از عقب با دستگاه اسمیت	پهن داخلی، پهن خارجی، دو سر رانی، دو قلو، ساقی قدامی، راست شکمی، ارکتور بالای کمر
Gullett و همکاران (۱۹)	مقایسه اسکوات با هالتر از جلو و عقب	پهن داخلی، پهن خارجی، راست رانی، دو سر رانی، نیم وتری
McBride و همکاران (۲۱)	مقایسه اسکوات با اسکوات روی جعبه	پهن داخلی، پهن خارجی، ارکتور بالای کمر
Pereira و همکاران (۲۰)	مقایسه اسکوات با زوایای مختلف چرخش خارجی هیپ	نعلی، گروه نزدیک‌کننده‌ها
Aspe و Swinton (۲۷)	مقایسه اسکوات با هالتر از عقب با اسکوات از بالای سر	پهن داخلی، پهن خارجی، راست رانی، دو قلو، سرینی بزرگ، راست شکمی، مورب خارجی ارکتور بالای کمر، ارکتور کمر،
Kubo و همکاران (۱)	بیومکانیک زانو در اسکوات با زوایای متفاوت	پهن داخلی، پهن خارجی، پهن میانی، راست رانی، دو سر رانی، نیم وتری، نیم غشایی، نزدیک‌کننده‌ها

از بین عضلات مفصل هیپ، گلوتئوس ماکزیموس در ابتدای حرکت اسکوات فعال می‌شود و با انقباض برونگرای خود، اکستنشن هیپ را کنترل می‌کند و به کمک ایلیوتیبیال باند، در ثبات لگن و زانو نیز نقش دارد (۴۱) و بر خلاف گروه همسترینگ، هرچقدر که عمق اسکوات بیشتر شود، عملکرد این عضله نیز افزایش می‌یابد (۴۱). همچنین، برای تقویت و درگیری بیشتر عضلات اداکتور و گلوتئوس ماکزیموس در تمرینات توان‌بخشی، می‌توان در اجرای حرکت اسکوات، فاصله عرضی پاها را افزایش داد (۳۷). نکته‌ای که در تمامی مطالعات بررسی شده مشترک است، بررسی تعداد محدودی عضله از بین حدود ۲۰۰ عضله فعال در حرکت اسکوات بود (۳۱). البته لازم به ذکر است که در بیشتر این پژوهش‌ها، عضلاتی که تأثیرگذاری بیشتری داشتند، انتخاب شدند و به دلیل این که ثبت فعالیت عضلات به وسیله الکترومایوگرافی صورت می‌گرفت، امکان بررسی هم‌زمان تعداد زیادی عضله وجود نداشت. همچنین، در تحقیقات مذکور، تنها عملکرد عضلات سطحی بدن مورد بررسی قرار گرفت و ثبت عملکرد عضلات عمقی با توجه به ملاحظات اخلاقی و عدم امکان استفاده از روش‌های تهاجمی در مورد انسان حذف گردید.

استفاده از مدل‌های اسکلتی- عضلانی، روش دیگری برای بررسی عملکرد عضلات به شمار می‌رود (۴۲). این مدل‌ها بر اساس شاخص‌های آنتروپومتریکی بدن و رفتارهای عضله ساخته می‌شوند و سعی دارند حرکت اندام‌ها و عملکرد عضلات را شبیه‌سازی کنند. مقرون به صرفه بودن از نظر هزینه (۴۳) و امکان محاسبه شاخص‌های متعدد بیومکانیکی از جمله الگوی فعالیت عضلات، گشتاور مفاصل و نیروهای وارد آمده بر اندام (۴۴) و کمک به بررسی نقش این عوامل در مهارت‌های ورزشی (۴۵) و ناهنجاری‌های حرکتی (۴۶)، منجر به استفاده روزافزون از مدل‌های اسکلتی- عضلانی در آزمایشگاه‌های بیومکانیک و مراکز توان‌بخشی شده است. با استفاده از این مدل‌ها، می‌توان عملکرد تعداد زیادتری عضله را به صورت هم‌زمان در انواع مختلف اسکوات بررسی کرد و محدودیتی از نظر سطحی و یا عمقی بودن عضلات بررسی شده وجود ندارد (۴۷).

