Archive of SID

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

مصطفی حاج‌لطفعلیان[۱]، محمدهادی هنرور[۲]، پرستو شمسه‌کهن[۳]

۱- دکتری تخصصی، هسته علمی سامانه‌های پشتیبان در توسعه سلامت، دانشگاه یزد، یزد، ایران

ایمیل: mostafa.H.Lotfalian@gmail.com همراه: ۹۸۹۱۳۲۵۶۱۳۸۳+

۲- استادیار، گروه مهندسی مکانیک، دانشکده فنی و مهندسی و هسته علمی سامانه‌های پشتیبان در توسعه سلامت، دانشگاه یزد، یزد، ایران

ایمیل: hadihonarvar@gmail.com همراه: ۹۸۹۱۲۷۹۸۱۲۰۷+

۳- استادیار، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، واحد اصفهان (خوراسگان)، دانشگاه آزاد اسلامی، اصفهان، ایران

ایمیل: parastooshams@yahoo.com همراه: ۹۸۹۳۵۳۸۶۱۴۲۰+ تلفن: ۹۸۳۱۳۶۳۰۰۸۲۴+

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: اسکوات، عملکرد عضلات، بهینه‌سازی، توان‌بخشی

غیر قابل استناد

www.SID.ir

Archive of SID

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

Mostafa Haj-Lotfalian[1], Mohammad Hadi-Honarvar[2], Parastoo Shamseh-Kohan[3]

1- PhD, Centre of Excellence for Support Systems in Health Development, Yazd University, Yazd, Iran
Email: mostafa.h.lotfalian@gmail.com Cellular: +989132561383

2- Assistant Professor, School of Mechanical Engineering AND Centre of Excellence for Support Systems in Health Development, Yazd University, Yazd, Iran
Email: hadihonarvar@gmail.com Cellular: +989127981207

3- Assistant Professor, School of Physical Education and Sport Science, Isfahan (Khorasgan) Branch, Islamic Azad University, Isfahan, Iran
Email: parastooshams@yahoo.com Cellular: +989353861420 Landline: +983136300824

Running Title: Various squat techniques

Introduction: Nowadays, squats are commonly used in rehabilitation centers to expand power and muscle power and strength. In this study, biomechanics and muscle function has been reviewed during of squats. The aim of this study was recognizing the gaps and deficiencies of previous studies and providing suggestions to improve the application and safety of squats for rehabilitation and training purpose.

Materials and Methods: Pub Med and Science Direct databases were searched for studies published in English between 2000 and 2020. Google Scholar search engine was used also. Adopting from Mesh terms, Squat, Biomechanics, Muscle function and Optimization as well as the combination of these terms were used. The final analysis was done on more than 32 articles with direct relationship.

Results: The Squat was widely investigated for several purposes such as improving technique, preventing injury and promoting muscles function**.** The most common parameters in kinematics, kinetics and muscle function context were joints range of motion, joints 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 squat exercise. Furthermore, none of squat methods were optimized in terms of motion pattern.

Conclusion: Perform back squat with wide stance (≥ shoulder width) with natural foot positioning, unrestricted movement of the knees, and full depth while the lordotic curve is maintained is an optimal technique. But it should be noted, the use of musculoskeletal models to optimize motion pattern and inform of profound muscles function are beneficial to find gold standards and more use of the squat for clinical and rehabilitation purposes.

Keywords: Squat, Muscle, Function, Optimization, Rehabilitation

جهاد دانشگاهی استاد

www.SID.ir

Archive of SID

مقدمه

اسکوات، یکی از عمومی‌ترین حرکات برای تقویت عضلات پایین‌تنه 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)، تندینوپتی کشکک (۳ و ۴)، بی‌ثباتی مچ پا (۵) و پس از اعمال جراحی بازسازی رباط متقاطع قدامی (Anterior Cruciate Ligament: ACL) (۶) کاربرد دارد. همچنین حرکت برخاستن از وضعیت نشسته، به‌کرات در طول روز تکرار می‌شود و پیش نیاز 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)، همی-پلژی (۱۰) و فلج مغزی (۷) است. علاوه بر این، اسکوات اولین حرکت از مجموع سه حرکتِ لیفت، در رشته ورزشی پاورلیفتینگ است و در تست‌های سنجش قدرت عضلات پایین‌تنه، با حداکثر توان کاربرد دارد. یک حرکت اسکوات استاندارد از حالت نزدیک به اکستنشن کامل مفاصل ران و زانو آغاز می‌شود و فرد می‌بایست آن‌قدر به سمت پایین حرکت کند تا استخوان ران به موازات زمین قرار گیرد، سپس در ادامه حرکت به موقعیت اولیه خود باز گردد (۱۱). در اجرای حرکت اسکوات با اهداف تمرینی و توانبخشی، نوع وسیله به‌کار 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، زاویه‌ی 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 می رسد امکان بروز آسیب در این حرکت چندان قابل توجه نباشد، اما استفاده از تکنیک‌های غلط در اجرای آن به‌خصوص در زمان حمل بارهای سنگین، می‌تواند نیروها و گشتاورهای نامتعارفی را به بدن فرد وارد کند و ریسک آسیب را افزایش دهد (۱۳). لازم به ذکر است که تاکنون تلاش‌هایی مبنی بر بهینه‌سازی حرکت اسکوات به‌منظور ایمن‌تر کردن و افزایش بازدهی آن صورت گرفته (۱۴) تا دو هدف عمده و اصلی دانش بیومکانیک که بهبود تکنیک و پیشگیری از بروز آسیب است را محقق کند.

از آنجایی‌که شناخت پروتکل‌های تمرینی ایمن و مؤثر جهت توانبخشی و جلوگیری از بروز آسیب، اهمیت ویژه‌ای برای درمانگر و مربی دارد و با توجه به اینکه روش‌های اجرای حرکت اسکوات بسیار متنوع است (۱۲)، تلاش شد 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 نیز تمرینی (Training)، چه فاکتورهایی از اهمیت بیشتری برخوردار است و چه فاکتورهای مهمی کمتر مورد توجه قرار گرفته است. براساس نتایج مطالعه حاضر می‌توان کمبودهای موجود در مطالعات گذشته را شناسایی نمود و پیشنهاداتی جهت مطالعات آینده و نیز اجرای کاربردی و ایمن‌تر این حرکت برای اهداف توانبخشی و تمرینی ارائه داد.

