ارتباط بین تعادل و حداکثر قدرت در حرکات با زنجیره بسته در وضعیت تحمل و عدم تحمل وزن بدن

ایوب بابائی*، فریبرز هوانلو[1] **، زهرا انتظاری خراسانی***

*دانشجوی کارشناسی ارشد فیزیولوژی ورزشی دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه شهید بهشتی

**استادیار دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه شهید بهشتی

***دانشجوی کارشناسی ارشد رفتار حرکتی دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه شهید بهشتی

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۱/۲/۴ تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳۹۱/۱۰/۴

چکیده

تعادل و قدرت از مهم‌ترین توانایی‌هایی هستند که ورزشکاران باید از آن برخوردار باشند. اما ارتباط بین آن‌ها از موضوعاتی است که مطالعات بیشتری می‌طلبد. بنابراین هدف تحقیق حاضر تعیین میزان ارتباط میان حداکثر قدرت در حرکت پرس پا (زنجیره حرکتی بسته بدون تحمل وزن) و حرکت اسکوات (زنجیره حرکتی بسته با تحمل وزن) با تعادل ایستا و پویا بود. بدین‌منظور ۳۰ فرد فعال (۱۵ مرد و ۱۵ زن با میانگین سن ۱/۵۴±۲۲/۱۳ سال، قد ۶/۹۲±۱۷۱/۲۶ سانتی‌متر و وزن ۸/۲۷±۶۶/۰۲ کیلوگرم) در این آزمون شرکت کردند. برای اندازه‌گیری تعادل از دستگاه تعادل‌سنج بایودکس استفاده شد. تعادل ایستا و پویای آزمودنی‌ها طی دو کوشش ۴۰ ثانیه‌ای اندازه‌گیری شد و شاخص‌های قدامی_خلفی، میانی_جانبی و کلی آن‌ها به دست آمد. قدرت حداکثر نیز با یک تکرار بیشینه در حرکات اسکوات و پرس پا تعیین شد. نتایج نشان داد که در مردان بین نمرات یک تکرار بیشینه اسکوات و نمرات خطا در تعادل قدامی_خلفی ایستا (r= -۰/۵۴۱ و P=۰/۰۱۹) و تعادل میانی_جانبی پویا (r= -۰/۵۳۲ و P=۰/۰۲۱) و در زنان نیز بین نمرات یک تکرار بیشینه اسکوات و نمرات خطا در تعادل قدامی_خلفی ایستا (r= -۰/۵۵۲ و P=۰/۰۱۶) و قدامی_خلفی پویا (r= -۰/۴۹۱ و P=۰/۰۳۲) رابطه معنی‌دار منفی وجود داشت. بین نمرات یک تکرار بیشینه پرس پا و نمرات خطا در تعادل در هر دو گروه رابطه معنی‌داری مشاهده نشد. طبق نتایج این تحقیق حداکثر قدرت در حرکت اسکوات در مقایسه با حداکثر قدرت در حرکت پرس پا ارتباط بیشتری با برخی شاخص‌های تعادل ایستا و پویا دارد.

واژه‌های کلیدی: تعادل ایستا، تعادل پویا، زنجیره حرکتی بسته با تحمل وزن، زنجیره حرکتی بسته بدون تحمل وزن، حداکثر قدرت عضلانی.

1. fhovanloo@gmail.com

[Downloaded from ndea10.khu.ac.ir on 2026-06-14]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1392.0.6.4.7]

Relationship between balance and maximum strength in weight-bearing and non-weight-bearing closed kinetic chain exercises

Babaei, A.*., Hovanloo, F**., Entezari Khorasani, Z***.
* M.Sc Student in Exercise Physiology, Physical Education Faculty, Shaid Beheshti University
** Associate Professor in Physical Rehabilitation , Physical Education Faculty, Shaid Beheshti University
*** M.Sc Student in Motor Behavior, Physical Education Faculty, Shaid Beheshti University

Abstract

Balance and strength are important abilities that athletes should have them. This study was designed to investigate the relationship between maximum leg press (non-weight bearing closed kinetic chain) and squat (weight bearing closed kinetic chain) strength with statistic and dynamic balance. Thirty (15 men and 15 women) physically active participants (age, 22.13 ± 1.54 years; height, 171.26 ± 6.92 cm; weight, 66.02 ± 8.27 kg) completed the study. The Biodex Balance System was used to evaluate balance performance. Subjects completed two, 40 seconds trials attempting to maintain their statistic and dynamic balance and Overall Stability Index, Anterior/Posterior Index and Medial/Lateral Index were obtained. Maximum strength also was measured with a 1RM squat and leg press. Significant correlations were found between the measurements of 1RM squat with static anterior-posterior indices (r, 0.019; P=-0.541) and dynamic medial-lateral indices (r, 0.021, P=-0.532) in men and with static anterior-posterior indices (r, 0.016, P=-0.552) and dynamic anterior-posterior indices (r, 0.032; P=-0.491) in women. No significant correlations were found between the measures of 1RM leg press and balance indices in both groups. The results of this study indicate that maximum squat strength has more relation with some indices of static and dynamic balance than maximum leg press.