بهینه‌سازی الگوی حرکت اسکوات با هدف توان‌بخشی: مدل‌سازی حرکات انسان در جهت حل مسایل دینامیک مستقیم و معکوس در شرایط گوناگون استفاده می‌شود. در مطالعات بسیاری، بدن انسان در حرکات زنجیره بسته مانند اسکوات، مدل شده و نیروها و گشتاورهای وارد بر مفاصل از روش دینامیک معکوس (Inverse dynamic) به دست آمده است (۲۷-۲۵، ۱۴). از جمله کاربردهای روند دینامیک معکوس، استفاده از آن در جهت پیش‌بینی حرکات است. بدین ترتیب که هر دو عامل حرکت و نیرو ناشناخته می‌باشند و باید از طریق فرایند بهینه‌سازی (Optimization) محاسبه گردند (۴۸). بهینه‌سازی، تلاشی برای ایجاد تغییرات در یک ایده اولیه با استفاده از اطلاعاتی است که پیش‌تر به دست آمده است (۴۳). هدف از بهینه‌سازی، یافتن بهترین جواب قابل قبول با توجه به محدودیت‌ها و نیازهای مسأله است (۴۳).

بیشتر تحقیقات فوق که با رویکرد مقایسه بین تکنیک‌های اسکوات انجام شده‌اند را می‌توان یک مطالعه بهینه‌سازی در نظر گرفت (۲۷-۱۵) که سعی داشتند بهترین الگو یا روش اجرای اسکوات را با توجه به ویژگی‌های بیمار و هدفی که در پژوهش تعریف شده است، بیابند و در تمرینات بدنسازی و توان‌بخشی به کار گیرند. اهمیت این مسأله زمانی مشخص می‌شود که در

بسیاری از پروتکل‌های توان‌بخشی و تمرینی، ممکن است فرد به علت انتخاب الگوی حرکتی نامناسب، دچار اضافه بار شود و مجدد آسیب ببیند و یا این که تمرینات برای وی مؤثر و کارا نباشد (۴۹).

در سالیان اخیر، تمرکز اغلب تحقیقات بهینه‌سازی روی حرکات دست و بالاتنه بود (۵۱، ۵۰)، اما اهمیت حرکات کل بدن در برنامه‌های بالینی و صنعتی مانند بازتوانی و ارگونومی کارگران یا کارمندان باعث گردید تا بسیاری از محققان حرکاتی مانند لیفت، خم کردن تنه، راه رفتن و دویدن را بهینه‌سازی کنند (۵۵-۵۲). با این وجود، مطالعه‌ای که در آن با استفاده از مدل‌سازی دینامیکی، الگوی بهینه اسکوات را از نظر توالی زمانی حرکت، مداخله با ترتیب اندام‌ها و تعاملات بین اندام‌ها و مفاصل، برای اهداف تمرینی و توان‌بخشی به دست آورند، به جزء در موارد معدودی (۵۶، ۴۹)، کمتر مشاهده شد. Gundogdu و همکاران در پژوهش خود با انتخاب شاخص گشتاور به عنوان عاملی که می‌تواند در بروز آسیب مفاصل تأثیرگذار باشد، الگویی از حرکت اسکوات ارایه نمودند که در صورت اجرا، گشتاور کمتری به مفاصل وارد می‌کند و ایمنی بیشتری را برای فرد به ارمغان می‌آورد (۵۳). حاج‌لطفعلیان و همکاران، حرکت اسکوات را در چهار موقعیت اعمال بار متفاوت بهینه‌سازی کردند. در تحقیق آنان سعی شد نوعی از الگوهای حرکتی ارایه گردد که کمترین گشتاور ممکن را به مفصل ران اعمال کند و توان افراد را برای انجام اسکوات افزایش دهد و به این نتیجه رسیدند که انجام حرکت اسکوات با اعمال بار از پشت، روش بهینه‌تری نسبت به سایر روش‌ها است (۵۷). حاج‌لطفعلیان و همکاران در مطالعه دیگری به منظور بررسی عملکرد سیستم عصبی مرکزی بدن، از یک تابع چند هزینه‌ای برای بهینه‌سازی الگوی حرکت اسکوات استفاده کردند. بر این اساس که پس از بهینه‌سازی، برآیند گشتاور مفاصل، انرژی مکانیکی حرکت، حداکثر گشتاور مفصل زانو و شاخص بی‌تعادلی کاهش یابد و به این نتیجه رسیدند که اجرای الگوی حرکتی بهینه علاوه بر کاهش هزینه‌های اعمالی به فرد، ایمنی حرکت را نیز افزایش می‌دهد. به همین دلیل، پیشنهاد کردند فرایند بهینه‌سازی در کلینیک و مراکز توان‌بخشی به صورت کاربردی اجرا گردد تا مراجعه‌کنندگان متناسب با مشکل خود بتوانند درمان مناسب دریافت نمایند (۵۶). Matsui و همکاران، الگویی از حرکت اسکوات ارایه دادند که در صورت اجرا، انرژی مصرفی را به حداقل می‌رساند. براین اساس، از آن‌جا که مدل‌های طراحی شده بر اساس ویژگی‌های هر فرد به صورت اختصاصی Scale شدند، امکان پیشنهاد الگوی بهینه اختصاصی برای هر فرد فراهم گردید (۵۸).