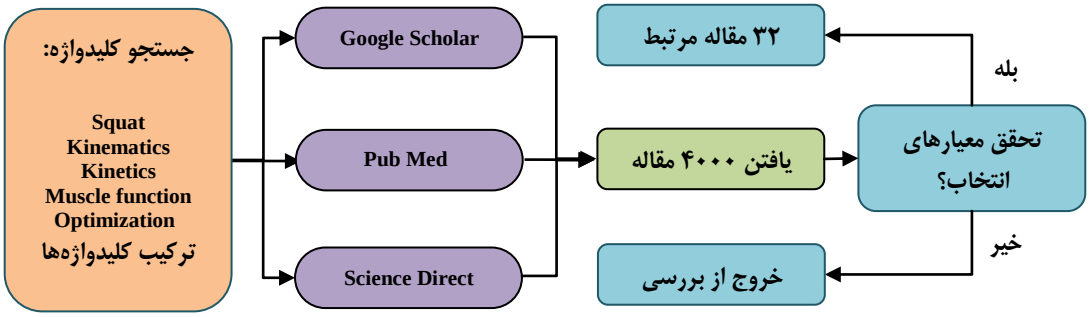
مواد و روش‌ها

برای انجام این پژوهش مقالات چاپ شده در زمینه بیومکانیکِ حرکت اسکوات، از بانک‌های اطلاعاتی Pub Med و Science Direct جستو شد. همچنین از موتور جستجوی Google Scholar استفاده شد. 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 براساس واژگان کلیدی MeSH استفاده گردید.

معیار ورود مقالات به این پژوهش عبارت بود از مقالات معتبری که در بانک‌های اطلاعاتی مذکور ایندکس شده، و بیومکانیک اسکوات را برای رسیدن به اهداف تمرینی و توانبخشی مورد بررسی قرار داده بودند. در این مطالعه تلاش شد تا مباحثی که در پژوهش‌های پیشین تأکید زیادی روی آن‌ها بوده است، مرور شود و از تکرار مباحثی که در مطالعات مروری گذشته بررسی شده است و رابطه زیادی هم با هدف پژوهش حاضر نداشت، اجتناب شود (شکل ۱). هدف بازیابی کلیه مطالعات به جز مطالعات کیفی و مرور روایی بود. منابع مورد استفاده در تمام مطالعات و نیز مطالعات کیفی و مرور نظام مند با روش Cross-reference بررسی شدند.

www.SID.ir

Archive of SID



شکل ۱: شیوه انتخاب مقاله‌ها

یافته‌ها

در نتیجه جستجو بر اساس استراتژی‌های این تحقیق، نزدیک به چهار هزار مقاله در پایگاه‌های ذکر شده یافت شد که با توجه به عنوان و چکیده مقالات و با در نظر گرفتن معیارهای ورود و خروج پژوهش، بعد از کنار گذاشتن مقالات تکراری و غیر مرتبط، نزدیک به ۵۰ مقاله برای مطالعه متن کامل آنها انتخاب شد. در نهایت نتایج ۳۲ مقاله هم‌راستا با هدف پژوهش مرور و ارائه گردید. براساس این گروه از مطالعات مشخص می شود افراد در طی فرآیندهای تمرینی و با تمرین درمانی در طی فرآیندهای توانبخشی و یا به دنبال مداخلات درمانی تا چه میزان می توانند به ویژگی های ظاهری و عملکردی حرکت، مشابه آنچه افراد سالم اجرا می کنند، دست یابند.

این مطالعات در سه حیطه کلی مورد بررسی و مرور قرار گرفتند. بیومکانیک اسکوات که شامل مطالعاتی بود که در آن‌ها پارامترهای کینماتیکی و کینتیکی اسکوات بررسی شد. در مجموع ۲۰ مقاله در این حیطه مورد بررسی قرار گرفت که چهار مورد آن در رابطه با کینماتیک و ۱۶ مورد آن در رابطه 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 از آن، با مقالات بررسی شده در کینماتیک و کینتیک اسکوات هم‌پوشانی داشت. علاوه بر این در رابطه با بهینه‌سازی الگوی حرکتی اسکوات، چهار مقاله مرتبط یافت شد که مورد بررسی قرار گرفت. اطلاعات کلی مطالعاتی که در نهایت مورد بررسی قرار گرفتند، در جدول ۱ آورده شده است.

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

نام محقق	سال انتشار	حیطه	نوع تکلیف	نتایج
توتونگی و همکاران (۲)	۲۰۰۰	کینتیک	اسکوات بدون بار خارجی	ایمنی بیشتر تمرینات اسکوات نسبت به تمرینات زنجیره باز
اسکامیا و همکاران (۱۲)	۲۰۰۱	کینماتیک و کینتیک	اسکوات و پرس پا	در اسکوات نیروی کمتری به ACL وارد می‌شود و این حرکت برای بازتوانی مناسب‌تر است
اسکامیا و همکاران (۱۱)	۲۰۰۱	کینتیک	اسکوات با عرض های مختلف پا	اسکوات با عرض پای متوسط و زیاد، در توان-بخشی عضلات ران، زانو و مچ تاثیرگذارتر است
کاتریسانو و همکاران (۱۵)	۲۰۰۲	کینتیک و عملکرد عضلات	اسکوات از پشت در عمق های مختلف	افزایش عمق اسکوات، درگیری اکستنسورهای هیپ را افزایش می‌دهد.
بهم و اندرسون (۱۶)	۲۰۰۵	کینتیک و نیروی عضلات	اسکوات با وزنه آزاد و دستگاه اسمیت	وزنه آزاد در مقایسه با دستگاه اسمیت عضلات را بیشتر تقویت می‌کند.
کاترمن و همکاران (۱۷)	۲۰۰۵	کینتیک و نیروی عضلات	اسکوات با وزنه آزاد و دستگاه اسمیت	استفاده از دستگاه اسمیت در مراحل اولیه بازتوانی بهتر از وزنه آزاد است.