Keywords: Statistic Balance, Dynamic Balance, Non-Weight Bearing Closed Kinetic Chain, Weight Bearing Closed Kinetic Chain, Maximum Muscle Strength

[Downloaded from ndea10.khu.ac.ir on 2026-06-14]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1392.0.6.4.7]

مقدمه

امروزه مسئله ارتباط بین قدرت عضلانی و تعادل و نقش تمرینات قدرتی در بهبود تعادل به طور برجسته‌ای بررسی شده است. در این زمینه بلکبرن و همکاران (۲۰۰۰) گزارش کردند که قدرت به‌واسطه ایجاد حالت مقاومت دربرابر طویل‌شدن با تعادل در تعامل است و می‌تواند ازطریق افزایش حساسیت گیرنده‌های عضلانی به کشیدگی و کاهش تأخیر الکترومکانیکی (از بازتاب کشیدگی دوک عضلانی) کنترل عصبی–عضلانی را افزایش دهد (۱). بیشتر تحقیقات درباره ارتباط بین قدرت و تعادل به نتایج متناقضی رسیده‌اند. این اختلاف نتایج می‌تواند به دلیل تفاوت در روش‌های اندازه‌گیری قدرت و تعادل یا نوع آزمودنی‌ها باشد. بیشتر تحقیقات قدرت را در زنجیره حرکتی باز و بدون تحمل وزن بدن بررسی کرده‌اند؛ این درحالی است که اندازه‌گیری تعادل در زنجیره حرکتی بسته و با تحمل وزن انجام شده است (۲, ۳).

اصطلاح زنجیره حرکتی ابتدا در مهندسی مکانیک و سپس در سایر حیطه‌ها ازجمله کینتیک بدن انسان به‌کار رفته است. استندلر (۱۹۹۵و۱۹۹۷) معتقد است در بدن انسان هر عضو می‌تواند زنجیره‌ای متشکل از اجزای هم‌پوشان باشد که به‌وسیله مفاصل مختلف به هم متصل‌اند. او چنین استدلال کرد که زنجیره حرکتی باز زمانی به وجود می‌آید که بخش‌های انتهایی برای اجرای حرکت آزاد باشند، مثل حرکات خم‌شدن و بازشدن زانو که در آن‌ها انتهای پا آزاد است و حرکت مفصل زانو مستقل از مفاصل لگن و مچ پا است. درحالی‌که زنجیره حرکتی بسته زمانی است که بخش انتهایی ثابت باشد، مثل حرکت اسکوات و پرس پا که عضلات چهار سر رانی و همسترینگ را هم‌زمان درگیر می‌کنند و حرکت در مفصل زانو همراه با حرکت مفاصل لگن و مچ در یک مسیر قابل پیش‌بینی صورت می‌گیرد (۴). بسته به اینکه وزن بدن تحمل شود یا نه، می‌توان این حرکات را به نحو دیگری طبقه‌بندی کرد (۵). در بیشتر تحقیقات روش‌های تمرینی مقاومتی با زنجیره حرکتی باز یا زنجیره حرکتی بسته بدون تحمل وزن به منظور بررسی تاثیر افزایش قدرت بر عملکرد تعادل مطالعه شده‌اند (۶, ۷).

برخی مطالعات نشان داده‌اند که تمرینات قدرتی تعادل را بهبود می‌بخشد (۷, ۸)، درحالی‌که تحقیقات دیگر گزارش کرده‌اند که تمرینات تعادلی قدرت را افزایش می‌دهد (۹, ۱۰). جیمز و همکاران (۲۰۰۳) نشان دادند تمرینات قدرتی باعث بهبود تعادل در مردان می‌شود، درحالی‌که عملکرد تعادل در زنان را تغییر نمی‌دهد (۱۱). بنابراین ممکن است در افراد مختلف ارتباط بین قدرت و تعادل متفاوت باشد. بیشتر تحقیقات گذشته ارتباط بین قدرت و تعادل را در افراد با ضعف عضلانی بارز چون افراد پیر(۱۲)، بیماران آسیب‌های مغزی (۱۴،۱۳)، پوکی استخوان (۱۵) و استئوآرتریت (۱۶) مورد بررسی قرار داده‌اند؛ اما درخصوص افراد سالم و فعال تحقیقات کمی صورت گرفته است. ارتباط بین قدرت و تعادل در آزمودنی‌های سالم و فعال در مقایسه با دیگر افراد خاص ممکن است به دلیل اختلاف بارز در قدرت متفاوت باشد (۱۷)، بنابراین با درک بهتر ارتباط بین این دو عامل امکان توسعه بهتر برنامه‌های تمرینی در رشته‌های ورزشی، که نیاز به تعادل بیشتری دارند، میسر خواهد بود.