محدودیت‌ها

کیفیت مطالعات مورد بررسی در پژوهش حاضر تحلیل نگردید. با انجام ارزیابی کیفی از تحقیقات مورد نظر، کاربردهای بالینی و آزمایشگاهی تکنیک‌های مختلف اسکات به صورت دقیق‌تر قابل بحث خواهد بود.

پیشنهادها

پیشنهاد می‌گردد در پژوهش‌های آینده، الگوهای مختلف اجرای این تمرین با توابع معیار مختلف مانند حداقل گشتاور، حداقل انرژی و کار، حداکثر تعادل و... بهینه‌سازی شوند تا بتوان از آن‌ها در جهت بازتوانی، توان‌بخشی و افزایش قدرت عضلات در شرایطی ایمن استفاده نمود. همچنین، با ساخت مدل‌های اسکلتی- عضلانی شبیه‌ساز بدن حین انجام اسکوات، عضلات بیشتری بررسی شود و اطلاعاتی از عملکرد عضلات عمقی نیز به دست آید. همچنین، انجام مطالعه حاضر در قالب یک مرور نظام‌مند ارزشمند خواهد بود.

نتیجه‌گیری

برای جمع‌بندی مطالعه حاضر می‌توان گفت که از نظر روش اجرا، انجام اسکوات با هالتر از عقب، با عرض پای مساوی یا بزرگ‌تر از عرض شانه، با موقعیت طبیعی پا و امکان حرکت رو به جلو و آزادانه برای زانو و انجام اسکوات با عمق کامل به شرطی که قوس‌های کمر حفظ شوند، روش مناسبی برای اجرای این حرکت است. البته به این مسأله باید توجه داشت که افراد با مشکلات و اختلالات مختلف نیازمند اجرای اسکوات با مشخصات ویژه‌ای هستند. این امکان را مدل‌سازی بیومکانیکی فراهم می‌کند. با ساخت مدل بیومکانیکی، انتخاب توابع هزینه مناسب و بهینه‌سازی الگوی حرکت در افرادی که دچار ناتوانی‌های عملکردی اندام تحتانی هستند، می‌توان حرکت اسکوات را به شکل صحیحی آموزش داد و تمرینات اسکوات را به شیوه‌ای طراحی کرد تا بیشترین اثر توان‌بخشی و ایمنی را برای بیمار با هر خصوصیت فردی، سنی و جنسی داشته باشد.

تشکر و قدردانی

بدین وسیله از دانشگاه آزاد اسلامی اصفهان (خوراسگان) و آزمایشگاه بیومکانیک دانشگاه یزد که همکاری صمیمانه‌ای در به انجام رسیدن پژوهش حاضر داشته اند، تشکر و قدردانی به عمل می‌آید.