غیر قابل استناد

www.SID.ir

Archive of SID

همریج و همکاران (۱۸)	۲۰۰۶	کینماتیک	اسکوات بدون بار خارجی	گزارش دامنه حرکتی مفاصل پایین تنه
گولِت و همکاران (۱۹)	۲۰۰۹	کینتیک و نیروی عضلات	اسکوات با هالتر از عقب و جلو	برای اهداف توانبخشی، اسکوات با هالتر از جلو مناسب تر از روش دیگر است
پریرا و همکاران (۲۰)	۲۰۱۰	کینتیک و عملکرد عضلات	مقایسه اسکوات با زوایای مختلف چرخش خارجی هیپ	چرخش خارجی هیپ تا ۳۰ درجه می‌تواند درگیری آداکتورهای ران را در حرکت اسکوات بیشتر کند.
مک براید و همکاران (۲۱)	۲۰۱۰	کینتیک و عملکرد عضلات	اسکوات معمولی و اسکوات روی صندلی	وجود چرخه کشیدگی – کوتاهی در اسکوات معمولی به تولید نیروی بیشتر در عضلات کمک می کند و برای مراحل پیشرفته توانبخشی مفید است.
اسکونفیلد و همکاران (۲۲)	۲۰۱۰	کینماتیک و کینتیک	اسکوات بدون بار خارجی	شناسایی حرکات زانو در فازهای مختلف اسکوات در صفحه هریزنتال
لامونتیج و همکاران (۲۳)	۲۰۱۰	کینماتیک	اسکوات کامل بدون بار خارجی	اثرگذاری اسکوات به‌عنوان تست سنجش عملکرد در دوره بازتوانی
سوئینسون و همکاران (۲۴)	۲۰۱۲	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
درینک‌واتر و همکاران (۲۵)	۲۰۱۲	کینتیک	اسکوات کامل و Semi	در اسکوات Semi دامنه حرکتی کم مفاصل نمی-تواند در مراحل پیشرفته توانبخشی مناسب باشد.
لورنزتی و همکاران (۲۶)	۲۰۱۲	کینتیک	اسکوات با و بدون محدودیت حرکت رو به جلوی زانو	برای توانبخشی عضله‌ی چهارسر ران، از روش زانوی آزاد استفاده شود زیرا بار بیشتری به زانو وارد می‌کند و به کمر کمتر فشار می‌آورد
فری و همکاران (۲۷)	۲۰۱۳	کینتیک	اسکوات با و بدون محدودیت حرکت رو به جلوی زانو	برای اهداف توانبخشی، مقدار اندک حرکت زانو به سمت جلو لازم است
آسپی و سوئینسون (۲۸)	۲۰۱۴	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
کامفورت و همکاران (۲۹)	۲۰۱۸	کینماتیک، کینتیک و عضله	مرور روش‌های مختلف اسکوات	ارائه پر بازده‌ترین روش اجرای اسکوات برای توانبخشی و بارتوانی
دِمر و همکاران (۳۰)	۲۰۱۸	کینماتیک	اسکوات با عرض های مختلف پا	اسکوات با عرض پای زیاد برای افراد با محدودیت در دورسی فلکشن مچ و دارای طول پایین‌تنه‌ی زیاد، مناسب‌تر است
لی و همکاران (۳۱)	۲۰۱۹	کینماتیک و عملکرد عضلات	تغییر ارتفاع پاشنه در اسکوات با هالتر از عقب	تغییر ارتفاع پاشنه تاثیری بر سینماتیک تنه و زانو و عملکرد عضلات اکستنسور زانو و پشتی–کمری ندارد.

غیر قابل استناد

www.SID.ir

Archive of SID

بحث

حرکت اسکوات با اهداف مختلفی مانند بازتوانی (۲، ۲۶– ۲۹)، پیشگیری از بروز آسیب (۲۷)، ارتقاء تکنیک (۲۹) و بهبود عملکرد عضلات (۱۵، ۲۰، ۲۴) به شکل گسترده‌ای مورد بررسی قرار گرفته است. در اکثر این مطالعات، چند روش مختلف اجرای اسکوات، از جنبه‌های متفاوتی مانند کاهش نیروهای وارد بر اندام (۲۴) و لیگامنت‌ها (۲ و ۱۲)، کاهش گشتاور اعمالی بر مفاصل (۲۴)، افزایش رکورد (۲۳) و تقویت گروه‌های عضلانی مدنظر (۱۶)، مقایسه شدند و بهینه‌ترین روش معرفی گردید.

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 بیومکانیکیِ متعددی مورد بررسی و تحلیل قرار گرفته است (۲، ۱۵– ۳۱). تحلیل کینماتیکی این تکنیک، یکی از این جنبه‌ها است که به مطالعه حرکات مفاصل درگیر و توالی و زمان‌بندی حرکت آن‌ها می‌پردازد. به‌واقع 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 پارامترها یا بخشی از آن‌ها را گزارش کرد. به‌طور 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 باز می‌گردد (۳۲). بررسی کینماتیک اسکوات می‌تواند به‌عنوان یک تست سنجش عملکرد اندام تحتانی در قبل و بعد از جراحی یا یک دوره‌ی تمرینی و توانبخشی مورد استفاده قرار گیرد. با توجه به نقش سرعت حرکت و بار اعمالی در مقدارِ پارامترهای کینماتیکی و گستردگی روش‌های اجرای اسکوات و توجه بیشتر به کینتیک حرکت اسکوات، محققین اندکی به‌طور اخص این پارامترها را برای اهداف تمرینی و توانبخشی مورد تحلیل قرار دادند (۱۸، ۲۳، ۳۰، ۳۱) و اکثراً به بیان زاویه مفاصل و اندام‌ها در صفحات مختلف و دامنه حرکتی آن‌ها پرداختند (۱۸ و ۳۱). در این بین 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 به‌دست آوردند و بیان کردند که انجام حرکت اسکوات بدون بلند شدن پاشنه نیازمند حداقل ۵/۵±۳۸ درجه دورسی فلکشن در مچ است (۱۸). همچنین حین فلکشن و اکستنشن زانو در حرکت اسکوات، به‌ترتیب 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) است و اکثر محققین از این روند، برای محاسبه گشتاور و نیروهای وارده بر مفاصل، اندام‌ها و لیگامنت‌ها استفاده کرده‌اند (۱۵– ۲۸). محققان زیادی، با اهداف مختلف، پارامترهای کینتیکی حرکت اسکوات را مورد بررسی قرار دادند (۲، ۱۱، ۲۴–۲۷). عده‌ای نیروهای کششی، برشی و فشاری وارده بر لیگامنت‌ها و مفاصل را حین اسکوات، با هدف آسیب‌شناسی و بازتوانی بررسی کردند (۲، ۱۲، ۲۶–۲۹). Toutoungi و همکاران، با مقایسه روش‌های مختلف بازتوانی زانو در میزان تنش وارد بر لیگامنت‌های صلیبی، انجام حرکت اسکوات را برای توانبخشی عضلات چهارسر ران، در افراد مبتلا به آسیب ACL مناسب‌تر و ایمن‌تر از تمرینات زنجیره باز دانستند (۲). در مطالعه‌ای دیگر 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).