[Downloaded from ndea10.khu.ac.ir on 2026-06-14]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1392.0.6.4.7]

ازآن‌جاکه عضلات پایین‌تنه در کارهای مستلزم تحمل وزن بدن چون حفظ تعادل نقش مهمی دارند، قدرت این عضلات می‌تواند بهترین ارزیابی برای تخمین وضعیت عملکردی آن‌ها باشد، درضمن بیشتر حرکات تعادلی به صورت زنجیره حرکتی بسته و با تحمل وزن بدن اجرا می‌شوند و این درحالی است که بررسی نحوه اجرای حرکات پرس پا و اسکوات که ازجمله روش‌های تمرینی متداول به منظور تقویت عضلات پا هستند، نشان‌دهنده این مسئله است که در حرکت پرس پا تحمل وزن بدن وجود ندارد، ولی در حرکت اسکوات تحمل وزن بدن وجود دارد. این امر ممکن است بر رابطه بین قدرت و تعادل در این دو روش اثرگذار باشد. متأسفانه تحقیقی وجود ندارد که به‌طور مستقیم به رابطه بین تعادل و حداکثر قدرت عضلات پایین‌تنه در دو حالت تحمل وزن بدن و بدون تحمل وزن بدن با زنجیره حرکتی بسته پرداخته باشد. بنابراین این سؤال مطرح می‌شود که آیا بین قدرت اسکوات و تعادل نسبت به قدرت پرس پا و تعادل رابطه وجود دارد؟

بر این اساس، تحقیق حاضر با هدف بررسی ارتباط میان حداکثر قدرت در حرکت پرس پا (زنجیره حرکتی بسته بدون تحمل وزن) و حداکثر قدرت در حرکت اسکوات (زنجیره حرکتی بسته با تحمل وزن) با تعادل ایستا و پویا اجرا شد تا در کنار تعیین ارتباط بین این متغیرها، به این سؤال پاسخ دهد که قدرت در کدام‌یک از این دو نوع حرکت ارتباط بیشتری با تعادل دارد.

روش‌شناسی

آزمودنی‌های این تحقیق را ۳۰ نفر (۱۵ مرد و ۱۵ زن) از دانشجویان تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه شهیدبهشتی (با میانگین سن ۱/۵۴±۲۲/۱۳ سال، قد ۶/۹۲±۱۷۱/۲۶سانتی‌متر و وزن ۸/۲۷±۶۶/۰۲ کیلوگرم) تشکیل دادند که فاقد هرگونه سابقه آسیب‌دیدگی در مفاصل ران، زانو و مچ پا بودند. کلیه افراد دست‌کم سه روز در هفته، هر روز دو جلسه و هر جلسه به مدت یک ساعت فعالیت منظم داشتند. ضمناً هیچ‌یک از آزمودنی‌ها به صورت حرفه‌ای تمرینات قدرتی را انجام نداده بودند،اما با حرکات پرس پا و اسکوات آشنا بودند.

برای اندازه‌گیری تعادل از دستگاه تعادل‌سنج بایودکس (مدل PRO4) استفاده شد. این دستگاه دارای سه شاخص قدامی_خلفی، میانی_جانبی و کلی برای تعیین میزان تعادل است، که امتیاز بیشتر در این شاخص‌ها نشان‌دهنده تعادل ضعیف‌تر است. این دستگاه یک مانیتور و یک صفحه مدور درجه‌بندی‌شده برای ثبت محل قرارگیری کف پا نیز دارد. صفحه در حالت ایستا کاملاً بی‌حرکت است، اما درحالت پویا ۱۲ حالت دارد که ۱۲ کمترین پویایی و ۱ بیشترین پویایی را دارد. پس از ثبت مشخصات آزمون و آزمودنی‌ها، از افراد خواسته شد تا بدون کفش و جوراب روی صفحه دستگاه بایودکس بایستند. هر آزمودنی با نگاه‌کردن به مانیتور و تغییر محل قرارگیری کف پای خود بهترین حالت را انتخاب می‌کرد، سپس مشخصات محل قرارگیری کف پا ثبت می‌شد. آزمون شامل دو مرحله ایستا و پویا بود که زمان هر مرحله با توجه به مطالعات قبلی ۴۰ ثانیه

[Downloaded from ndea10.khu.ac.ir on 2026-06-14]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1392.0.6.4.7]

در نظر گرفته شد و پنج دقیقه استراحت نیز بین آن‌ها وجود داشت. هنگام آزمون پویا، تحرک صفحه از حالت ۸ تا ۲ به طور پیش‌رونده افزایش پیدا می‌کرد. در طی آزمون دست‌های آزمودنی درکنار بدن آویزان بود و مستقیم به مانیتور نگاه می‌کرد. قبل از شروع آزمون نیز هر آزمودنی طی دو کوشش با دستگاه آشنا می‌شد (۱۸, ۱۹).