نقش نویسندگان

مصطفی حاج‌لطفعلیان، طراحی و ایده‌پردازی مطالعه، جذب منابع مالی برای انجام مطالعه، جمع‌آوری داده‌ها، تحلیل و تفسیر نتایج، تنظیم دست‌نوشته، ارزیابی تخصصی دست‌نوشته از نظر مفاهیم علمی، تأیید دست‌نوشته نهایی جهت ارسال به دفتر مجله، مسؤولیت حفظ یکپارچگی فرایند انجام مطالعه از آغاز تا انتشار، پاسخگویی به نظرات داوران، محمد هادی هنرور، طراحی و ایده‌پردازی مطالعه، خدمات پشتیبانی و اجرایی و علمی مطالعه، تحلیل و تفسیر نتایج، ارزیابی تخصصی دست‌نوشته از نظر مفاهیم علمی، تأیید دست‌نوشته نهایی جهت ارسال به دفتر مجله، مسؤولیت حفظ یکپارچگی فرایند انجام مطالعه از آغاز تا انتشار، پاسخگویی به نظرات داوران، پرستو شمسه‌کهن، طراحی و ایده‌پردازی مطالعه، خدمات پشتیبانی و اجرایی و علمی مطالعه، تحلیل و تفسیر نتایج، تنظیم دست‌نوشته، ارزیابی تخصصی دست‌نوشته از نظر مفاهیم علمی، تأیید دست‌نوشته نهایی جهت ارسال به دفتر مجله، مسؤولیت حفظ یکپارچگی فرایند انجام مطالعه از آغاز تا انتشار، پاسخگویی به نظرات داوران را به عهده داشتند.

منابع مالی

پژوهش با هزینه شخصی تیم تحقیق تأمین شده است. بررسی و انتشار تحقیق حاضر در مجله پژوهش در علوم توان‌بخشی، با حمایت مالی پژوهشگاه فضای مجازی مرکز ملی فضای مجازی، حامی پنجمین همایش بین‌المللی بازی‌های کامپیوتری با رویکرد بازی‌های درمانی صورت گرفت. این پژوهشگاه در طراحی، تدوین و گزارش این مطالعه نقشی نداشت.

http://jrrs.mui.ac.ir

تعارض منافع

نویسندگان دارای تعارض منافع نمی‌باشند. دکتر مصطفی حاج‌لطفعلیان دارای دکتری تخصصی بیومکانیک ورزشی و از سال ۱۳۹۸ عضو هسته علمی سامانه‌های پشتیبان در توسعه سلامت دانشگاه یزد می‌باشد. دکتر محمد هادی هنرور، استادیار گروه مهندسی مکانیک دانشکده فنی و مهندسی دانشگاه یزد و عضو هسته علمی سامانه‌های پشتیبان در توسعه سلامت دانشگاه یزد است. دکتر پرستو شمسه‌کهن نیز استادیار دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه آزاد اسلامی واحد اصفهان (خوراسگان) می‌باشد.