علاوه‌بر این، تعداد زیادی از محققان به مقایسه پارامترهای کینتیکی به‌خصوص بیشینه گشتاور، در روش‌های مختلف اجرای حرکت اسکوات پرداختند (۱۶، ۱۹، ۲۸). در اسکوات از بالای سر، در فاز نشستن عضلات جلو تنه و در اسکوات از پشت، عضلات پشتِ تنه و پائین تنه در فاز برخاستن، بیشتر فعالیت می‌کنند. بنابراین به نظر می‌رسد جهت توانبخشی عضلات پایین‌تنه، انجام اسکوات از عقب، مناسب‌تر از اسکوات بالای سر باشد (۲۸). 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 به‌علت اعمال نیروی کمتر به مفاصل زانو و ستون فقرات، روشی مناسب‌تر برای تمرینات بازتوانی محسوب می شود (۱۹). در مطالعه‌ای دیگر برای تقویت عضلات ثبات‌دهنده تنه، مشخص شد انجام اسکوات با وزنه آزاد و در حالت بی‌ثبات مفیدتر از انجام این حرکت

غیر قابل استناد

www.SID.ir

Archive of SID

با دستگاه اسمیت بود به عبارت دیگر عضلات در شرایط بی‌ثبات، بیشتر منقبض شدند (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 آسیب‌دیده 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 بکار رود.

یکی از عوامل مؤثر بر کینماتیک و کینتیک اسکوات، موقعیت قرارگرفتن اندام های 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 (۱۱، ۱۲، ۱۵، ۱۷، ۱۹–۲۱، ۲۴–۲۸). 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 علاوه‌بر سایر مفاصل محاسبه کردند. طبق نتایج این تحقیق، 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 آن‌را 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 پایین‌تنه زیاد، مناسب‌تر است (۳۰). Lee و همکاران، اثر 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 (۳۱).

Swinton و همکاران، سه نوع اسکوات سنتی (فاصله عرضی کم پاها)، پاورلیفتینگی (فاصله عرضی زیاد پاها) و صندلی (نشستن روی صندلی و سپس برخاستن) را از منظر پارامترهای بیومکانیکی، در بارهای مختلف مورد مقایسه قرار دادند و مقدار ماکزیمم گشتاور را در حالت‌های مختلف گزارش نمودند. طبق نتایج این مطالعه می‌توان گفت که روش پاورلیفتینگی کارایی بیشتری در تقویت عضلات ران دارد؛ درحالی‌که روش سنتی در توانبخشی عضلات مچ و ستون‌فقرات کاراتر است (۲۴). McBride و همکاران، پارامترهای کینتیکی و عملکرد عضلات را در دو حالت اسکوات و اسکوات روی جعبه با هدف بررسی 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 چرخه‌ی کشیدگی– کوتاهی است، می‌تواند برای اهداف توانبخشی مفیدتر باشد (۲۱). Drinkwater و همکاران، اسکوات کامل و جزئی (Partial) را در بارهای مختلف از منظر پارامترهای کینتیکی مقایسه کردند و بیان کردند که با وجود اهمیت انجام اسکوات جزئی با بار متوسط برای اهداف بازتوانی، دامنه اندک مفاصل حین انجام اسکوات جزئی، نمی‌تواند هدف پروتکل‌های تمرینی و مقاومتی را برآورده کند (۲۵). همچنین Caterisano و همکاران، بیان کردند که افزایش دامنه اسکوات، درگیری عضله گلوتئوس ماکزیموس را افزایش می‌دهد و باعث مشارکت بیشتر این عضله می‌شود (۱۵). Pereira و همکاران نشان دادند با ایجاد ۳۰ درجه چرخش خارجی در ران می توان درگیری عضلات ادداکتور ران را در حرکت اسکوات افزایش داد تا موقعیت اندام‌ها را 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 چهارسر ران، استفاده از روش زانوی آزاد ارجحیت دارد زیرا بار بیشتری به زانو وارد فشارکمتری به کمر تحمیل می شود (۲۶). در مطالعه‌ای با پروتکلی مشابه، تأثیر جابجایی قدامی مفصل زانو حین اسکوات با هالتر در میزان گشتاور زانو و هیپ سنجیده شد؛ این تحقیق نشان داد 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 برای انجام یک اسکوات ایمن و مناسب برای اهداف توانبخشی، مقدار اندک حرکت زانو به سمت جلو لازم است (۲۷). 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 کلینیکالی و توانبخشی داشته باشیم، می‌توان به نتایج حاصل از مطالعه‌ی Camfort و همکاران مراجعه کرد. آن‌ها با بازنگری در مطالعه‌ی سال ۲۰۰۷ خود، در مطالعه‌ای با رویکرد آسیب‌شناسانه، با مرور مطالعاتی که تاثیر 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 بهینه‌ی انجام این حرکت معرفی کردند (۲۹).