بلافاصله بعد از اندازه‌گیری تعادل آزمودنی‌ها به سالن وزنه می‌رفتند و به گرم‌کردن عمومی (حرکات کششی و دویدن بر روی تردمیل) می‌پرداختند. به منظور گرم‌کردن اختصاصی نیز با استفاده از وزنه‌های سبک یک نوبت ۱۰ تکراری پرس پا و اسکوات را انجام می‌دادند. بعد از استراحت و برگشت کامل به حالت اولیه، آزمون اندازه‌گیری یک تکرار بیشینه انجام شد. آزمون شامل انجام حداکثر ۶-۴ تکرار برای هر حرکت پرس پا و اسکوات بود که با استفاده از کم و زیادکردن وزنه‌ها انجام می‌شد. هر زمان که آزمودنی به این مقدار تکرار می‌رسید، آزمون متوقف می‌شد که به طور معمول هر آزمودنی حداکثر پس از ۴ کوشش به این میزان دست یافت. بعد از هر کوشش نیز فرد استراحت می‌کرد تا کاملاً به حالت اولیه برگردد و برای کوشش بعدی آماده شود. به منظور رعایت تقابل توازن نیمی از آزمودنی‌ها ابتدا حرکت پرس پا و بعد حرکت اسکوات را اجرا می‌کردند و برعکس. در پایان نیز برای تعیین یک تکرار بیشینه در هر حرکت از فرمول زیر استفاده شد (۲۰):

$$\text{یک تکرار بیشینه} = \frac{\text{مقدار وزنه جابه‌جا شده}}{[\ (۰/۰۲۵)(\ ۲- \text{تعداد تکرار})\ ] - ۰/۹۵}$$

از آمار توصیفی (میانگین و انحراف استاندارد) برای توصیف داده‌ها و از آزمون کولموگروف_اسمیرنوف برای تعیین توزیع طبیعی‌بودن داده‌ها استفاده شد. ضریب همبستگی پیرسون (در صورت طبیعی‌بودن) و ضریب همبستگی اسپیرمن (در صورت طبیعی نبودن) برای تعیین ارتباط بین آزمون‌های قدرت و هر یک از شاخص‌های تعادل استفاده شد. داده‌ها به‌وسیله نسخه ۱۶ نرم‌افزار SPSS تجزیه و تحلیل شدند. سطح معنی‌داری نیز $P\leq ۰/۰۵$ در نظر گرفته شد.

یافته‌های تحقیق

جدول ۱. میانگین و انحراف معیار یک تکرار بیشینه در حرکات اسکوات و پرس پا

اسکوات (مردان)	اسکوات (زنان)	پرس پا (مردان)	پرس پا (زنان)
۱۲۴/۵۸ ± ۴/۳۰	۶۹/۸۶ ± ۳/۸۴	۱۸۴/۳۶ ± ۸/۶۴	۱۱۳/۷۳ ± ۳/۹۴

[Downloaded from ndea10.khu.ac.ir on 2026-06-14]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1392.0.6.4.7]

براساس نتایج مشخص شد که در مردان بین نمرات یک تکرار بیشینه اسکوات و نمرات خطا در تعادل قدامی–خلفی ایستا (r= -۰/۵۴۱ و$P=۰/۰۱۹$) و تعادل میانی–جانبی پویا (r=-۰/۵۳۲ و$P=۰/۰۲۱$) ارتباط معنی‌دار منفی وجود دارد. اما بین یک تکرار بیشینه پرس پا با هیچ‌کدام از نمرات خطا در تعادل ارتباط معنی‌داری وجود نداشت (جدول ۲). بنابراین هرچه میزان یک تکرار بیشینه اسکوات فرد بیشتر باشد، احتمالاً خطا در نمرات تعادل قدامی_خلفی ایستا و میانی_جانبی پویا کمتر خواهد بود.

جدول ۲. نتایج آزمون همبستگی پیرسون و اسپیرمن در مردان

متغیر / آماره	N	P	r
یک تکرار بیشینه اسکوات و تعادل ایستا	۱۵	۰/۱	-۰/۳۵۱
یک تکرار بیشینه اسکوات و تعادل پویا	۱۵	۰/۰۶۳	-۰/۴۱۲
یک تکرار بیشینه پرس پا و تعادل ایستا	۱۵	۰/۱۸۸	-۰/۲۴۶
یک تکرار بیشینه پرس پا و تعادل پویا	۱۵	۰/۳۷۳	-۰/۰۹۲
یک تکرار بیشینه اسکوات و تعادل قدامی_خلفی ایستا	۱۵	**۰/۰۱۹**	**-۰/۵۴۱**
یک تکرار بیشینه اسکوات و تعادل قدامی_خلفی پویا	۱۵	۰/۱۵۲	-۰/۲۸۵
یک تکرار بیشینه پرس پا و تعادل قدامی_خلفی ایستا	۱۵	۰/۲۰۸	-۰/۳۴۵
یک تکرار بیشینه پرس پا و تعادل قدامی_خلفی پویا	۱۵	۰/۴۱۲	۰/۰۶۳
یک تکرار بیشینه اسکوات و تعادل میانی_جانبی ایستا	۱۵	۰/۲۱۷	-۰/۲۱۸
یک تکرار بیشینه اسکوات و تعادل میانی_جانبی پویا	۱۵	**۰/۰۲۱**	**-۰/۵۳۲**
یک تکرار بیشینه پرس پا و تعادل میانی_جانبی ایستا	۱۵	۰/۱۷	۰/۲۶۵
یک تکرار بیشینه پرس پا و تعادل میانی_جانبی پویا	۱۵	۰/۰۸۸	-۰/۳۶۸

در زنان بین نمرات یک تکرار بیشینه اسکوات و نمرات خطا در تعادل قدامی_خلفی ایستا (r= -۰/۵۵۲ و$P=۰/۰۱۶$) و قدامی_خلفی پویا (r=-۰/۴۹۱ و$P=۰/۰۳۲$) رابطه معنی‌دار منفی وجود داشت. اما بین یک تکرار بیشینه پرس پا با هیچ‌کدام از نمرات خطا در تعادل ارتباط معنی‌داری وجود نداشت (جدول ۳). بنابراین هرچه میزان یک تکرار بیشینه اسکوات فرد بیشتر باشد، احتمالاً خطا در نمرات تعادل قدامی_خلفی ایستا و قدامی_خلفی پویا کمتر خواهد بود.