References

1. Kubo K, Ikebukuro T, Yata H. Effects of squat training with different depths on lower limb muscle volumes. Eur J Appl Physiol 2019; 119(9): 1933-42.
2. Toutoungi DE, Lu TW, Leardini A, Catani F, O'Connor JJ. Cruciate ligament forces in the human knee during rehabilitation exercises. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2000; 15(3): 176-87.
3. Rutland M, O'Connell D, Brismee JM, Sizer P, Apte G, O'Connell J. Evidence-supported rehabilitation of patellar tendinopathy. N Am J Sports Phys Ther 2010; 5(3): 166-78.
4. Frohm A, Saartok T, Halvorsen K, Renstrom P. Eccentric treatment for patellar tendinopathy: A prospective randomised short-term pilot study of two rehabilitation protocols. Br J Sports Med 2007; 41(7): e7.
5. Behm D, Colado JC. The effectiveness of resistance training using unstable surfaces and devices for rehabilitation. Int J Sports Phys Ther 2012; 7(2): 226-41.
6. Glaviano NR, Baellow A, Saliba S. Elevated fear avoidance affects lower extremity strength and squatting kinematics in women with patellofemoral pain. Athl Train Sports Health Car 2019; 11(4): 192-200.
7. dos Santos AN, Pavao SL, Rocha NA. Sit-to-stand movement in children with cerebral palsy: A critical review. Res Dev Disabil 2011; 32(6): 2243-52.
8. Mak MK, Hui-Chan CW. The speed of sit-to-stand can be modulated in Parkinson's disease. Clin Neurophysiol 2005; 116(4): 780-9.
9. Bahrami F, Riener R, Jabedar-Maralani P, Schmidt G. Biomechanical analysis of sit-to-stand transfer in healthy and paraplegic subjects. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2000; 15(2): 123-33.
10. Galli M, Cimolin V, Crivellini M, Campanini I. Quantitative analysis of sit to stand movement: experimental set-up definition and application to healthy and hemiplegic adults. Gait Posture 2008; 28(1): 80-5.
11. Escamilla RF, Fleisig GS, Lowry TM, Barrentine SW, Andrews JR. A three-dimensional biomechanical analysis of the squat during varying stance widths. Med Sci Sports Exerc 2001; 33(6): 984-98.
12. Escamilla RF, Fleisig GS, Zheng N, Lander JE, Barrentine SW, Andrews JR, et al. Effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press. Med Sci Sports Exerc 2001; 33(9): 1552-66.
13. Yeadon MR, King MA, Wilson C. Modelling the maximum voluntary joint torque/angular velocity relationship in human movement. J Biomech 2006; 39(3): 476-82.
14. Comfort P, McMahon J, Suchomel T. Optimizing squat technique-revisited. Strength Cond J 2020 40(6):68-74.
15. Caterisano A, Moss R, Pellinger T, Woodruff K, Lewis V, Booth W, et al. The effect of back squat depth on the EMG Activity of 4 Superficial Hip and thigh muscles. J Strength Cond Res 2002; 16(3): 428-32.
16. Anderson K, Behm DG. Trunk muscle activity increases with unstable squat movements. Can J Appl Physiol 2005; 30(1): 33-45.
17. Cotterman ML, Darby LA, Skelly WA. Comparison of muscle force production using the Smith machine and free weights for bench press and squat exercises. J Strength Cond Res 2005; 19(1): 169-76.
18. Hemmerich A, Brown H, Smith S, Marthandam SS, Wyss UP. Hip, knee, and ankle kinematics of high range of motion activities of daily living. J Orthop Res 2006; 24(4): 770-81.
19. Gullett JC, Tillman MD, Gutierrez GM, Chow JW. A biomechanical comparison of back and front squats in healthy trained individuals. J Strength Cond Res 2009; 23(1): 284-92.
20. Pereira GR, Leporace G, Chagas D, Furtado LF, Praxedes J, Batista LA. Influence of hip external rotation on hip adductor and rectus femoris myoelectric activity during a dynamic parallel squat. J Strength Cond Res 2010; 24(10): 2749-54.
21. McBride JM, Skinner JW, Schafer PC, Haines TL, Kirby TJ. Comparison of kinetic variables and muscle activity during a squat vs. a box squat. J Strength Cond Res 2010; 24(12): 3195-9.
22. Schoenfeld BJ. Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance. J Strength Cond Res 2010; 24(12): 3497-506.
23. Lamontagne M, Brisson N, Kennedy MJ, Beaule PE. Preoperative and postoperative lower-extremity joint and pelvic kinematics during maximal squatting of patients with cam femoro-acetabular impingement. J Bone Joint Surg Am 2011; 93(Suppl 2): 40-5.
24. Drinkwater EJ, Moore NR, Bird SP. Effects of changing from full range of motion to partial range of motion on squat kinetics. J Strength Cond Res 2012; 26(4): 890-6.
25. Lorenzetti S, Gulay T, Stoop M, List R, Gerber H, Schellenberg F, et al. Comparison of the angles and corresponding moments in the knee and hip during restricted and unrestricted squats. J Strength Cond Res 2012; 26(10): 2829-36.
26. Fry AC, Smith JC, Schilling BK. Effect of knee position on hip and knee torques during the barbell squat. J Strength Cond