www.SID.ir

Archive of SID

در جمع‌بندی مباحث این بخش می‌توان گفت، پارامترهای کینماتیکی کمتر برای انتخاب مناسب‌ترین روش از بین روش‌های بررسی شده، به‌عنوان هدف محقق در نظر گرفته شد (۱۸، ۲۳، ۳۰، ۳۱) و توابع معیار معمولاً پارامترهای کینتیکی مانند حداقل گشتاور و نیروی وارد بر مفاصل و اندام‌ها و میزان فعالیت و عملکرد عضلات بود (۱۵–۲۸)؛ به‌عبارتی اکثر محققین الگو و روش اجرای حرکت (کینماتیک) را تغییر دادند تا مناسب‌ترین روش برای تحقق هدف‌شان، که معمولاً شامل پارامترهای کینتیکی بود را بیابند. همچنین می‌توان این استنباط را نیز داشت که هدف اکثر محققانی که پارامترهایی مانند نیرو و گشتاور وارد بر اندام و مفاصل را مورد مطالعه قرار دادند، بررسی فاکتورهای آسیب و انتخاب مناسب‌ترین تکنیک از نظر ایمنی و کارایی بود تا در تمرینات توانبخشی مورد استفاده قرار گیرد (۲، ۲۶–۲۹). در مطالعاتی که عملکرد عضلات بررسی شد، رویکرد اصلی افزایش بازدهی حرکت اسکوات و بهینه‌سازی حرکت برای تقویت عضلات مورد نظر برای اهداف توانبخشی و بازتوانی بود (۱۶، ۱۷، ۱۹–۲۱).

عملکرد عضلات

عضله تنها عامل انقباضی و به‌وجود آورنده حرکت در اندام است 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 به‌عنوان یک تمرین مناسب برای توان‌بخشی و افزایش قدرت شناخته می‌شود (۳۳). در مطالعاتی که عملکرد عضلات بررسی شد (۱، ۱۶، ۱۹–۲۱، ۲۸، ۳۴–۴۰)، رویکرد اصلی افزایش بازدهی حرکت اسکوات و بهینه‌سازی حرکت برای تقویت عضلات مورد نظر برای اهداف توانبخشی و بازتوانی بود. یکی از رایج‌ترین روش‌ها برای بررسی عملکرد عضلات در مهارت‌های ورزشی، الکترومایوگرافی بوده که به‌منظور توصیفِ نقش و سطح فعالیت عضله صورت می گیرد. محققان زیادی بدین طریق، عملکرد عضلات مختلف بدن را حین اجرای روش‌های مختلف اسکوات مورد بررسی و مقایسه قرار دادند خلاصه ای از این مطالعات در جدول ۲ جمع آوری شده است.

نویسندگان	سال	هدف تحقیق	عضلات بررسی شده
کاو و ملروس (۳۴)	۱۹۹۹	مقایسه ۳ عرض مختلف پا در ۶۵ و ۷۵ درصد RM	پهن داخلی، پهن خارجی، راست رانی، سرینی بزرگ، سرینی میانی
زینک و همکاران (۳۵)	۲۰۰۱	مقایسه اجرا با کمربند و بدون کمربند در ۹۰ درصد RM	پهن داخلی، دوسر رانی، سرینی بزرگ، سرینی میانی
کاتریسانو و همکاران (۳۶)	۲۰۰۲	مقایسه ۳ عرض پای مختلف در ۰– ۱۲۵ درصد وزن بدن	پهن خارجی، راست رانی، دوسر رانی،سرینی بزرگ، سرینی میانی
اندرسون و بهم (۱۶)	۲۰۰۵	مقایسه اسکوات با هالتر آزاد با دستگاه اسمیت	پهن داخلی، دوسر رانی، دوقلو، راست شکمی، ارکتور بالای کمر، ارکتور کمر
مک براید و همکاران (۳۷)	۲۰۰۶	مقایسه اسکوات دینامیک باثبات و بی‌ثبات در ۷۰، ۸۰ و ۹۰ درصد RM	پهن داخلی، پهن خارجی
هاملین و همکاران (۳۸)	۲۰۰۷	مقایسه اسکوات در ۰ و ۸۰ درصد RM با تمرین ایزومتریک تنه	راست شکمی، مورب خارجی ارکتور بالای کمر، ارکتور کمر
پائولی و همکاران (۳۹)	۲۰۰۹	مقایسه ۳ عرض مختلف پا در سه بار ۰، ۳۰، ۷۰ درصد RM	پهن داخلی، پهن خارجی، راست رانی، دوسر رانی، نیم وتری، سرینی بزرگ، سرینی میانی، نزدیک کننده بزرگ
سوانبک و همکاران (۴۰)	۲۰۰۹	مقایسه اسکوات با هالتر از عقب با دستگاه اسمیت	پهن داخلی، پهن خارجی، دوسر رانی، دوقلو، ساقی قدامی، راست شکمی، ارکتور بالای کمر
گولت و همکاران (۱۹)	۲۰۰۹	مقایسه اسکوات با هالتر از جلو و عقب	پهن داخلی، پهن خارجی، راست رانی،

غیر قابل استناد

www.SID.ir

Archive of SID

			دوسر رانی، نیم وتری
مک براید و همکاران (۲۱)	۲۰۱۰	مقایسه اسکوات با اسکوات روی جعبه	پهن داخلی، پهن خارجی، ارکتور بالای کمر
پریرا و همکاران (۲۰)	۲۰۱۰	مقایسه اسکوات با زوایای مختلف چرخش خارجی هیپ	نعلی، گروه نزدیک کننده‌ها
آسپی و سوئینسون (۲۸)	۲۰۱۴	مقایسه اسکوات با هالتر از عقب با اسکوات از بالای سر	پهن داخلی، پهن خارجی، راست رانی، دوقلو، سرینی بزرگ راست شکمی، مورب خارجی ارکتور بالای کمر، ارکتور کمر
کوبو و همکاران (۱)	۲۰۱۹	بیومکانیک زانو در اسکوات با زوایای متفاوت	پهن داخلی، پهن خارجی، پهن میانی، راست رانی، دوسر رانی، نیم وتری، نیم غشایی، نزدیک‌کننده‌ها

جدول ۲: عضلات بررسی شده در مطالعات مختلف انجام شده بر روش‌های مختلف اجرای حرکت اسکوات