[Downloaded from ndea10.khu.ac.ir on 2026-06-14]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1392.0.6.4.7]

جدول ۳. نتایج آزمون همبستگی پیرسون و اسپیرمن در زنان

متغیر / آماره	N	P	r
یک تکرار بیشینه اسکوات و تعادل ایستا	۱۵	۰/۴۷۴	-۰/۰۱۹
یک تکرار بیشینه اسکوات و تعادل پویا	۱۵	۰/۱۵۲	-۰/۲۸۵
یک تکرار بیشینه پرس پا و تعادل ایستا	۱۵	۰/۱۲۱	۰/۳۲۱
یک تکرار بیشینه پرس پا و تعادل پویا	۱۵	۰/۴۲۷	۰/۰۵۲
یک تکرار بیشینه اسکوات و تعادل قدامی_خلفی ایستا	۱۵	**۰/۰۱۶**	**-۰/۵۵۲**
یک تکرار بیشینه اسکوات و تعادل قدامی_خلفی پویا	۱۵	**۰/۰۳۲**	**-۰/۴۹۱**
یک تکرار بیشینه پرس پا و تعادل قدامی_خلفی ایستا	۱۵	۰/۳۷۴	-۰/۰۹۱
یک تکرار بیشینه پرس پا و تعادل قدامی_خلفی پویا	۱۵	۰/۴۷۵	-۰/۰۱۸
یک تکرار بیشینه اسکوات و تعادل میانی_جانبی ایستا	۱۵	۰/۴۹۲	/۰۰۶
یک تکرار بیشینه اسکوات و تعادل میانی_جانبی پویا	۱۵	۰/۱۴۲	۰/۲۹۶
یک تکرار بیشینه پرس پا و تعادل میانی_جانبی ایستا	۱۵	۰/۰۶۷	۰/۴۰۶
یک تکرار بیشینه پرس پا و تعادل میانی_جانبی پویا	۱۵	۰/۰۸۱	۰/۳۸۰

بحث و نتیجه‌گیری

ازآنجاکه در هنگام نشستن و ایستادن کامل سطح اتکا تغییری نمی‌کند، اغلب این حالت تعادل ایستا نامیده می شود. درحالی‌که این درست نیست، چراکه کنترل قامت حتی در ایستادن کامل هم پویا محسوب می‌شود. ایستادن همواره با مقادیر کوچک از نوسانات قامتی همراه است. یکی از عواملی که به ثبات در این موقعیت کمک می‌کند، مسیر یا خط فرضی بدن است که می‌تواند تأثیر نیروهای جاذبه را به حداقل برساند. اما دومین عامل تنش عضلانی است که بدن را در پاسخ به نیروهای کششی جاذبه حفظ می‌کند و سومین یا مهم‌ترین عامل تون قامتی است. زمانی که ما می‌ایستیم، فعالیت عضلات ضد گرانش در تقابل با نیروهای گرانشی افزایش می‌یابد، که به آن تون قامتی یا وضعیتی گفته می‌شود.

در بررسی‌های بالینی، بیشترین تاکید بر تون قامتی به‌عنوان مهم‌ترین سازوکار حفظ بدن دربرابر نیروی جاذبه است. یافته‌های محققان نشان می‌دهد تعداد زیادی از عضلات بدن به طور ایزوتونیک در حین ایستادن فعال هستند (۲۱). عضلات درگیر شامل نعلی و دوقلو (به این دلیل که خط ثقل کمی جلو زانو و مچ قرار می‌گیرد)، ساقی قدامی (زمانی‌که بدن به سمت عقب نوسان دارد)، سرینی میانی، خیاطه و عضلات کمری (که از هایپر اکستنشن لگن جلوگیری می‌کنند) و راست‌کننده‌های ستون فقرات در تنه هستند (به دلیل اینکه خط ثقل در جلو ستون فقرات افتاده است). در این میان، به طور ویژه اکثر این افراد عقیده دارند که تون قامتی در قسمت تنه کلیدی‌ترین عامل کنترل ثبات قامتی طبیعی است (۲۲). بنابراین به‌لحاظ نظری روشن است که بین تعادل و قدرت عضلانی ارتباط وجود دارد. در تحقیقات گذشته نتایج متناقضی درخصوص ارتباط بین قدرت

[Downloaded from ndea10.khu.ac.ir on 2026-06-14]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1392.0.6.4.7]