Res 2003; 17(4): 629-33.
27. Aspe RR, Swinton PA. Electromyographic and kinetic comparison of the back squat and overhead squat. J Strength Cond Res 2014; 28(10): 2827-36.
28. Demers E, Pendenza J, Radevich V, Preuss R. The effect of stance width and anthropometrics on joint range of motion in the lower extremities during a back squat. Int J Exerc Sci 2018; 11(1): 764-75.
29. Lee SP, Gillis CB, Ibarra JJ, Oldroyd DF, Zane RS. Heel-raised foot posture does not affect trunk and lower extremity biomechanics during a barbell back squat in recreational weight lifters. J Strength Cond Res 2019; 33(3): 606-14.
30. Nisell R, Ekholm J. Joint load during the parallel squat in powerlifting and force analysis of in vivo bilateral quadriceps tendon rupture. Scand J Med Sci Sports 1986; 8(2): 63-70.
31. Solomonow M, Baratta R, Zhou BH, Shoji H, Bose W, Beck C, et al. The synergistic action of the anterior cruciate ligament and thigh muscles in maintaining joint stability. Am J Sports Med 1987; 15(3): 207-13.
32. McCaw ST, Melrose DR. Stance width and bar load effects on leg muscle activity during the parallel squat. Med Sci Sports Exerc 1999; 31(3): 428-36.
33. Zink AJ, Whiting WC, Vincent WJ, McLaine AJ. The effects of a weight belt on trunk and leg muscle activity and joint kinematics during the squat exercise. J Strength Cond Res 2001; 15(2): 235-40.
34. Caterisano A, Moss RF, Pellinger TK, Woodruff K, Lewis VC, Booth W, et al. The effect of back squat depth on the EMG activity of 4 superficial hip and thigh muscles. J Strength Cond Res 2002; 16(3): 428-32.
35. McBride JM, Cormie P, Deane R. Isometric squat force output and muscle activity in stable and unstable conditions. J Strength Cond Res 2006; 20(4): 915-8.
36. Hamlyn N, Behm DG, Young WB. Trunk muscle activation during dynamic weight-training exercises and isometric instability activities. J Strength Cond Res 2007; 21(4): 1108-12.
37. Paoli A, Marcolin G, Petrone N. The effect of stance width on the electromyographical activity of eight superficial thigh muscles during back squat with different bar loads. J Strength Cond Res 2009; 23(1): 246-50.
38. Schwanbeck S, Chilibeck PD, Binsted G. A comparison of free weight squat to Smith machine squat using electromyography. J Strength Cond Res 2009; 23(9): 2588-91.
39. Dionisio VC, Almeida GL, Duarte M, Hirata RP. Kinematic, kinetic and EMG patterns during downward squatting. J Electromyogr Kinesiol 2008; 18(1): 134-43.
40. Markolf KL, Gorek JF, Kabo JM, Shapiro MS. Direct measurement of resultant forces in the anterior cruciate ligament. An in vitro study performed with a new experimental technique. J Bone Joint Surg Am 1990; 72(4): 557-67.
41. Lamontagne M, Brisson N, Kennedy MJ, Beaule PE. Preoperative and postoperative lower-extremity joint and pelvic kinematics during maximal squatting of patients with cam femoro-acetabular impingement. J Bone Joint Surg Am 2011; 93(Suppl 2): 40-5.
42. Hoang HX, Diamond LE, Lloyd DG, Pizzolato C. A calibrated EMG-informed neuromusculoskeletal model can appropriately account for muscle co-contraction in the estimation of hip joint contact forces in people with hip osteoarthritis. J Biomech 2019; 83: 134-42.
43. Nigg BM, Herzog W. Biomechanics of the Musculo-Skeletal System. Chichester, UK: Wiley; 1999. p. 416-20.
44. Delp SL, Anderson FC, Arnold AS, Loan P, Habib A, John CT, et al. OpenSim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. IEEE Trans Biomed Eng 2007; 54(11): 1940-50.
45. Gallo CA, Thompson WK, Lewandowski B, Humphreys BT, Funk JH, Funk NH, et al. Computational Modeling Using Opensim to Simulatea Squat Exercise Motion. National Aeronautics and Space Administratio (NASA) [Online]. [Cited 2015]; Available from: URL: https://ntrs.nasa.gov/archive/nasa/casi.ntrs.nasa.gov/20150002700.pdf
46. Goehler CM, Helm K, Prato L, Levenda A. Presenting a performance assessment protocol and full body opensim model for use in identifying risk of injury. Adv Ortho and Sprts Med 2019: AOASM-115.
47. Christophy M, Faruk Senan NA, Lotz JC, O'Reilly OM. A musculoskeletal model for the lumbar spine. Biomech Model Mechanobiol 2012; 11(1-2): 19-34.
48. Xiang Y, Arora JS, Abdel-Malek K. Physics-based modeling and simulation of human walking: A review of optimization-based and other approaches. Struct Multidiscipl Optim 2010; 42(1): 1-23.
49. Hajlotfalian M. Optimization of torque and stability to investigate the effect of exercise in arising control. Proceedings of the 2nd National Congress on Application of Sport Sciences in Health; 2017 Feb 28-29; Shiraz, Iran. [In Persian].
50. Nishii J, Taniai Y. Evaluation of trajectory planning models for arm-reaching movements based on energy cost. Neural Comput 2009; 21(9): 2634-47.
51. Friedman J, Flash T. Trajectory of the index finger during grasping. Exp Brain Res 2009; 196(4): 497-509.
52. Biess A, Liebermann DG, Flash T. A computational model for redundant human three-dimensional pointing movements: Integration of independent spatial and temporal motor plans simplifies movement dynamics. J Neurosci 2007; 27(48): 13045-64.
53. Gundogdu O, Anderson KS, Parnianpour M. Simulation of manual materials handling: Biomechanial assessment under different lifting conditions. Technol Health Care 2005; 13(1): 57-66.
54. Anderson FC, Pandy MG. Dynamic optimization of human walking. J Biomech Eng 2001; 123(5): 381-90.
55. Parnianpour M, Wang JL, Shirazi-Adl A, Khayatian B, Lafferriere G. A computational method for simulation of trunk