در این مطالعات عضلات اندام تحتانی (۱۶، ۱۹، ۲۰، ۲۱، ۲۸، ۳۴–۳۷، ۳۹، ۴۰) بسیار بیشتر از تنه (۲۱، ۲۸، ۳۸) مورد توجه محققان قرار گرفته‌اند؛ دو گروه عضلات کوادریسپس و همسترینگ، به‌عنوان اصلی‌ترین حرکت‌دهنده‌های زانو، بیشتر بررسی شده‌اند (۱۶، ۱۹، ۲۰، ۲۱، ۲۸، ۳۴–۳۷، ۳۹، ۴۰). وستوس مدیالیس (۱۶، ۱۹، ۲۰، ۲۱، ۲۸، ۳۴–۳۷، ۳۹، ۴۰) و بایسپس فموریس (۱، ۱۹، ۲۸، ۳۴، ۳۶، ۳۹) نیز در اکثر مطالعات سنجیده شدند. از بین عضلات تنه، عضلات ارکتور اسپاین بیشتر مدنظر قرار گرفت (۲۱، ۲۸، ۳۸). همچنین در مفصل مچ، بررسی بیشتری روی عضله گسترونمئوس صورت گرفت (۱۶، ۲۸، ۴۰). 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 می‌کند (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. Dionisioو همکاران بیان کردند که در انجام حرکت اسکوات، عضلات تیبیالیس آنتریور و گسترونمئوس انقباض همزمانی دارند و انجام تمرینات اسکوات را برای درمان بی‌ثباتی مچ مفید دانستند (۴۱). مهمترین عضلاتی که در حرکت اسکوات تقویت می‌شوند، عضلات عمل کننده روی مفصل زانو می‌باشند. از بین عضلات کوادریسپس، وستوس مدیالیس و لترالیس انقباض یکسان و بالایی را حین اسکوات تجربه می‌کنند (۴۲) و نیروی خروجی آن‌ها تقریباً دو برابر عضله‌ی رکتوس گزارش شده است (۱۲). تقویت این عضلات در تمرینات بازتوانی رباط صلیبی خلفی مفید است و تنش وارد بر رباط را در حرکات مختلف کاهش می‌دهد (۱۲). دیگر عضلات عمل‌کننده بر روی مفصل زانو، گروه همسترینگ است. این عضلات بیشترین انقباض خود را در ۱۰ تا ۷۰ درجه فلکشن زانو دارند (۱۲). بنابراین با انجام اسکوات Semi، می‌توان با تقویت حداکثری این گروه عضلانی، به بازسازی رباط صلیبی قدامی نیز کمک کرد و به‌طور کلی ثبات مفصل زانو را افزایش داد. از بین عضلات مفصل هیپ، گلوتوس 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 (۴۳) و بر خلاف گروه همسترینگ، هرچقدر که عمق اسکوات بیشتر شود، عملکرد این عضله نیز افزایش می‌یابد (۴۳). همچنین برای تقویت و درگیری بیشتر عضلات آداکتور و گلوتوس ماکزیموس در تمرینات توانبخشی می‌توان در اجرای حرکت اسکوات، فاصله‌ی عرضی پاها را افزایش داد (۳۹). نکته‌ای که تقریباً در تمامی مطالعات بررسی شده مشترک است، بررسی تعداد محدودی عضله، از بین حدود ۲۰۰ عضله‌ی فعال در حرکت اسکوات بود (۳۳)؛ البته قابل ذکر است که در بیشتر این مطالعات، عضلاتی که تاثیرگذاری بیشتری داشتند، انتخاب شدند و چون ثبت فعالیت عضلات به‌وسیله‌ی الکترومایوگرافی انجام می‌گرفت، امکان بررسی همزمان تعداد زیادی عضله وجود نداشت. همچنین در این مطالعات، تنها عملکرد عضلات سطحی بدن مورد بررسی قرار گرفته و ثبت عملکرد عضلات عمقی با توجه به ملاحظات اخلاقی و عدم امکان استفاده از روش‌های تهاجمی در مورد انسان حذف گردیده است.

استفاده از مدل‌های اسکلتی- عضلانی روش دیگری برای بررسی عملکرد عضلات است (۴۴). این مدل‌ها بر اساس فاکتورهای آنتروپومتریکی بدن و رفتارهای عضله ساخته می‌شوند و سعی دارند حرکت اندام‌ها و عملکرد عضلات را شبیه‌سازی کنند. مقرون به صرفه

www.SID.ir

Archive of SID

بودن از نظر هزینه (۴۵) و امکان محاسبه فاکتورهای متعدد بیومکانیکی از جمله الگوی فعالیت عضلات، گشتاور مفاصل و نیروهای وارده بر اندام (۴۶) و کمک به بررسی نقش این عوامل در مهارت‌های ورزشی (۴۷) و ناهنجاری‌های حرکتی (۴۸)، 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 به‌صورت هم‌زمان در انواع مختلف اسکوات بررسی کرد و محدودیتی از نظر سطحی و یا عمقی بودن عضلات بررسی شده وجود ندارد (۴۹).

بهینه‌سازی الگوی حرکت اسکوات با هدف توانبخشی

مدل‌سازی حرکات انسان در جهت حل مسائل 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) به‌دست آمده است (۲۶-۲۹). از جمله کاربردهای روند دینامیک معکوس، استفاده از آن در جهت پیش‌بینی حرکات است. بدین ترتیب که هر دو عامل حرکت و نیرو ناشناخته هستند و می‌بایست از طریق فرایند بهینه‌سازی (Optimization) محاسبه گردند (۵۰). بهینه‌سازی، تلاشی برای ایجاد تغییرات در یک ایده اولیه با استفاده از اطلاعاتی است که قبلاً به‌دست آمده است (۴۵). هدف از بهینه‌سازی، یافتن بهترین جواب قابل قبول، با توجه به محدودیت‌ها و نیازهای مسأله است (۴۵).