و تعادل گزارش شده است که ممکن است به تفاوت در گروه‌های عضلانی برای اجرای آزمون‌های قدرت و تعادل مربوط باشد. قدرت پرس پا به عملکرد عضلات لگن و مفصل زانو نیاز دارد، اما به‌کارگیری این توانایی‌ها ممکن است بر عملکرد تعادل ایستا مؤثر نباشد. گرچه بهبود در تعادل بعد از افزایش قدرت لگن و زانو گزارش شده است (۲۳, ۲۴). یکی از شروطی که می‌تواند منجر به تفاوت در گروه‌های عضلانی شود، نوع حرکت از لحاظ زنجیره حرکتی باز و بسته است، همچنین بسته به اینکه حرکت با تحمل وزن بدن اجرا می‌شود یا خیر نیز می‌تواند اثر متفاوتی داشته باشد. قدرت تحمل وزن احتمالاً بهترین ارزیابی برای تخمین وضعیت عملکردی پایین‌تنه به علت ویژگی آن در کارهای همراه با تحمل وزن (مانند حفظ تعادل) است. بنابراین با توجه به اینکه آزمون تعادل در وضعیت زنجیره حرکتی بسته و با تحمل وزن بدن اجرا می‌شود، هدف تحقیق حاضر مقایسه قدرت حداکثر پرس پا (زنجیره حرکتی بسته بدون تحمل وزن) با قدرت حداکثر اسکوات (زنجیره حرکتی بسته با تحمل وزن) در میزان ارتباط آن‌ها با تعادل در حالت ایستا و پویا بود. نتایج بررسی‌های آماری نشان داد که در مردان بین نمرات یک تکرار بیشینه اسکوات و نمرات خطا در تعادل قدامی_خلفی ایستا و تعادل میانی–جانبی پویا ارتباط معنی‌دار منفی وجود دارد، اما بین نمرات یک تکرار بیشینه پرس پا و نمرات خطا در تعادل هیچ رابطه معنی‌داری یافت نشد. همچنین در زنان بین نمرات یک تکرار بیشینه اسکوات و نمرات خطا در تعادل قدامی_خلفی ایستا و قدامی_خلفی پویا رابطه معنی‌دار منفی وجود دارد، درحالی‌که بین نمرات یک تکرار بیشینه پرس پا و نمرات خطا در تعادل رابطه معنی‌دار وجود نداشت. در این زمینه کوستا و همکاران (۲۰۱۰) رابطه بین قدرت حداکثر و تعادل را در بین زنان یائسه و غیریائسه بررسی کردند و به این نتیجه رسیدند که در هر دو گروه حداکثر قدرت چهارسر رانی با تعادل ایستا رابطه دارد (۲۵). در مقابل مارتینز و همکاران (۲۰۱۰) قدرت پرس پا و اکستنشن زانوی افراد تمرین‌کرده را با یک تکرار بیشینه تعیین و با آزمون‌های حرکتی تعادل ایستا و پویا رابطه‌سنجی کردند. نتایج تحقیق آن‌ها نشان داد که قدرت حداکثر در حرکات مذکور رابطه تعیین‌کننده‌ای با تعادل ایستا و پویا ندارد (۲۶). مک‌کردی و لانگفورد (۲۰۰۶) درباره افراد سالم رابطه‌ای بین یک تکرار بیشینه اسکوات و تعادل ایستا نیافتند (۱۷). احتمالاً دلیل مغایرت تحقیق مک‌کردی با تحقیق حاضر، تفاوت در نوع آزمودنی و روش‌های اندازه‌گیری تعادل و قدرت است. به‌طوری‌که در تحقیق مک‌کردی آزمودنی‌ها فعال نبودند و نیز حرکت یک تکرار بیشینه اسکوات و تعادل ایستا را به صورت تک‌پا اجرا کردند.

درمقابل، وجود ارتباط بین قدرت اسکوات و بعضی نمرات تعادل را شاید بتوان به اشتراک‌های عضلانی بیشتر حرکت اسکوات با تعادل در مقایسه با پرس پا نسبت داد. عضلات درگیر در اسکوات شامل چهارسر در جلو بدن و همسترینگ، سرینی، راست‌کننده‌های ستون فقرات و ساق پا در پشت بدن هستند. درحالی‌که عضلات درگیر در پرس پا شامل عضلات چهارسرند و عضلات ساقی کمتر در آن شرکت دارند؛ همچنین عضلات پشتی_کمری در آن دخیل نیستند. عضلات درگیر در تعادل نیز به طور کلی شامل عضلات پشتی

[Downloaded from ndea10.khu.ac.ir on 2026-06-14]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1392.0.6.4.7]

بدن مانند راست‌کننده ستون فقرات و عضلات ساقی و سرینی هستند که ضد نیروی جاذبه زمین عمل می‌کنند.