motion: towards a theoretical based quantitative assessment of trunk performance. ACM 1999; 11.
56. Hajlotfalian M, Redaei A, Sadeghi H. Biomechanical modeling of selected methods of load carriage to improve military capabilities of troops. J Sport Biomech 2016; 2(3):15-23. [In Persian].
57. Mostafa HL, Heidar S. Optimal trajectory of squat to stand movement by using different cost function. J Res Sport Rehabil 2018; 5(10): 49-57. [In Persian].
58. Matsui T, Motegi M, Tani N. Mathematical model for simulating human squat movements based on sequential optimization. Mech Eng J 2016; 3(2): 15-00377.

DOI: 10.22122/jrrs.v15i5.3477 Published by Vesnu Publications

The Biomechanics and Muscle Function in Various Squat Techniques with a Rehabilitative and Training Approach: A Narrative Review

Mostafa HajLotfalian[1], Mohammad Hadi-Honarvar[2], Parastoo Shamsekohan [3]

Review Article

Abstract

Introduction: Nowadays, squat exercises are commonly used in rehabilitation centers to expand muscle power and strength. In this study, biomechanics and muscle function have been reviewed during squats. The aim of this study is to recognize the gaps and deficiencies of previous studies and provide suggestions to improve the application and safety of squats for rehabilitation and training purposes.

Materials and Methods: PubMed and ScienceDirect databases were searched for studies published in English between 2000 and 2020. The Google Scholar search engine was also used for this purpose. Adopting from Medical Subject Headings (MeSH) terms, the search was conducted with keywords Squat, Biomechanics, Muscle function, and Optimization as well as the combination of these terms. The final analysis was performed on more than 32 articles with a direct relationship to the review subject.

Results: The squat exercise was widely investigated for several purposes such as improving techniques, preventing injuries, and promoting muscle function**.** The most common parameters in kinematics, kinetics, and muscle function context were joint range of motion (ROM), joint maximum torque, especially maximum torque of the knee joint, and quadriceps and hamstring muscles function, respectively. Despite numerous studies examining muscle function, there was not enough information about profound muscles involved in the squat exercise. Furthermore, none of the squat methods were optimized in terms of motion pattern.

Conclusion: Performing wide-stance back squat (≥ shoulder width) with natural foot positioning, unrestricted movement of the knees, and full depth while the lordotic curve is maintained is an optimal technique to perform this exercise. But it should be noted that the use of musculoskeletal models to optimize motion pattern and make knowledge on the deep muscle function are beneficial to find gold standards and more use of the squat for clinical and rehabilitation purposes.

Keywords: Muscle; Function; Biomechanics; Rehabilitation

Citation: HajLotfalian M, Hadi-Honarvar M, Shamsekohan P. **The Biomechanics and Muscle Function in Various Squat Techniques with a Rehabilitative and Training Approach: A Narrative Review.** J Res Rehabil Sci 2019; 15(5): 294-304.

Received: 26.09.2019 Accepted: 07.11.2019 Published: 06.12.2019

1- PhD, Centre of Excellence for Support Systems in Health Development, Yazd University, Yazd, Iran
2- Assistant Professor, Department of Mechanical Engineering, School of Mechanical Engineering AND Centre of Excellence for Support Systems in Health Development, Yazd University, Yazd, Iran
3- Assistant Professor, School of Physical Education and Sport Science, Isfahan (Khorasgan) Branch, Islamic Azad University, Isfahan, Iran
Corresponding Author: Parastoo Shamsekohan; Assistant Professor, School of Physical Education and Sport Science, Isfahan (Khorasgan) Branch, Islamic Azad University, Isfahan, Iran; Email: parastooshams@yahoo.com