اکثر مطالعات فوق که با رویکرد مقایسه بین تکنیک‌های اسکوات انجام شده‌اند را می‌توان یک مطالعه‌ی بهینه‌سازی در نظر گرفت (۱۵-۲۸) که سعی داشتند بهترین الگو یا روش اجرای اسکوات را با توجه به ویژگی‌های بیمار و هدفی که در مطالعه تعریف شده است، بیابند و در تمرینات بدنسازی و توانبخشی به‌کار گیرند. اهمیت این مسئله زمانی مشخص می‌شود که در بسیاری از پروتکل‌های توانبخشی و تمرینی، ممکن است فرد به‌علت انتخاب الگوی حرکتیِ نامناسب، دچار اضافه بار شود و مجدداً آسیب ببیند و یا اینکه تمرینات برای وی مؤثر و کارا نباشد (۵۱).

در سالیان اخیر، تمرکز اکثر مطالعات بهینه‌سازی روی حرکات دست و بالاتنه بود (۵۲ و ۵۳) ولی 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 (۵۴-۵۷). 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 به‌دست آورند، به‌جز در معدود مواردی (۵۱، ۶۰) ، کمتر دیده شد. Gundogdu و همکاران، با انتخاب پارامتر گشتاور به‌عنوان عاملی که می‌تواند در بروز آسیب مفاصل تأثیرگذار باشد، الگویی از حرکت اسکوات ارائه دادند که درصورت اجرا، گشتاور کمتری به مفاصل وارد می‌کند و ایمنی بیشتری را برای فرد به ارمغان می‌آورد (۵۵). حاج‌لطفعلیان و همکاران، حرکت اسکوات را در چهار موقعیت اعمال بار متفاوت، بهینه‌سازی کردند؛ در این مطالعه سعی شد، الگوهای حرکتی ارائه گردد که کمترین گشتاور ممکن را به مفصل ران اعمال کند و توان افراد را برای انجام اسکوات افزایش دهد (۵۸). نتایج این مطالعه نشان داد که انجام حرکت اسکوات با اعمال بار از پشت، روش بهینه‌تری نسبت به سایر روش‌ها است (۵۸). در مطالعه‌ای دیگر از این محقق، به‌منظور بررسی عملکرد سیستم عصبی مرکزی بدن، از یک تابع چند هزینه‌ای برای بهینه‌سازی الگوی حرکت اسکوات استفاده شد. بر این اساس که پس از بهینه‌سازی، برآیند گشتاور مفاصل، انرژی مکانیکی حرکت، حداکثر گشتاور مفصل زانو و شاخص بی‌تعادلی کاهش یابد. نتایج این مطالعه نشان داد که اجرای الگوی حرکتی بهینه علاوه بر کاهش هزینه‌های اعمالی به فرد، ایمنی حرکت را نیز افزایش داد؛ به همین دلیل محققان پیشنهاد کردند فرآیند بهینه سازی در کلینک و مراکز توانبخشی به صورت کاربردی اجرا گردد تا مراجعه کنندگان متناسب با مشکل خود بتوانند درمان مناسب درسافت نمایند (۵۹). Matsui و همکاران، الگویی از حرکت اسکوات ارائه دادند که در صورت اجرا، انرژی مصرفی را به حداقل می‌رساند؛ براین اساس، از آنجا که مدل های طراحی شده بر اساس ویژگی های هر فرد به صورت اختصاصی Scale شدند، امکان پیشنهاد الگوی بهینه اختصاصی برای هر فرد فراهم شد.(۶۰).

محدودیت ها

در مطالعه حاضر کیفیت مطالعات مورد بررسی تحلیل نگردید. با انجام ارزیابی کیفی از مطالعات مورد بررسی، کاربردهای بالینی و آزمایشگاهی تکنیک های مختلف اسکات به صورت دقیق تر قابل بحث خواهد بود.

پیشنهادات

غیر قابل استناد

www.SID.ir

Archive of SID

پیشنهاد می‌شود در مطالعات بعدی، الگوهای مختلف اجرای این تمرین با توابع معیار مختلف مانند حداقل گشتاور، حداقل انرژی و کار، حداکثر تعادل و غیره بهینه‌سازی شوند تا بتوان از آن‌ها در جهت بازتوانی، توانبخشی و افزایش قدرت عضلات، در شرایطی ایمن استفاده کرد. همچنین با ساخت مدل‌های اسکلتی ـ عضلانیِ شبیه‌ساز بدن حین انجام اسکوات، عضلات بیشتری را بررسی شده و اطلاعاتی از عملکرد عضلات عمقی نیز به‌دست آید. همچنین انجام مطالعه حاضر در قالب یک مرور نظام مند ارزشمند خواهد بود.

نتیجه‌گیری

برای جمع‌بندی این مطالعه 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 مسئله باید توجه داشت که افراد با مشکلات و اختلالات مختلف نیازمند اجرای اسکوات با مشخصات به‌خصوصی 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 به‌شکل صحیح 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 در برداشته باشد.

نقش نویسندگان:

طراحی و ایده پردازی مطالعه: مصطفی حاج‌لطفعلیان، پرستو شمسه‌کهن، محمدهادی هنرور

جذب منابع مالی برای انجام مطالعه: مصطفی حاج‌لطفعلیان

خدمات پشتیبانی و اجرایی و علمی مطالعه: پرستو شمسه‌کهن، محمدهادی هنرور

جمع آوری داده‌ها: مصطفی حاج‌لطفعلیان

تحلیل و تفسیر نتایج: مصطفی حاج‌لطفعلیان، پرستو شمسه‌کهن، محمدهادی هنرور

تنظیم دستنوشته: مصطفی حاج‌لطفعلیان، پرستو شمسه‌کهن

ارزیابی تخصصی دستنوشته از نظر مفاهیم علمی: مصطفی حاج‌لطفعلیان، پرستو شمسه‌کهن، محمدهادی هنرور

تأیید دستنوشته نهایی جهت ارسال به دفتر مجله: مصطفی حاج‌لطفعلیان، پرستو شمسه‌کهن، محمدهادی هنرور

مسئولیت حفظ یکپارچگی فرآیند انجام مطالعه از آغاز تا انتشار: مصطفی حاج‌لطفعلیان، پرستو شمسه‌کهن، محمدهادی هنرور

پاسخگویی به نظرات داوران: مصطفی حاج‌لطفعلیان، پرستو شمسه کهن، محمدهادی هنرور

عبر قابل استناد

منابع مالی:

پژوهش حاضر از لحاظ مالی توسط نویسندگان حمایت شد.