در توجیه ارتباط اسکوات با تعادل قدامی_خلفی ایستا می‌توان به استراتژی‌های حفظ تعادل قدامی_خلفی اشاره کرد. در مواقعی که اختلال در تعادل بسیار کوچک و سطح اتکا نیز ثابت باشد، استراتژی مچ پا به‌کار می‌رود که مرکز جرم را به مرکز اولیه بین مفاصل مچ پا بازمی‌گرداند. برای حفظ تعادل قدامی_خلفی هم‌کوشی فعالیت عضلات و حرکات بدن لازم است. درحرکت بدن به سمت جلو، فعالیت عضلانی ۹۰ تا ۱۰۰ میلی‌ثانیه بعد از اختلال در عضله دوقلو شروع می‌شود، که با فعالیت همسترینگ ۲۰ تا ۳۰ میلی ثانیه بعد و درنهایت فعالیت عضلات ریز کمری دنبال می‌شود (۲۷). در به‌هم‌خوردن تعادل به سمت عقب، فعالیت عضلانی در عضلات پایینی، ساقی‌قدامی شروع می‌شود و با فعالیت چهارسر و عضلات شکمی ادامه می‌یابد. این استراتژی اغلب نیازمند دامنه حرکتی کامل و قدرت در مچ است. اما اگر اختلال شدیدتر و سریع‌تر باشد یا زمانی که سطح اتکا کوچک‌تر از کف پا است (برای مثال زمانی‌که روی چوب موازنه می‌ایستیم) استراتژی لگن کاربرد دارد. این استراتژی حرکت مرکز جرم را به‌وسیله تولید حرکت سریع و بزرگ در مفاصل لگن همراه با چرخش غیرمرحله‌ای در مفاصل مچ کنترل می‌کند. در اختلال تعادل به سمت جلو فعالیت عضلانی در حدود ۹۰ تا ۱۰۰ میلی‌ثانیه بعد از اختلال در عضلات شکمی شروع می‌شود و با فعالیت چهارسر ادامه می‌یابد و در حرکت به سمت عقب عضلات ریز پشتی و همسترینگ منقبض می‌شوند (۲۸). بنابراین عضلات کلیدی در تعادل ایستا عضلات ساقی هستند که در حرکت اسکوات نیز درگیرند، درحالی‌که در تعادل پویا عضلات ناحیه لگن نقش اصلی را ایفا می‌کنند.

تحقیقات اخیر نشان داده‌اند که برای بازگرداندن تعادل در جهت میانی–جانبی استراتژی‌های متفاوتی به کار می‌رود؛ به این دلیل که قسمت‌های مختلف بدن و عضلات نیازمند فعال‌سازی نیرو در مفاصل و در جهت‌های مختلف به منظور بازگرداندن تعادل هستند. برای مثال در اندام‌های تحتانی حرکت بسیار کم میانی_جانبی در مفاصل مچ و زانو امکان‌پذیر است. بنابراین مفصل لگن به طور اساسی هنگام بازگرداندن تعادل درجهت میانی_جانبی مورد استفاده قرار می‌گیرد. تحقیقات در این زمینه نشان داد که درمقابل کنترل قامتی قدامی_خلفی، کنترل میانی_جانبی تعادل اساساً در لگن و تنه نسبت به مچ صورت می‌گیرد و حرکات اولیه میانی_جانبی بدن، حرکات جانبی لگن خاصره است که نیازمند آبداکشن یک پا و آداکشن پای دیگر است (۲۹–۳۱).

نتیجه‌گیری

طبق نتایج تحقیق حاضر، قدرت حداکثر در حرکت اسکوات نسبت به قدرت حداکثر در حرکت پرس پا ارتباط بیشتری با تعادل ایستا و پویا دارد. دلیل این امر می‌تواند اشتراک‌های عضلانی باشد، به‌طوری‌که در جریان حرکت اسکوات، عضلات ثبات‌دهنده بدن نیز علاوه بر عضلات چهارسر تقویت می‌شوند.

[Downloaded from ndea10.khu.ac.ir on 2026-06-14]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1392.0.6.4.7]

منابع

1-Blackburn JT, Prentice WE, Guskiewicz KM, Busby MA. Balance and joint stability: the relative contributions of proprioception and muscular strength. Journal of Sport Rehabilitation. 2000;9(4):315-28.
2- Lee HM, Cheng CK, Liau JJ. Correlation between proprioception, muscle strength, knee laxity, and dynamic standing balance in patients with chronic anterior cruciate ligament deficiency. The Knee. 2009;16(5):387-91.
3- Hasselgren L, Olsson LL, Nyberg L. Is leg muscle strength correlated with functional balance and mobility among inpatients in geriatric rehabilitation? Archives of Gerontology and Geriatrics. 2011;52(3):e220-e5.
4- Mayer F, Schlumberger A, Van Cingel R, Henrotin Y, Laube W, Schmidtbleicher D. Training and testing in open versus closed kinetic chain. Isokinetics and Exercise Science. 2003;11(4):181-7.
5- Olivetti L, Schurr K, Sherrington C, Wallbank G, Pamphlett P, Kwan M, et al. A novel weight-bearing strengthening program during rehabilitation of older people is feasible and improves standing up more than a non-weight-bearing strengthening program: a randomised trial. Australian Journal of Physiotherapy. 2007;53(3):147.
6- Bellew JW, Yates JW, Gater DR. The initial effects of low-volume strength training on balance in untrained older men and women. Journal of Strength and Conditioning Research. 2003;17(1):121-8.
7- Hess JA, Woollacott M. Effect of high-intensity strength-training on functional measures of balance ability in balance-impaired older adults. Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics. 2005;28(8):582-90.
8- Holviala JHS, Sallinen JM, Kraemer WJ, Alen MJ, Häkkinen KKT. Effects of strength training on muscle strength characteristics, functional capabilities, and balance in middle-aged and older women. The Journal of Strength & Conditioning Research. 2006;20(2):336.
9- Granacher U, Gollhofer A, Kriemler S. Effects of Balance Training on Postural Sway, Leg Extensor Strength, and Jumping Height in Adolescents. Research Quarterly for Exercise and Sport. 2010;81(3):245-51.
10- Heitkamp H, Horstmann T, Mayer F, Weller J, Dickhuth H. Gain in strength and muscular balance after balance training. International Journal of Sports Medicine. 2001;22(4):285-90.
11- Bellew JW, Yates JW, Gater DR. The initial effects of low-volume strength training on balance in untrained older men and women. The Journal of Strength & Conditioning Research. 2003;17(1):121.
12- Roma AA, Barker S, Chiarello L, Brenneman S. Examination and Comparison of Relationships Between Strength, Balance, Fall History, and Ambulatory Function in Older Adults. Journal of Geriatric Physical Therapy. 2001;24(1):26.
13- Kligyt I, Lundy-Ekman L, Medeiros JM. Relationship between lower extremity muscle strength and dynamic balance in people post-stroke. Medicina (Kaunas). 2003;39(2):122-8.
14- Soyuer F, Mrza M. Relationship between lower extremity muscle strength and balance in multiple sclerosis. Journal of Neurological Sciences (Turkish). 2006;23(4):257-63.
15- Sinaki M, Brey RH, Hughes CA, Larson DR, Kaufman KR. Balance disorder and increased risk of falls in osteoporosis and kyphosis: significance of kyphotic posture and muscle strength. Osteoporosis international. 2005;16(8):1004-10.
16- Hsieh C, Yang SW, Hsieh L, editors. Role of Muscle Strength in Dynamic Balance for Subjects with Knee Osteoarthritis.Springer.2008.
17- McCurdy K, Langford G. The relationship between maximum unilateral squat strength and balance in young adult men and women. Journal of Sports Science and Medicine. 2006;5:282-8.
18- Torvinen S, Kannus P, Sievänen H, Järvinen TAH, Pasanen M, Kontulainen S, et al. Effect of 8-Month Vertical Whole Body Vibration on Bone, Muscle Performance, and Body Balance: A Randomized Controlled Study. Journal of Bone and Mineral Research. 2003;18(5):876-84.
19- Torvinen S, Kannus P, SievaÈnen H, JaÈrvinen TAH, Pasanen M, Kontulainen S, et al. Effect of a vibration exposure on muscular performance and body balance. Randomized cross-over study. Clinical Physiology and Functional Imaging. 2002;22(2):145-52.

[Downloaded from ndea10.khu.ac.ir on 2026-06-14]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1392.0.6.4.7]

20- Cooke WH, Carter JR. Strength training does not affect vagal–cardiac control or cardiovagal baroreflex sensitivity in young healthy subjects. European Journal of Applied Physiology. 2005;93(5):719-25.
21- DE Luca CJ. Muscle alive: their function revealed by eletromyography. Muscle alive. 1985.
22- Davies PM. Steps to follow. Springer-Verlag Berlin. 1985.
23- Judge J, Underwood M, Gennosa T. Exercise to improve gait velocity in older persons. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 1993;74(4):400.
24- Vanderhoek K, Coupland D, Parkhouse W. Effects of 32 weeks of resistance training on strength and balance in older osteopenic/osteoporotic women. Clinical Exercise Physiology. 2000;2:77-83.
25- Costa GC, Reis JG, Rosa RC, Ferreira CHJ, Volpon JB, Abreu DCC. Static balance, quadriceps strength and ankle dorsiflexor torque in fertile and post-menopausal women. Fisioterapia em Movimento (Impresso). 2010;23(4):585-91.
26- Martins A, Pereira ÉF, Teixeira CS, Corazza ST. Relationship between maximum dynamic force of inferior members and body balance in strength training apprentices. Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano. 2010;12.
27- Nashner L. Fixed patterns of rapid postural responses among leg muscles during stance. Experimental Brain Research. 1977;30(1):13-24.
28- Horak FB, Nashner LM. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. Journal of Neurophysiology. 1986;55(6):1369-81.
29- Day B ,Steiger M, Thompson P, Marsden C. Effect of vision and stance width on human body motion when standing: implications for afferent control of lateral sway. The Journal of physiology. 1993;469(1):479.
30- Kapteyn T. Afterthought about the physics and mechanics of the postural sway. Agressologie: revue internationale de physio-biologie et de pharmacologie appliquées aux effets de l'agression. 1973;14(Spec No C):27.
31- Winter DA, Prince F, Frank J, Powell C, Zabjek KF. Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. Journal of Neurophysiology. 1996;75(6):2334-43.

[Downloaded from ndea10.khu.ac.ir on 2026-06-14]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1392.0.6.4.7]