تعارض منافع:

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

منابع

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 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):166-9.

www.SID.ir

Archive of SID

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. Brit J Sport Med 2007; 41(7):7-14.
5. Behm D, Colado JC. The effectiveness of resistance training using unstable surfaces and devices for rehabilitation. Int J Sports Phys Ther 2017; 7(2):226-9.
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 Care 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; 32:2243-52.
8. Mak MKY, Hui-Chan CWY. The speed of sit-to-stand can be modulated in Parkinson's disease. Clin Neurophysiol 2005; 116:780-9.
9. Bahrami F, Riener R, Jabedar Maralani P, Schmidt G. Biomechanical analysis of sit-to-stand transfer in healthy and paraplegic subjects. Clin Biomech 2000; 15:123-33.
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; 28:80-5.
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; 33:984-98.
12. Escamilla RF, Fleisig GS, Zheng N, Lander JE, Barrentine SW, Andrews JR, Bergemann BW, Moorman CT 3rd. The effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press. Med Sci Sports Exerc 2001; 33:1552-66.
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 JJ, Suchomel TJ. Optimizing squat technique-Revisited. Strength Cond J 2018; 40(6):68-74.
15. Caterisano A, Moss RE, Pellinger TK, Woodruff K, Lewis VC, Booth W, Khadra T. 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 S SK, 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, das Virgens 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):3195-99.
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(2):40-5.
24. 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.
25. 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):890-896.
26. Lorenzetti S, Gulay T, Stoop M, List R, Gerber H, Schellenberg F, Stüssi E. 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.
27. 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.
28. Aspe RR, Swinton PA. Electromyographic and kinetic comparison of the back squat and overhead squat. J Strength Cond Res 2014; 28(10):2827-36.

www.SID.ir

Archive of SID
29. Comfort P, McMahon JJ, Suchomel TJ. Optimizing squat technique. Strength Cond J 2018; 40(6):68-74.
30. 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):764-78.
31. 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.
32. Nisell R. Joint load during the parallel squat in powerlifting and force analysis of in vivo bilateral quadriceps tendon rupture. Scand J Med Sci Spor 1986; 8:63-70.
33. Solomonow M, Baratta R, Zhou BH, Shoji H, Bose W, Beck C, D'ambrosia R. The synergistic action of the anterior cruciate ligament and thigh muscles in maintaining joint stability. Am J Sports Med 1987; 15(3):207-13.
34. Caw 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.
35. 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.
36. Caterisano A, Moss RE, Pellinger TK, Woodruff K, Lewis VC, Booth W, Khadra T. 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.
37. 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):915-18.
38. Hamlyn N, Behm DG, Young W B. Trunk muscle activation during dynamic weight-training exercises and isometric instability activities. J Strength Cond Res 2007; 21(4):1108-12.
39. 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.
40. 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.
41. Dionisio VC, Almeida GL, Duarte M, Hirata RP. Kinematic, kinetic and EMG patterns during downward squatting. J Electromyogr Kinesiol 2008; 18(1):134-43.
42. Markolf KL, Gorek JF, Kabo JM, Shapiro MS. Direct measurement of resultant forces in the anterior cruciate ligament. J Bone Joint Surg Am 1990; 72(4):557-67.
43. 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 2011; 93(2):40-5.
44. 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.
45. Nigg BM, Herzog W. Biomechanics of the musculo-skeletal system: Chichester. 1999; 416-20.
46. Delp SL, Anderson FC, Arnold AS, Loan P, Habib A, John CT, Guendelman E, Thelen DG. OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. IEEE T Bio-Med Eng 2007; 54(11):1940-50.
47. Gallo CA, Thompson WK, Lewandowski BE, Humphreys BT, Funk JH, Funk NH, Weaver AS, Perusek GP, Sheehan CC, Mulugeta L. Computational modeling using opensim to simulate a squat exercise motion. NASA 2015; https://ntrs.nasa.gov/archive/nasa/casi.ntrs.nasa.gov/20150002700.pdf.
48. Goehler CM, Helm K, Prato L, Levanda A. Presenting a performance assessment protocol and full body opensim model for use in identifying risk of injury. Advan Orthop Sport Med 2019; 9(3):15-23.
49. Christophy M, Senan NA, Lotz JC, O'Reilly OM. A musculoskeletal model for the lumbar spine. Biomech Model Mechanobiol 2012; 11(1-2):19-34.
50. 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.
51. Hajlotfalian M, Sadeghi H, Honarvar MH, Nouri MH. Optimization of torque and stability to investigate the effect of exercise in arising control. National Congress on Application of Sport Sciences in Health; 2017 Jan 1-5; Tehran, Iran.
52. Nishii J, Taniai Y. Evaluation of trajectory planning models for arm-reaching movements based on energy cost. Neural Comput 2009; 21:2634-47.
53. Friedman J, Flash T. Trajectory of the index finger during grasping. Exp Brain Res 2009; 196:497–509.

www.SID.ir

Archive of SID

54. 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 Res 2007; 27:13045-64.
55. Gundogdu O, Anderson KS, Parnianpour M. Simulation of manual materials handling: biomechanical assessment under different lifting conditions. Technol Health Care 2005; 13:57–66.
56. Anderson FC, Pandy MG. Dynamic optimization of human walking. J Biomech Eng 2001; 123:381-90.
57. 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. J Biomech Eng 1999; 11:27-38.
58. Hajlotfalian M, Redaei A, Sadeghi H. Biomechanical modeling of selected methods of load carriage to improve military capabilities of troops. Sports Biomech 2016; 2(3):15-23.
59. Hajlotfalian M, Sadeghi H. Optimal trajectory of squat to stand movement by using different cost function. J Res Sport Rehabil 2017; 5(10):49-57.
60. Matsui T, Motegi M, Tani N. Mathematical model for simulating human squat movements based on sequential optimization. J Mech Eng 2016; 3(2):15-27.

غیر قابل استناد

www.SID.ir